

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02011/121707

発行日 平成25年7月4日(2013.7.4)

(43) 国際公開日 平成23年10月6日(2011.10.6)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
GO 1 T 1/20 (2006.01)	GO 1 T 1/20 B	2 G 0 8 8
GO 1 T 1/161 (2006.01)	GO 1 T 1/20 G	2 G 1 8 8
	GO 1 T 1/20 D	4 C 1 8 8
	GO 1 T 1/161 C	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

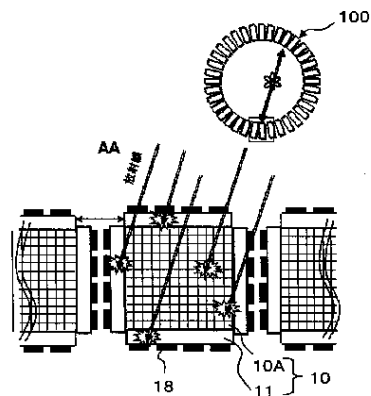
出願番号 特願2012-507937 (P2012-507937)	(71) 出願人 301032942
(21) 国際出願番号 PCT/JP2010/055588	独立行政法人放射線医学総合研究所
(22) 国際出願日 平成22年3月29日(2010.3.29)	千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号
(81) 指定国 AP (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OA (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW	(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
	(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 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 3次元放射線位置検出器、及び、その検出位置特定方法

(57) 【要約】

シンチレータ・ブロックの表面に受光素子を3次元に配置し、検出器内で放射線を検出した位置を3次元的に読み出すことができる3次元放射線位置検出器において、光の拡散方向を制限して3軸方向に導くための、光学的に不連続な領域を有する中央部分、及び、該中央部分の外側に配設された、光の拡散方向を制限しない外側部分を含むシンチレータ・ブロックと、該シンチレータ・ブロック外周の少なくとも2面に配設された受光素子とを備え、発光位置を3次元で特定することにより、内部のシンチレータ素子が受光素子より小さい場合であっても、位置弁別性能の劣化を防ぐ。

【図7】



AA RADIATION

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

光の拡散方向を制限して 3 軸方向に導くための、光学的に不連続な領域を有する中央部分、及び、該中央部分の外側に配設された、光の拡散方向を制限しない外側部分を含むシンチレータ・ブロックと、

該シンチレータ・ブロック外周の少なくとも 2 面に配設された受光素子とを備え、  
発光位置を 3 次元で特定することを特徴とする 3 次元放射線位置検出器。

**【請求項 2】**

前記外側部分及び受光素子が、シンチレータ・ブロックの外周の全ての面に配設されている請求項 1 に記載の 3 次元放射線位置検出器。

10

**【請求項 3】**

前記外側部分及び受光素子が、シンチレータ・ブロックの外周の一部の面に配設されている請求項 1 に記載の 3 次元放射線位置検出器。

**【請求項 4】**

前記中央部分が、複数のシンチレータ素子が配列されてなり、前記外側部分が、シンチレータ・プレートでなる請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の 3 次元放射線位置検出器。

**【請求項 5】**

前記中央部分が、光学的に不連続な領域が内部に形成された一塊のシンチレータでなり、前記外側部分が、シンチレータ・プレートでなる請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の 3 次元放射線位置検出器。

20

**【請求項 6】**

前記シンチレータ・プレート同士の接触面に反射材が挿入されている請求項 4 又は 5 に記載の 3 次元放射線位置検出器。

**【請求項 7】**

前記シンチレータ・プレート同士が接触しないようにされている請求項 4 又は 5 に記載の 3 次元放射線位置検出器。

**【請求項 8】**

前記中央部分及び外側部分が、単一のシンチレータでなる請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の 3 次元放射線位置検出器。

**【請求項 9】**

請求項 4 乃至 7 のいずれかに記載の 3 次元放射線位置検出器であって、中央部分と外側部分に異なる種類のシンチレータを用いた 3 次元放射線位置検出器の検出位置特定に際して、

30

受光信号の波形弁別により、中央部分による受光か、外側部分による受光かを識別し、  
中央部分による受光の場合は、中央部分用の位置演算を行ない、

外側部分による受光の場合は、外側部分用の位置演算を行なうことを特徴とする 3 次元放射線位置検出器の検出位置特定方法。

**【請求項 10】**

請求項 1 乃至 8 のいずれかに記載の 3 次元放射線位置検出器の検出位置特定に際して、  
それぞれの受光素子から出る受光信号の強度比が異なることにより、中央部分による受光か、外側部分による受光かを識別し、

40

中央部分による受光の場合は、中央部分用の位置演算を行ない、

外側部分による受光の場合は、外側部分用の位置演算を行なうことを特徴とする 3 次元放射線位置検出器の検出位置特定方法。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、3 次元放射線位置検出器、及び、その検出位置特定方法に係り、特に、放射線を吸収したときに発光する立方体もしくは直方体のシンチレータ・ブロックの表面に受光素子を 3 次元に配置し、検出器内で放射線を検出した位置を 3 次元的に読み出すことが

50

できる3次元放射線位置検出器に用いるのに好適な、内部のシンチレータ素子が受光素子より小さい場合であっても、位置弁別性能の劣化を防ぐことが可能な3次元放射線位置検出器、及び、その検出位置特定方法に関する。

#### 【背景技術】

##### 【0002】

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の面(シンチレータ・ブロックの上面と称する)に位置すると、その占有空間が検出領域を侵害するだけでなく、放射線検出の際の散乱体となる。また、シンチレータ・ブロック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。そのため、図1(a)に示す如く、PMT12は被検者と反対側の面(シンチレータ・ブロック10の下面と称する)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、下面に複数の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、すなわち重心を求めるのと同様の位置演算によって行う。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、1個の大きなシンチレータの代わりに細かなシンチレータの素子配列のブロックを用いる場合、図1(b)に例示する如く、各素子の応答が不連続に現れることになる。

10

##### 【0003】

PMTはシンチレータ・ブロックの下面にのみ結合するという条件の下、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デザインも可能であり、例えば、体積の小さい半導体受光素子では検出器の上面に受光素子を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の素子配列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(PD)14と下面側の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、シンチレータ素子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を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。

20

30

##### 【0004】

又、発明者らは、図2(d)に示す如く、小さなシンチレータ素子10Cの3次元配列10Aの表面に3次元的に半導体受光素子18を配置するDOI検出器の研究を行っている(特許文献1、非特許文献4参照)。この構造では、シンチレータ・ブロックの辺に沿った3方向をx、y、z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吸収位置のx成分、y成分、z成分を決定する。ブロックが光学的に不連続性のない1個の大きなシンチレータで構成され、xy平面、xz平面、yz平面それぞれに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ている。一つは、位置弁別型でない受光素子を用い、シミュレーションにより放射線吸収位置を特定する方法が考察され(非特許文献5参照)、もう一つは、受光素子配置の違いによる検出器性能の比較をシミュレーションで行う中で、受光素子配置の一例として用いられている(非特許文献6参照)。

40

#### 【先行技術文献】

#### 【特許文献】

50

## 【 0 0 0 5 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 9 - 1 2 1 9 2 9 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 9 - 2 7 0 9 7 1 号公報

【非特許文献】

## 【 0 0 0 6 】

【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 2000.

【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】D. J. van der Laan, M. C. Maas, D. R. Schaart, P. Bruyndonckx, S. Leonard, and C. W. E. van Eijk, "Using Cramer-Rao theory combined with Monte Carlo simulations for the optimization of monolithic scintillator PET detectors" IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 53, No. 3, pp. 1063-1070, June 2006.

【非特許文献 7】P. Bruyndonckx, S. Leonard, C. Lemaitre, S. Tavernier, Y. Wu, and Crystal Clear Collaboration, "Performance study of a PET detector module based on a continuous scintillator," IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 53, No. 5, pp. 2536-2542, October 2006.

【非特許文献 8】A. A. R. Fremout, R. Chen, P. Bruyndonckx, and S. P. K. Tavernier, "Spatial Resolution and Depth-of-Interaction Studies With a PET Detector Module Composed of LSO and APD Array," IEEE Trans. on Nucl. Sci., vol. 49, No. 1, pp.131 - 138, February 2002.

【非特許文献 9】M. Carles, A. Ros-García, Ch.W. Lerchey, F. Sánchez, A. Sebastián, J.M. Benlloch, "Energy and spatial resolution for a continuous scintillation crystal - interface - continuous scintillation crystal system in Positron Emission Tomography (PET)" IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, M9-149, Florida, Orland, 2009.

【発明の概要】

## 【 0 0 0 7 】

受光素子を配置するシンチレータ・ブロック 10 が小さなシンチレータ素子 10 C の 3 次元配列 10 A で構成される場合、図 3 ( a ) に示す如く、ある素子 10 C が放射線を吸収して発したシンチレーション光は、シンチレータ素子と素子間物質との光学的不連続特性により、発光した素子を含む列 ( 素子の前後、左右、上下方向の列 ) に沿って伝搬する傾向がある。

## 【 0 0 0 8 】

一方、シンチレータ・ブロック 10 が、光学的に不連続性のない立方体状の 1 個の大きなシンチレータ 10 B で構成されるとき、図 3 ( b ) に示す如く、光はブロック内で制約

10

20

30

40

50

を受けず放射状に広がる。

【0009】

図3(a)で示したように、3次元素子配列で構成されたシンチレータ・ブロック10内の光の広がり方は、発光したシンチレータ素子の上下、左右、前後の素子列に偏在して伝搬するという特徴をもつ。従来受光素子として用いられてきたPS-PMTは受光面の窓ガラスが一連であり、そこで光が広がるためサンプリング点の間に入射した光でも受光可能であるのに対し、半導体受光素子は受光素子間に不感領域が存在する。したがって、各シンチレータ素子列の両端の一部が、いずれかの半導体受光素子に結合され、どのシンチレータ素子で発光しても、その上下、左右、前後の素子列の両端で受光されるのが望ましい。しかし、半導体受光素子数を減らす場合は、素子列の両端と光学結合しない場合があり、その列の位置弁別精度が劣化する可能性がある。

10

【0010】

シンチレータ素子に比べて受光素子が大きく、一つの受光素子が複数の素子列の端全面を覆う場合もまた、光の広がりが乏しいと、それらの素子列の互いに異なる最も近い受光素子に信号が出ないため、信号の位置演算で、それらの素子列を区別することが困難になる。

【0011】

上記2つの問題は、通常、受光素子とシンチレータ・ブロック間にライトガイドを入れて受光直前で光の広がりを作ることで、位置情報の劣化を最低限に抑えつつ、発光したシンチレータ素子列の識別を可能にできる。ライトガイドの材質としては、アクリル等の樹脂やガラスが用いられる。しかし図4の下方に示すように、ライトガイド20自体は放射線をほとんど吸収せず、また放射線を吸収しても発光しない。特にシンチレータ・ブロック10の複数面に受光素子(特に、薄型の半導体受光素子)18を結合する場合、図4の右上方に示す如く、PET装置100に組み入れたときに、ライトガイド20の大きさが放射線に対する不感領域となり装置の感度の低下につながる。

20

【0012】

一方、シンチレータ・ブロック10が光学的に不連続性のない1個の大きなシンチレータ10Bで構成される検出器では、図3(b)に示したようにシンチレーション光は発光点から制限を受けずに広がる。従って、シンチレータ・ブロック10の表面全体で受光可能な検出器構造では問題ないが、表面の一部が受光素子の不感領域である場合、光の損失を防ぐため不感領域を反射材で覆うと、反射した光は制限なく進むため、その分位置情報が失われ位置精度を劣化させ、それを防ぐために不感領域を黒紙などの光吸収材で覆うと、光の損失による位置情報の劣化をもたらす。放射線の検出効率を上げるためシンチレータ・ブロックに厚みをもたせると、発光点から受光面までの距離が長くなり、光が広がりすぎて側面での反射、または吸収の影響を強く受ける結果、位置精度がさらに劣化する(非特許文献7参照)。シンチレータ・ブロックの厚みを増したときの位置分解能の劣化を抑える試みとして、シンチレータ・ブロックの受光面と対向する面を複数の三角形の山とする工夫(非特許文献8参照)や、シンチレータ・ブロックを2層に分ける工夫(非特許文献9参照)などが行われている。以上の研究では従来型の検出器構成を考慮し、受光面はシンチレータ・ブロックの1面となっている。

30

40

【0013】

本発明は、前記事情に鑑みてなされたもので、内部のシンチレータ素子が受光素子より小さい場合であっても、位置弁別性能の劣化を防ぐことが可能な3次元放射線位置検出器、及び、その検出位置特定方法を提供することを課題とする。

【0014】

受光素子をシンチレータ・ブロック表面に3次元に配置し、検出器内で放射線を検出した位置を3次元的に読み出すことができる3次元放射線位置検出器で、図5(a)に示す如く、シンチレータ素子10Cが受光素子18に対して小さいとき、隣り合うシンチレータ素子10Cからのシンチレーション光が受光素子18にほぼ同じ分布で受光される場合があり、受光素子信号の演算では、どちらの素子で検出されたか判別が困難になる。そこ

50

で、図5(b)に示す如く、シンチレータ・プレート11をシンチレータ・ブロック10と受光素子18の間に設けて、シンチレーション光を近傍の受光素子18に広げることにより、シンチレータ・プレート11が無い場合に識別が困難であったシンチレータ素子10C間で、シンチレーション光の受光素子18への分配に違いを出すことが出来る。その結果、信号の位置演算結果による素子の識別が可能となる。

【0015】

一方、図5(c)に示す如く、シンチレータ・プレート11内で放射線の吸収が起こった場合は、遠い面(図5(c)の上面)の受光素子18に届く光は、シンチレータ素子列を通過することによって光の広がりや抑制されるので、位置弁別精度を改善できる。

【0016】

これは、シンチレータ・ブロックが、大きな1つのシンチレータで構成される場合でも、同様である。更に、内側のシンチレータと外側のシンチレータ・プレートを同じシンチレータ・ブロック内に形成することもできる。

【0017】

本発明は、上記知見に基づいてなされたもので、光の拡散方向を制限して3軸方向に導くための、光学的に不連続な領域を有する中央部分、及び、該中央部分の外側に配設された、光の拡散方向を制限しない外側部分を含むシンチレータ・ブロックと、

該シンチレータ・ブロック外周の少なくとも2面に配設された受光素子とを備え、  
発光位置を3次元で特定することを特徴とする3次元放射線位置検出器により、前記課題を解決したものである。

【0018】

ここで、前記外側部分及び受光素子を、シンチレータ・ブロックの外周の全ての面に配設することができる。

【0019】

あるいは、前記外側部分及び受光素子を、シンチレータ・ブロックの外周の一部の面に配設することができる。

【0020】

又、前記中央部分が、複数のシンチレータ素子が配列されてなり、前記外側部分が、シンチレータ・プレートでなることができる。

【0021】

あるいは、前記中央部分が、光学的に不連続な領域が内部に形成された一塊のシンチレータでなり、前記外側部分が、シンチレータ・プレートでなることができる。

【0022】

又、前記シンチレータ・プレート同士の接触面に反射材を挿入することができる。

【0023】

又、前記シンチレータ・プレート同士が接触しないようにすることができる。

【0024】

又、前記中央部分及び外側部分が、単一のシンチレータでなることができる。

【0025】

本発明は、又、前記の3次元放射線位置検出器であって、中央部分と外側部分に異なる種類のシンチレータを用いた3次元放射線位置検出器の検出位置特定に際して、

受光信号の波形弁別により、中央部分による受光か、外側部分による受光かを識別し、  
中央部分による受光の場合は、中央部分用の位置演算を行ない、  
外側部分による受光の場合は、外側部分用の位置演算を行なうことを特徴とする3次元放射線位置検出器の検出位置特定方法を提供するものである。

【0026】

又、前記の3次元放射線位置検出器の検出位置特定に際して、  
それぞれの受光素子から出る受光信号の強度比が異なることにより、中央部分による受光か、外側部分による受光かを識別し、  
中央部分による受光の場合は、中央部分用の位置演算を行ない、

10

20

30

40

50

外側部分による受光の場合は、外側部分用の位置演算を行なうことを特徴とする3次元放射線位置検出器の検出位置特定方法を提供するものである。

【0027】

このようにして、シンチレータ・ブロックを、小さなシンチレータ素子の3次元配列10A、又は、例えばレーザ加工により内部に形成した光学的不連続面を有する、大きな1つのシンチレータ10Bでなる中央部分と、ライトガイドとしての機能を有する外側部分で構成し、光の広がりを制御することにより、放射線検出位置の分解能を向上させることができる。

【0028】

また、本発明は、PET検出器のようにバックグランドフラクシオンを高くする必要がなく、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。

10

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】(a)従来の放射線検出器の一例を示す斜視図、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)細かなシンチレータ素子の3次元配列で構成されたシンチレータ・ブロック内の光の伝搬状態を示す斜視図、及び、(b)一個の大きなシンチレータで構成されたシンチレータ・ブロック内の光の広がりを示す図

20

【図4】従来の問題点を説明するための断面図

【図5】本発明の原理を示す図

【図6】本発明に係る放射線検出器の第1実施形態の構成を示す(a)断面図及び(b)分解斜視図

【図7】第1実施形態をPET装置に組み入れた状態を示す断面図

【図8】第1実施形態の様々な変形例を示す断面図

【図9】本発明の第2実施形態の構成を示す断面図

【図10】本発明の第3実施形態の構成を示す断面図

【図11】本発明の第4実施形態の構成と作用を示す断面図

【図12】シンチレータ・プレートの様々な構成例を示す断面図

30

【図13】第1実施形態におけるシンチレータ・ブロックの中央部分と外側のプレート部分の識別法を示す図

【図14】シンチレータ・ブロックの中央部分と外側のプレート部分に異なるシンチレータを用いた場合の本発明による放射線検出位置特定方法の要旨を示す流れ図

【図15】同じく具体例を示す流れ図

【図16】本発明を用いてシンチレータ・ブロックの中央部分と外側部分を受光素子信号の強度解析により区別する放射線検出位置特定方法の例を示す流れ図

【図17】同じく他の例を示す流れ図

【発明を実施するための形態】

【0030】

40

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。

【0031】

本発明にかかる放射線検出器の第1実施形態は、図6(a)(断面図)(b)(分解斜視図)に示すように、シンチレータ・ブロック10が、小さなシンチレータ素子10Cの3次元配列10Aでなる中央部分と、光の拡散方向を制限しないシンチレータ・プレート11でなる外側部分で構成される。ここで、内部のシンチレータ素子10Cは、受光素子18よりも小さく、一つの受光素子18が複数の素子列の全端面を覆っている。

【0032】

本実施形態において、シンチレータ素子配列10A内のシンチレータ素子10Cでの発光に対し、シンチレータ・プレート11はPS-PMTの受光ガラスやライトガイドのよ

50

うな役割をするため、発光したシンチレータ素子 10C を含む素子列が半導体受光素子 18 の間に位置しても、複数の素子列が同じ受光素子上にあっても、シンチレータ・プレート 11 での光の広がりにより、位置の識別能の大きな劣化を防ぐことができる。また、シンチレータ・プレート 11 は、シンチレータ・ブロック 10 の一部であり放射線が検出可能であるため、図 7 に示す如く、PET 装置 100 に組み入れたときの感度の低下も無い。シンチレータ・プレート 11 での発光に対しては、受光面までの距離が長い方向への光はシンチレータ素子列を通過することによって光の広がりが抑制され、発光の位置弁別精度を改善できる。つまり、本発明のシンチレータ・ブロック 10 は、シンチレータ素子 10C とシンチレータ・プレート 11 が互いの位置弁別性能を向上させる構造となっている。

10

**【0033】**

本発明は、図 8 (a) - (c) に示すように、受光素子 18 の結合面が、図 8 (b) に示す 3 面、図 8 (c) に示す 2 面と少なくなっても性能向上に効果的である。

**【0034】**

シンチレータ・ブロック 10 内部のシンチレータ素子配列は、第 1 実施形態のような個々の素子 10C の配列だけでなく、図 9 に示す第 2 実施形態のように、大きな一塊のシンチレータ 10B の内部に、レーザーなどでマイクロクラック等の光学的不連続点でなる壁面を加工したもの（特許文献 2 参照）でも同様の効果が期待できる。

**【0035】**

更に、図 10 に示す第 3 の実施形態のように、更に大きな一塊のシンチレータ 10D の内部に、シンチレータ 10B と同様の光学的不連続点を有する中央部分と、シンチレータ・プレート 11 と同様の外側部分を作り分けたものであっても良い。

20

**【0036】**

第 3 実施形態を更に改良して、図 11 (a) に示す第 4 実施形態のように、中央部分の不連続点の配置を一様でなくしても良い。第 4 実施形態に放射線が入射したときの光の状態の例を図 11 (b) (c) に示す。

**【0037】**

図 12 に例を示す如く、シンチレータ・プレート 11 の断面形状に制限は無く、例えば図 12 (a) に示す 45° の傾斜面を有する台形状、図 12 (b) ~ (d) に示す矩形形状、又は、他の形状であっても良い。又、プレートどうしの接触面 11A にも制限はなく、例えば図 12 (a) (b) に示すように、反射材 11B として光学グリースを用いたり、図 12 (c) に示すように、プレート間を離して非接触としても良い。

30

**【0038】**

シンチレータ・ブロックの中央部分と外側部分の識別は、第 1、第 2 実施形態では、異なる種類のシンチレータを用いて波形弁別で識別することができる。一方、第 3、第 4 実施形態や、第 1、第 2 実施形態でも同じシンチレータを用いる場合は、例えば図 12 (a)、(b) でプレート 11 の接触面 11A に反射材 11B を挿入する構造や、図 12 (c) の接触面を離れた構造では、図 13 (a)、(b) に示すように、信号の出る受光素子が異なることより区別できる。

**【0039】**

波形弁別法で中央部分と外側のプレート部分の識別を行う場合の検出位置の特定法の概要を図 14 に示す。ステップ 110 で波形弁別後、ステップ 112 でプレート部分と判定された場合は、ステップ 120 で受光面を選択後、ステップ 122 でプレート部分用の位置演算を行って、ステップ 124 で放射線検出位置を決定する。一方、ステップ 112 で中央部分と判定された場合は、ステップ 114 で中央部分用の位置演算を行うことで、ステップ 116 で、放射線検出位置を決定する。

40

**【0040】**

位置演算は、図 15 に具体例を示す如く、中央部分の場合、受光素子信号のアンガー計算（ステップ 114 a）とルックアップテーブル（LUT）の参照（ステップ 114 b）や最尤推定法などが考えられ、プレート部分の場合、受光素子信号のアンガー計算（ステ

50



ップ 1 2 2 a ) に、一連のシンチレータでおこる端の位置分解能の劣化の補正 (線形補正) を考慮したもの (ステップ 1 2 2 b、1 2 2 c ) や最尤推定法などが考えられる。

【 0 0 4 1 】

出力のあった受光素子で放射線を検出した部分の判別を行う場合の検出位置の特定法の概要を図 1 6 に示す。ステップ 1 3 0 で受光素子信号の強度比を解析し、ステップ 1 3 2 で中央部分が外側部分が識別した後、図 1 4 と同様な方法で放射線検出位置の特定ができる。

【 0 0 4 2 】

あるいは、図 1 7 に示す如く、最初にステップ 1 5 0、1 5 2 で図 1 5 のステップ 1 1 4 a、1 1 4 b と同様のアンガー計算と L U T 参照を行って、発光位置を求め、外側部分の場合は、図 1 4 のプレート部分の場合と同様に、受光面の選択後、外側部分用の位置演算を行なうことができる。

10

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 4 3 】

本発明に係る放射線検出器、及び、その位置検出方法は、P E T 検出器、S P E C T 検出器、ガンマカメラ等の放射線検出器に用いることができる。

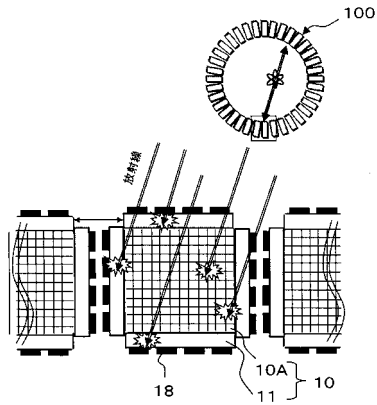
【 符号の説明 】

【 0 0 4 4 】

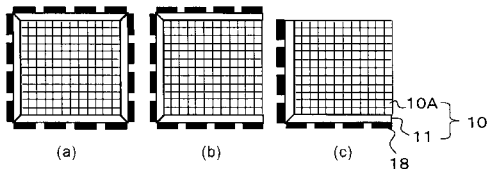
- 1 0 ... シンチレータ・ブロック
- 1 0 A ... 3 次元配列
- 1 0 B、1 0 D ... シンチレータ
- 1 0 C ... シンチレータ素子
- 1 1 ... シンチレータ・プレート
- 1 1 A ... 接触部
- 1 1 B ... 反射材
- 1 8 ... 半導体受光素子

20

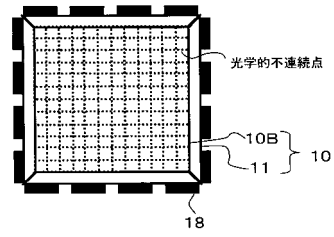
【 図 7 】



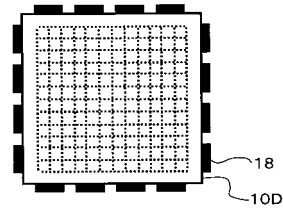
【 図 8 】



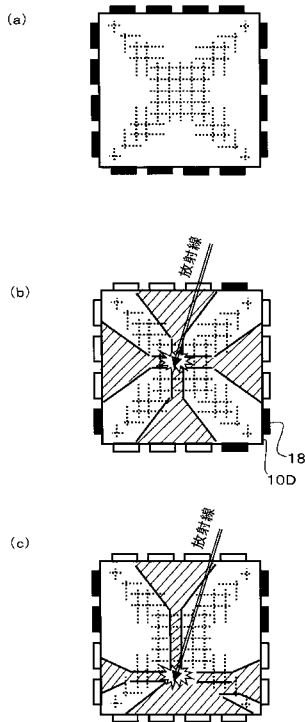
【 図 9 】



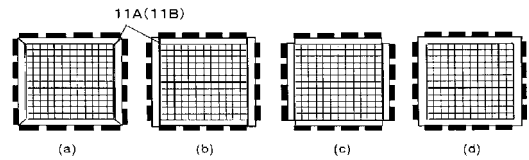
【 図 10 】



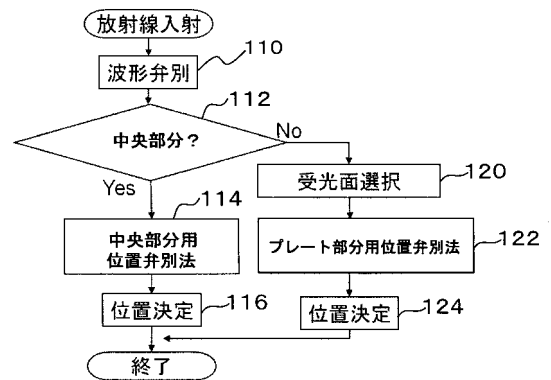
【 図 11 】



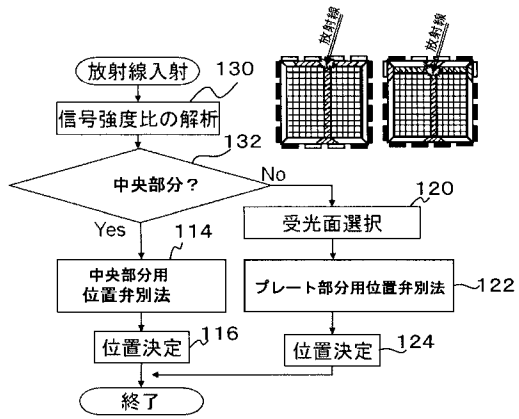
【 図 12 】



【 図 14 】

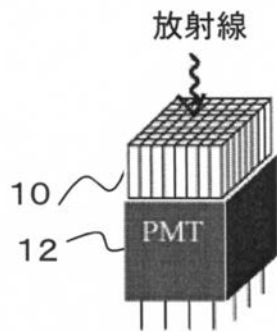


【 図 1 6 】

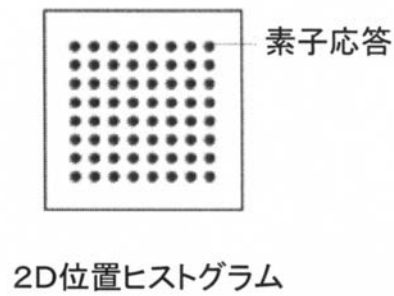


【 図 1 】

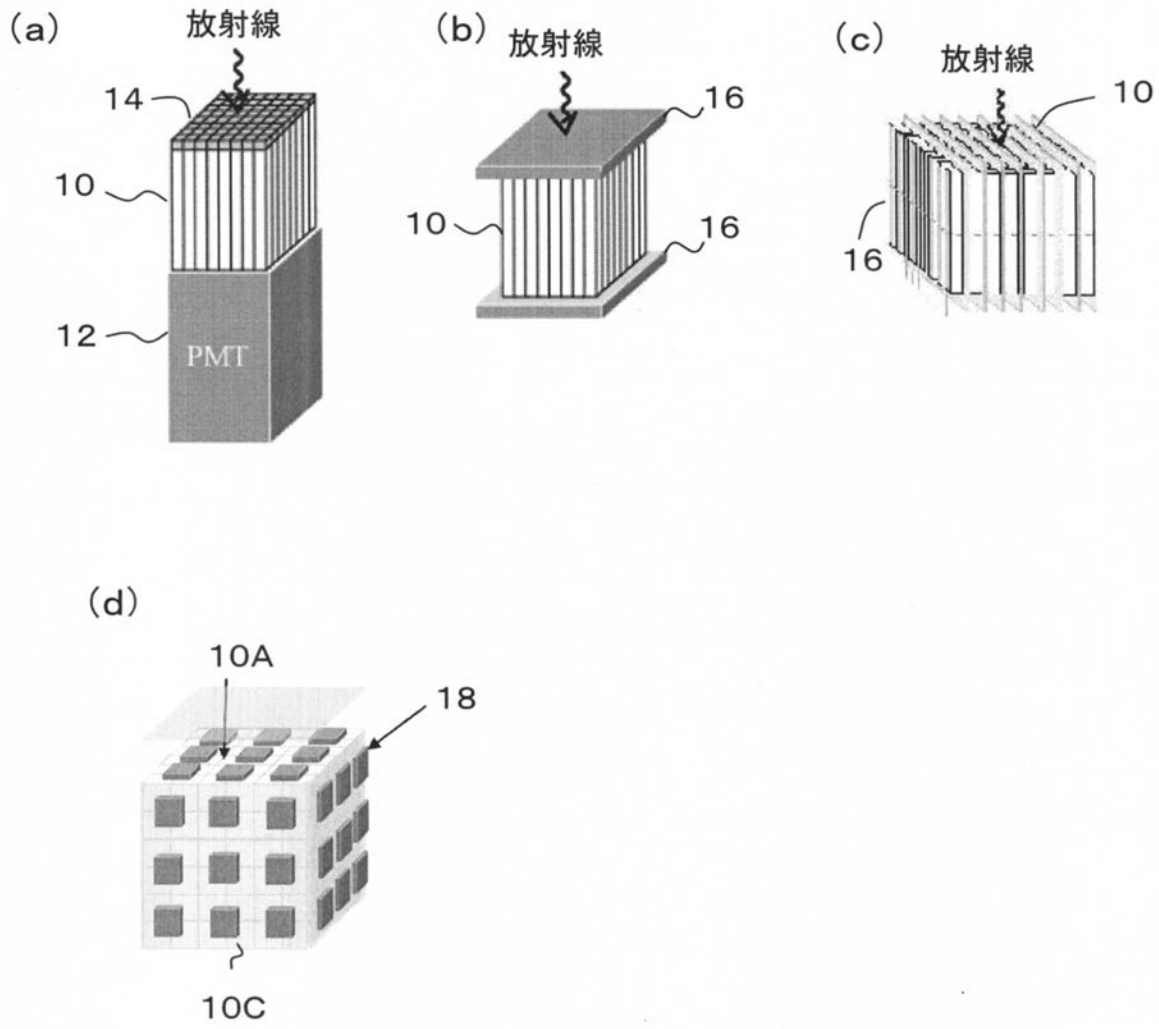
(a)



(b)

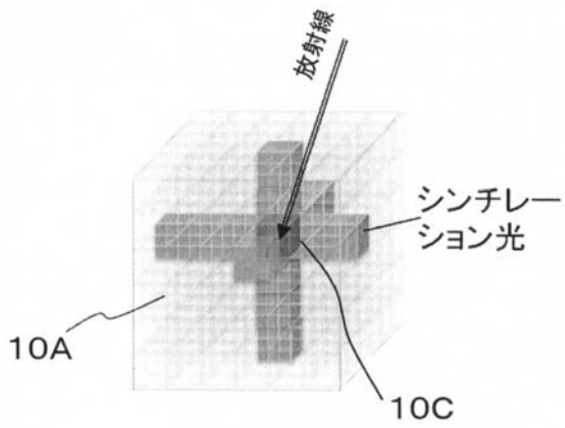


【図2】

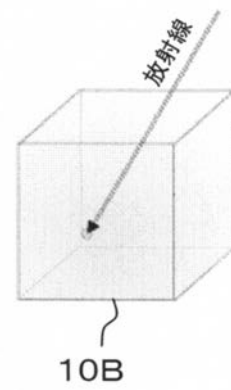


【図3】

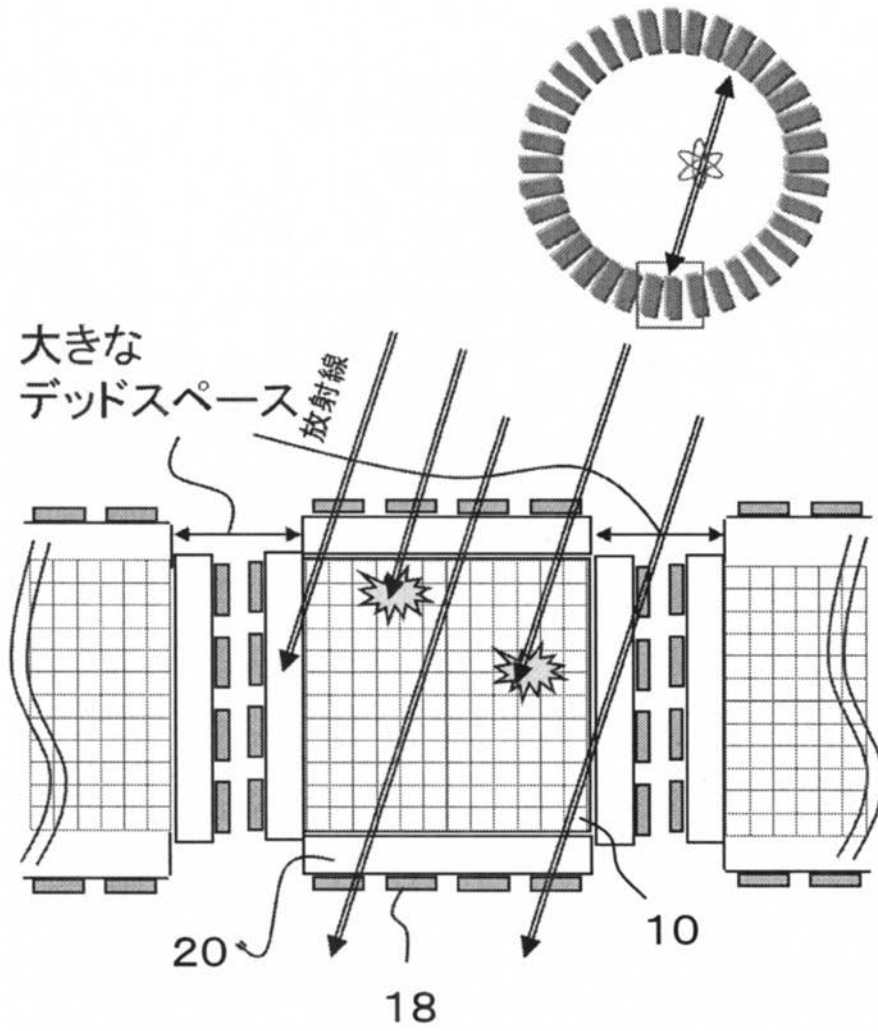
(a)



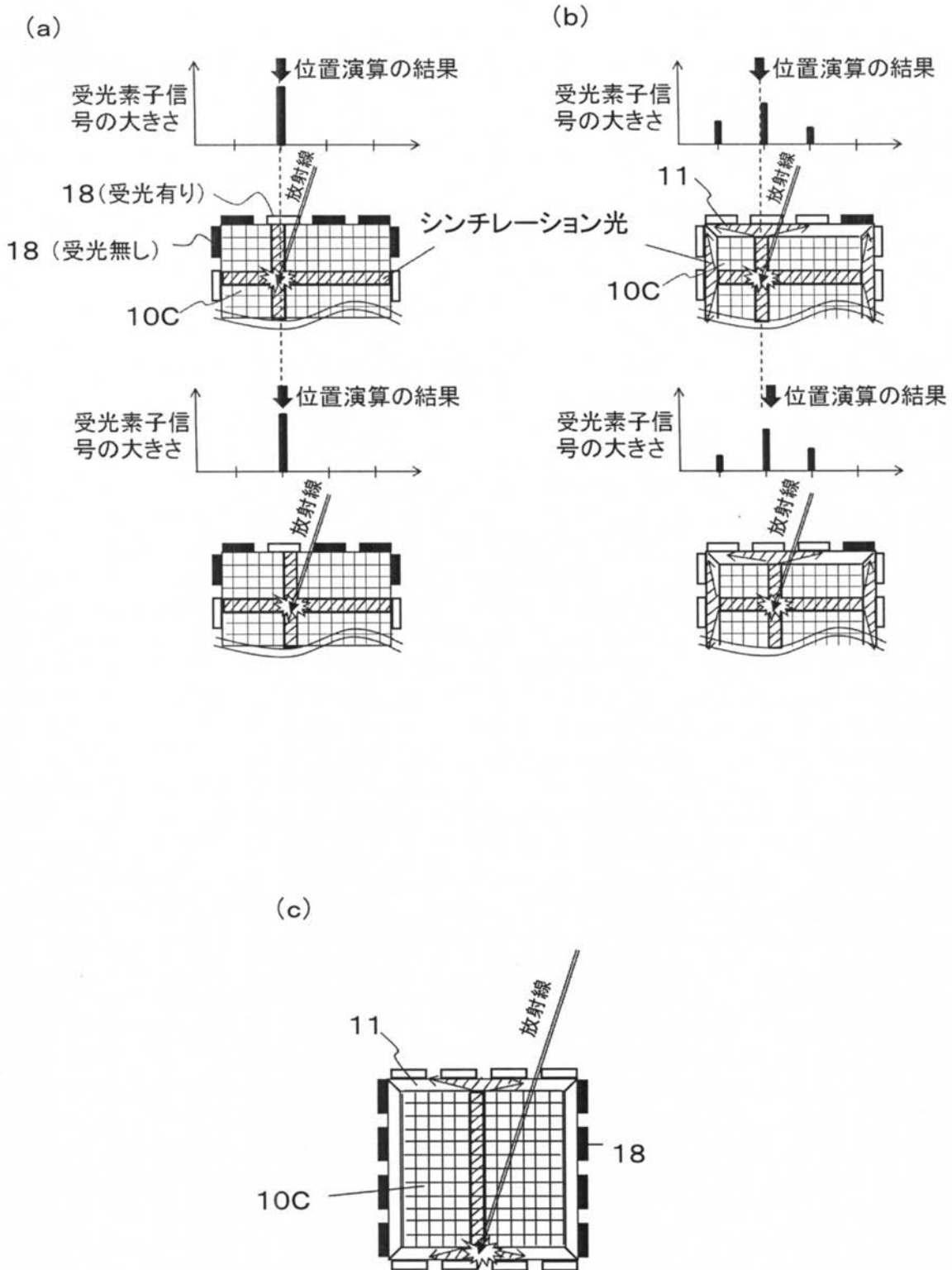
(b)



【 図 4 】

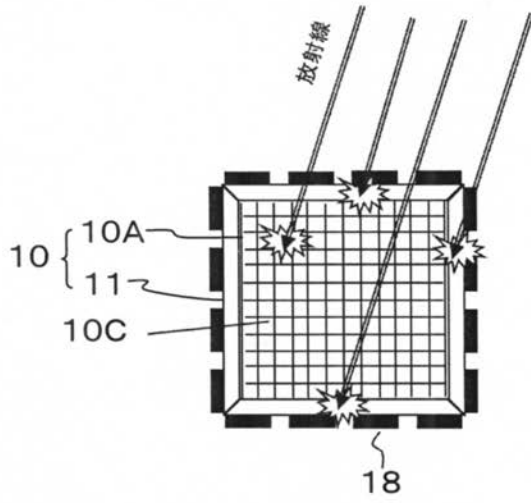


【図5】

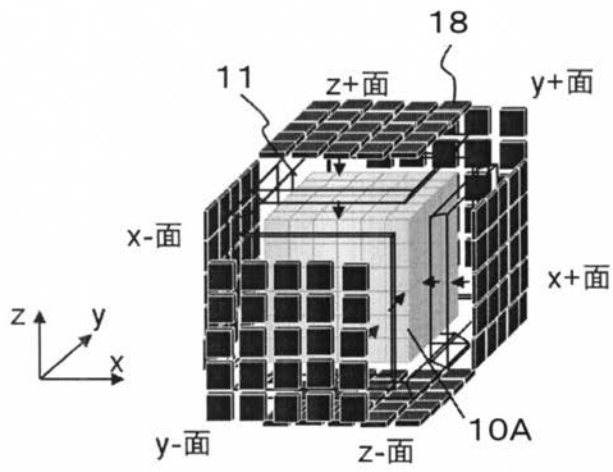


【 図 6 】

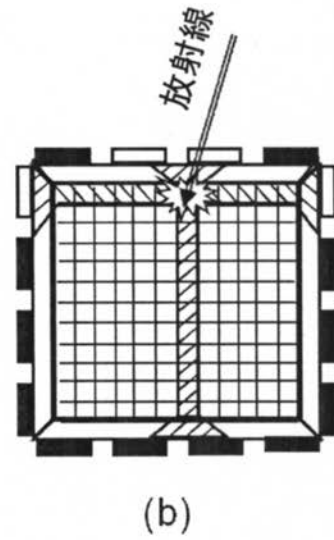
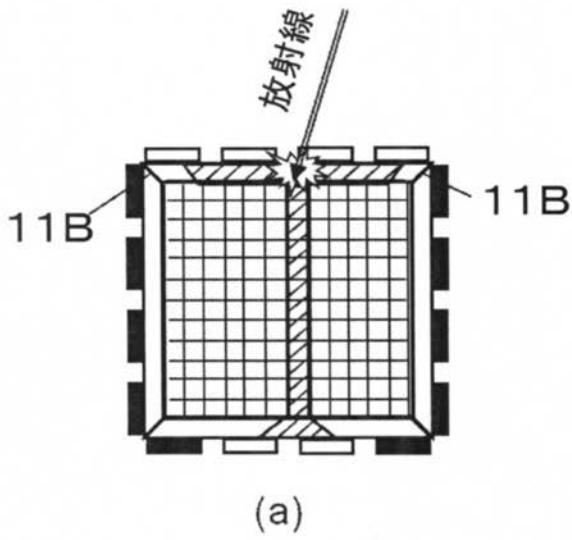
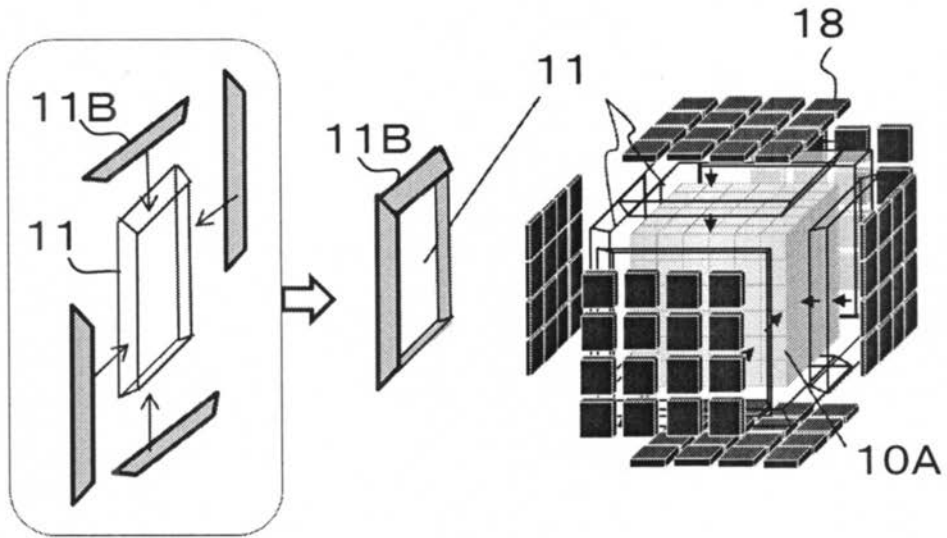
(a)



(b)

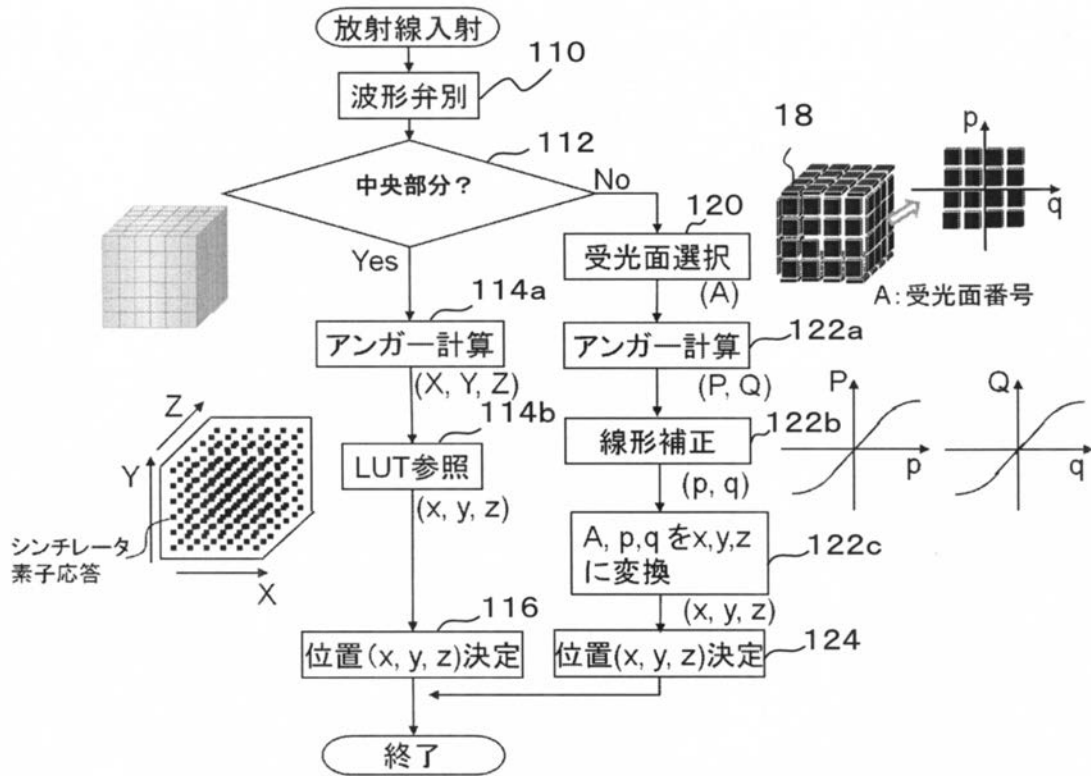


【 図 1 3 】

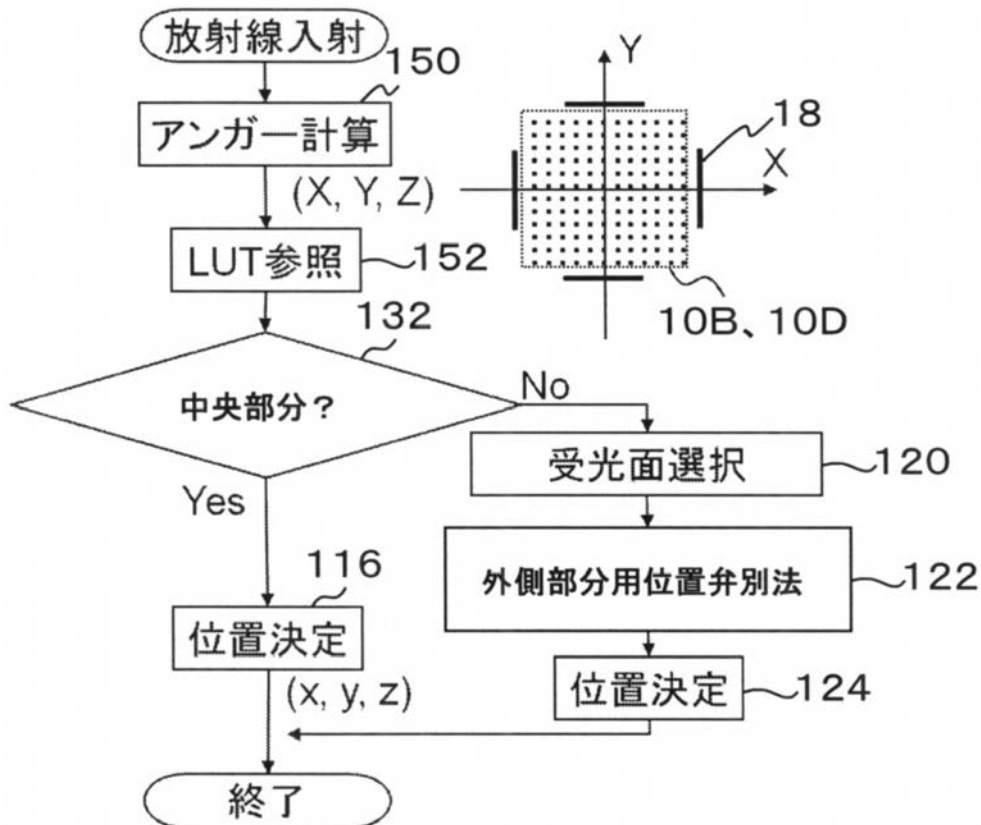




【図15】



【図17】



## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/055588

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> G01T1/161(2006.01)i, G01T1/164(2006.01)i, G01T1/20(2006.01)i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) G01T1/161, G01T1/164, G01T1/20		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2010 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2010 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2010		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2009-506316 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 12 February 2009 (12.02.2009), entire text; fig. 1 to 8 & EP 1922564 A & WO 2007/023401 A1 & CN 101248370 A	1-3 4-10
Y A	JP 2009-270971 A (Hamamatsu Photonics Kabushiki Kaisha), 19 November 2009 (19.11.2009), entire text; fig. 1 to 8 & WO 2009/136519 A1	1-3 4-10
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 21 June, 2010 (21.06.10)		Date of mailing of the international search report 29 June, 2010 (29.06.10)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/055588

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2005-533245 A (European Organization for Nuclear Research), 04 November 2005 (04.11.2005), entire text; fig. 1 to 5 & US 2005/0253073 A1 & EP 1521982 A & WO 2004/008177 A1 & CA 2492587 A & NO 20050779 A	1-10
A	JP 2009-121929 A (Hamamatsu Photonics Kabushiki Kaisha), 04 June 2009 (04.06.2009), entire text; fig. 1 to 11 (Family: none)	1-10

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2010/055588									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. G01T1/161(2006.01)i, G01T1/164(2006.01)i, G01T1/20(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. G01T1/161, G01T1/164, G01T1/20											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2010年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2010年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2010年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2010年	日本国実用新案登録公報	1996-2010年	日本国登録実用新案公報	1994-2010年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2010年										
日本国実用新案登録公報	1996-2010年										
日本国登録実用新案公報	1994-2010年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
Y A	JP 2009-506316 A (コーニンクレッカ フィリップス エレクトロ ニクス エヌ ヴィ) 2009.02.12, 全文, 第 1-8 図 & EP 1922564 A & WO 2007/023401 A1 & CN 101248370 A	1-3 4-10									
Y A	JP 2009-270971 A (浜松ホトニクス株式会社) 2009.11.19, 全文, 第 1-8 図 & WO 2009/136519 A1	1-3 4-10									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献									
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの									
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの									
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の 1 以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 21.06.2010		国際調査報告の発送日 29.06.2010									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号 100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目 4 番 3 号		特許庁審査官 (権限のある職員) 原 俊文	2Q 4078								
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 0 / 0 5 5 5 8 8
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2005-533245 A (ヨーロッパ オルガナイゼーション フォー ニュークリア リサーチ) 2005.11.04, 全文, 第1-5 図 & US 2005/0253073 A1 & EP 1521982 A & WO 2004/008177 A1 & CA 2492587 A & NO 20050779 A	1-10
A	JP 2009-121929 A (浜松ホトニクス株式会社) 2009.06.04, 全文, 第1-11 図 (ファミリーなし)	1-10

## フロントページの続き

- (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 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 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
- (72)発明者 森谷 隆広  
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
- (72)発明者 福満 憲志  
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
- (72)発明者 大村 知秀  
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 EE02 GG14 GG16 GG18 KK15 KK35  
2G188 AA02 CC12 CC15 CC21 EE16 EE39  
4C188 EE02 GG14 GG16 GG18 KK15 KK35

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。