(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2011 年 10 月 6 日(06.10.2011)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2011/121707 A1

(51) 国際特許分類:
G01T 1/161 (2006.01) *G01T 1/20* (2006.01)
G01T 1/164 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2010/055588

(22) 国際出願日: 2010 年 3 月 29 日(29.03.2010)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 独立行政法人放射線医学総合研究所(NATIONAL INSTITUTE OF RADIOLOGICAL SCIENCES) [JP/JP]; 〒2638555 千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目９番１号 Chiba (JP). 浜松ホトニクス株式会社(HAMAMATSU PHOTONICS K.K.) [JP/JP]; 〒4358558 静岡県浜松市東区市野町１１２６番地の１ Shizuoka (JP).

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 稲玉 直子(INADAMA, Naoko) [JP/JP]; 〒2638555 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 Chiba (JP). 村山 秀雄(MURAYAMA, Hideo) [JP/JP]; 〒2638555 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 Chiba (JP). 山谷 泰賀(YAMAYA, Taiga) [JP/JP]; 〒2638555 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 Chiba (JP). 渡辺 光男(WATANABE, Mitsuo) [JP/JP]; 〒4358558 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 Shizuoka (JP). 森谷 隆広(MORIYA, Takahiro) [JP/JP]; 〒4358558 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 Shizuoka (JP). 福満 憲志(FUKUMITSU, Kenshi) [JP/JP]; 〒4358558 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 Shizuoka (JP). 大村 知秀(OMURA, Tomohide) [JP/JP]; 〒4358558 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 Shizuoka (JP).

(74) 代理人: 高矢 諭, 外(TAKAYA, Satoshi et al.); 〒1510053 東京都渋谷区代々木二丁目１０番１２号 南新宿ビル Tokyo (JP).

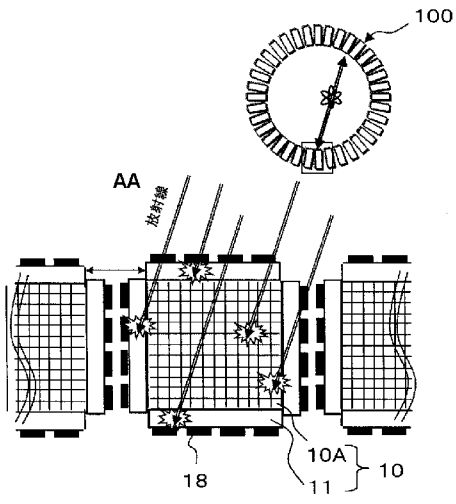
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, 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,

[続葉有]

(54) Title: THREE DIMENSIONAL RADIATION POSITION DETECTOR AND METHOD OF IDENTIFYING THE DETECTION POSITION

(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

[図7]



AA RADIATION

(57) Abstract: A three dimensional radiation position detector capable of three-dimensionally reading out positions where radiation is detected in the detector by disposing light-receiving elements three-dimensionally on the surface of a scintillator block. The three dimensional radiation position detectors comprises: a scintillator block which includes a center portion which includes an optically discontinuous region for guiding light in the three axis directions by limiting the diffusion directions of light and an outer portion which is disposed outside the center portion and does not limit the diffusion directions of light; and light-receiving elements which are disposed at least on the two surfaces of the outer periphery of the scintillator block. By identifying light-emitting positions three-dimensionally, the deterioration of position discriminating performance is prevented even if the inside scintillator elements are smaller than the light-receiving elements.

(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。

WO 2011/121707 A1

SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

明　細　書

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

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次元的な位置特定は、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。

[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。

[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）。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開２００９－１２１９２９号公報

特許文献2：特開２００９－２７０９７１号公報

非特許文献

[0006] 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 strudies 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-Garc´ia, Ch.W. Lerchey, F. S´anchez, A. Sebasti´ay, 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

[0007] 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１０Ｃの３次元配列１０Ａで構成される場合、図３（ａ）に示す如く、ある素子１０Ｃ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。

[0008] 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１０Ｂ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。

[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。

[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。

[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が抑制されるので、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、

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検出器のようにパッキングフラクショ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。

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

[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

[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] 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。

[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。

[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。

[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）の接触面を離した構造では、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。

[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１１４ａ）とルックアップテーブル（ＬＵＴ）の参照（ステップ１１４ｂ）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（ステップ１２２ａ）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１２２ｂ、１２２ｃ）や最尤推定法などが考えられる。

[0041] 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１６に示す。ステップ１３０で受光素子信号の強度比を解析し、ステップ１３２で中央部分か外側部分か識別した後、図１４と同様な方法で放射線検出位置の特定ができる。

[0042] あるいは、図１７に示す如く、最初にステップ１５０、１５２で図１５のステップ１１４ａ、１１４ｂと同様のアンガー計算とＬＵＴ参照を行って、発光位置を求め、外側部分の場合は、図１４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。

産業上の利用可能性

[0043] 本発明に係る放射線検出器、及び、その位置検出方法は、ＰＥＴ検出器、ＳＰＥＣＴ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

[0044] １０…シンチレータ・ブロック

１０Ａ…３次元配列

１０Ｂ、１０Ｄ…シンチレータ

１０Ｃ…シンチレータ素子

１１…シンチレータ・プレート

１１Ａ…接触部

１１Ｂ…反射材

１８…半導体受光素子

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。

[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。

[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、

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。

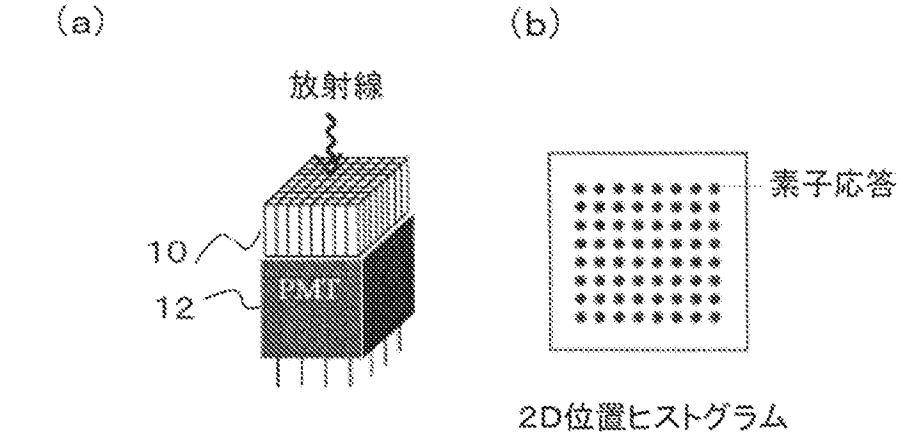
[請求項10] 請求項１乃至８のいずれかに記載の３次元放射線位置検出器の検出位置特定に際して、

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、

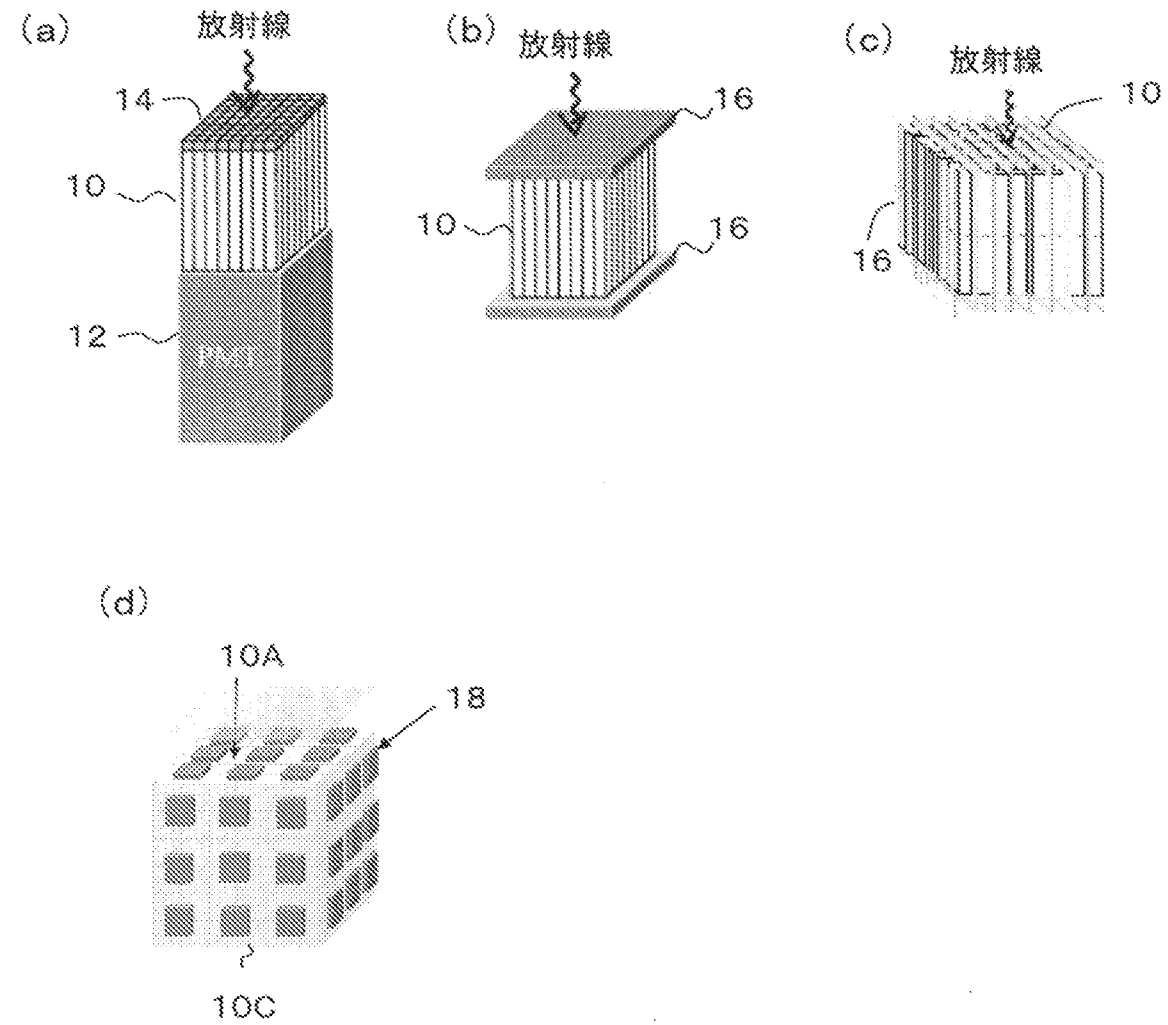
中央部分による受光の場合は、中央部分用の位置演算を行ない、

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。

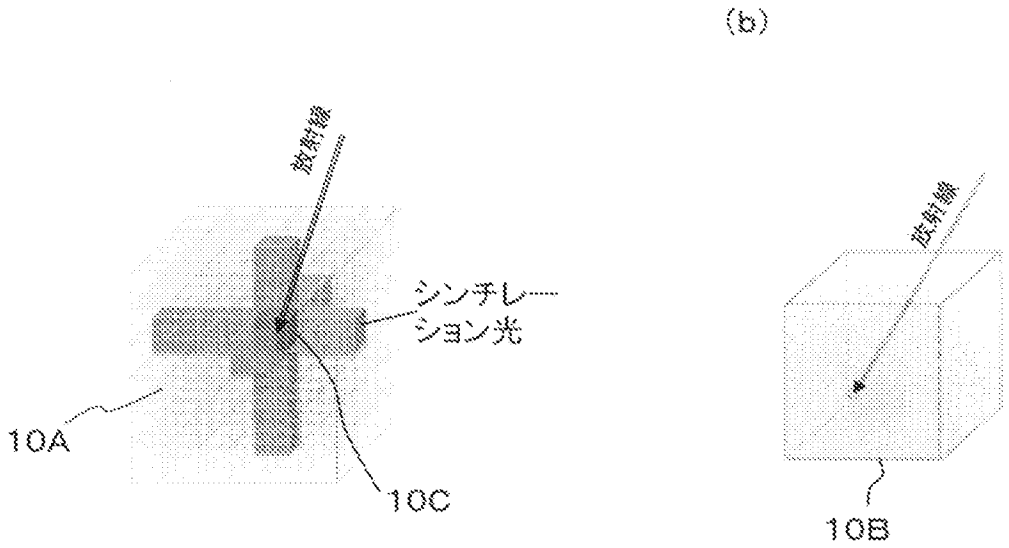
[図1]


(a)
(b)
放射線
10
12
素子応答
2D位置ヒストグラム

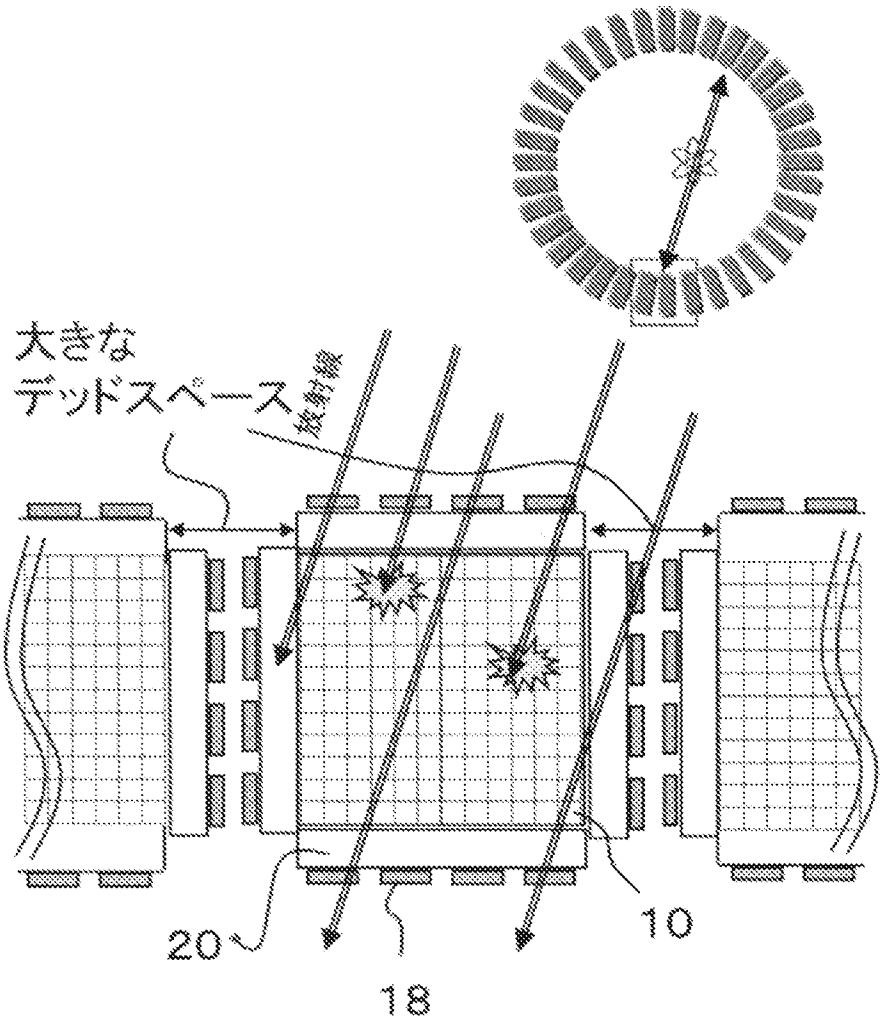
[図2]


(a)
放射線
14
10
12
(b)
放射線
16
10
16
(c)
放射線
10
16
(d)
10A
18
10C

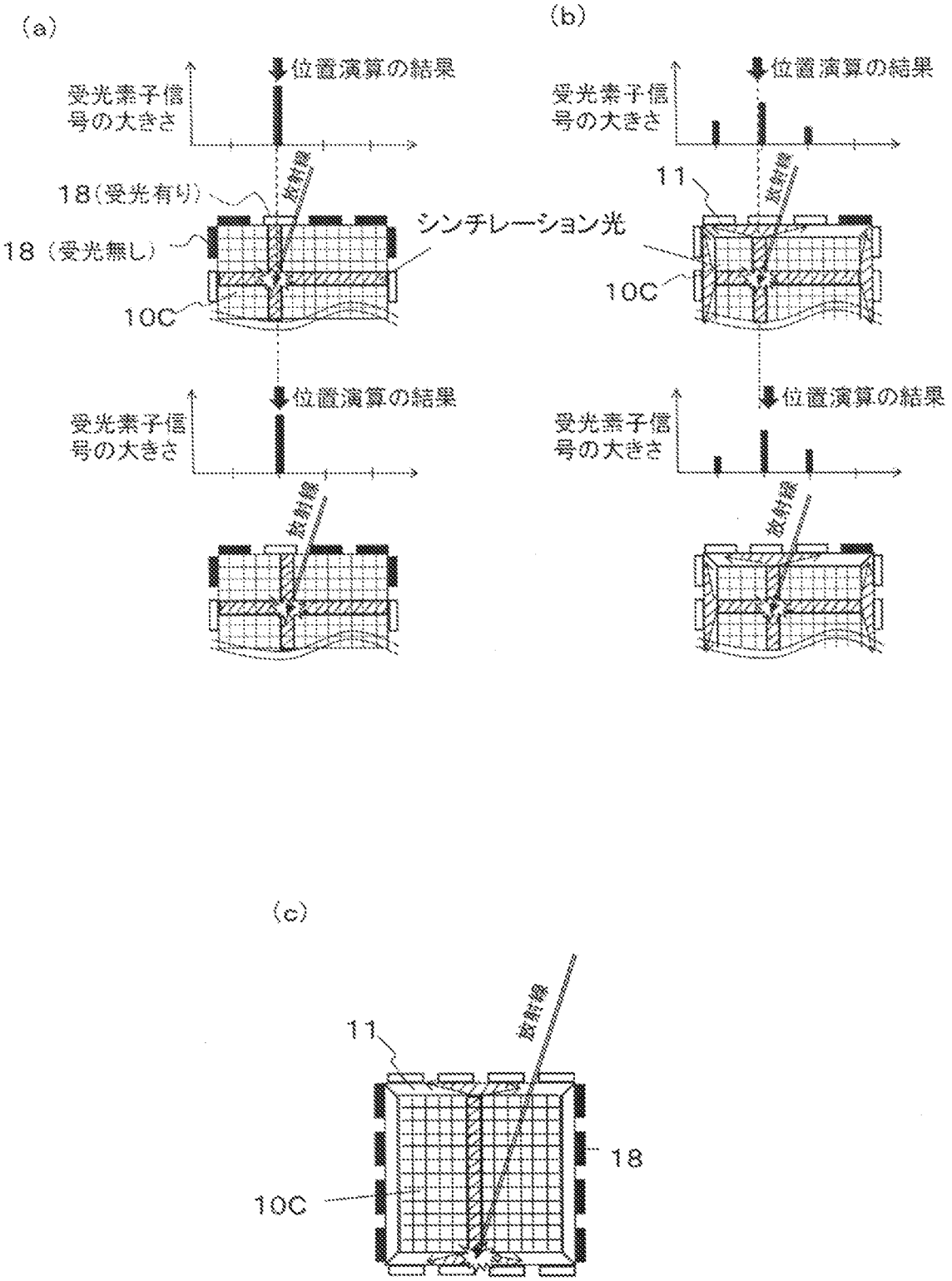
[図3]



[図4]

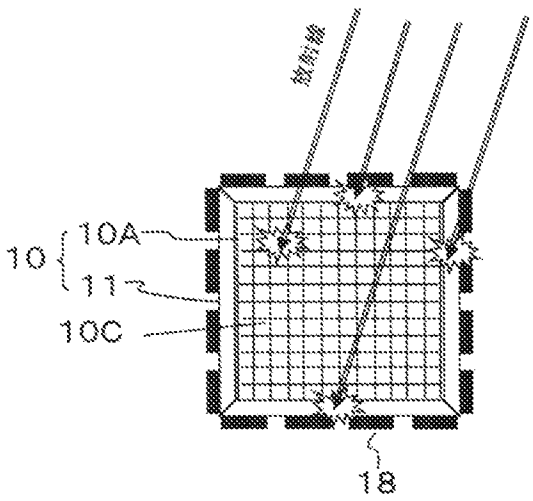


[図5]

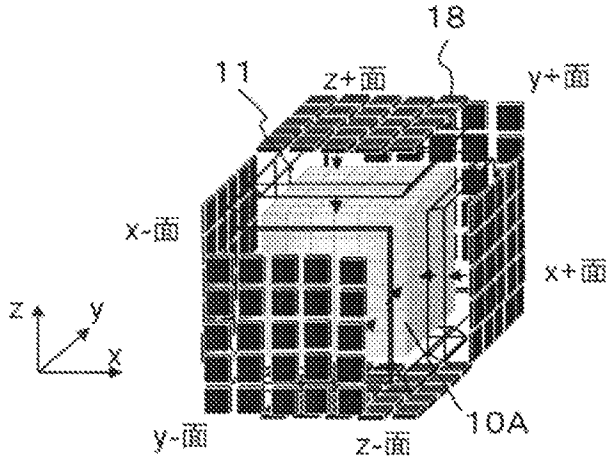

(a)
(b)
受光素子信号の大きさ
位置演算の結果
放射線
18(受光有り)
18(受光無し)
シンチレーション光
10C
11
(c)
18

[図6]

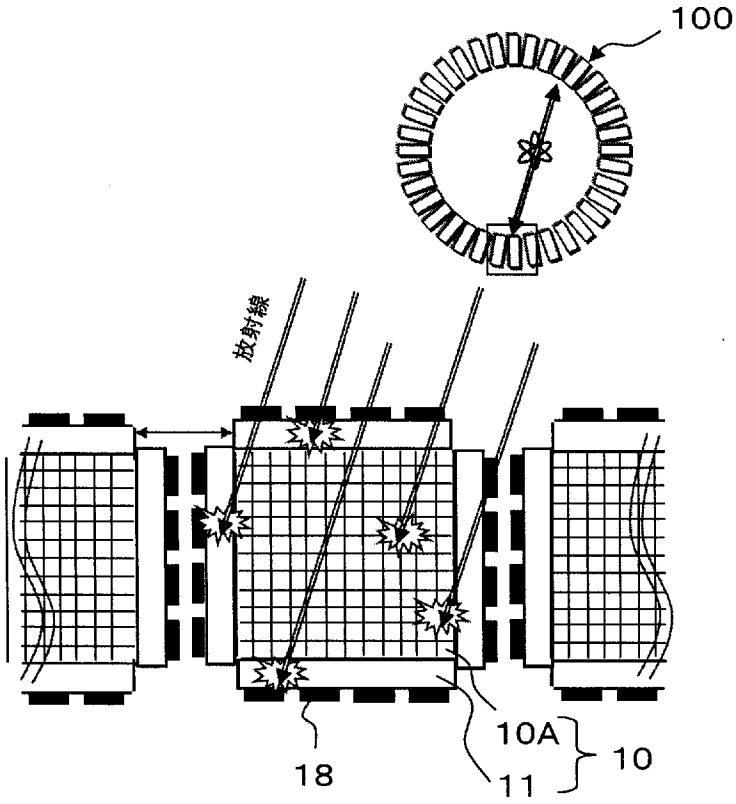
(a)



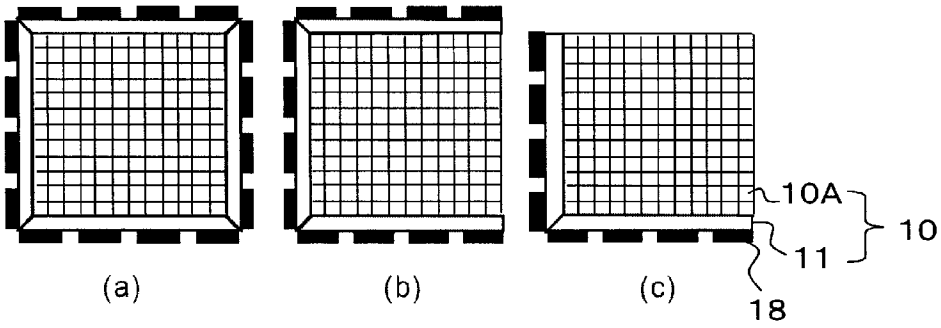
(b)



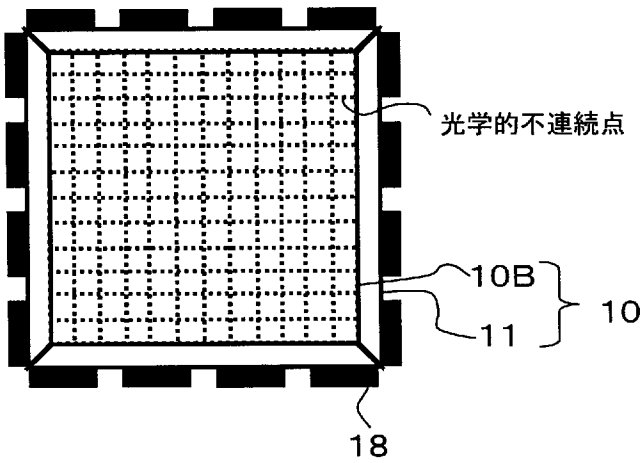
[図7]



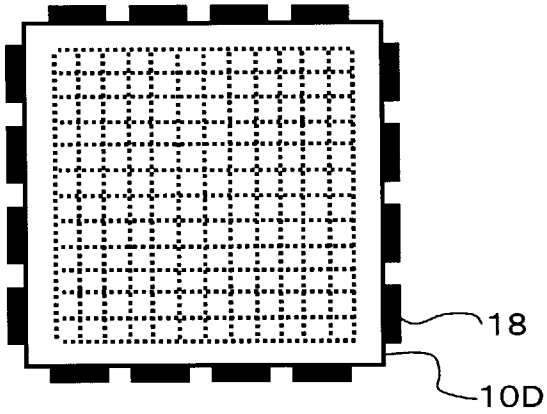
[図8]



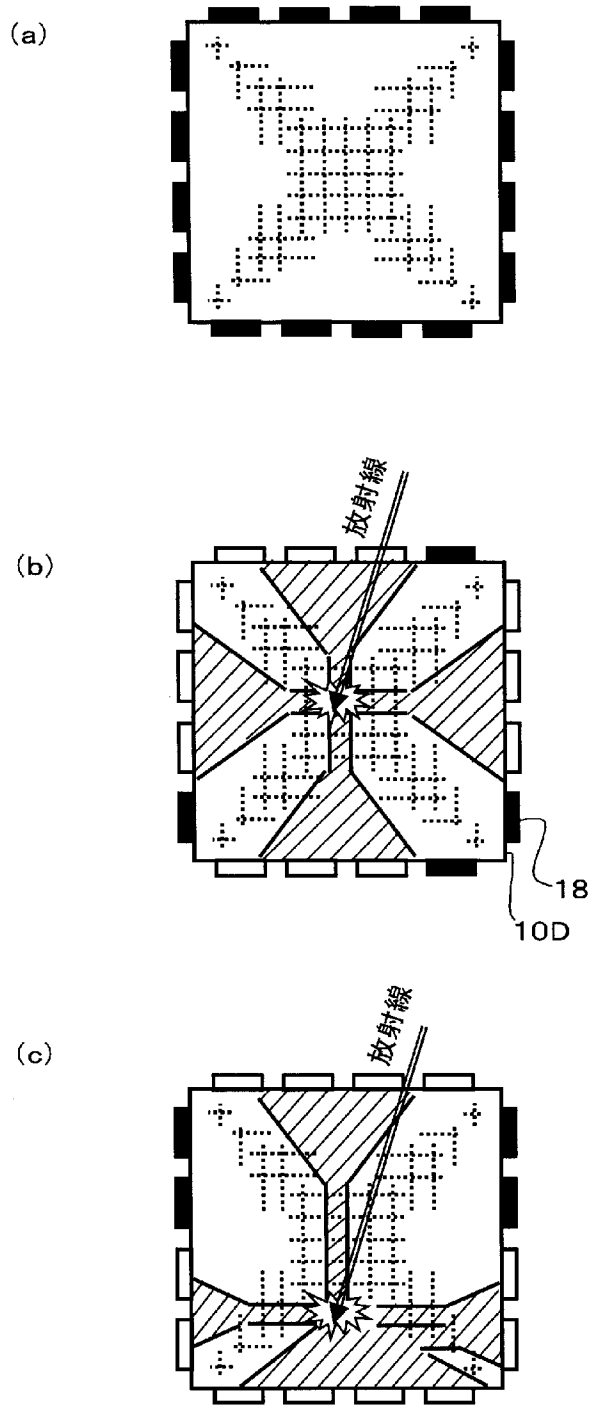
[図9]



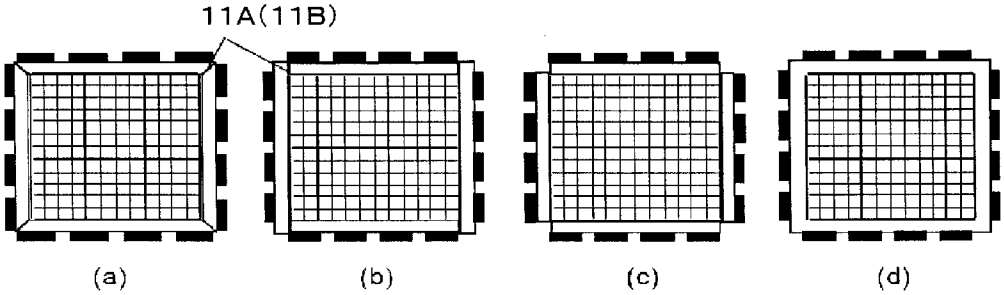
[図10]



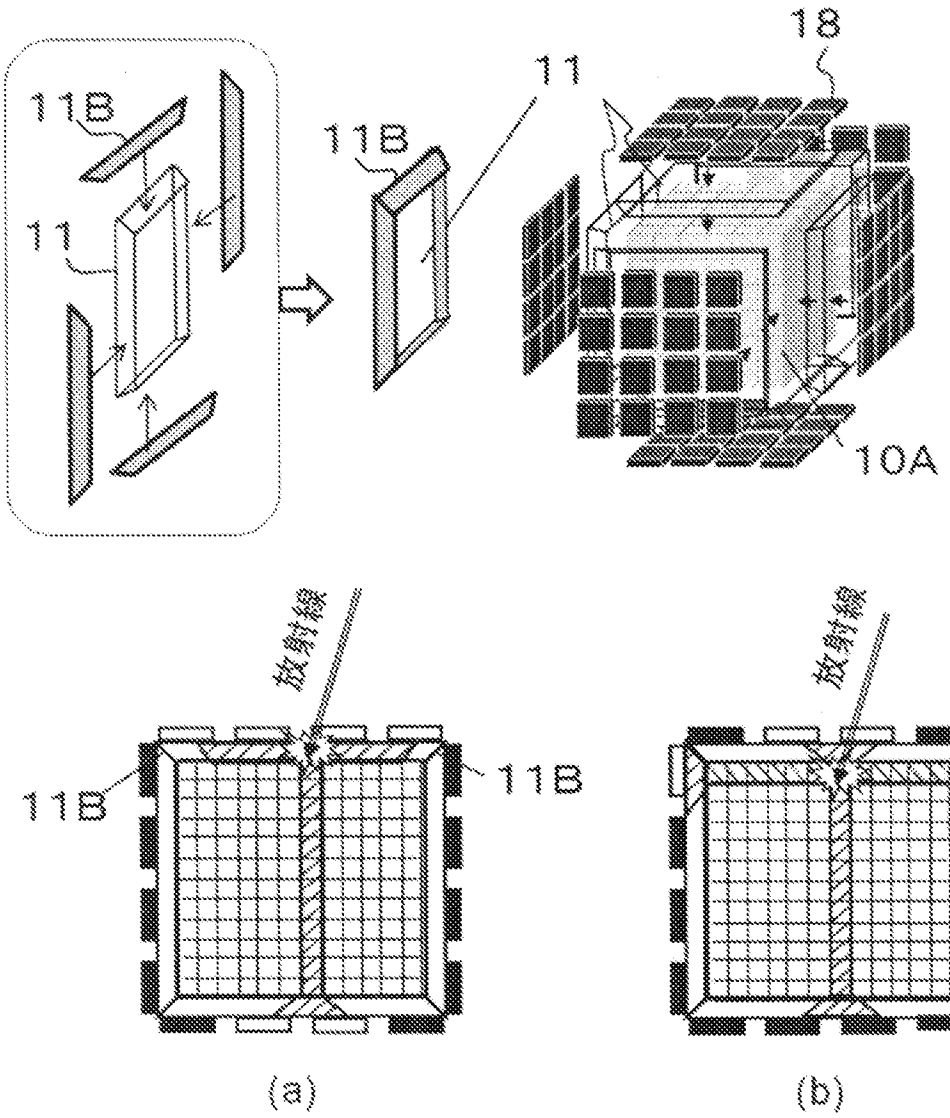
[図11]



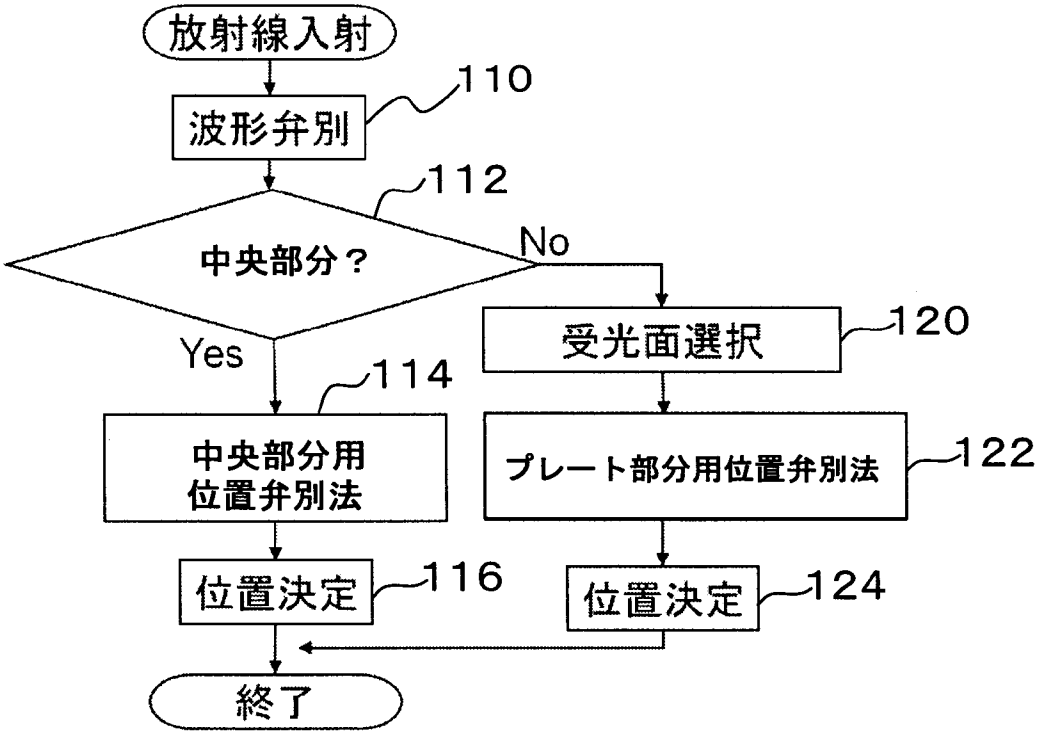
[図12]



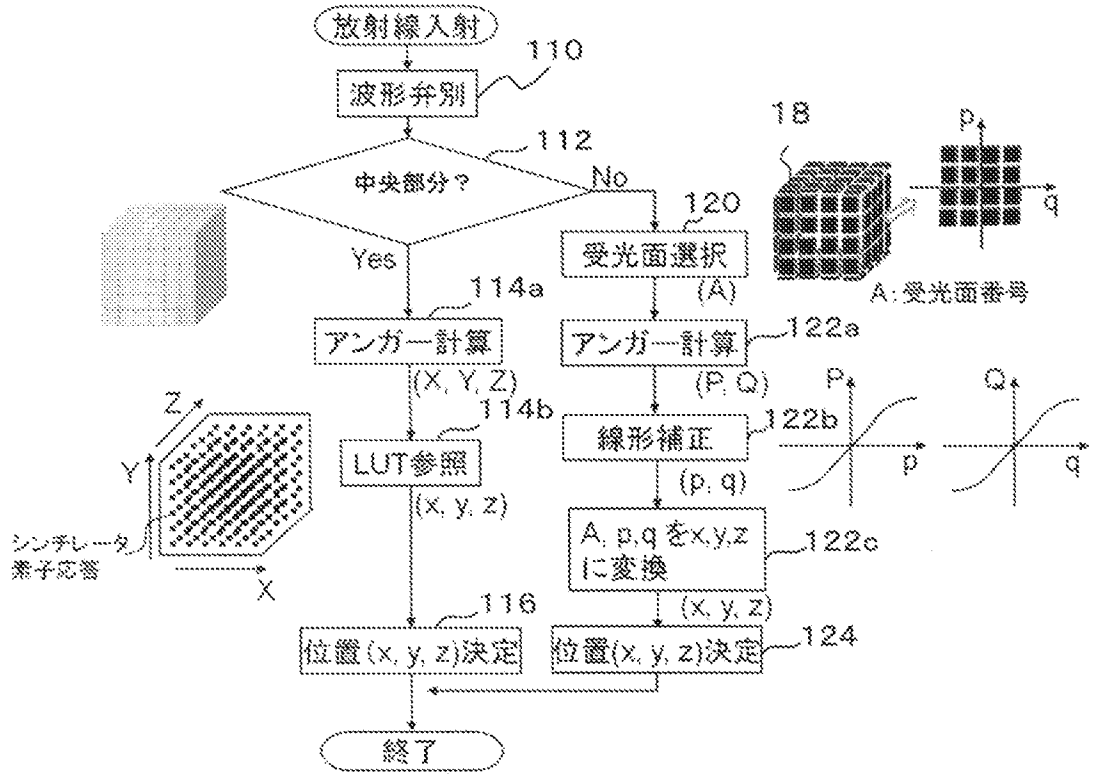
[図13]



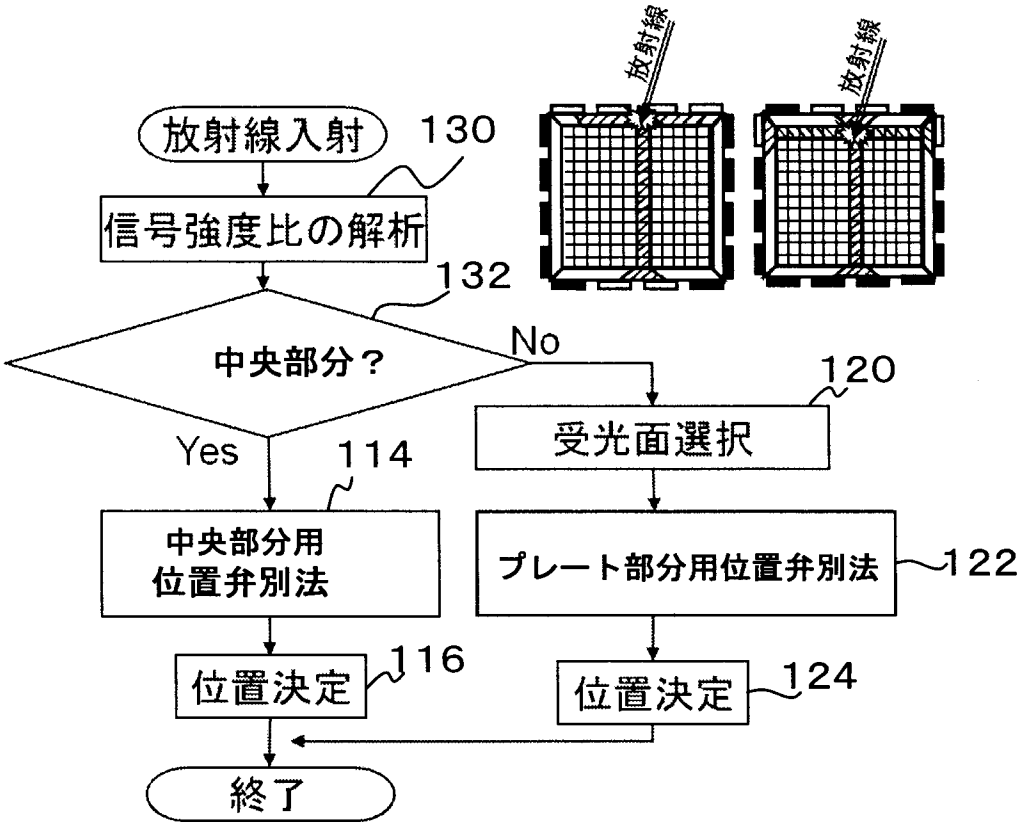
[図14]


放射線入射
110
波形弁別
112
中央部分？
No
Yes
120
受光面選択
114
中央部分用
位置弁別法
プレート部分用位置弁別法
122
位置決定
116
位置決定
124
終了

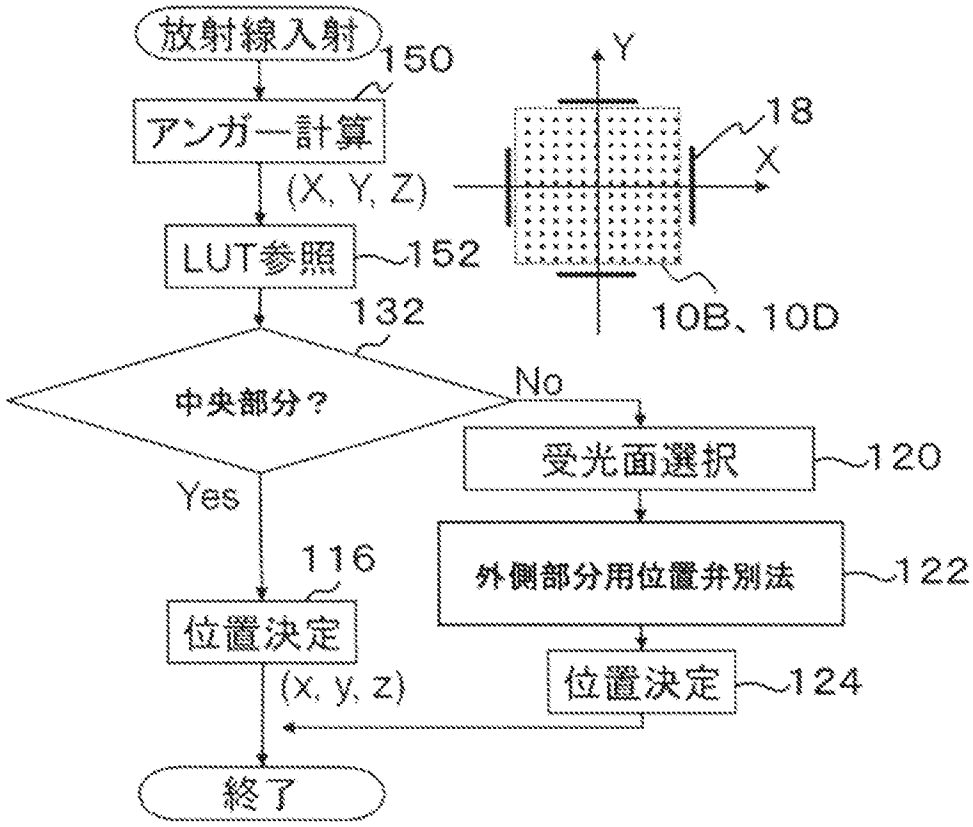
[図15]


放射線入射
110
波形弁別
112
中央部分？
No
Yes
120
受光面選択
(A)
18
p
q
A:受光面番号
114a
アンガー計算
(X, Y, Z)
122a
アンガー計算
(P, Q)
Z
Y
X
シンチレータ
素子応答
114b
LUT参照
(x, y, z)
線形補正
122b
(p, q)
P
p
Q
q
A, p,q をx,y,z
に変換
122c
(x, y, z)
116
位置(x, y, z)決定
位置(x, y, z)決定
124
終了

[図16]


放射線
放射線
放射線入射
130
信号強度比の解析
132
中央部分？
No
120
受光面選択
Yes
114
中央部分用
位置弁別法
プレート部分用位置弁別法
122
位置決定
116
位置決定
124
終了

[図17]


放射線入射
150
アンガー計算
(X, Y, Z)
LUT参照
152
132
中央部分？
No
受光面選択
120
Yes
116
位置決定
外側部分用位置弁別法
122
(x, y, z)
位置決定
124
終了
Y
18
X
10B、10D

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2010/055588

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
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. FIELDS SEARCHED

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)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

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

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ 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	Date of mailing of the international search report
21 June, 2010 (21.06.10)	29 June, 2010 (29.06.10)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer 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

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

☑　Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。　　☐　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
「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
「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
「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）
「Ｏ」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「Ｐ」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献
「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
「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
「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
「＆」同一パテントファミリー文献

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）　２Ｑ　４０７８ 原　俊文 電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

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（ヨーロピアン　オーガナイゼーション　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