

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7384454号
(P7384454)

(45)発行日 令和5年11月21日(2023.11.21)

(24)登録日 令和5年11月13日(2023.11.13)

(51)国際特許分類	F I
G 0 1 T 1/20 (2006.01)	G 0 1 T 1/20 F
G 0 1 T 1/161(2006.01)	G 0 1 T 1/20 E
	G 0 1 T 1/20 G
	G 0 1 T 1/161 C

請求項の数 6 (全12頁)

(21)出願番号 特願2021-530596(P2021-530596)	(73)特許権者 301032942 国立研究開発法人量子科学技術研究開発機構 千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号
(86)(22)出願日 令和2年6月26日(2020.6.26)	
(86)国際出願番号 PCT/JP2020/025134	
(87)国際公開番号 WO2021/006061	(74)代理人 110002963 弁理士法人MTS国際特許事務所
(87)国際公開日 令和3年1月14日(2021.1.14)	
審査請求日 令和4年12月28日(2022.12.28)	(72)発明者 吉田 英治 千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 国立研究開発法人量子科学技術研究開発機構内
(31)優先権主張番号 特願2019-126957(P2019-126957)	(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 国立研究開発法人量子科学技術研究開発機構内
(32)優先日 令和1年7月8日(2019.7.8)	
(33)優先権主張国・地域又は機関 日本国(JP)	審査官 藤本 加代子

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 放射線位置検出器

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

受光素子の受光面上にシンチレータを光学接続し、放射線を検出したシンチレータ素子の応答を受光面上で識別して、放射線検出位置を得るようにした放射線位置検出器において、

単位サイズの単位受光素子を2次元平面状に配置した受光素子アレイと、
該受光素子アレイに光学接続される複数の矩形のシンチレータ素子からなるシンチレータアレイであって、受光面に接する面の断面サイズが、前記単位受光素子のサイズの1／4の面積である単位シンチレータを2個1組として、少なくとも前記受光面と反対側の一部を光学接続し、それ以外を反射材で隔離したシンチレータユニットを、2つの単位受光素子に跨いで配置したシンチレータアレイと、

各単位受光素子における信号の有無により、シンチレータユニットを特定し、更に、信号が有る場合の前記信号の強弱に基づき、前記シンチレータユニットの一方の単位シンチレータを特定することにより2次元放射線検出位置を得る位置評価部と、
を有することを特徴とする放射線位置検出器。

【請求項2】

前記シンチレータユニットが、前記単位受光素子とそれに隣接する四方の受光素子とを跨ぐように配置されていることを特徴とする請求項1に記載の放射線位置検出器。

【請求項3】

前記シンチレータユニットに対応する受光素子の出力比から検出深さを識別するように

されていることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の放射線位置検出器。

【請求項 4】

前記単位シンチレータの特定を、重心演算により 2 次元上で行うようにされていることを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の放射線位置検出器。

【請求項 5】

前記単位シンチレータが検出深さ方向にもピクセル化されていることを特徴とする請求項 1 に記載の放射線位置検出器。

【請求項 6】

2 次元シンチレータアレイが検出深さ方向に複数段設けられ、放射線入射側の 2 次元シンチレータアレイを構成するシンチレータユニットの数が、前記受光素子アレイ側の 2 次元シンチレータアレイを構成するシンチレータユニットの数よりも小とされていることを特徴とする請求項 5 に記載の放射線位置検出器。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、放射線位置検出器に係り、特に、ポジトロンイメージング装置や陽電子放射断層像撮像（PET）装置等の核医学イメージングの分野で用いるのに好適な放射線位置検出器に関する。

【背景技術】

【0002】

PET では、511 keV のガンマ線を検出するために、シンチレータと受光素子を光学接続した放射線位置検出器が用いられる。したがって、シンチレータの入射面に対する断面サイズが画質を大きく左右する。また、シンチレータの厚さは約 3 cm であり、この厚さが斜め入射のガンマ線を検出する際、画質を劣化させる。この問題を解決するために、シンチレータとガンマ線が相互作用した深さ位置を検出可能な 3 次元 PET 検出器も多数開発されている。

【0003】

一般的な PET 検出器を図 1 に例示する。この PET 検出器 10 は、受光素子アレイ 12 の受光面上に光学接続されたシンチレータアレイ 14 を備えている。図において 8 は放射線、12A は受光素子、16 は反射材、18 は光を拡散するためのライトガイド、20 は抵抗チェーン、22 はアナログデジタル変換器（ADC）、24 は 2 次元位置ヒストグラムである。

【0004】

このような PET 検出器では、信号処理を簡略化するため、例えば特許文献 1 に記載されているような重心演算（図 1（D））が用いられるが、演算の過程で誤差を生じる。また、シンチレータアレイ 14 の周辺部では光の分布が制限されるため、微小なシンチレータを用いる場合シンチレータ識別の性能が劣化する。

【0005】

一方、図 2 に例示するような、単位シンチレータ 14A と単位受光素子 12A 及び ADC 22A を 1 対 1 対応させたデジタル PET 検出器 10A も利用されている。しかしながら、シンチレータアレイ 14 のサイズは受光素子アレイ 12 と同じサイズに制限され、信号処理回路（ADC 22A）も単位受光素子 12A ごとに用意する必要がある。

【0006】

一方、深さ方向の位置も検出可能な 3 次元 PET 検出器としては、特許文献 2 に記載されているように、特性の異なる 2 種類のシンチレータアレイを積層したり、特許文献 3 に記載されているように、上下面に受光素子を光学接続して出力比を利用したり、特許文献 4 に記載されているように、光学反射材やシンチレータの配置を層ごとに最適化して重心演算上で識別する方法が提案されている。又、非特許文献 1 には、デジタル PET 検出器の上下面に受光素子を光学接続し、出力比から深さ検出する方法が提案されている。更に、特許文献 5、6 や非特許文献 2 に記載されているように、受光素子の数を低減するため

10

20

30

40

50

に1対のシンチレータを1対の受光素子に跨るように配置して光の経路を制御することで、底面のみの受光素子で深さ識別を行う3次元デジタルPET検出器も提案されている。又、非特許文献3には4つのシンチレータを1つの受光素子に割り当てることが記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【文献】特開2013-246156号公報

【文献】特開2016-17851号公報

【文献】特開2013-140024号公報

【文献】特開2009-53104号公報

【文献】特開2016-145819号公報

【文献】特開2017-72573号公報

【非特許文献】

【0008】

【文献】W.W.Moses, et al., "Performance of a PET detector module utilizing an array of silicon photodiodes to identify the crystal of interaction", IEEE Trans. Nucl. Sci. Vol 40, 1036-1040, 1993.

【文献】H.Uchida, T.Sakai, H.Yamauchi, K.Hakamata, K.Shimizu, "A novel single-ended readout depth-of-interaction PET detector fabricated using sub-surface laser engraving", Phy. Med. Bio., 61(2016)6635

【文献】Zhang, et. al "A depth encoding PET detector using four-crystals-to-one-SiPM coupling and light-sharing window method" Medical Physics, <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/mp.13603>, 20 May 2019

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

図1に例示した一般的なPET検出器は、微小なシンチレータ(14)と少数の受光素子12Aから構成され、効率的な検出が可能であるが、アナログ演算の過程で誤差を生じる。一方、図2に例示したような、単位シンチレータ14Aと受光素子12Aを1:1で対応させることで演算誤差を生じないデジタルPET検出器も開発されているが、受光素子のサイズによってシンチレータのサイズが制限されるだけでなく、受光素子12Aごとに演算回路(例えばADC22A)を必要とする。

【0010】

又、非特許文献2に記載の放射線位置検出器は、4×4の単位シンチレータが4個又は16個で、2×2又は8×8の受光素子アレイに対応するようにされており、シンチレータアレイが1段しかない点も含め、本発明とは具体的な構成が異なっている。

【0011】

本発明は、前記従来の問題点を解消するべくなされたもので、シンチレータのサイズを受光素子のサイズよりも小さくしても、演算誤差を生じずに識別できるだけでなく、深さ情報も取得可能な放射線位置検出器を提供することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明は、受光素子の受光面上にシンチレータを光学接続し、放射線を検出したシンチレータ素子の応答を受光面上で識別して、放射線検出位置を得るようにした放射線位置検出器において、単位サイズの単位受光素子を2次元平面状に配置した受光素子アレイと、該受光素子アレイに光学接続される複数の矩形のシンチレータ素子からなるシンチレータアレイであって、受光面に接する面の断面サイズが、前記単位受光素子のサイズの1/4の面積である単位シンチレータを2個1組として、少なくとも前記受光面と反対側の一部を光学接続し、それ以外を反射材で隔離したシンチレータユニットを、2つの単位受光素

10

20

30

40

50

子に跨いで配置したシンチレータアレイと、各単位受光素子における信号の有無により、シンチレータユニットを特定し、更に、信号が有る場合の前記信号の強弱に基づき、前記シンチレータユニットの一方の単位シンチレータを特定することにより2次元放射線検出位置を得る位置評価部と、を有することにより、前記課題を解決するものである。

【0013】

ここで、前記シンチレータユニットを、前記単位受光素子とそれに隣接する四方の受光素子とを跨ぐように配置することができる。

【0014】

又、前記シンチレータユニットに対応する受光素子の出力比から検出深さを識別するようにすることができる。

【0015】

又、前記単位シンチレータの特定を、重心演算により2次元上で行うようにすることができる。

【0016】

又、前記単位シンチレータを検出深さ方向にもピクセル化することができる。

【0017】

又、2次元シンチレータアレイを検出深さ方向に複数段設け、放射線入射側の2次元シンチレータアレイを構成するシンチレータユニットの数を、前記受光素子アレイ側の2次元シンチレータアレイを構成するシンチレータユニットの数よりも小とすることができる。

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、シンチレータのサイズ即ち空間分解能（例えば4mm）を、大きなコストを掛けずに単位受光素子のサイズの $1/2$ （例えば2mm）に小さくすることができる。従って、単位受光素子のサイズが同じであれば、単位シンチレータの数を増やしてデジタル検出器の空間分解能を向上することができる。或いは、単位シンチレータの数が同じ（サイズは小）であれば、単位受光素子のサイズを半分にし、デジタル検出器を小型化して、脳に用いるヘルメット型のPETや小動物用のPETにも用いることができる。

【0019】

更に、この検出器に重心演算を適用した場合、個々のシンチレータの分布は検出深さ情報を含んだ形で線状に局所的に投影されるため、低コストで演算誤差を大幅に低減できる。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】従来の一般的なPET検出器の構成例を示す図

【図2】同じくデジタルPET検出器の構成例を示す図

【図3】本発明の実施形態を示す図

【図4】同じく 3×3 の場合の構成を示す上面図

【図5】同じく 3×3 の場合の中心の受光素子に対するシンチレータの配置パターンの例及び中心部のシンチレータ識別方法を示す図

【図6】同じく端部の識別方法を示す上面図

【図7】同じく中心の受光素子に対するシンチレータの配置パターンの他の例を示す上面図

【図8】同じく（A） 4×4 と（B） 5×5 の場合の受光素子とシンチレータの関係を示す上面図

【図9】同じく（A）デジタル読み出しと（B）アナログ読み出しの信号処理方法を示す図

【図10】同じく（A）一般的なPET検出器と、本発明による（B）2次元アレイと（C）3次元アレイの場合の2次元位置ヒストグラムの例を比較して示す図

【図11】本発明の変形例を示す側面図

【図12】同じく（A）直方体の実施形態の側面図及び（B）そのリング状配置と、（C）ピラミッド型の実施形態の側面図、（D）そのリング状配置及び（E）各段の構成を示す図

【図13】デジタル演算における信号処理の実施例1を示す図

10

20

30

40

50

【図 1 4】重心演算を加えた場合の 3 層の実施例 2 を示す図

【図 1 5】同じく拡大図

【図 1 6】4 層の重心演算における (A) 従来の光分配方式と (B) 本発明法による実施例 3 の 2 次元位置ヒストグラムを比較して示す上面図

【発明を実施するための形態】

【0021】

以下、図面を参照して、本発明の実施の形態について詳細に説明する。なお、本発明は以下の実施形態及び実施例に記載した内容により限定されるものではない。又、以下に記載した実施形態及び実施例における構成要件には、当業者が容易に想定できるもの、実質的に同一のもの、いわゆる均等の範囲のものが含まれる。更に、以下に記載した実施形態及び実施例で開示した構成要素は適宜組み合わせてもよいし、適宜選択して用いてもよい。

【0022】

本発明の実施形態は、図 3 (A) 上面図及び (B) 側面図に示す如く、受光素子の受光面上にシンチレータを光学接続し、放射線を検出したシンチレータ素子の応答を受光面上で識別して、放射線検出位置を得るようにした放射線位置検出器であるデジタル PET 検出器において、単位サイズの略方形受光素子（単に受光素子と称する）12A を 2 次元平面上に稠密に配置した受光素子アレイ 12 と、該受光素子アレイ 12 に光学接続される複数シンチレータ素子（単位シンチレータとも称する）36 からなるシンチレータアレイ 30 であって、入射面の断面サイズが、前記受光素子 12A のサイズの $1/4$ （ピッチは $1/2$ ）である単位シンチレータ 36 を 2 個 1 組として、入射面側の一部を光学接着剤 32 で光学接続し、それ以外を反射材（例えばポリテトラフルオロエチレン）34 で隔離したシンチレータユニット 38 を、2 つの受光素子 12A に跨いで配置したシンチレータアレイ 30 と、各受光素子 12A における受光信号の有無により、シンチレータユニット 38 を特定し、更に、信号が有る場合の前記受光信号の強弱に基づき、前記シンチレータユニット 38 の一方の単位シンチレータ 36 を特定することにより 2 次元放射線検出位置を得る位置評価部 40 と、を備えたものである。

【0023】

前記シンチレータは、例えば GAGG、LFS、LYSO 等で構成することができ、前記受光素子アレイ 12 は、例えば MPPI、SiPM 等の半導体受光素子で構成することができる。

【0024】

受光素子 12A のサイズの $1/4$ のシンチレータを識別可能であるので、例えば 4 mm 角の SiPM を用いる場合は 2 mm 角の単位シンチレータを用いる。又、SiPM アレイが 8×8 である場合、シンチレータアレイは 14×14 が最大となる。

【0025】

受光素子数が 3×3 である場合のシンチレータアレイ 30 と受光素子アレイ 12 の配置例を図 4 に示す。

【0026】

ここで、図 5 に示す如く、中央の受光素子 12C に着目すると、4 組のシンチレータユニット 38A ~ 38D が中央の受光素子 12C の周囲の 4 辺を跨るように配置されている。すなわち中央の受光素子 12C と、その四方に隣接する他の受光素子 12E、12G、12I、12K とを均等に跨いでシンチレータユニット 38A ~ 38D が配置されている。

【0027】

このうち、図 5 (A) 第 1 段階として、中央の受光素子 12C の左上部に放射線が入射した場合には、(a) に示すように、左上のシンチレータユニット 38A が発光する。又、中央の受光素子 12C の左下部に放射線が入射した場合には、(b) に示すように、左下のシンチレータユニット 38B が発光する。又、中央の受光素子 12C の右下部に放射線が入射した場合には、(c) に示すように、右下のシンチレータユニット 38C が発光する。又、中央の受光素子 12C の右上部に放射線が入射した場合には、(d) に示すように、右上のシンチレータユニット 38D が発光する。

【0028】

各シンチレータユニット38A～38Dにおける各単位シンチレータA、Bの出力の比は、単位シンチレータA、Bへの入射位置に応じて図5（B）第2段階のように変化する。従って、出力が大きい方を放射線が入射した単位シンチレータと特定できる。更に、AとBの出力比により、深さ方向位置も特定できる。

【0029】

図5にシンチレータユニットが図示されていなかった端の受光素子12D～12Kに放射線が入射した場合にも、図6に示す如く入射位置を特定できる。

【0030】

即ち、左又は上の受光素子12D又は12K（図では12D）に放射線が入射した場合は、（a）に示すように、左上のシンチレータユニット38Eが発光する。又、左又は左下の受光素子12E又は12F（図では12E）に放射線が入射した場合には、（b）に示すように、左下のシンチレータユニット38Fが発光する。又、下又は右下の受光素子12G又は12H（図では12H）に放射線が入射した場合は、（c）に示すように、右下のシンチレータユニット38Gが発光する。又、右又は右上の受光素子12I又は12J（図では12I）に放射線が入射した場合は、（d）に示すように、右上のシンチレータユニット38Hが発光する。従って、図5（B）と同様に出力の大きい方の単位シンチレータを特定すれば良い。

【0031】

なお、中央の受光素子12Cに対するシンチレータの配置は、図5に限定されず、図7のようであっても良い。

【0032】

又、受光素子アレイ12の受光素子数も図4～図7に示した3×3でなく、図8（A）に示す4×4や、図8（B）に示す5×5などであっても良い。

【0033】

本発明で用いる信号処理は、図9（A）に示すように各受光素子12AにADC22が直接接続された独立信号読み出し（デジタル読み出しとも称する）の他、図9（B）に示す如く、抵抗チェーン20を介した重心演算で2次元位置ヒストグラム24を得るようにしたアナログ読み出しであっても良い。

【0034】

図10に、（A）一般的なPET検出器における2次元位置ヒストグラム24と、本発明による（B）2次元アレイの場合の2次元位置ヒストグラム24B及び同じく（C）3段のシンチレータアレイ30A～30Cを備えた3次元アレイである場合の2次元位置ヒストグラム24Cの例を比較して示す。図10（A）の一般的なPET検出器の場合、検出した光子数によるばらつきを生じる。これに対して図10（B）、（C）の本発明による場合は、シンチレータが検出深さを反映してライン上に投影され、深さ方向のアレイの段数に応じて点の数が増えていることが分かる。

【0035】

又、これまでの実施形態においては、シンチレータアレイ30が1段又は3段とされ、その放射線入射側（図の上側）に光学接着剤32が配置されていたが、図11に示す変形例のように、（A）に示す如く、1段シンチレータアレイ30の受光素子アレイ12側にも光学接着剤32を設けて光の検出効率を向上したり、（B）に示す如く、1段シンチレータアレイ30と受光素子アレイ12の間にライトガイド18を挿入したり、或いは、（C）に示す如く、シンチレータアレイ30の積層段数を複数（図では30A～30Dの4段）としたり、或いは（D）に示す如く、複数段（図では30A～30Dの4段）のシンチレータアレイ30で受光素子アレイ12側のシンチレータアレイ30Dにも光学接着剤32を配置して光の検出効率を向上したり、或いは（E）に示す如く、複数段（図では30A～30Dの4段）のシンチレータアレイ30で受光素子アレイ12とシンチレータアレイ30の間にライトガイド18を挿入したりすることが可能であり、光学接着剤32の配設位置、ライトガイド18の有無、シンチレータアレイ30の段数は、適宜設定可能で

10

20

30

40

50

ある。

【0036】

又、前記実施形態では、いずれもシンチレータアレイが図12(A)に示すように直方体とされていたが、この場合は、図12(B)に示す如く、リング状に配置した場合重なる領域が発生する。これに対して図12(C)に示す実施形態のように、シンチレータアレイを複数段(図では30A~30Cの3段)として、放射線入射側に向けてシンチレータの数を減らし階段状のピラミッド型とした場合には、図12(D)に示すように、リング状に配置する場合にも隙間なく配置して立体角を向上することができる。各段30A~30Cにおけるシンチレータアレイの構成例を図12(E)に示す。

【0037】

3. 1×3. 1×20mmのLFS単位シンチレータ36を用いた場合のデジタル処理における信号の実施例1を図13に示す。図において、36Aは、例えばレーザによって単位シンチレータ36内に設けられた光学的不連続面である。

【0038】

中心をはさんで、1-2のシンチレータユニットの例では単位シンチレータ1側に、2-5の例では2側に、3-6の例では3側に、4-5の例では5側に、5-6の例では5側に、5-8の例では8側に、4-7の例では4側に、8-9の例では9側に放射線が入射していることが識別できる。

【0039】

又、1. 45×1. 45×4. 5mmのGAGG単位シンチレータと3×3mmのMPPC受光素子アレイを用いて3層で重心演算を行った場合の2次元位置ヒストグラムの実施例2を図14に示す。図15に拡大して示す如く、ライン上の点が分離できていることが明らかである。

【0040】

同じく4層のGAGGシンチレータアレイで重心演算を行った場合における(A)特許文献4に記載の光分配方式と、(B)本発明法による場合の実施例3の2次元位置ヒストグラムを図16に比較して示す。特許文献4に記載の光分配方式に比べて2次元位置ヒストグラムが広がっており、識別能が改善していることが明らかである。

【0041】

出願人が提案したヘルメット型のような頭部PET装置や小動物用PET装置においては、癌の全身スクリーニング検査と比べて高い分解能を必要とするが、本発明によれば、既存の例えば4mmの分解能を、大きなコストをかけずに半分の2mmに向上することができ、更に深さ検出も可能となる。

【0042】

なお、前記実施形態においては、本発明が3次元デジタルPET検出器に適用されていたが、本発明の適用対象はこれに限定されず、PET以外の放射線検出器にも同様に適用できることは明らかである。

【産業上の利用可能性】

【0043】

本発明は、PET装置、特にヘルメット型PET装置など、癌の全身スクリーニング検査と比べても高い分解能を必要とする頭部PET装置に有用である。

【符号の説明】

【0044】

- 10…PET検出器
- 12…受光素子アレイ
- 12A、12C~12K…受光素子
- 14、30、30A~30D…シンチレータアレイ
- 16、34…反射材
- 18…ライトガイド
- 20…抵抗チェーン

10

20

30

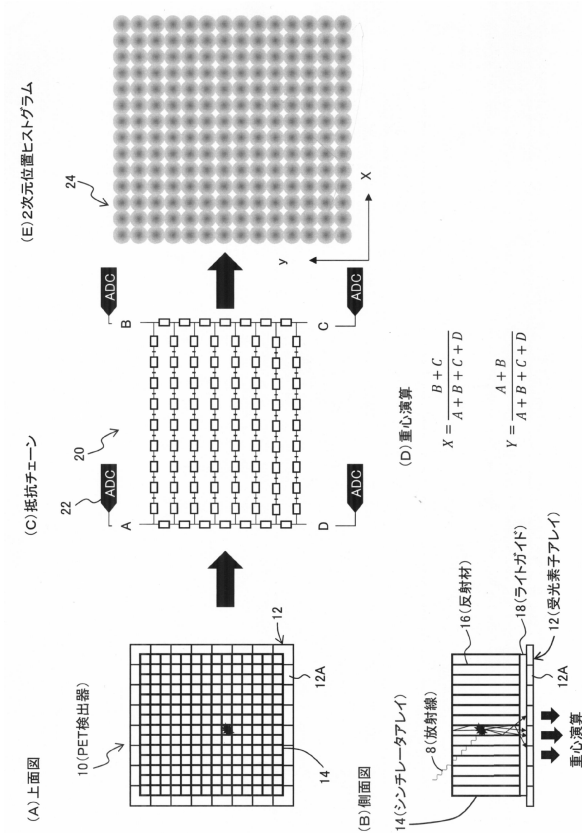
40

50

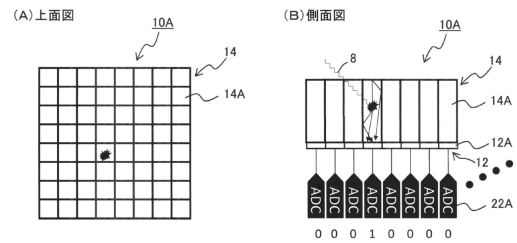
- 22、22A…アナログーデジタル変換器（ADC）
 24、24B、24C…2次元位置ヒストグラム
 32…光学接着剤
 36…単位シンチレータ
 38、38A～38H…シンチレータユニット
 40…位置評価部

【図面】

【図1】



【図2】

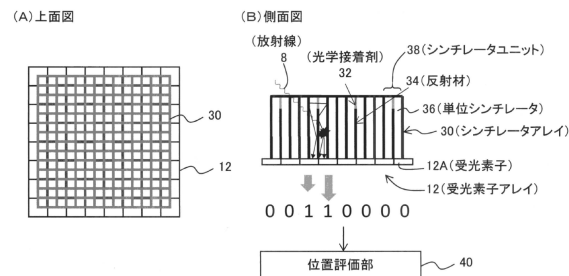


10

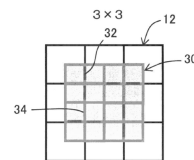
20

30

【図3】



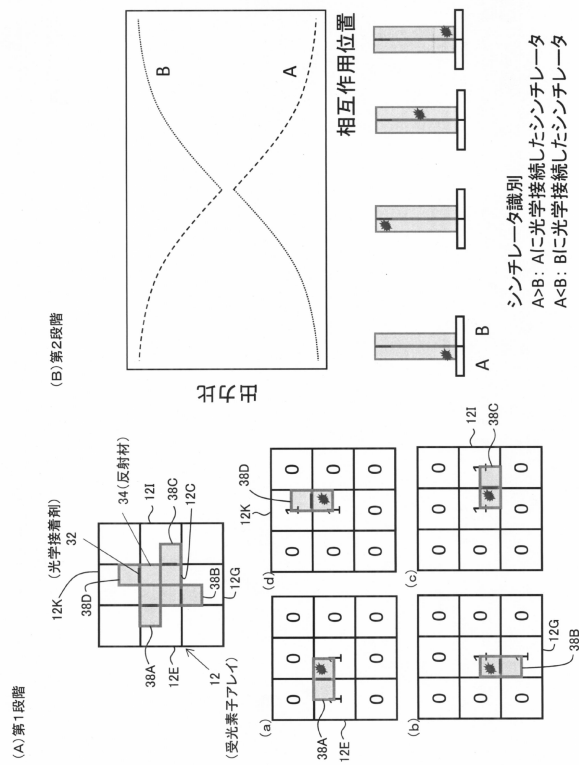
【図4】



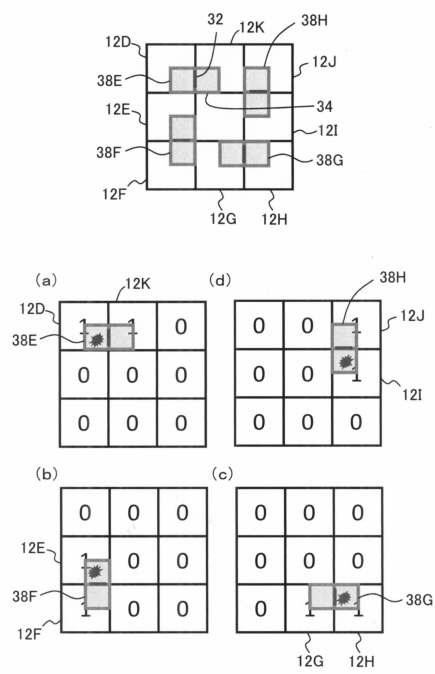
40

50

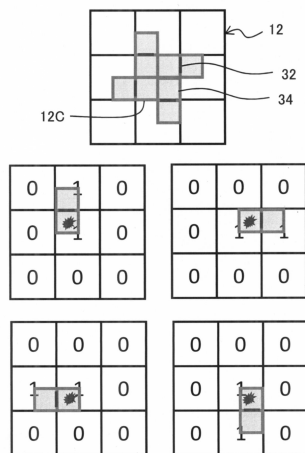
【圖 5】



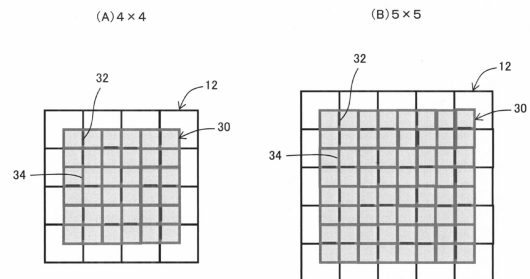
【図 6】



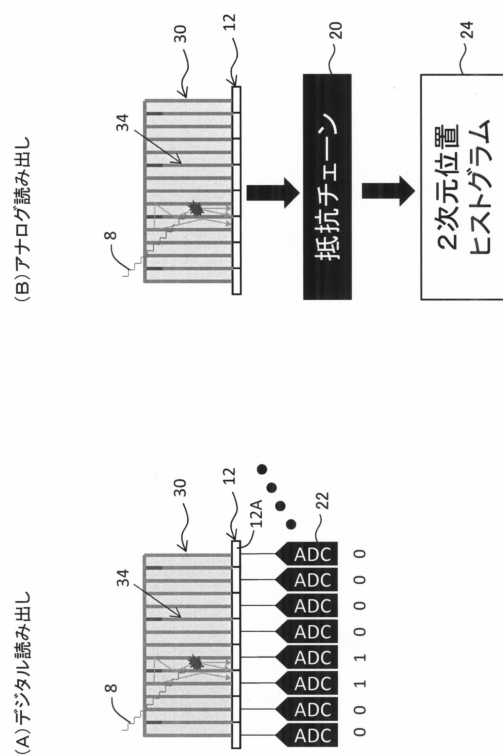
【圖 7】



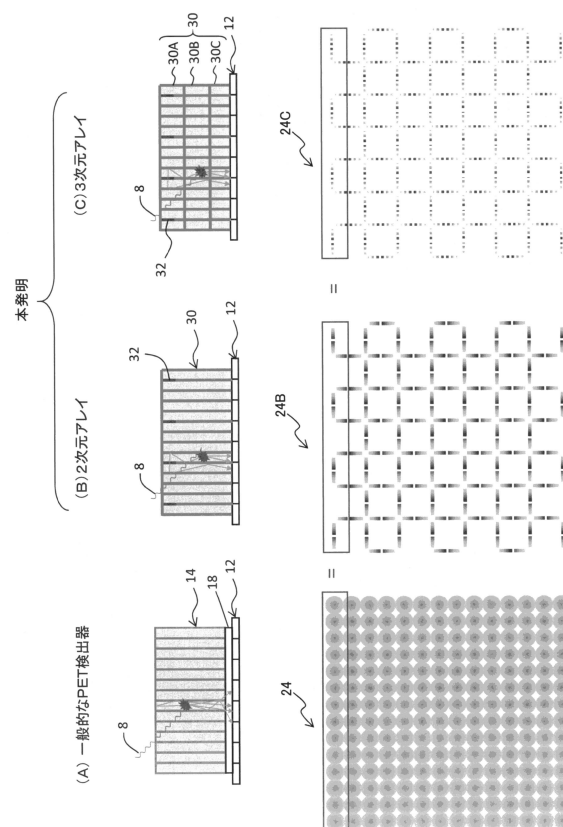
【圖 8】



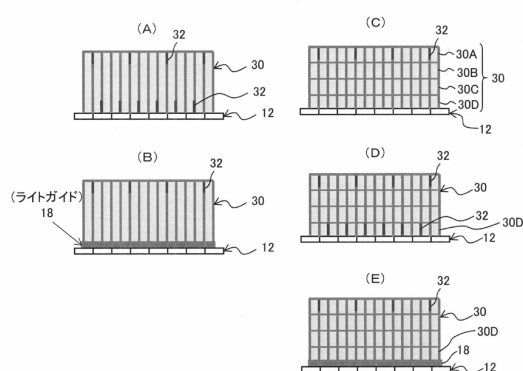
【図 9】



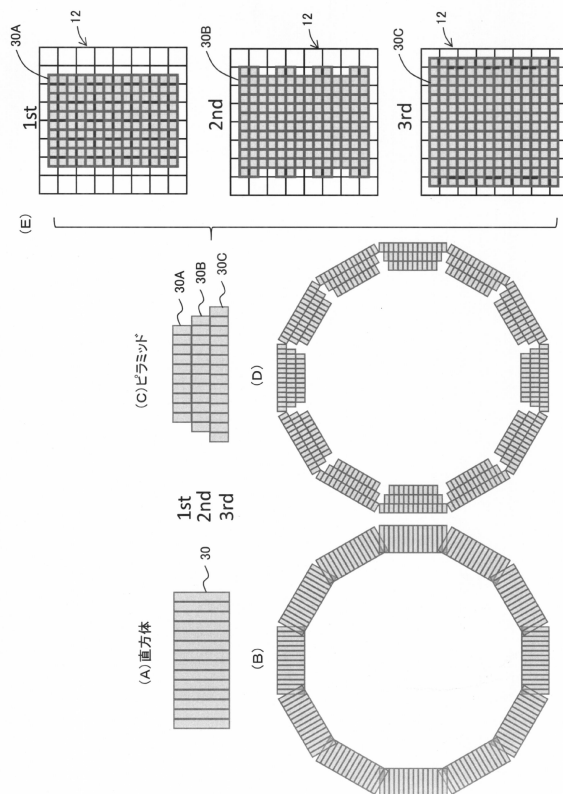
【図 10】



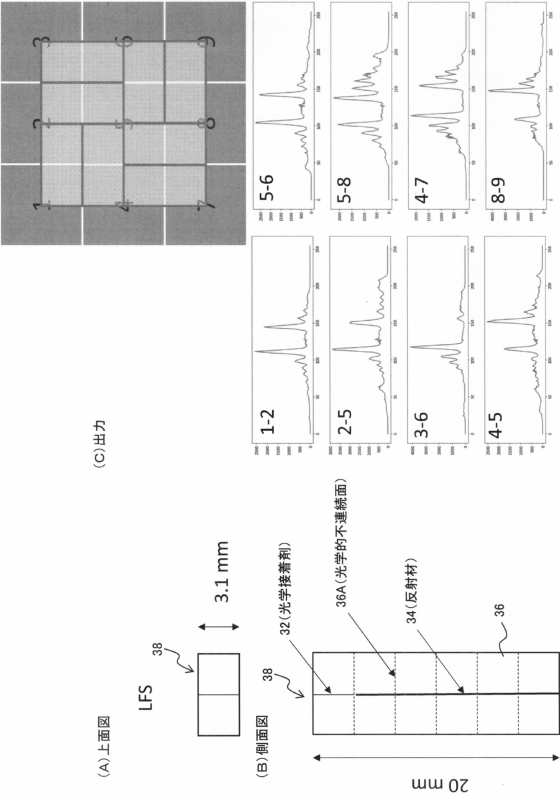
【図 1 1】



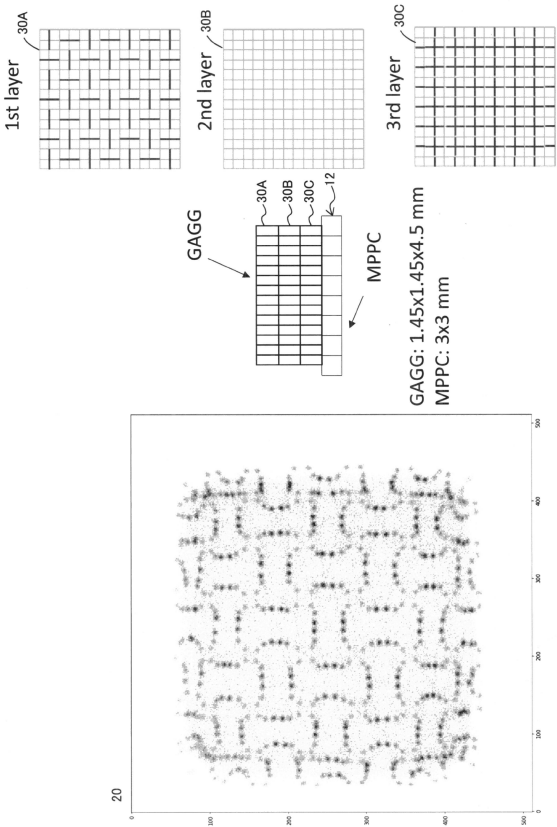
【図 12】



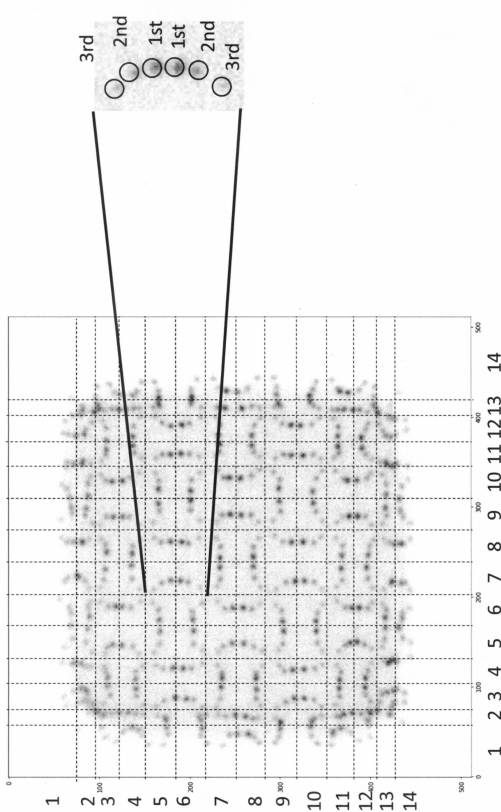
【図 1 3】



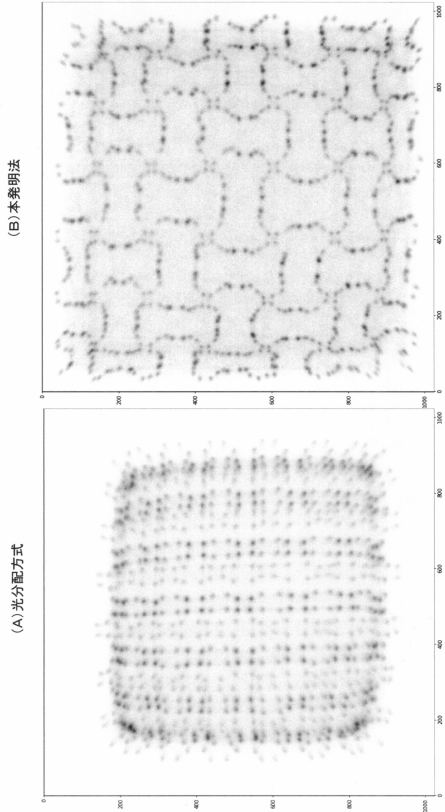
【図 1 4】



【図 1 5】



【図 1 6】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平 6-51069 (JP, A)
 特開 2017-72573 (JP, A)
 特開 2003-240857 (JP, A)
 国際公開第 2017/046928 (WO, A1)
 米国特許出願公開第 2011/0192982 (US, A1)
 米国特許出願公開第 2015/0226862 (US, A1)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
 G 0 1 T 1 / 2 0
 G 0 1 T 1 / 1 6 1