

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-149883

(P2011-149883A)

(43) 公開日 平成23年8月4日(2011.8.4)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
GO1T 1/20 (2006.01)	GO1T 1/20 F	2G088
GO1T 1/161 (2006.01)	GO1T 1/20 B	
	GO1T 1/161 C	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2010-12616 (P2010-12616)
 (22) 出願日 平成22年1月22日 (2010.1.22)

(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 304021831
 国立大学法人 千葉大学
 千葉県千葉市稲毛区弥生町1番33号
 (71) 出願人 000236436
 浜松ホトニクス株式会社
 静岡県浜松市東区市野町1126番地の1
 (74) 代理人 100080458
 弁理士 高矢 諭
 (74) 代理人 100076129
 弁理士 松山 圭佑
 (74) 代理人 100089015
 弁理士 牧野 剛博

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 放射線位置検出器の位置演算方法及び装置

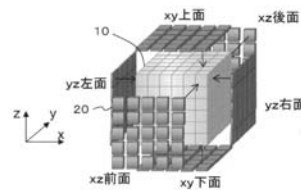
(57) 【要約】

【課題】放射線位置検出器における位置演算の精度を改善する。

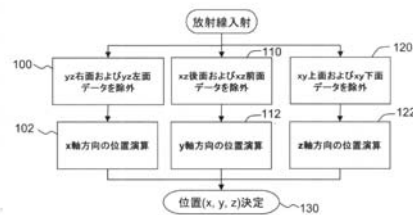
【解決手段】放射線を吸収したときに発光する、少なくとも一つの光学的に不連続な領域を有する外形が略直方体状のシンチレータブロックの隣り合う2面以上に受光素子を光学結合した放射線位置検出器の各受光素子の出力信号を演算して放射線吸収位置を特定する放射線位置検出器の位置演算において、所定面の受光素子の出力信号を、位置を特定したい軸方向に応じて変化する値で重み付けする。

【選択図】図13

(a)



(b)



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

放射線を吸収したときに発光する、少なくとも一つの光学的に不連続な領域を有する外形が略直方体状のシンチレータブロックの隣り合う 2 面以上に受光素子を光学結合した放射線位置検出器の各受光素子の出力信号を演算して放射線吸収位置を特定する放射線位置検出器の位置演算方法において、

所定面の受光素子の出力信号を、位置を特定したい軸方向に応じて変化する値で重み付けすることを特徴とする放射線位置検出器の位置演算方法。

【請求項 2】

前記重み付けの値を 0 又は 1 とすることにより、前記所定面の受光素子の出力信号を、位置を特定したい軸方向に応じて選択して位置演算を行なうことを特徴とする請求項 1 に記載の放射線位置検出器の位置演算方法。

10

【請求項 3】

前記位置演算に際して、位置を特定したい軸方向の端部に受光素子がある場合は、該軸方向と交差する面上の受光素子の出力信号を除外することを特徴とする請求項 2 に記載の放射線位置検出器の位置演算方法。

【請求項 4】

前記位置演算に際して、x 軸方向の位置決めの際は、x 軸方向両端の少なくとも一方における y z 平面上の受光素子の出力信号を除外し、y 軸方向の位置決めの際は、y 軸方向両端の少なくとも一方における x z 平面上の受光素子の出力信号を除外し、z 軸方向の位置決めの際は、z 軸方向両端の少なくとも一方における x y 平面上の受光素子の出力信号を除外することを特徴とする請求項 3 に記載の放射線位置検出器の位置演算方法。

20

【請求項 5】

放射線を吸収したときに発光する、少なくとも一つの光学的に不連続な領域を有する外形が略直方体状のシンチレータブロックの隣り合う 2 面以上に受光素子を光学結合した放射線位置検出器の各受光素子の出力信号を演算して放射線吸収位置を特定する放射線位置検出器の位置演算装置において、

所定面の受光素子の出力信号を、位置を特定したい軸方向に応じて変化する値で重み付けする手段を備えたことを特徴とする放射線位置検出器の位置演算装置。

【請求項 6】

前記重み付けの値を 0 又は 1 とすることにより、前記所定面の受光素子の出力信号を、位置を特定したい軸方向に応じて選択して位置演算を行なうことを特徴とする請求項 5 に記載の放射線位置検出器の位置演算装置。

30

【請求項 7】

前記位置演算に際して、位置を特定したい軸方向の端部に受光素子がある場合は、該軸方向と交差する面上の受光素子の出力信号を除外することを特徴とする請求項 6 に記載の放射線位置検出器の位置演算装置。

【請求項 8】

前記位置演算に際して、x 軸方向の位置決めの際は、x 軸方向両端の少なくとも一方における y z 平面上の受光素子の出力信号を除外し、y 軸方向の位置決めの際は、y 軸方向両端の少なくとも一方における x z 平面上の受光素子の出力信号を除外し、z 軸方向の位置決めの際は、z 軸方向両端の少なくとも一方における x y 平面上の受光素子の出力信号を除外することを特徴とする請求項 7 に記載の放射線位置検出器の位置演算装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、放射線を吸収したときに発光する、少なくとも一つの光学的に不連続な領域を有する外形が略直方体状のシンチレータブロックの隣り合う 2 面以上に受光素子を光学結合した放射線位置検出器の各受光素子の出力信号を演算して放射線吸収位置を特定する放射線位置検出器の位置演算方法及び装置に係り、特に、放射線を吸収した時に発光する

50

立方体もしくは直方体のシンチレータ素子を3次元配列したシンチレータブロックの表面に複数の受光素子を光学結合したDepth-of-Interaction(DOI)検出器に用いるのに好適な、放射線位置検出器の位置演算方法及び装置に関する。ここで光学的に不連続な領域とは、例えば分割されたシンチレータ素子同士の接合部の他、特開2009-270971に記載されたような、屈折率が周囲と異なる領域、光を散乱する領域、回折型レンズを構成する領域等、それにより光が進行方向を変えたり速度を変えたりする面状又は点状の領域を意味する。

【背景技術】

【0002】

従来、PET検出器用の受光素子には光電子増倍管(PMT)が用いられてきた。PMTはPET装置に組み込まれたときに被検者の側(シンチレータの上面)に位置すると放射線検出の際の散乱体となり、シンチレータの側面に結合すると放射線を検出できない領域が増してPET装置の感度が落ちるため、図1(a)に示す如く、PMT12をシンチレータ(図では細かなシンチレータ素子を配列したシンチレータブロック)10の底面のみに結合していた。シンチレータブロック10内の放射線を吸収した場所の2次元的位置特定は、底面に複数のPMT、または位置弁別型PMT(PS-PMT)12を結合し、その信号のアンガー計算によって行う。図1(b)に例示する如く、アンガー計算の結果を表した2次元(2D)位置ヒストグラム上に、吸収した位置に対応した応答が現れるが、光学的に不連続な領域を内部に持たない一塊の1個のシンチレータブロックの代わりに細かなシンチレータ素子を配列したシンチレータブロックを用いる場合、各シンチレータ素子の応答が不連続に現れ、各シンチレータ素子位置を判別しやすくなって都合がよい。

10

20

【0003】

PMTはシンチレータの底面にのみ結合するという条件の元、受光素子に対し深さ方向の位置(DOI情報)を得るためにシンチレータブロックに様々な工夫がなされた。しかし、近年、アバランシェフォトダイオード(APD)やガイガーモードAPD(製品名としてSi-PM、MPPC(Multi-Pixel Photon Counter)などとも呼ばれる)などの半導体受光素子が急速な発展を遂げ、それを受けてPS-PMTを半導体受光素子に置き換えたPET検出器の研究がなされるようになってきた。小型で薄い半導体受光素子は新たな検出器の構造も可能であり、体積の小さい半導体受光素子では、例えば、検出器の上面に配置しても散乱体となることはない。そのことを利用し、図2(a)(b)に示す如く、シンチレータブロック10の上下面に受光素子(図2(a)では上面側のフォトダイオード14と下面(底面)側のPS-PMT12、図2(b)では上下面共、位置弁別型APD16)を結合し、それらの信号の比率でDOI情報を得るDOI検出法(非特許文献1、2参照)や、図2(c)に示す如く、側面に受光素子(APD16)を結合し、その信号よりDOI方向の位置を特定するDOI検出器の研究もなされている(非特許文献3参照)。図2(c)のように側面に受光素子を接続する手法では、APD16での検出位置がそのままDOI情報となるだけでなく、シンチレータの広い面を受光素子に結合するためシンチレーション光が効率よく得られ光量の損失が少ないが、受光素子の分だけPET装置にしたときのパッキングフラクションが小さくなる。

30

40

【0004】

又、発明者らは、図2(d)に示す如く、立方体もしくは直方体のシンチレータ素子を3次元配列したシンチレータブロックの表面に複数の受光素子を光学結合したDOI検出器の研究を行っている(特許文献1、2、非特許文献4参照)。つまり、シンチレータブロック10の辺に沿った3方向をx軸、y軸、z軸とすると、xy平面、xz平面、yz平面それぞれに受光素子が配置され、受光素子信号の演算により放射線検出位置のx軸成分、y軸成分、z軸成分を決定する。シンチレータブロックが1個の光学的に不連続な領域を内部に持たない一塊のシンチレータ素子で構成されxy平面、xz平面、yz平面それぞれ1面ずつに位置弁別型でない受光素子を配置する検出器構造については、他のグループにより提案され、シミュレーションにより放射線検出位置特定の方法が考察されてい

50

る（非特許文献 5 参照）が、未だ実験データの発表はなされていない。

【 0 0 0 5 】

受光素子を配置するシンチレータブロックが小さなシンチレータ素子の 3 次元配列で構成される場合、図 3 (a) に示す如く、あるシンチレータ素子が放射線を吸収して発したシンチレーション光は、シンチレータ素子間物質とシンチレータ素子との光学的不連続特性により、そのシンチレータ素子を含む列（シンチレータ素子が立方体の場合、前後、左右、上下方向の 3 方向の列）内に多く広がる傾向がある。また、その列の両端のシンチレータ素子から得られる光量は、発光点の位置に大きく依存するが、シンチレータ素子の表面が鏡面状態の場合は、伝搬途中の光量の減衰が少ないため、たとえ端のシンチレータ素子で発したシンチレーション光であっても、その近くの受光素子より得る信号と反対側の受光素子より得る信号との差は大きくない（非特許文献 6、7 参照）。図 3 (b) は一列に配置したシンチレータブロック 10 の例であるが、シンチレータの両端に光学結合した受光素子 18 をそれぞれ A、B とすると、シンチレータの受光素子 B 側から放射線照射位置を受光素子 A 側にずらしていくと、図 3 (c) に示す如く、A と B それぞれの受光量は照射位置までの距離に比例して増減するが、図 3 (c) 左側に示すシンチレータ表面が鏡面の場合は、同じく右側に示す粗面の場合と異なり、シンチレータの端に照射しても両側の受光素子 A、B 間の出力差は小さい。放射線検出位置は受光素子 A と B の信号の出力の比で特定するため、照射位置による信号の変化量が少ないと位置識別の精度が悪くなる。つまり、検出器の位置分解能が悪くなる。ここで、シンチレータ素子間物質とは、空気や光学接着剤、あるいは、シンチレータ素子自体であるが、特開 2 0 0 9 - 2 7 0 9 7 1

10

20

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 6 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 4 - 2 7 9 0 5 7 号公報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 9 - 1 2 1 9 2 9 号公報

【 非特許文献 】

【 0 0 0 7 】

30

【 非特許文献 1 】 J. S. Huber, W. W. Moses, M. S. Andreaco, and O. Petterson, "An LSO scintillator array for a PET detector module with depth of interaction measurement," IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 48, No. 3, pp. 684-688, June 2001.

【 非特許文献 2 】 Y. Shao, R. W. Silverman, R. Farrell, L. Cirignano, R. Grazioso, K. S. Shah, G. Visser, M. Clajus, T. O. Tumer, and S. R. Cherry, "Design studies of a high resolution PET detector using APD array," IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 47, No. 3, pp. 1051-1057, June 2000.

【 非特許文献 3 】 C. S. Levin, "Design of a high-resolution and high-sensitivity scintillation crystal array for PET with nearly complete light collection," IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 49, No. 5, pp. 2236-2243, October 2002.

40

【 非特許文献 4 】 Y. Yazaki, H. Murayama, N. Inadama, A. Ohmura, H. Osada, F. Nishikido, K. Shibuya, T. Yamaya, E. Yoshida, T. Moriya, T. Yamashita, H. Kawai, "Preliminary study on a new DOI PET detector with limited number of photo-detectors," The 5th Korea-Japan Joint Meeting on Medical Physics, Sept 10-12, 2008, Jeju, Korea, YI-R2-3, 2008.

【 非特許文献 5 】 J. W. LeBlanc and R. A. Thompson, "A novel PET detector block with three dimensional hit position encoding" IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, J1-2, Portland, Oregon, 2003.

【 非特許文献 6 】 T. Umehara, H. Murayama, T. Omura, H. Ishibashi, H. Kawai, N. Inadama, T. Kasahara, N. Orita, and T. Tsuda, "Basic study on pulse height of dis

50

tribution of DOI detectors constructed of stacked crystal element," IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, M10-29, Norfolk, Virginia, 2002.

【非特許文献 7】Y. Shao, K. Meadors, R. W. Silverman, R. Farrell, L. Cirignano, R. Grazioso, K. S. Shah, and S. R. Cherry, "Dual APD array readout of LSO crystals: optimization of crystal surface treatment," IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 49, No. 3, pp. 649-654, June 2002.

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

図 1 に例示したように、シンチレータブロック 10 の 1 面に受光素子 12 が結合している従来の検出器では、放射線検出位置の特定は、複数の受光素子、または位置弁別型 PMT (PS-PMT) の位置演算の結果を表した 2D 位置ヒストグラム上で行う。図 4 (a) に示すように、シンチレーション光を複数の受光素子で検出する場合、位置演算は通常、各方向に対するアンガー計算によって行われ、例えば x 軸方向の位置演算は、以下の式で表わされる。ここで、受光点 (受光素子の位置または PS-PMT のアノードの位置) は、x 軸方向に対して n 列 (図 4 では n = 4) あるとする。

【数 1】

$$x = \sum_{i=1}^n W_{xi} \cdot S_{xi}$$

W_{xi} : x 方向の位置演算の際に i 列目の受光点の信号にかける係数

S_{xi} : x 方向に対し i 列にある受光点の信号の和

【0009】

重み付けを受光点の x の原点からの距離に比例させると、演算結果は受光点の位置に対応した分布をとる。図 4 (b) に示す如く、y 軸方向についても同様の演算をして、結果を x 軸、y 軸の座標として表したものが 2D 位置ヒストグラムであり、多くの放射線を検出しイベント数をためると、シンチレータブロックが小さなシンチレータ素子配列で構成される場合、図 4 (c) に示すように 2D 位置ヒストグラム上に各シンチレータ素子に対応した分布が現れる。この個々の分布を素子応答と呼ぶ。ここで、素子応答が重なると、それに対応する素子間の識別が不可能となり、素子サイズの検出位置分解能が保てなくなるので、各素子応答間の距離が離れているほど分離が良く、放射線を検出した素子の識別能、つまり検出位置の識別能が良いことになる。従って、2D 位置ヒストグラム上に素子応答が均一に並ぶのが良い。

【課題を解決するための手段】

【0010】

以上、従来の検出器では受光点の位置は 2 次元 (x、y) であったのに対し、発明者らが開発中の DOI 検出器のように、受光素子配置により受光点が 3 次元に分布する検出器を考える。図 5 (a) に示すように、シンチレータブロック 10 が光学的に不連続な領域を内部に持たない一塊のシンチレータで構成される場合、従来法通り x 軸に直交する両端面の受光素子を含め得られた受光素子信号 $x_1 \sim x_4$ すべてを用い、受光点の位置に対応させたアンガー計算を行うと、x 軸に直交する両端面において受光素子 (x_1 および x_4) を除去して代わりに黒紙や反射材を貼る場合に比べ放射線検出位置の特定が改善されるが、シンチレータ素子で構成されるシンチレータブロックの場合、すべての信号を用いると 2D 位置ヒストグラム上で素子応答の分離が悪くなることが分かった。

【0011】

受光点が 3 次元に分布する場合、シンチレータブロックが光学的に不連続な領域を内部に持たない一塊のシンチレータで構成される検出器では、x 軸方向の放射線検出位置特定で x 軸に直交する面の受光素子は、図 5 (b) に示す如く、シンチレータ 10 の 1 面 (底面) のみに配列した場合に受光するはずの光を手前で受光するのと等価であると考えてよい。

10

20

30

40

50

【0012】

以下、シンチレータブロックと受光素子の構成について検討する。ここでは、次のように仮定し、これを理想的条件と称する。

- (1) BGOシンチレータのようにシンチレータの屈折率大きい。
- (2) シンチレータ表面は鏡面とする。
- (3) シンチレータ内で光の吸収や散乱は無い。

【0013】

今、図6(a)に示す如く、光学的に不連続な領域を内部に持たない一塊のシンチレータブロック(モノリシックとも称する)の場合と、図6(b)に示す如く、小さなシンチレータ素子を光学的不連続の面で3次元配列してブロックを構成した3次元配列の場合を
10

【0014】

シンチレータ内での発光状態を図7(a)及び(b)に比較して示す。図7(a)に示すモノリシックの場合、シンチレーション光は広く広がるため、特に発光点が受光器から離れている場合、受光器からのD2信号はx軸方向の位置情報に鈍感であり、x軸座標は、D2信号に加えて、D1信号とD3信号の強度比を用いて割り出す。一方、図7(b)に示す3次元配列の場合、理想的条件下では、内部のシンチレータ素子を含む列(シンチレータ素子が立方体の場合、前後、左右、上下方向の3方向の列)に沿って、シンチレーション光が広がらずに直線的に伝わる。すなわち、D1信号とD3信号はx軸方向の位置情報に鈍感であるため、x軸座標は、D2信号とD4信号を用いて割り出すこととなる。
20

【0015】

即ち、理想的条件下において、モノリシックと3次元配列には、次のような違いがある(非特許文献5参照)。

- (1) モノリシックは、主に各座標ごとに直交する受光素子信号で演算する。
- (2) 3次元配列では、各座標ごとに、その軸方向の受光素子で演算する。
- (3) すなわち、モノリシックと3次元配列は、両極端の位置演算となっている。

【0016】

これに対し、理想的条件下ではなく現実の条件下において、3次元配列は、図8に示す如く、次のような違いがある。

- (1) シンチレータ素子の属する列以外の受光素子にも光が分配される。
30
- (2) 光の配分のされ方がシンチレータ素子の配置に依存する。
- (3) 理想的条件下での3次元配列とモノリシックとの混合である。

【0017】

3次元配列の利点は次のとおりである。

- (1) 一様な放射線照射で、個別のシンチレータ素子に対応する不連続な計数ピークが得られるため、位置の校正がし易く、保守が容易である。
- (2) 計数ピークのカウントは、シンチレータ素子の容積で物理的に規格化がされている。
- (3) 電子回路系の変動に対する性能の劣化を、比較的強く抑えることができる。
- (4) 6面を覆う受光器を、多数の小型受光素子と反射材との混合2次元配列に変更した場合、モノリシックでは反射材からの雑多な散乱光により、中央の位置弁別性能は大幅に低下すると考えられるが、3次元配列方式では、反射光の方向が3次元配列の光学的不連続性によって制限されるため、発光素子の判別性能に大きな影響を与えない。
40

【0018】

簡単のため、受光素子は $6 \times 6 \times 6$ の3次元結晶素子配列の各結晶素子に1つずつ結合しているものとする。x方向に対してアングラー計算を行う場合、図9(a)に示すようにx-y平面とx-z平面の受光素子はx軸方向の受光点の位置としてはx1~x6に区別される。そしてx軸方向に直交するy-z平面のx軸方向両端のy-z左面とy-z右面の受光素子の出力信号は、それぞれx1またはx6に相当する位置情報であるため、それぞれx1またはx6に含まれることになると考える。図3(a)に示したように、例えば図9(a)
50

のシンチレータ素子Aで発光したシンチレーション光は、シンチレータ列に沿って広がる傾向にある。x、y、z軸方向にそれぞれシンチレーション光が1/3ずつ広がるとすると、図9(b)に示すように、シンチレータ素子Aの位置するx5の他に、x6だけでなく、x5の位置と関係のないx1にも信号が出ることになる。その状態での位置演算の結果は中央に寄りx軸方向の素子識別能を劣化させる。つまり、シンチレータ素子間物質による光広がり制御によって、シンチレータ素子Aからy軸方向(図の上下方向)とz軸方向(図の前後方向)に伝搬する光により、シンチレータ素子サイズに相当する位置分解能が得られるのに対し、x軸方向(図の左右方向)に伝搬する光の比率により求まる位置分解能が前述のように劣る傾向にあることにより、全ての信号を用いた位置演算では分解能が劣ることになる。

10

【0019】

したがって、図10に示す如く、位置演算の際にはx軸方向に伝搬する光を受光するx軸方向両端の2つのyz平面に結合する受光素子の信号を故意に除外することにより、分解能の劣化を防ぐことができる。より明らかなのは図9(c)に示すように端のシンチレータ素子Bで検出した場合であり、x1の信号を位置演算に用いると、応答がx1側に引き寄せられ、隣の列のシンチレータ素子Aの応答との分離が悪くなる。そこで、このように両端面x1、x6の出力信号しか無い場合は、出力信号が小さいyz左面の受光素子の信号を除外する。

【0020】

従来は、正確に放射線検出位置を決定するためには得られた信号のすべてを用いて演算するのが常識とされてきたが、本発明手法では3次元それぞれの軸方向の位置決めの際に一部の信号を使用しないで演算する点に特徴がある。ただし、使用しない信号は各軸方向の演算で異なるため、不必要な受光素子信号はなく、すべての信号がそれぞれ2方向の位置演算に使用されることになる。なお、検出する放射線のエネルギーやシンチレータの種類、シンチレータおよびシンチレータブロック全体の光学的条件などによっては、完全に除外することなく、低い値を重み係数として乗算して信号値を残すこともできる。

20

【0021】

本発明は、上記知見に基づいてなされたもので、放射線を吸収したときに発光する、少なくとも一つの光学的に不連続な領域を有する外形が略直方体状のシンチレータブロックの隣り合う2面以上に受光素子を光学結合した放射線位置検出器の各受光素子の出力信号を演算して放射線吸収位置を特定する放射線位置検出器の位置演算方法において、所定面の受光素子の出力信号を、位置を特定したい軸方向に応じて変化する値で重み付けするようにしたものである。

30

【0022】

ここで、前記重み付けの値を0又は1とすることにより、前記所定面の受光素子の出力信号を、位置を特定したい軸方向に応じて選択して位置演算を行なうようにすることができる。なお、重み付けや選択は、位置演算の前だけでなく、途中で行っても良い。

【0023】

又、前記位置演算に際して、位置を特定したい軸方向の端部に受光素子がある場合は、該軸方向と交差する面上の受光素子の出力信号を除外することができる。

40

【0024】

又、前記位置演算に際して、x軸方向の位置決めの際は、x軸方向両端の少なくとも一方におけるyz平面上の受光素子の出力信号を除外し、y軸方向の位置決めの際は、y軸方向両端の少なくとも一方におけるxz平面上の受光素子の出力信号を除外し、z軸方向の位置決めの際は、z軸方向両端の少なくとも一方におけるxy平面上の受光素子の出力信号を除外することができる。

【0025】

本発明は、又、放射線を吸収したときに発光する、少なくとも一つの光学的に不連続な領域を有する外形が略直方体状のシンチレータブロックの隣り合う2面以上に受光素子を光学結合した放射線位置検出器の各受光素子の出力信号を演算して放射線吸収位置を特定

50

する放射線位置検出器の位置演算装置において、所定面の受光素子の出力信号を、位置を特定したい軸方向に応じて変化する値で重み付けする手段を備えた放射線位置検出器の位置演算装置を提供するものである。

【0026】

以下、シンチレータブロックの表面6面でxy面に平行な2面をxy上面、xy下面、xz面に平行な2面をxz後面、xz前面、yz面に平行な2面をyz右面、yz左面とし、ここでは、6面に受光素子が配置されている前提で説明する。なお、各面それぞれ受光点（受光素子の位置またはPS-PMTのアノードの位置）はj（j=x,y,z）方向に対して n_{Aj} 列あるとする（A=1（xy上面）、2（xy下面）、3（xz後面）、4（xz前面）、5（yz右面）、6（yz左面））。

10

【0027】

本発明では、面A上の受光素子信号群 S_A から求められる放射線位置j（j=x,y,z）は、j方向の位置演算を表す関数を $f_j()$ とすると、

$j = f_j(C_{j,1} \times S_1, C_{j,2} \times S_2, C_{j,3} \times S_3, C_{j,4} \times S_4, C_{j,5} \times S_5, C_{j,6} \times S_6)$
となる。

【0028】

ここで、 $C_{j,A}$ ：j方向の位置演算をする際のA面への重み係数であり、各面への重み係数が求める位置方向jによって異なる点が最大の特徴となる。

【0029】

各面への重み係数の例を以下に示す。

20

【0030】

例えば図11に示す受光素子配置でx方向の位置演算をする場合、x軸に直交する面の信号を使わないとすると各面への重み係数は、

$$C_{x,1} = 1, C_{x,2} = 1, C_{x,3} = 1, C_{x,4} = 1, C_{x,5} = 0, C_{x,6} = 0$$

となる。同様に、y方向の位置演算にはy軸に直交する面の信号を使わず、z方向の位置演算にはz軸に直交する面の信号を使わないとすると、

$$C_{y,1} = 1, C_{y,2} = 1, C_{y,3} = 0, C_{y,4} = 0, C_{y,5} = 1, C_{y,6} = 1$$

$$C_{z,1} = 0, C_{z,2} = 0, C_{z,3} = 1, C_{z,4} = 1, C_{z,5} = 1, C_{z,6} = 1$$

となる。

30

【0031】

$f_j()$ は、問わないが、一般的なアンガー計算法を用いる場合、本発明による位置演算は、以下で表される。

【数2】

$$j = \sum_{A=1}^6 C_{j,A} \sum_{i=1}^{n_{Aj}} W_{Aji} \cdot S_{Aji}$$

$$= C_{j,1} \sum_{i=1}^{n_{1j}} W_{1ji} \cdot S_{1ji} + C_{j,2} \sum_{i=1}^{n_{2j}} W_{2ji} \cdot S_{2ji} + C_{j,3} \sum_{i=1}^{n_{3j}} W_{3ji} \cdot S_{3ji}$$

$$+ C_{j,4} \sum_{i=1}^{n_{4j}} W_{4ji} \cdot S_{4ji} + C_{j,5} \sum_{i=1}^{n_{5j}} W_{5ji} \cdot S_{5ji} + C_{j,6} \sum_{i=1}^{n_{6j}} W_{6ji} \cdot S_{6ji}$$

W_{Aji} ：面Aでのj方向の位置演算の際にi列目の受光点の信号にかける係数

S_{Aji} ：面Aでj方向に対しi列にある受光点の信号の和

40

【0032】

使用する4面の受光素子について、列の数nは、

$$n_1 \times = 5, n_2 \times = 4, n_3 \times = (4) (\text{図では不明}), n_4 \times = 4$$

となる。

【0033】

したがって、例えばWを受光素子の位置を比例的に表した係数とすると、x方向の位置

50

x は次式で計算される。

【数 3】

$$\begin{aligned}
 x &= C_{x,A} \sum_{i=1}^{n_{Ax}} W_{Ax_i} \cdot S_{Ax_i} \\
 &= \sum_{i=1}^5 W_{1xi} \cdot S_{1xi} + \sum_{i=1}^4 W_{2xi} \cdot S_{2xi} + \sum_{i=1}^4 W_{3xi} \cdot S_{3xi} \\
 &\quad + \sum_{i=1}^4 W_{4xi} \cdot S_{4xi}
 \end{aligned}$$

10

$$\begin{aligned}
 &= \{ 1/5 \cdot (s_1+s_6+s_{11}) + 2/5 \cdot (s_2+s_7+s_{12}) + 3/5 \cdot (s_3+s_8+s_{13}) + 4/5 \cdot (s_4+s_9+s_{14}) \\
 &\quad + 1 \cdot (s_5+s_{10}+s_{15}) \} \\
 &+ \{ 1/4 \cdot (s_{16}+s_{20}+s_{24}+s_{28}) + 2/4 \cdot (s_{17}+s_{21}+s_{25}+s_{29}) + 3/4 \cdot \\
 &\quad (s_{18}+s_{22}+s_{26}+s_{30}) + 1 \cdot (s_{19}+s_{23}+s_{27}+s_{31}) \} \\
 &+ \{ 1/4 \cdot (s_{32}+s_{36}+s_{40}+s_{44}) + 2/4 \cdot (s_{33}+s_{37}+s_{41}+s_{45}) + 3/4 \cdot \\
 &\quad (s_{34}+s_{38}+s_{42}+s_{46}) + 1 \cdot (s_{35}+s_{39}+s_{43}+s_{47}) \} \\
 &+ \{ 1/4 \cdot (s_{48}+s_{52}+s_{56}+s_{60}) + 2/4 \cdot (s_{49}+s_{53}+s_{57}+s_{61}) + 3/4 \cdot \\
 &\quad (s_{50}+s_{54}+s_{58}+s_{62}) + 1 \cdot (s_{51}+s_{55}+s_{59}+s_{63}) \}
 \end{aligned}$$

20

【0034】

ここで、 S_N は、図12に示される受光素子番号Nの出力である。図12において、見えないxz後面($A=3$)とyz左面($A=6$)には、それぞれ 4×4 と 2×2 の受光素子配置を仮定している。

【発明の効果】

【0035】

シンチレータブロックが光学的に不連続な領域を内部に持たない一塊のシンチレータで構成される場合、位置演算ではシンチレーション光の広がった先の受光素子信号が影響することになる。発光位置から離れるほど光量は減衰し、統計誤差が大きくなる。シンチレータブロックをシンチレータ素子または同等の光学条件により構成することで、光の広がりが抑制され、統計誤差の少ない信号が得られる。従来は、受光素子の3次元配置でもシンチレータブロックが光学的に不連続な領域を内部に持たない一塊のシンチレータの場合と同じ計算をすることにより、その利点が活かされなかったが、本発明手法により放射線検出位置特定のパフォーマンスが改善された。

30

【0036】

本発明は、受光素子の出力信号を、求めたい位置方向に応じて異なる重み付け又は選択するという新たな発想に基づくだけであり、新たな技術を導入したり処理を複雑にしたりすることなしに素子識別能の向上が可能となる。

【0037】

また、本発明手法は、PS-PMTなど半導体受光素子以外の受光素子を3次元配列にした放射線検出器に対しても適用可能である。

40

また、本発明手法による効果は、アンガー計算による位置演算に限ったものではなく、最尤推定による位置演算法など、多様な放射線位置演算法に適用できる。

【図面の簡単な説明】

【0038】

【図1】(a)シンチレータブロックを用いた従来の検出器の一例の斜視図、及び(b)その2次元(2D)位置ヒストグラムを示す図

【図2】従来のDOI検出器の様々な例を示す斜視図

【図3】(a)シンチレータの3次元配列内の光広がりを示す斜視図、(b)一連のシン

50

チレータ内の光の伝搬を示す図、及び(c)シンチレータの表面状態が鏡面の場合と粗面の場合の両端の受光素子の受光量を比較して示す図

【図4】アンガー計算の説明図

【図5】シンチレータブロックが1個のシンチレータで構成される場合の受光についての説明図

【図6】シンチレータブロックが(a)モノリシックの場合と(b)3次元配列の場合の検出器を比較して示す図

【図7】同じく、シンチレータ内での発光を比較して示す図

【図8】同じく、現実の3次元配列の光の状態を示す図

【図9】細かなシンチレータ素子の3次元配列で構成されるシンチレータブロックの全表面に受光素子を結合させた場合の位置演算を示す図

【図10】同じく本発明による位置演算の例を示す図

【図11】同じく本発明による位置演算方法の一例を示す説明図

【図12】同じく本発明による位置演算方法の具体例を示す説明図

【図13】本発明の第1実施形態における(a)検出器の構成、及び、(b)位置演算方法を示す図

【図14】本発明の第2実施形態における検出器の構成を示す図

【図15】(a)位置演算に全信号を用いた場合(従来)と(b)選択した信号を用いた場合(本発明)の2D位置ヒストグラム(シミュレーション)を比較して示す図

【図16】(a)位置演算に全信号を使用した場合(従来)と(b)選択した信号を用いた場合(本発明)の中央と端のシンチレータ素子列の応答のプロファイルとpeak-to-valleyの値、及び、(c)(a)と(b)に示されている中央の応答のプロファイルのピーク位置を互いに合わせたものを示す図

【図17】実験のセットアップを示す図

【図18】実験により得られた、(a)位置演算に全信号を用いた場合(従来)と(b)選択した信号を用いた場合(本発明)の2D位置ヒストグラムを比較して示す図

【発明を実施するための形態】

【0039】

以下図面を参照して、本発明の実施形態を詳細に説明する。

【0040】

本発明の第1実施形態は、図13(a)に示す如く、立方体のシンチレータ素子を3次元配列したシンチレータブロック10の全表面に複数の受光素子20を光学結合したDOI検出器において、図13(b)にフローを示す如く、x軸方向の位置を演算をする際には、x軸方向両端におけるyz平面であるyz右面及びyz左面のデータを除外して(ステップ100)、x軸方向の位置xを演算し(ステップ102)、y軸方向の位置を演算する際には、y軸方向両端におけるxz平面であるxz後面及びxz前面のデータを除外して(ステップ110)、y軸方向の位置yを演算し(ステップ112)、z軸方向の位置を演算する際には、z軸方向の両端面であるxy上面及びxy下面のデータを除外して(ステップ120)、z軸方向の演算する(ステップ122)ことにより、位置(x、y、z)を決定する(ステップ130)ようにしたものである。

【0041】

なお、受光素子は、図14に示す第2実施形態の如く、まばらに配置されていてもよい。

【実施例】

【0042】

本発明手法を受光素子が全表面に配設されたDOI検出器で実施し、計算機シミュレーションと実験の両方で検証した。3.0×3.0×3.0mm³のLGSO結晶(Lu_{1.8}Gd_{0.2}SiO₅:Ce、日立化成工業社製)を6×6×6に配列し、各面の図2(d)に示す9カ所に受光部を設けた。¹³⁷Cs線源からの放射線をx、y、zの3方向から一様照射し、得られた計54カ所からの受光素子信号を用いて3次元の位置演算を行い、特定

10

20

30

40

50

の断面における2D位置ヒストグラム上で素子識別能を評価した。受光素子以外は反射材で覆った。配列内のシンチレータ素子間は空気で、反射材には反射率98%の鏡面反射フィルムを用いた。

【0043】

図15(a)、(b)は、計算機シミュレーションによる結果であり、(a)全受光素子信号を用いて計算した場合(従来)と、(b)x軸方向の位置決めの際には、x軸方向両端におけるyz平面上の受光素子の信号を除外し、y軸方向の位置決めの際には、y軸方向両端におけるxz平面上の受光素子の信号を除外して計算した場合(本発明)の、xy平面についての2D位置ヒストグラムである。選んだ信号を除外することにより、図15(b)に示すように、素子識別能が回復していることがわかる。

10

【0044】

図16(a)、(b)は、それぞれ図15(a)(全信号使用)と図15(b)(信号を選択)の中央と端のシンチレータ素子列の応答のプロファイルであり、どの位置の応答も信号を選択することによりpeak-to-valleyの値が下がりシンチレータ素子の識別能が向上していることが示されている。図16(c)は、図16(a)と(b)に示されている中央の応答のプロファイルを、ピーク位置が互いに合うように縮尺調整したのちに重ねあわせたものである。この図で、信号を選択した場合に応答の重なりが改善していることにより、本発明による位置弁別能の改善効果が定量的に示された。

【0045】

実験は半導体受光素子の代わりにPS-PMT12を用い、図17(a)に示すようにシンチレータブロック10の各表面に配置した。受光素子は反射材22によって受光面を制限することで、半導体受光素子をタイル状に配置した場合と等価な状態を実現した。具体的には、9か所の受光部に相当する場所の反射材22に穴をあけ、その穴からのみ光が受光されるようにした。PS-PMT12が大きく、隣のPS-PMTとぶつかるため、図17(b)に示す如く、シンチレータ表面にはライトガイド24を用いて間接的に結合した。得られた結果を図18に示す。ライトガイドの導入により光量の損失はやむを得ないが、2D位置ヒストグラム上で素子識別が可能であるので、比較実験としてはライトガイドの影響は無視してよい。図18(a)が全ての信号で演算した従来法による結果、図18(b)が信号の選択をした本発明法による結果であり、実験によっても本発明による素子識別能の向上が示された。

20

30

【0046】

なお、前記実施形態では、放射線位置検出器として、受光素子が全表面に配設されたDOI検出器が用いられていたが、放射線位置検出器の種類は、これに限定されず、受光素子が、直交する2面、又は3~5面に配設されていてもよい。位置決め方向も3軸方向に限定されず、例えばxyの2軸方向であっても良い。

【0047】

又、シンチレータブロックも、立方体のシンチレータ素子を3次元配列したものに限定されず、直方体のシンチレータ素子を3次元配列したものや、特開2001-28371号公報や特開2009-270971号公報に記載されているように、結晶成長法やレーザー光等を用いて、他の方法で光学的不連続部分が形成されたものであっても良い。直方体も当然完全な直方体である必要はなく、略直方体であればよい。光学的不連続部分による分割数も限定されない。

40

【0048】

更に、位置計算も、アンガー計算以外に、最尤推定法等、他の計算手法を用いても良い。

【0049】

適用対象もPET検出器に限定されず、SPECT検出器やガンマカメラであってもよい。

【0050】

又、深さ方向の位置検出を行わないDOI以外の検出器にも同様に適用できる。

50

【産業上の利用可能性】

【0051】

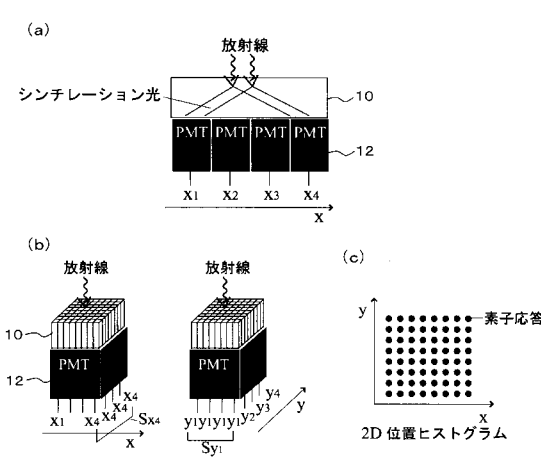
本発明に係る放射線位置検出器の位置演算方法は、PET検出器、SPECT検出器、ガンマカメラ等の放射線吸収位置の演算に用いることができる。

【符号の説明】

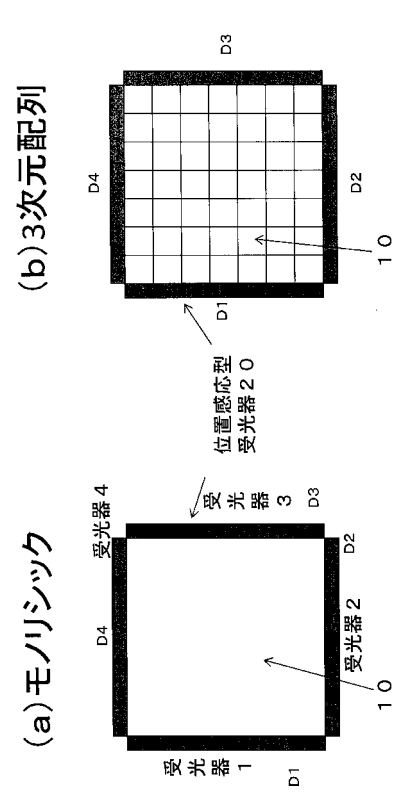
【0052】

- 10 ... シンチレータブロック
- 12 ... PS - PMT
- 20 ... 位置感応型受光素子
- 22 ... 反射材
- 24 ... ライトガイド

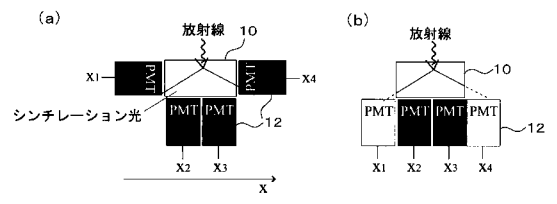
【図4】



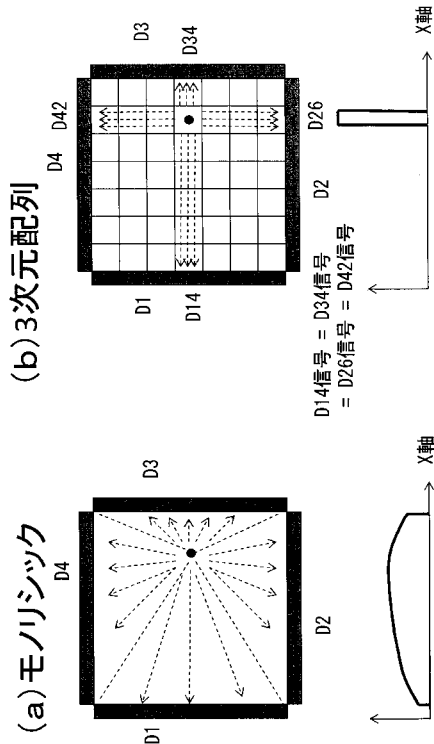
【図6】



【図5】

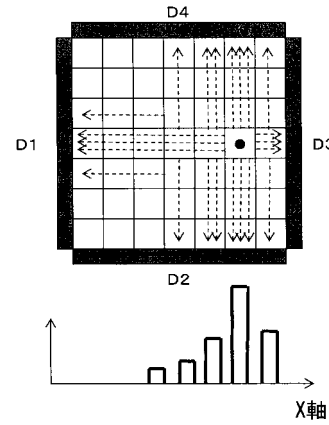


【 図 7 】

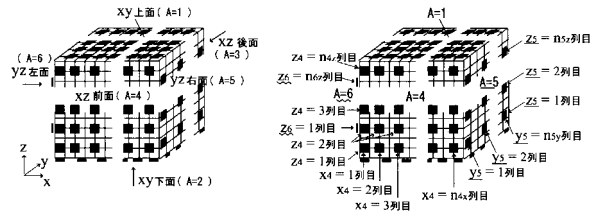


【 図 8 】

現実の3次元配列

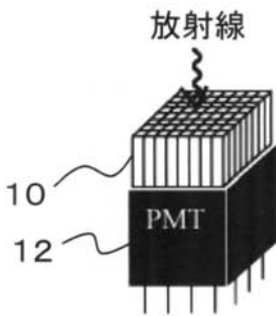


【 図 1 1 】

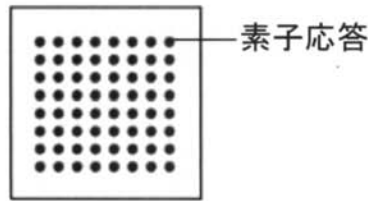


【 図 1 】

(a)

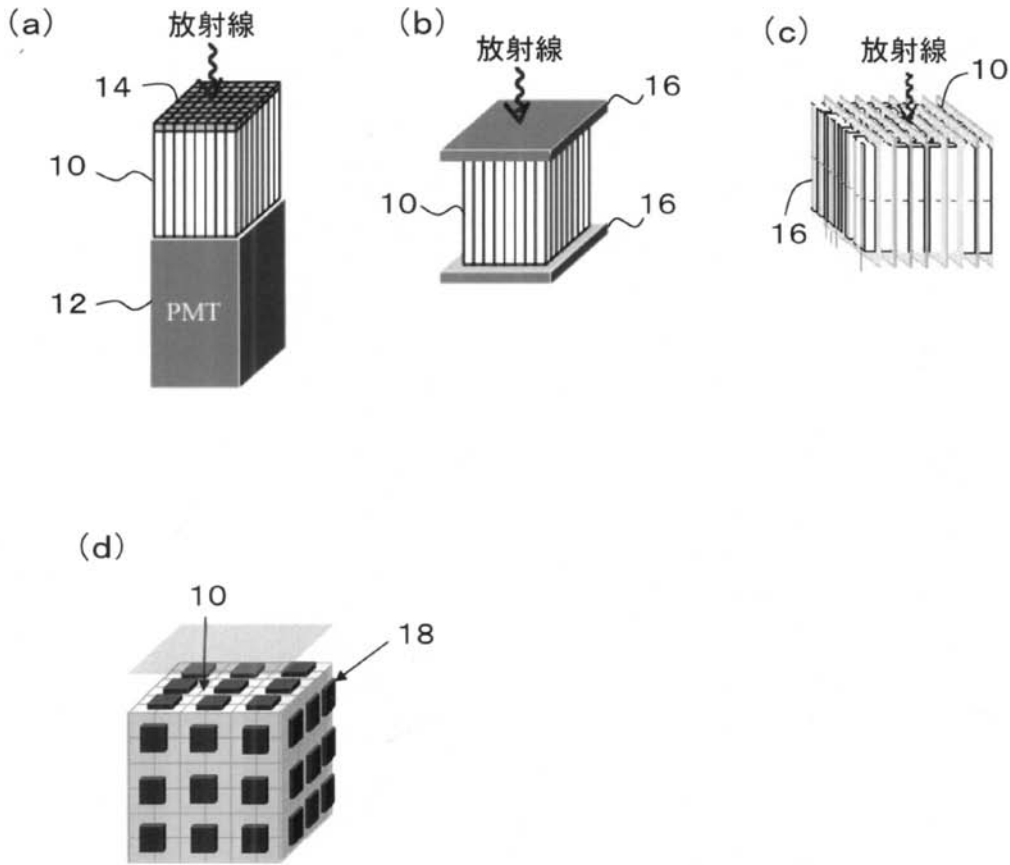


(b)



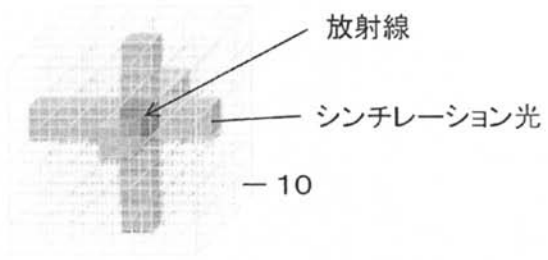
2D位置ヒストグラム

【 図 2 】

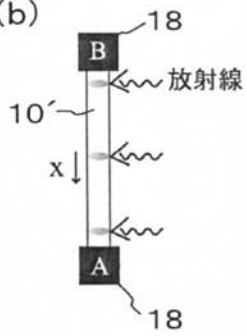


【図3】

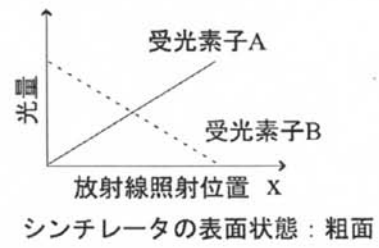
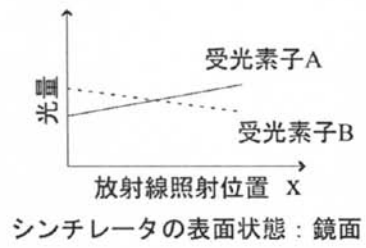
(a)



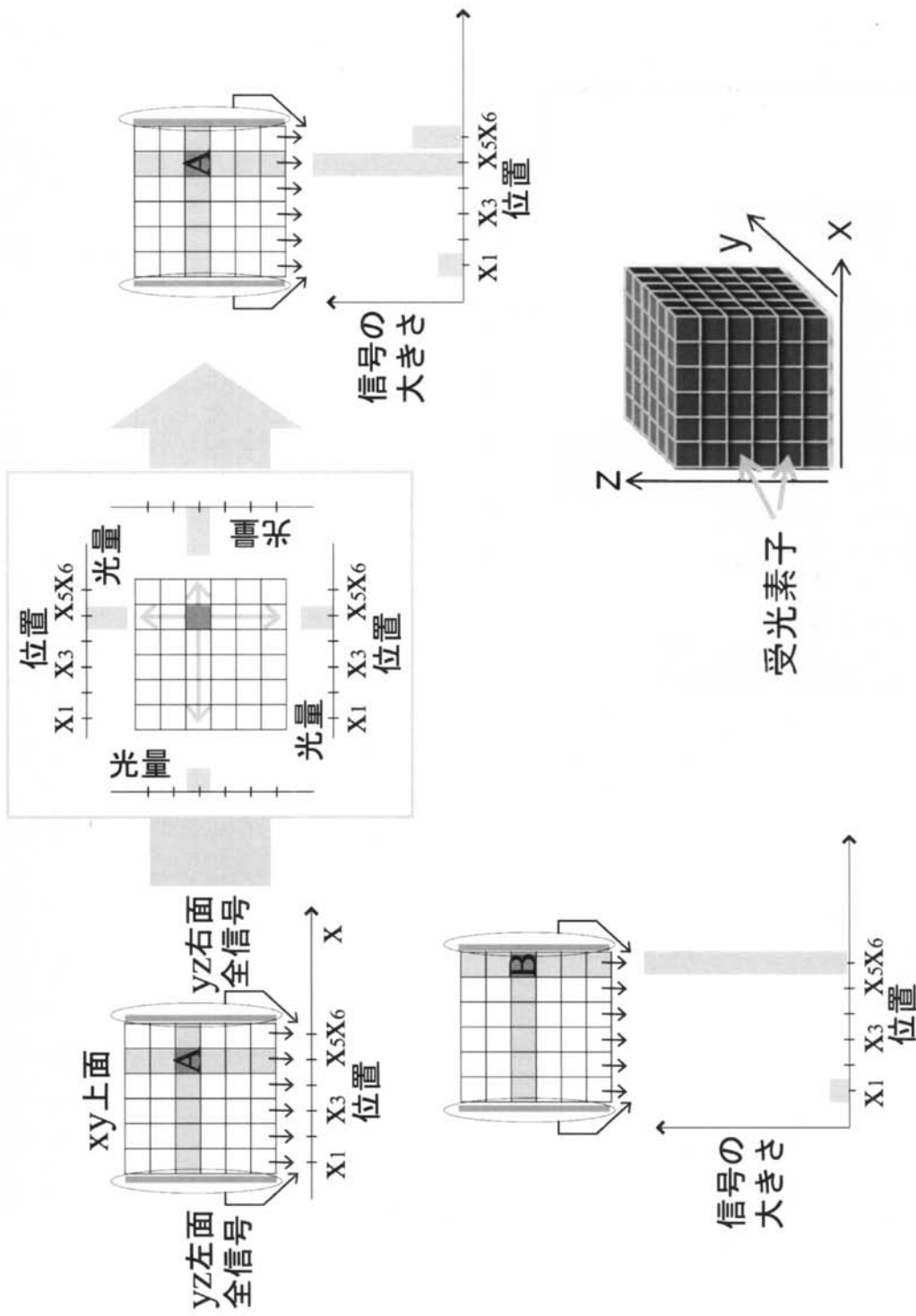
(b)



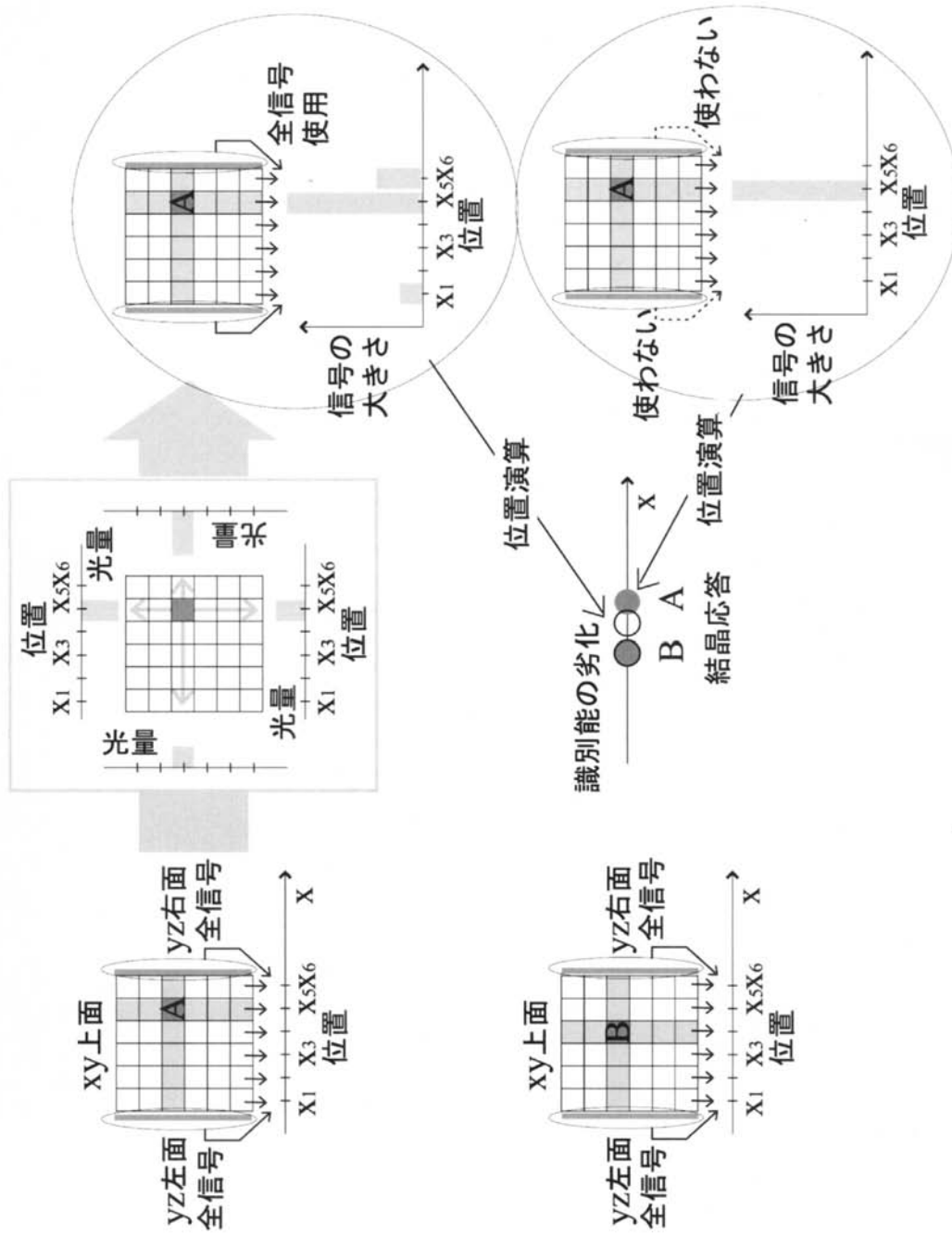
(c)



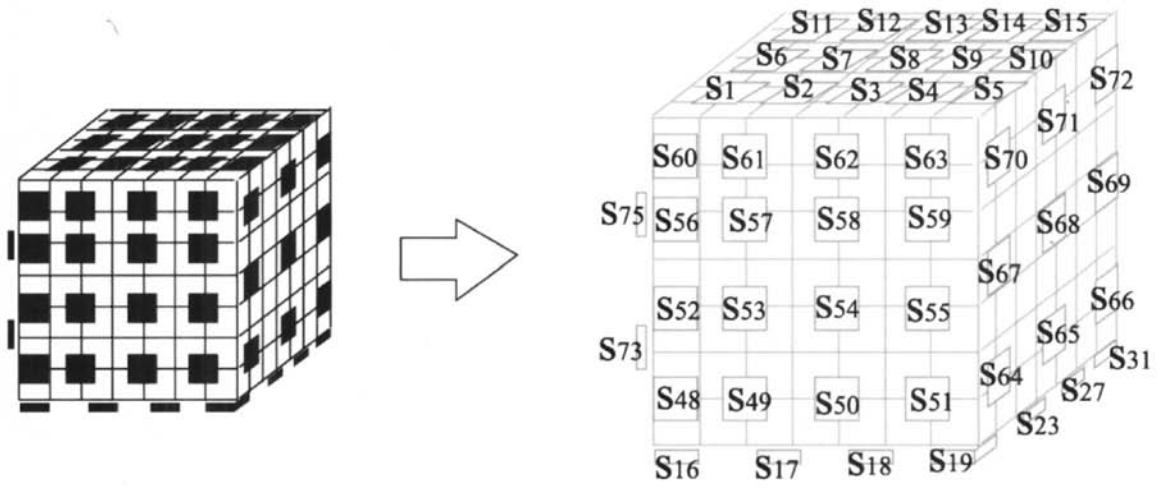
【 図 9 】



【図10】

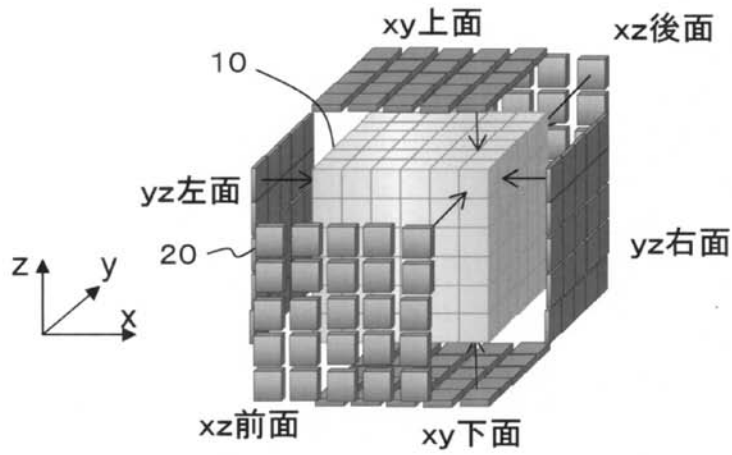


【 図 1 2 】

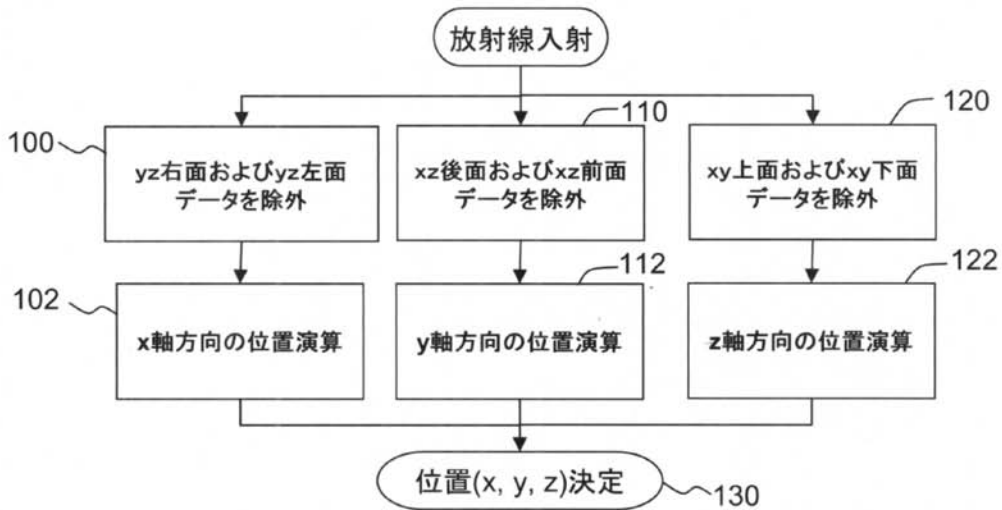


【図 13】

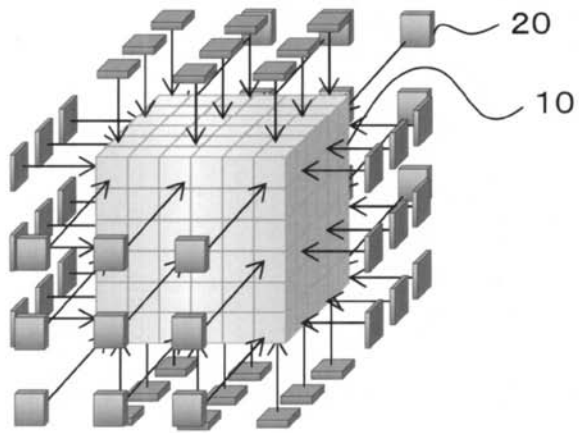
(a)



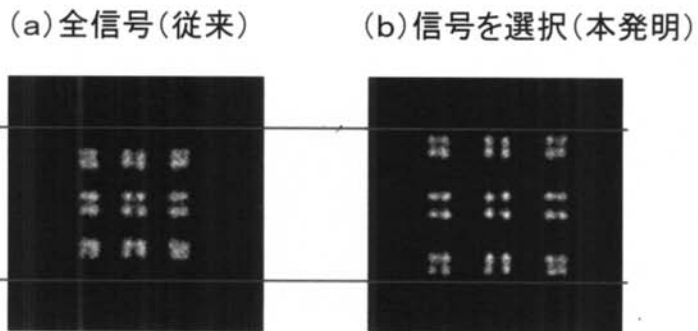
(b)



【図 1 4】

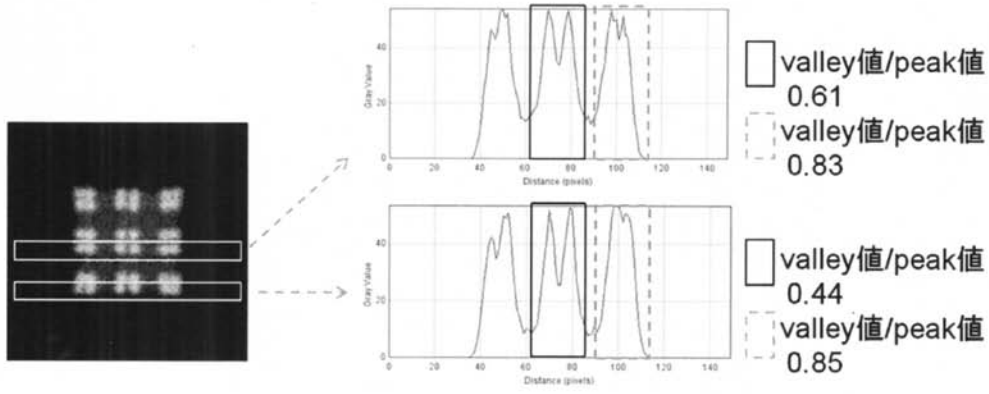


【図 1 5】

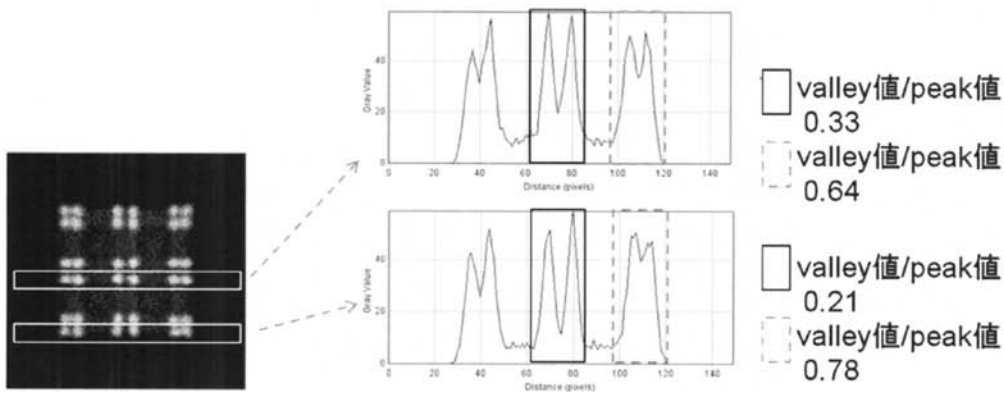


【 図 1 6 】

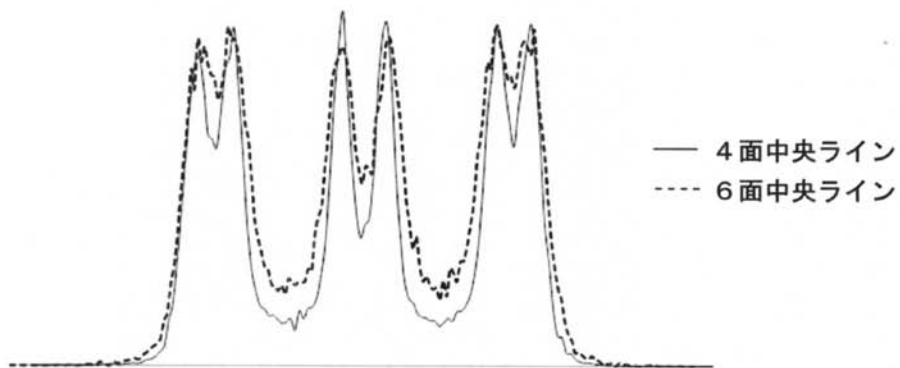
(a)



(b)

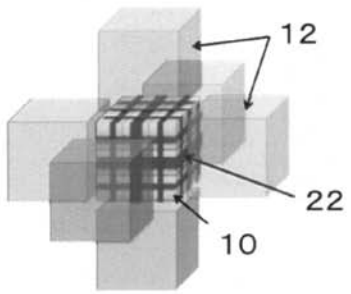


(c)

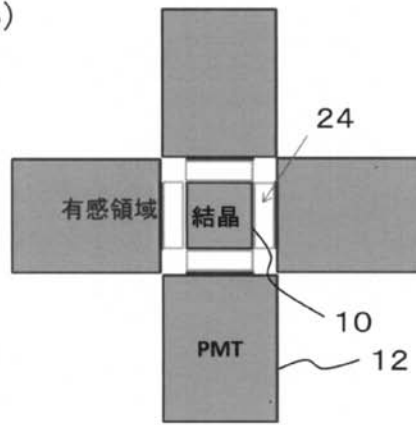


【図17】

(a)



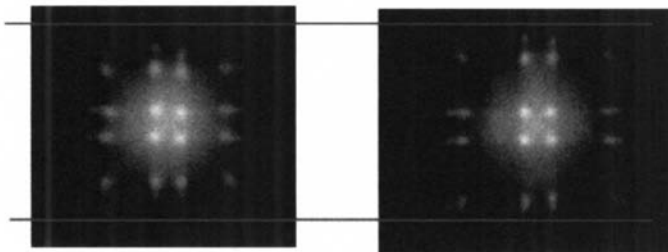
(b)



【図18】

(a) 全信号(従来)

(b) 信号を選択(本発明)



フロントページの続き

- (72)発明者 稲玉 直子
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
- (72)発明者 村山 秀雄
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
- (72)発明者 澁谷 憲悟
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
- (72)発明者 山谷 泰賀
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
- (72)発明者 菅 幹生
千葉県千葉市稲毛区弥生町1番33号 国立大学法人千葉大学内
- (72)発明者 羽石 秀昭
千葉県千葉市稲毛区弥生町1番33号 国立大学法人千葉大学内
- (72)発明者 渡辺 光男
静岡県浜松市東区市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会社内
- Fターム(参考) 2G088 EE01 FF18 GG16 GG18 JJ06 KK22 KK35