

(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2017-181470

(P2017-181470A)

(43) 公開日 平成29年10月5日(2017.10.5)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>GO1T 1/20 (2006.01)</b>	GO1T 1/20 B	2G188
	GO1T 1/20 G	
	GO1T 1/20 C	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2016-73372 (P2016-73372)  
 (22) 出願日 平成28年3月31日 (2016. 3. 31)

(71) 出願人 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  
 (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  
 (74) 代理人 100144299  
 弁理士 藤田 崇  
 (74) 代理人 100150223  
 弁理士 須藤 修三

最終頁に続く

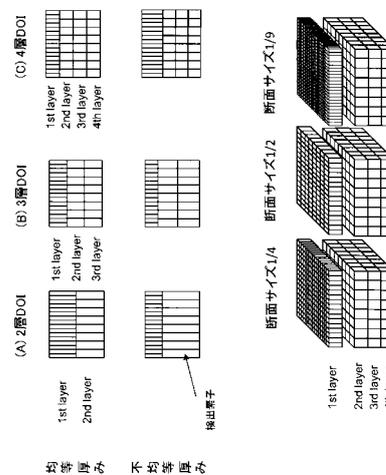
(54) 【発明の名称】 積層型放射線 3 次元位置検出器

(57) 【要約】

【課題】低コストと高分解能を両立した積層型放射線 3 次元位置検出器を提供する。

【解決手段】受光素子 3 0 の受光面上に光学的不連続面によりピクセル化した 2 次元シンチレータアレイを積層し、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可能とすることで、放射線検出位置を 3 次元で得るようにした積層型放射線 3 次元位置検出器において、放射線入射面側のシンチレータアレイ 3 1 のピクセルピッチを、受光素子側のシンチレータアレイ 3 2、3 3、3 4 のピクセルピッチよりも小さくして、前記放射線入射面側のシンチレータアレイを高分解能化する。

【選択図】 図 4



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

受光素子の受光面上に光学的不連続面によりピクセル化した 2 次元シンチレータアレイを積層し、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可能とすることで、放射線検出位置を 3 次元で得るようにした積層型放射線 3 次元位置検出器において、

放射線入射面側のシンチレータアレイのピクセルピッチを、受光素子側のシンチレータアレイのピクセルピッチよりも小さくして、前記放射線入射面側のシンチレータアレイを高分解能化したことを特徴とする積層型放射線 3 次元位置検出器。

**【請求項 2】**

前記ピクセルピッチが小さいシンチレータアレイが、放射線入射面側の 1 層目に配置されていることを特徴とする請求項 1 に記載の積層型放射線 3 次元位置検出器。

10

**【請求項 3】**

前記ピクセルピッチが変化するシンチレータアレイの間にライトガイドを挿入して、ピクセルピッチの異なるシンチレータアレイにシンチレーション光が近接する下層のシンチレータにも広がるようにしたことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の積層型放射線 3 次元位置検出器。

**【請求項 4】**

前記放射線入射面側のシンチレータアレイのピクセルピッチが、縦方向及び / 又は横方向に、前記受光素子側のシンチレータアレイのピクセルピッチの 2 以上の自然数分の 1 と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積層型放射線 3 次元位置検出器。

20

**【請求項 5】**

前記ピクセルピッチが小さいシンチレータアレイへの放射線入射位置が、空気層と光学接着層の配置パターンにより受光面上で識別可能とされていることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の積層型放射線 3 次元位置検出器。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、積層型放射線 3 次元位置検出器に係り、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や放射線計測の分野で用いるのに好適な積層型放射線 3 次元位置検出器に関する。

30

**【背景技術】****【0002】**

放射線位置検出器として、シンチレータ素子 (例えば結晶) をアレイ状に組み、受光素子を光学接合したものが一般的である。PET 装置で、より高い空間分解能を得るためには放射線の入射面に対するシンチレータ素子の断面サイズを小さくする必要がある。したがって、シンチレータ素子の断面サイズによって PET 装置の画質が大きく左右される。

**【0003】**

商用の PET 装置ではシンチレータ素子の断面サイズは 4 mm 角程度であり、アレイ状に組まれたシンチレータは、図 1 に例示する如く、シンチレータ素子 (検出素子) 20 間に光学反射材 (単に反射材とも称する) 26 を用いることでガンマ線との相互作用で発生した光を制御して、受光素子 30 の出力からアングラー計算により作成された重心マップ 35 上で各結晶の弁別を行う。

40

**【0004】**

また、図 2 に例示する如く、体 10 内から対向して放出される 1 対の消滅放射線 (同時計数線とも称する) 12、14 を PET 検出器 16、18 により高い確率で検出するためには 2 ~ 3 cm 程度の厚さのシンチレータ素子を必要とする。しかしながら、この厚みが斜め入射の消滅放射線に対して空間分解能を劣化させる要因となるため、相互作用位置の深さも検出できる 3 次元位置検出器が一部の PET 装置で利用されている (特許文献 1 ~ 3)。

50

## 【 0 0 0 5 】

放射線 3 次元位置検出器のシンチレータ結晶特定方法については様々な方法が提案されている。シンチレータ結晶を 3 次元に積層する積層型 3 次元位置検出器で最も一般的な方法は、特性の異なる 2 種類のシンチレータアレイを積層し、波形解析から深さ情報を特定する方法（非特許文献 1）である。

## 【 0 0 0 6 】

また、図 3 に示すように、光学反射材（単に反射材とも称する）26 と光学接着剤 28 によってシンチレーション光の分布を制御して、3 次元に積層したシンチレータアレイ（図では 4 層）21 ~ 24 の応答を重なりなく重心マップ 35 に投影することで深さ位置情報を検出する積層型放射線 3 次元位置検出器（特許文献 4、非特許文献 2）も提案されている。

10

## 【 0 0 0 7 】

また、製造コストの低下を目指す方法として、シンチレータ内部をレーザー加工する方法（非特許文献 3）や、アレイ化しない単一のシンチレータブロックを用いてシンチレータ光の受光面分布から相互作用位置を特定する方法（非特許文献 4）も提案されている。

## 【 先行技術文献 】

## 【 特許文献 】

## 【 0 0 0 8 】

【特許文献 1】特開平 11 - 142523 号公報

【特許文献 2】特開平 11 - 142524 号公報

【特許文献 3】特開 2004 - 279057 号公報

【特許文献 4】特許第 5011590 号公報

【特許文献 5】特開 2015 - 087260 号公報

【特許文献 6】再表 2010 - 041313 号公報（請求項 8、段落 0045、図 13）

## 【 非特許文献 】

## 【 0 0 0 9 】

【非特許文献 1】M. Schmand, L. Eriksson, M. E. Casey, M. S. Andreaco, C. Melcher, K. Wienhard, G. Fluegge, and R. Nutt, "Performance results of a new DOI detector block for a High Resolution PET-LSO Research Tomograph HRRT," IEEE Trans Nucl Sci, vol. 45, no. 6, pp. 3000-3006, 1998.

30

【非特許文献 2】T. Tsuda, H. Murayama, K. Kitamura, T. Yamaya, E. Yoshida, T. Omura, H. Kawai, N. Inadama, and N. Orita, "A Four-Layer Depth of Interaction Detector Block for Small Animal PET," IEEE Trans Nucl Sci, vol. 51, no.5, pp. 2537-2542, 2004.

【非特許文献 3】T. Moriya, K. Fukumitsu, T. Sakai, S. Ohsuka, T. Okamoto, H. Takahashi, M. Watanabe, and T. Yamashita, "Development of PET Detectors Using Monolithic Scintillation Crystals Processed With Sub-Surface Laser Engraving Technique," IEEE Trans Nucl Sci, vol. 57, no. 5, pp. 2455-2459, 2010.

【非特許文献 4】F. Sanchez, L. Moliner, C. Correcher, A. Gonzalez, A. Orero, M. Carles, A. Soriano, M. J. Rodriguez-Alvarez, L. A. Medina, F. Mora, and J. M. Benilloch, "Small animal PET scanner based on monolithic LYSO crystals: Performance evaluation," Med. Phys., vol. 39, p. 643, n/a 2012.

40

## 【 発明の概要 】

## 【 発明が解決しようとする課題 】

## 【 0 0 1 0 】

PET の画質を向上するためには前述の通り、より微小なシンチレータ素子を用いることが必要であるが、微小なシンチレータ素子を用いるには個々のシンチレータ素子を特定する技術的な問題と製造コストが課題になる。

## 【 0 0 1 1 】

特に、アルツハイマーをはじめとする精神・神経症疾患の診断・研究に PET が期待さ

50

れており、出願人は特許文献5でヘルメット型PET装置を提案しているが、頭部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も高い分解能を必要とする。しかしながら、従来はこれに対応できなかった。

【0012】

一方、出願人は特許文献6において、受光素子に一番近い最下層の結晶を上方2段の結晶の2倍の大きさとすることを提案しているが、これは、最下層の感度向上が目的であって、本発明のように放射線入射面に近い層の分解能向上が目的ではなかった。

【0013】

本発明は、前記従来の問題点を解決するべくなされたもので、低コストと高分解能を両立した積層型放射線3次元位置検出器を提供することを課題とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0014】

上記課題を解決するために、本発明では、積層型放射線3次元位置検出器において、図4に例示するように、好適には、放射線入射面側から数えて1層目のシンチレータ素子に他層のシンチレータ素子に対し小さな断面サイズのシンチレータ素子を用いることで、低コストと高分解能を両立した積層型放射線3次元位置検出器を提供する。

【0015】

図4上段は、(A)に示す2層DOIで1層目と2層目の厚みを均等、不均等、(B)に示す3層DOIで1層目と2、3層目の厚みを均等、不均等、(C)に示す4層DOIで1層目と2~4層目の厚みを均等、不均等とした例を示す。図4下段は、1層目の断面サイズを、1層目以外の1/4、1/2、1/9とした例を示す。

20

【0016】

従来型の積層型放射線3次元位置検出器(非特許文献2)では、反射材で囲まれた4個のシンチレータ素子を空気と光学接着によって識別したが、1層目のシンチレータ素子の断面サイズを例えば1/4にした場合、4×4の16個のシンチレータ素子の識別を反射材を用いずに行わなければならない。そこで、1層目のシンチレータ素子の識別には、例えば4×4のシンチレータ素子の中心の4素子については光学接着、辺縁部の素子については空気層で最適化し、更に必要に応じて1層目と2層目間にライトガイドを用いることで1層目のシンチレータ素子の識別能を向上することができることが確認できた。

【0017】

30

本発明は、上記のような実験結果に基づいてなされたもので、受光素子の受光面上に光学的不連続面によりピクセル化した2次元シンチレータアレイを積層し、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可能とすることで、放射線検出位置を3次元で得るようにした積層型放射線3次元位置検出器において、検出効率が高い放射線入射面側のシンチレータアレイのピクセルピッチを、検出効率の低い受光素子側のシンチレータアレイのピクセルピッチよりも小さくして、前記放射線入射面側のシンチレータアレイを高分解能化することにより前記課題を解決したものである。

【0018】

ここで、前記ピクセルピッチが小さいシンチレータアレイを、放射線入射面側の1層目に配置することができる。

40

【0019】

又、前記ピクセルピッチが変化するシンチレータアレイの間にライトガイドを挿入して、ピクセルピッチの異なるシンチレータアレイにシンチレーション光が近接する下層のシンチレータにも広がるようにすることができる。

【0020】

又、前記放射線入射面側のシンチレータアレイのピクセルピッチを、縦方向及び/又は横方向に、前記受光素子側のシンチレータアレイのピクセルピッチの2以上の自然数分の1とすることができる。

【0021】

又、前記ピクセルピッチが小さいシンチレータアレイへの放射線入射位置を、空気層と

50

光学接着層の配置パターンにより受光面上で識別可能とすることができる。

【0022】

又、各層のシンチレータの厚みは任意に選択することが可能である。

【0023】

又、本発明はシンチレータの種類は問わずに利用でき、波形解析目的以外でも異なる種類のシンチレータを層ごとに変更することも可能である。

【発明の効果】

【0024】

図5に、(A)従来型の4層積層型放射線3次元位置検出器と(B)1層目のシンチレータアレイ31を1/4の断面サイズにした場合の本発明の実施例による効果を比較して示す。(A)に示す従来法では垂直入射のガンマ線については、どのシンチレータ素子と相互作用しても同じ幅の同時計数線を引くが、(B)に示す本発明による方法では1層目同士の同時計数線の幅は従来法の半分になるため空間分解能が向上する。また1層目と2層目以降の同時計数線においても、空間分解能は落ちるが同様の効果が期待できる。例えば、3cm厚のGSOシンチレータを4層に等分割した場合、1層目(7.5mm厚)の511keVガンマ線に対する検出効率は実験によれば約4割であり、同時計数における1層目との相互作用が含まれる事象は約8割となる。従って、積層型放射線3次元位置検出器において、好適には、最も検出効率が高い1層目のシンチレータ素子を他層のシンチレータ素子より小さな断面サイズに小さくすることで、大きなコストを掛けずに検出器の位置弁別性能を大幅に向上し、PET等の画質向上につながる。

【0025】

1層目に $1.5 \times 1.5 \times 5 \text{ mm}^3$ のLSOシンチレータ、2層目から4層目において $3 \times 3 \times 5 \text{ mm}^3$ のLSOシンチレータを用いた検出器を用い、直径25cmの小動物サイズPET装置を模擬したモンテカルロ・シミュレーションを実施して算出された空間分解能を図6に示す。従来例として全てのシンチレータが $3 \times 3 \times 5 \text{ mm}^3$ と $1.5 \times 1.5 \times 5 \text{ mm}^3$ での結果を比較として追記した。 $3 \times 3 \times 5 \text{ mm}^3$ シンチレータアレイと $1.5 \times 1.5 \times 5 \text{ mm}^3$ シンチレータアレイの空間分解能の差は0.73mmであり、本発明法の差は0.4mmであった。本発明法は1層分(25%)のシンチレータのみを $1.5 \times 1.5 \times 5 \text{ mm}^3$ に交換しただけで55%の空間分解能改善効果が期待できる。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図1】一般的なPET用検出器と重心演算による結晶識別方法を示す図

【図2】PET装置で消滅放射線を検出している状態を示す断面図

【図3】従来の積層型放射線3次元位置検出器の構造と結晶弁別方法の例を示す図

【図4】本発明による積層型放射線3次元位置検出器の構造例を示す図

【図5】(A)従来例と(B)本発明の実施例の効果を比較して示す図

【図6】従来例と本発明法による空間分解能予測を示す図

【図7】本発明の実施形態を示す図

【図8】層間ライトガイドの効果を示す図

【図9】前記実施形態によって得られた重心マップを示す図

【発明を実施するための形態】

【0027】

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。

【0028】

図3に示した4層積層型放射線3次元位置検出器に適用した本発明の実施形態を図7に

示す。

【0029】

本実施形態は、放射線入射面側の1層目のシンチレータアレイ31のピクセルピッチを、検出効率の低い受光素子30側の他の3層(2層目、3層目及び4層目)のシンチレータアレイ32、33、34のピクセルピッチの縦方向及び横方向に1/2とすると共に、前記1層目のシンチレータアレイ31と2層目のシンチレータアレイ32の間にライトガイド40を挿入したものである。ライトガイドとシンチレータアレイは光学接着剤などで光学結合することができる。

【0030】

前記1層目のシンチレータアレイ31は、例えば $1.5 \times 1.5 \times 5 \text{ mm}^3$ のLYSOシンチレータ素子を $16 \times 16$ のアレイとすることができる。

10

【0031】

1層目のシンチレータ素子間は、 $4 \times 4$ のLYSOシンチレータ素子ごとに光学反射材36を挿入し、該光学反射材36内のシンチレータ素子は、光学接着剤38と空気層37によって受光面上で結晶応答が重ならないように最適化した。具体的には、図中に例示したように、 $4 \times 4$ のシンチレータ素子の中心の4素子については光学接着剤38による接着、辺縁部の素子については空気層37とすることが好適であるが、これに限定されない。

【0032】

一方、2~4層目のシンチレータアレイ32~34は、図に示すように $3 \times 3 \times 5 \text{ mm}^3$ のLGSOSシンチレータを $8 \times 8$ の3層のアレイ状に積層した。反射材36の構造などは、図3に示した従来の4層積層型3次元位置検出器と同等である。

20

【0033】

又、1層目と2層目の間には、ライトガイド40を挟み込んだ。ライトガイド40の材質はアクリル、サイズはシンチレータアレイと同サイズ(上記アレイでは $23 \times 23 \text{ mm}^2$ )、厚みは $0.5 \text{ mm}$ が好適であるが、これに限定されない。層間ライトガイド40の効果を図8に示す。

【0034】

$^{22}\text{Na}$ 線源による上方からの一様照射によって得られた重心マップを図9に示す。ライトガイドを1層目と2層目の間に挿入することで1層目の識別が改善されていることが確認できる。また、本条件においてはライトガイドの厚みは $0.5 \text{ mm}$ が最適であり、 $1 \text{ mm}$ にすると応答が重なる傾向が見られた。 $0.5 \text{ mm}$ 厚のライトガイドを用いた重心マップにおいて図7中に拡大して示した最小の区画内の1層目の16素子、及び2~3層目の各4素子の応答が識別できていることが明らかである。

30

【0035】

なお、前記実施形態においては、シンチレータアレイのピクセル化を結晶分割により行っていたが、一体レーザー加工で行ったり、あるいは分割された結晶と一体レーザー加工の組合せにより行うことも可能である。

【0036】

又、前記実施形態においては、放射線入射面側の1層目のみのピクセルピッチが他の層のピクセルピッチよりも小さくされていたが、放射線入射面から数えて所定層までのピクセルピッチを、残りの層のピクセルピッチより小とすることも可能である。

40

【0037】

又、前記実施形態においては、放射線入射面側の1層目のピクセルピッチが、縦方向及び横方向に共に放射線受光素子側のピクセルピッチの1/2とされていたが、図4下段に例示したように、縦方向又は横方向のいずれか一方を1/2としたり、あるいは縦方向及び/又は横方向の1/2以外の3以上の自然数分の1とすることも可能である。

【0038】

シンチレータアレイの層数も4層に限定されず、図4上段に例示したように、2層以上であればよい。

50

【 0 0 3 9 】

シンチレータの材質も実施例に限定されない。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 4 0 】

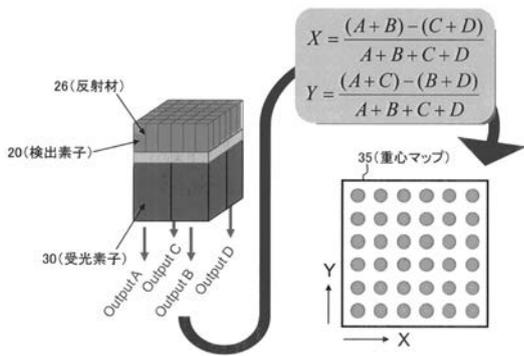
本発明によれば、既存のPET装置における4mm台の分解能を、大きなコストを掛けずに2mm台に改善することができ、特許文献5で提案したようなヘルメット型PET装置を含む頭部PET装置に対応できる。

【 符号の説明 】

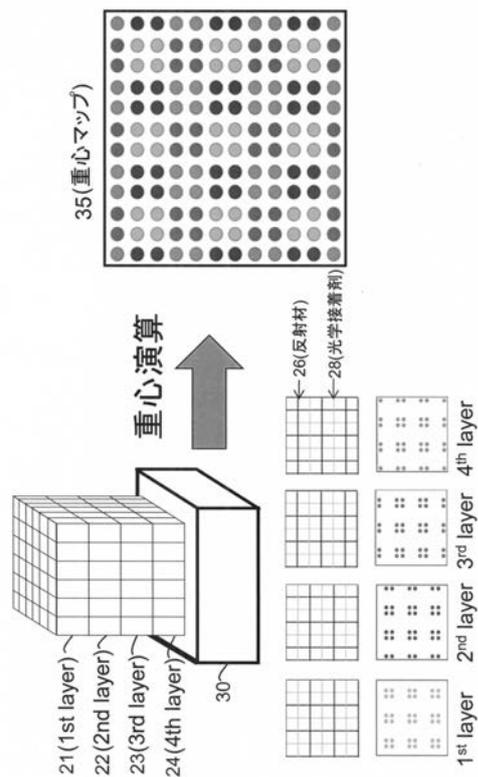
【 0 0 4 1 】

- 20 ... 検出素子 (シンチレータ素子)
- 30 ... 受光素子
- 31 ~ 34 ... シンチレータアレイ
- 35 ... 重心マップ
- 36 ... 反射材
- 37 ... 空気層
- 38 ... 光学接着剤
- 40 ... (層間) ライトガイド

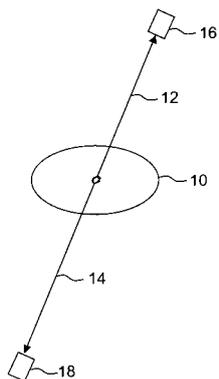
【 図 1 】



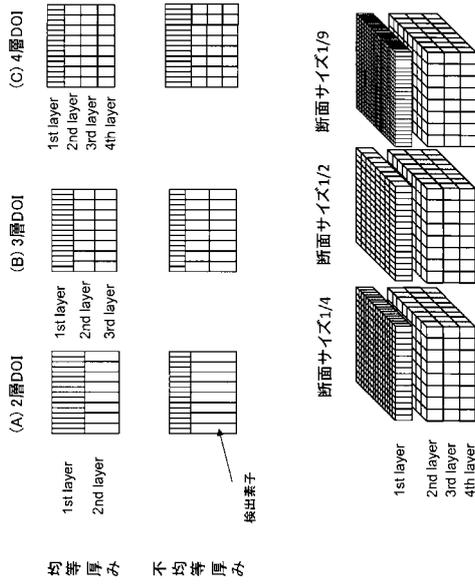
【 図 3 】



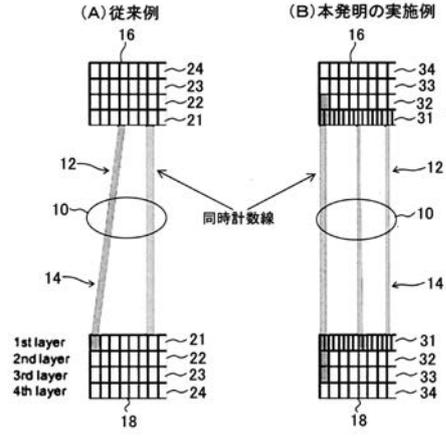
【 図 2 】



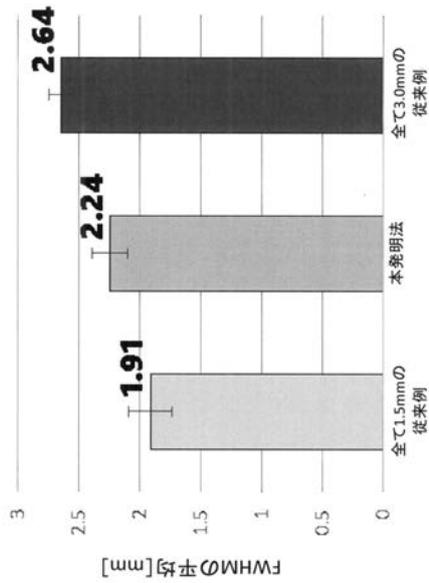
【 図 4 】



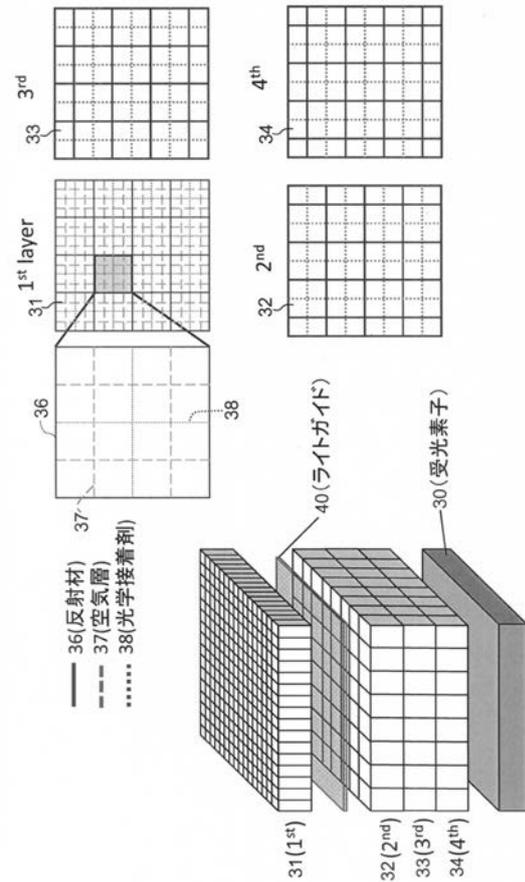
【 図 5 】



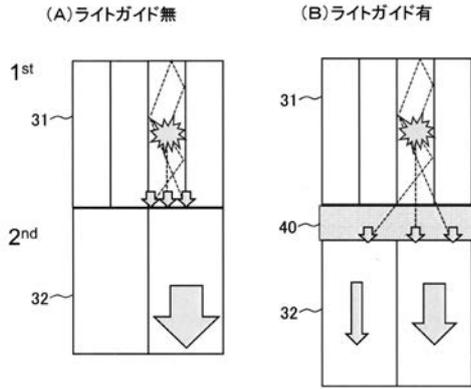
【 図 6 】



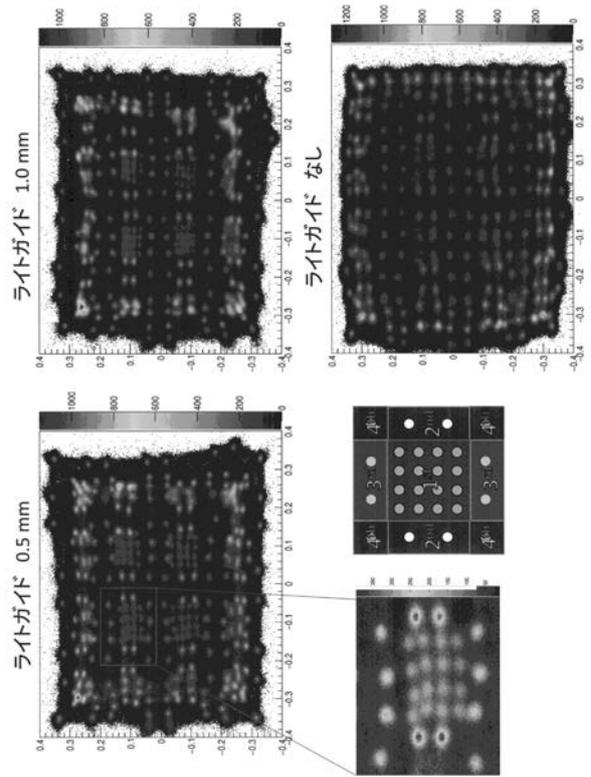
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



---

フロントページの続き

(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 国立研究開発法人放射線医学総合研究所内

Fターム(参考) 2G188 AA02 BB04 BB07 CC12 CC15 CC18 CC22 DD05 DD42 DD43  
EE16 EE39