

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 26 年 6 月 19 日現在

機関番号：82502

研究種目：基盤研究(C)

研究期間：2011～2013

課題番号：23602017

研究課題名(和文)半導体受光素子を用いることによる高感度PET検出器の大面积化の研究

研究課題名(英文) Study for gaining detector sensitivity by making the detector in a long shape on the high performance PET detector which consists of semiconductor photo-detectors

研究代表者

稲玉 直子 (INADAMA, Naoko)

独立行政法人放射線医学総合研究所・分子イメージング研究センター・主任研究員

研究者番号：10415408

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 4,000,000円、(間接経費) 1,200,000円

研究成果の概要(和文)：PETとは、体内物質の一部を放射性同位体に置き換えて体内に注入し体外から放射線を検出することでその分布を画像化する手法であり、医学研究に大きく貢献する。例えば、ブドウ糖の分布画像上の特異的集積はそこでの異常に活発な糖代謝を意味し、がん化の可能性が示唆される。このPETによる生体機能画像の画質は、PET装置の放射線検出器性能に依存する。本研究では、近年の小型受光素子の普及により実現可能となった高性能PET検出器に対し、感度向上のための大面积化は可能であり、それによる検出器分解能の劣化は見られないことを示した。また、レーザー加工や板状シンチレータの使用など検出器作成上の新たな工夫の有効性も示した。

研究成果の概要(英文)：Positron emission tomography (PET) is a method to image distribution of substance in a body and often used in medical field. For example, specific accumulations observed in an image of glucose distribution indicate exist of tumors. Such PET image is obtained by injecting radioisotope (RI) of the substance and detecting the radiations from the RI at outside the body so that the image quality is much depends on performance of the radiation detectors. Our research team was developed the high performance PET detector which could be realized by recent popularization of small photo-detector devices. In this study, it was proved that, aiming for gaining the detector sensitivity, extension of the detector volume in one direction (a long shape) was possible with maintaining detector spatial resolution. Also, it was found that the new trials in fabrication, the use of plate scintillators for high yield rate and laser processing, were effective.

研究分野：総合領域

科研費の分科・細目：人間医工学・医用システム

キーワード：DOI検出器 PET検出器 シンチレータ レーザー加工 MPPC

1. 研究開始当初の背景

(1) PET について

陽電子断層撮像法 (PET) とは、振る舞いを見たい体内物質 (ブドウ糖など) の一部を陽電子を放出する放射性同位体 (RI) に置換したものを体内に注入し、その分布を体外で RI からの放射線を検出することで画像化する手法であり、医学分野での診断や研究に用いられる。例えばブドウ糖の分布画像で特異的に集積している個所があれば、そこで糖代謝が異常に活発に行われていることを意味し、そこががん化している可能性が示される。この PET による生体機能画像において、短い計測時間で解像度が高い画像を得るためには PET 検出器が高感度でありさらに放射線検出位置精度が高い (高検出器分解能) ことが必要である。

(2) DOI 検出器

PET 検出器の構造は、放射線と相互作用をすると発光するシンチレーション結晶にその光を感知する受光素子を結合させたものが一般的である。受光素子としては光電子増倍管 (PMT) が多く用いられ、シンチレーション結晶の放射線入射面を上面とすると、PET 装置では検出すべき放射線との干渉、密な検出器配置という点から底面のみ PMT が結合される (図 1a))。そして、シンチレーション結晶内に反射材格子を挿入しシンチレーション光の広がりを抑えることで PMT から離れた上面付近でも結晶内の放射線検出位置分解能が保たれるようにする。反射材挿入と位置弁別型 PMT の使用で 2 方向 (x, y 方向) に対し 1 mm 以下の高分解能 (例 0.5 mm [1]) はすでに達成されているが、検出器を PET 装置にリング状に配列したときに (図 1a)) 検出位置の深さ情報 (z 方向) がわからないと視差の影響で PET 画像の周辺部の解像度が劣化する。その改善のために研究されているのが、結晶内で放射線を検出した位置について深さ方向を含めた 3 次元の情報を得る Depth of interaction (DOI) 検出器である。DOI 検出器の研究は国内外でなされた様々な方法が提案されているが、深さ方向 (z 方向) の分解能を x, y 方向と同程度にするのは困難であった。特に、結晶の上面近くは放射線検出確率が最も高い重要な部分であるにもかかわらず、PMT から最も離れているため光量の減衰を伴い高分解能を得るのが困難であった。

(3) 半導体受光素子の普及

近年、軽量で小型の半導体受光素子が普及し、これらを用いた PET 検出器の開発が多くなされている。小型であるため、シンチレーション結晶のどの面に結合しても、放射線との干渉や密な検出器配置に対し問題とならず、より自由な受光素子配置が可能となった。

(4) X' tal cube 検出器の開発

我々の研究グループはこれまで DOI 検出器開発に従事してきた。他のグループによる DOI 識別は、ほとんどが 2-4 層分であるのに対し、PMT を用いて深さ方向 8 層分の識別が可能 PET 検出器も開発した [2,3]。そして近年半導体受光素子を新しく使用し、シンチレーション結晶全面に配置させた DOI 検出器、X' tal cube を開発したが、結晶上面にも受光素子を配置することで今まで光損失が大きかった結晶上方でも分解能が得られ、結晶内すべての部分で同等の高分解能を実現できた [4]。X' tal cube の構造を図 1b) に示す。シンチレーション結晶内部は立方体のセグメントの 3 次元配列に分割されるが、セグメント間に反射材の挿入はない。

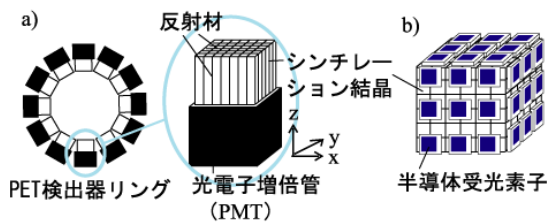


図 1 a) PMT を用いた従来の PET 検出器。b) X' tal cube の構造

2. 研究の目的

本研究は、近年の小型受光素子の普及により実現可能となった高性能 PET 検出器 X' tal cube のさらなる性能向上を目的とする。

(1) 大面積化

X' tal cube のさらなる高感度化を目指し、図 2a) に示すように X' tal cube を一方向に隙間なく連続させた構造 (大面積検出器) を試みる。一方向に結晶が長くなっても、他の 2 方向で近くに受光素子が存在すれば光の減衰による分解能の劣化は見られないと考えられる。この検出器の形状は、例えば、PET 装置で検出器間の隙間のない検出器配置の実現や狭いスペースに検出器を配置しなければならない両乳房同時撮像用マンモ PET の中央部分に適用できると考える [5] (図 2b))。

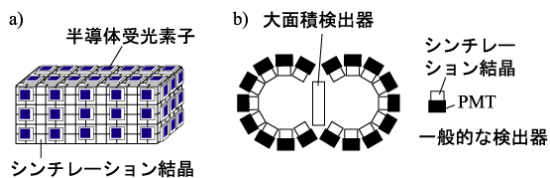


図 2 a) 大面積 X' tal cube の構造 b) 応用例

(2) レーザー加工導入に対する評価

X' tal cube の結晶部は、最初小さな立方体の結晶素子を 3 次元配列に組み上げて作成していたが、素子が細くなると作成が不可能になる。新たな方法として、大きな一塊のシンチレーション結晶の内部にレーザー加工で光学的不連続面を形成しセグメント化す

る方法[6]で X' tal cube が試作されたのでその性能を評価する。結晶内部に対する加工であるため、セグメントがバラバラになることはないという利点をもつ。図3にそれぞれの方法で作成した結晶部を示す。

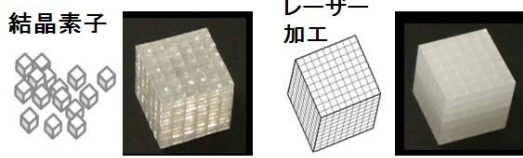


図3 結晶素子の3次元配列による X' tal cube の結晶部とレーザー加工によりセグメント化された結晶部

(3) 板状シンチレータの使用

X' tal cube の量産や一般化により適した構造として新しく発案した板状シンチレータの使用について、その可能性を調べる。板状シンチレータはレーザー加工で2次元に分割され、積み重ねることによりセグメントの3次元配列を実現する。レーザーによる一塊のシンチレーション結晶内部の3次元分割に比べ、より一般的な技術であり歩留まりも高い薄いシンチレータの2次元分割を積極的に用いるのである。板状シンチレータを用いた場合は、結晶部がひび割れたときも部分的な交換が可能となる。

3. 研究の方法

すべての X' tal cube 試作器に、半導体受光素子として Multi-Pixel Photon Counter (MPPC, 浜松ホトニクス社製) の S10931-050P (感度有効エリア $3.0 \times 3.0 \text{ mm}^2$, $3600 \text{ micro pixels}@50 \mu\text{m}$, $61.5 \% \text{ fill factor}$) を用いた。MPPC は、増幅率も時間応答も PET 検出器での使用に適している。MPPC の接着には、RTV ゴム (KE420、信越化学工業社製、屈折率 1.45) を用いた。検出器の分解能は結晶セグメントの識別能で評価する。全 MPPC 信号を用いた x, y, z の各方向への重心演算によって得られる各結晶セグメントに対応する応答が互いに重ならないければ、結晶ブロック内で放射線を検出したセグメントの識別が可能となり、そのセグメントサイズの検出位置分解能を持っていることになる。

(1) 大面積化

大面積検出器のシンチレーション結晶ブロックは $3 \times 3 \times 3 \text{ mm}^3$ の $\text{Lu}_{2x}\text{Gd}_{2(1-x)}\text{SiO}_5:\text{Ce}$ (LGSO, $x = 0.9$, 日立化成) 結晶素子 6×6 配列を 14 列連ねて形成した。結晶素子表面は化学研磨、素子間は空気とした。結晶ブロックの全表面に 1 mm 厚のライトガイドを通して計 90 個の MPPC を光学結合した。MPPC の結晶素子に対する配置を図4に示す。MPPC の感度有効エリア以外の結晶ブロック表面は受光量の損失を防ぐために反射材 (Multilayer polymer mirrors, 住友 3M, 反射率 98%, 厚さ $65 \mu\text{m}$) で覆った。

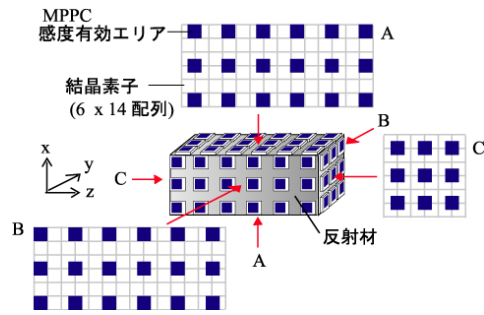


図4 MPPC の結晶に対する配置

(2) レーザー加工導入に対する評価

(1) で用いた LGSO 結晶素子 $6 \times 6 \times 6$ 配列で構成した結晶ブロックを用いた X' tal cube (配列タイプ) と、レーザー加工により内部を $6 \times 6 \times 6$ 配列に分割した $18 \times 18 \times 18 \text{ mm}^3$ の $\text{Lu}_{2(1-x)}\text{Y}_{2x}\text{SiO}_5$ (LYSO, $x = 0.1$, Crystal Photonics Inc. (CPI); USA) を結晶ブロックとした X' tal cube (レーザータイプ) を作成し、性能を比較した。セグメントサイズは 1 辺が 3 mm の立方体である。レーザー加工の条件として結晶表面は機械研磨でなくてはならないため機械研磨での購入が可能な LYSO を用いたが、結晶の性質は LGSO とほぼ同等である。MPPC は結晶ブロックの各表面に 4×4 配列、計 96 個を光学結合した。

(3) 板状シンチレータの使用

まず、レーザー加工により 9×9 配列に分割された断面積 $18 \times 18 \text{ mm}^2$ 、厚さ 2 mm の板状 LYSO を 9 枚重ねて結晶ブロックとした X' tal cube を作成し、性能を評価した。シンチレータ間は空気とした。セグメントサイズは 1 辺が 2 mm の立方体である。さらに高分解能を目指し、レーザー加工により 18×18 配列に分割された断面積 $18 \times 18 \text{ mm}^2$ 、厚さ 1 mm の板状 LYSO 結晶を 18 枚重ねて結晶ブロックとした X' tal cube を作成し、性能を評価した。セグメントサイズは 1 辺が 1 mm の立方体である。3次元それぞれ分解能が 1/2 になるため、全体では 1/8 の細かさでの検出位置識別が求められることになる。MPPC は結晶ブロックの各表面に 4×4 配列、計 96 個を光学結合した。それぞれの MPPC の結晶に対する配置を図5に示す。

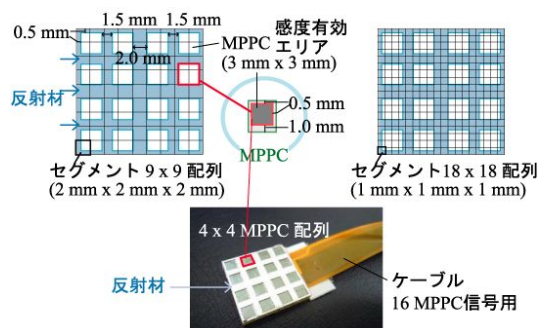


図5 セグメントサイズが一辺 2 mm の立方体、1 mm の立方体である板状シンチレータを用いた X' tal cube の MPPC 配置

4. 研究成果

(1) 大面積化

図6は ^{137}Cs 点線源からの線(662 keV)を一様照射し、MPPC信号を重心演算して得られた結晶素子の応答である。中央は全結晶素子 $6 \times 6 \times 14$ 個分の応答をy方向に投影した図である。z方向での応答の重なりは見られず、分離している。x, y方向での応答の分離も確認した結果、全応答が分離していた。図6には結晶ブロック中央部と端であるz方向8層目と12層目の 6×6 配列結晶素子に対応する応答を抜き出した図を示す。以上より、z方向へ拡張した大面積検出器は拡張により分解能を劣化させることなく3次元ともに3mmの検出器分解能を達成できることが示された。また、中央の8層目の結晶素子が十分識別できることより、z方向へのさらなる延長も可能であると考えられる。エネルギー性能について、各結晶素子のエネルギー分解能は13%程度であり、拡張により2側面が遠のいてしまう中央部で光量が減衰することもなかった。

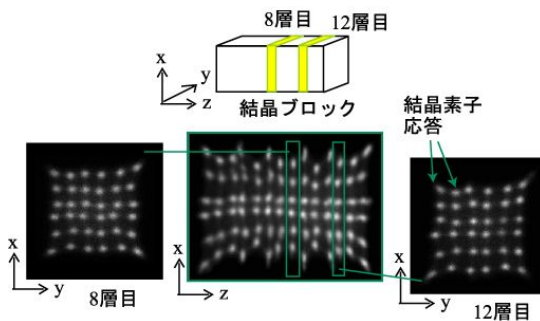


図6 線の一様照射で得られた大面積検出器の結晶素子応答。

(2) レーザー加工導入に対する評価

図7に ^{137}Cs 点線源からの線(662 keV)を一様照射し、MPPC信号の重心演算によって得られた $6 \times 6 \times 6$ 個の結晶素子応答を示す。図8は図7よりz方向1層目(端)と3層目(中央)の 6×6 結晶素子の応答を抜き出した図である。結晶応答は配列タイプ、レーザータイプ、ともに分離されているため、結晶素子サイズである3次元ともに3mmの検出器分解能を達成できているといえる。ただし図8より、配列タイプは応答の位置がMPPC配置の影響を受けているのに対し、レーザータイプは影響なく均一に並んでいる。このことより、結晶素子サイズがさらに小さくなったときに、レーザータイプの方が分離が良くなると予測できる。

この応答の現れる位置の違いの原因を知るために、各MPPCへの光の分配の違いを調べた。MPPC信号の重心演算の結果が応答の位置を決定するからである。図9は、結晶ブロック表面の1結晶素子で発したシンチレーション光が各MPPCへどのように分配されたかを示したものである。矢印は発光した結晶素子を含む結晶素子列に直接結合しているMPPC

の信号を示す。レーザータイプでは光が表面上のMPPCによく分布しているのに対し、配列タイプは近くのMPPCより対面の同じ結晶列に結合しているMPPCに多くの光が分配されている。発光した結晶素子から結晶素子列に沿って光が広がる結果と考えられる。しかし、対面のMPPCへの分配は重心演算で応答を中央に寄せてしまうため、隣の応答との分離を妨げる働きをしてしまう。従って、対面のMPPCにほとんど光が分配しないレーザータイプは、優れた検出器性能が期待できる。エネルギー特性について、エネルギー分解能は配列タイプが10%程度、レーザータイプが9%程度と、レーザータイプの方がよかった。これらの結果より、レーザー加工技術は検出器性能の向上に寄与すると結論できる。レーザー加工による結晶分割について、本検出器のようにシンチレータ内部に反射材を含まないという従来と異なる構造をもつ検出器のみに用いることができる。本実験の成果は平成23年春の国際学会で口頭発表に選出された。

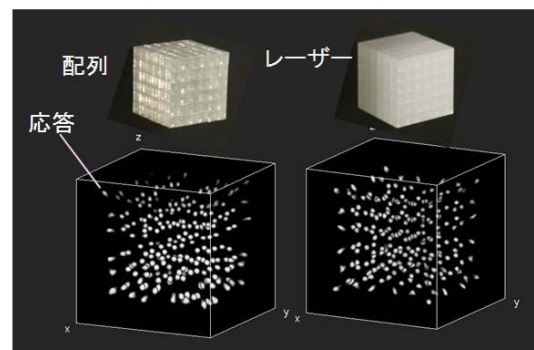


図7 配列タイプとレーザータイプのX-Y平面の応答

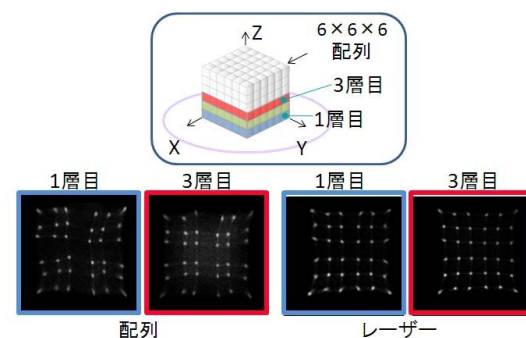


図8 配列タイプとレーザータイプのz方向1層目と3層目の結晶に対する応答

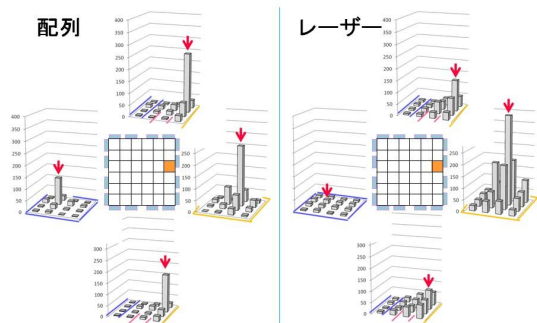


図 9 右端の結晶素子で発光したシンチレーション光の上下左右面上の 4×4 MPPC への光の分配。赤の矢印は、発光した結晶から上下左に伸びる結晶素子列の端に直接結合している MPPC の信号を示す。

(3) 板状シンチレータの使用

図 10 は、セグメントサイズが 2 mm の立方体である X' tal cube に ¹³⁷Cs 点線源からの線 (662 keV) を一様照射し、MPPC 信号の重心演算を行って得られたセグメント応答である。9×9×9 個のセグメント応答がすべて分離し、全セグメントの識別が可能であることが示されている。そして、板状シンチレータごとに応答がよくそろっているという特徴が見られる (図 10a)。図 10a), b) に、z 方向 3 層目、5 層目 (中央)、7 層目の板状シンチレータで x や y 方向の応答間隔が縮まっている様子が見られる。図 5 より、それらの板状シンチレータの側面は MPPC に直結せずに反射材で覆われていることがわかる。直接結合していない MPPC には光が分配されにくいという図 9 の配列タイプの特徴が表れていると考察できる。エネルギー特性について、エネルギー分解能は 9.5% 程度であった。これらの結果より、板状シンチレータは 2 mm 角の立方体にまで分割した場合でも、セグメント識別能・エネルギー分解能においてレーザー加工のみで 3 次元分割した場合と同等の良い性能を示すといえる。この成果は平成 24 年秋の国際学会で口頭発表に選出された。

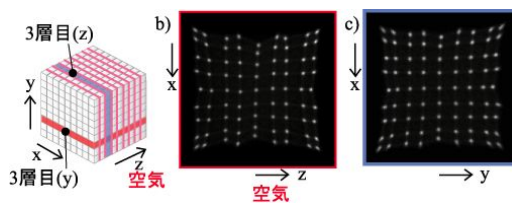
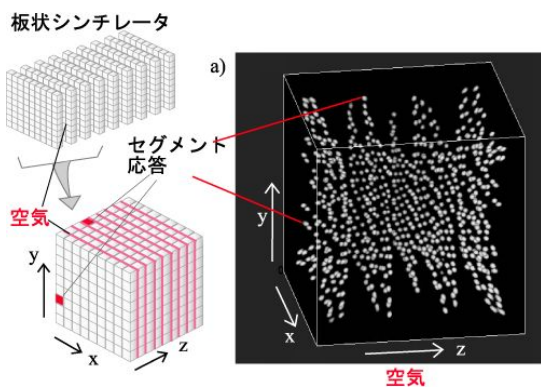


図 10 板状シンチレータを用いた X' tal cube の応答。セグメントサイズは 2 mm の立方体、9×9×9 配列。

図 11 は、セグメントサイズが 1 mm の立方体である X' tal cube に ²²Na 点線源からの線 (511 keV) を一様照射し、MPPC 信号の重心演算を行って得られた 18×18×18 個のセグメントに対する応答である。結晶ブロック内部のセグメントに対する応答は分離しているが、一部の表面付近のセグメントの応答が重なっている。これらの箇所は、図 5 より、側面が反射材で覆われた板状シンチレータに対応している。セグメントが 2 mm の立方体の場合に見られた傾向が 1 mm の立方体で顕著に現れたといえる。しかし、この識別能の劣化は反射材が原因と考えられるため、MPPC 感度有効エリア間の間隔がほとんどないアレイタイプの MPPC を用いることで解決できると考える。エネルギー特性について、エネルギー分解能は 511 keV の線に対し 10% 程度であった。以上の結果より、板状シンチレータを用いた X' tal cube で、結晶ブロック表面の一部で分解能の劣化が見られたが、内部では 1mm の高分解能が得られ、細かくすることによるエネルギー分解能の劣化も見られないことが示された。この成果は平成 25 年春の国際学会で口頭発表に選出された。

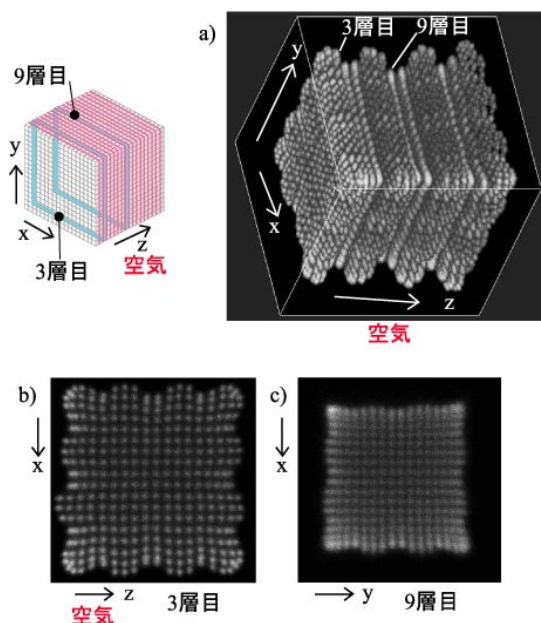


図 11 板状シンチレータを用いた X' tal cube の応答。セグメントサイズは 1 mm の立方体、18×18×18 配列。

板状シンチレータの実験の中で、新しい発想も生まれた。通常、開発のための実験では条件を変えた測定を繰り返し行うためシンチレータを接着後に再び剥がす必要がある。今回、薄い板状シンチレータを用いたため剥がす際に割れる心配があった。通常このような場合に接着剤の代わりに用いる光学グリースは、レーザー加工部にしみ込む、重ねたシンチレータが滑るなどの点で本研究に不向きであった。その解決のため、光学接着剤であるRTVゴムを極薄のシート状にして乾かしたものを使用することを発案した。図12は、RTVシートの評価実験の結果である。1.5×1.5×7.2 mm³のLYSO結晶素子8×8配列を3通りの結合条件(空気、RTVシート、RTV接着)でPMT上に配置した。結晶素子間は反射材を挿入せず、空気とした。²²Na点線源からの線(511 keV)を一様照射し、MPPC信号の重心演算を行った。図12より、RTVシートを介した結合はRTV接着の代わりになりうる事が証明された。光量は、RTV接着の場合に比べやや減衰したが、空気の場合の減少量ほど顕著なものではなかった。本光学シートは簡易実験用として検出器開発全般に広く使用可能で、この成果は平成25年秋の国際学会で口頭発表に選出された。

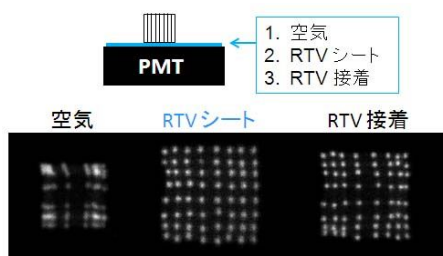


図12 RTVシートの評価結果

参考文献

- [1] J. R. Stickel, J. Qi, S. R. Cherry, J. Nucl. Med., vol. 48, no. 1, pp. 115-121, January 2007.
- [2] N. Inadama et. al., IEEE Trans. Nucl. Sci., vol.53, pp. 2523-2528, Oct. 2006.
- [3] 科学研究費補助金(若手研究(B)), 平成21-22年度、研究代表: 稲玉直子
研究課題名: 結晶形状の工夫によるDOI-PET検出器の高性能化の研究
- [4] Y. Yazaki, N. Inadama et. al., IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 59, No. 2, pp. 462-468, April 2012.
- [5] 産業財産権 名称: マンモグラフィ装置. 特願2006-97320, (H18.3.31出願), 出願人: (1)放射線医学総合研究所, (2)島津製作所, 発明者: 北村圭司 他
- [6] T. Moriya et. al., IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 57, No. 5, pp. 2455-2459, Oct. 2010.

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕(計 1件)

Naoko Inadama, Takahiro Moriya, Yoshiyuki Hirano, Fumihiko Nishikido, Hideo Murayama, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Munetaka Nitta, Hiroshi Ito, and Taiga Yamaya, X'tal cube PET detector composed of a stack of scintillator plates segmented by laser processing, IEEE transactions on nuclear science, 査読有, vol. 61, No. 1, February 2014, pp.53-59.
DOI: 10.1109/TNS.2013.2293599

〔学会発表〕(計 14件)

稲玉直子, The X'tal cube with 1 mm³ isotropic resolution based on a stack of laser-segmented scintillator plates, Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, 2013年11月1日, COEX convention center (韓国 ソウル)

稲玉直子, A convenient light guide for trial production in its optimization process, Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, 2013年10月29日, COEX convention center (韓国 ソウル)

稲玉直子, Performance of the X'tal cube PET detector using 1 mm thick scintillator plates segmented to 1 x 1 mm² by laser processing, Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging Annual Meeting, 2013年6月11日, Vancouver Convention Centre (カナダ バンクーバー)

稲玉直子, X'tal cube detector composed of a stack of scintillator plates segmented by laser processing, Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, 2012年11月2日, Disneyland Hotel (カリフォルニア アナハイム)

稲玉直子, Performance evaluation of the X'tal cube PET detector using a monolithic scintillator segmented by laser processing, Society of Nuclear Medicine Annual Meeting, 2011年6月7日, San Antonio Convention Center (テキサス サンアントニオ)

6. 研究組織

(1)研究代表者

稲玉直子 (INADAMA, Naoko)
独立行政法人放射線医学総合研究所・分子イメージング研究センター・主任研究員
研究者番号: 10415408