

平成22年6月15日現在

研究種目：若手研究(B)

研究期間：2008～2009

課題番号：20700416

研究課題名(和文) ガイガーモードAPDを用いた光分配型PET用検出器の開発

研究課題名(英文) Development of a Light sharing DOI-PET detector using GAPD

研究代表者

錦戸 文彦 (Nishikido Fumihiko)

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・研究員

研究者番号：60367117

研究成果の概要(和文)：ガイガーモード・アバランシェフォトダイオード(GAPD)は量子効率が高い、内部利得が高い、磁場耐性がある(MRIと同時撮像が可能)等、PET検出器用光検出器として優れた特性を持っている。本研究では実際にGAPDの一つである浜松ホトニクス製MPPCを用いてDOI検出器を作成した。PET検出器に欠かせないDOI情報は放医研で開発された光分配4層DOI方式を採用した。評価実験の結果、光電子増倍管を使用した検出器と比較しても優れた空間分解能・エネルギー特性を達成した。

研究成果の概要(英文)：Geiger-mode avalanche photodiodes (APDs) have many advantages to be used in PET detector, such as high internal gain, high photon detection efficiency, lower power supply and insensitivity to magnetic fields. We constructed prototype four-layer DOI detectors using two MPPC arrays and evaluated their detector performances. As a result, better detector performances as a PET detector than a detector using PS-PMT was achieved.

交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2008年度	1,500,000	450,000	1,950,000
2009年度	500,000	150,000	650,000
年度			
年度			
年度			
総計	2,000,000	600,000	2,600,000

研究分野：医学物理

科研費の分科・細目：人間医工学・医用システム

キーワード：検査・診断システム、PET装置

1. 研究開始当初の背景

(1) ガイガーモードAPD

一般的に陽電子放射断層撮像(Positron Emission Tomography, PET)装置で用いられ

ている消滅放射線用検出器には、シンチレーション検出器が用いられている。研究開始当初にはシンチレーション結晶からのシンチレーション光の検出には光電子増倍管(PhotoMultiplier Tube, PMT)を用いること

が、信号対雑音比が高い・時間特性が良い・扱い易い等の理由から一般的であった。しかしながら PMT は真空管中で電子を増幅する必要があり、サイズ(特に厚み)を小さくすることが出来ず装置や検出器の設計の際の足枷となっていた。一方で半導体受光素子であるガイガーモード・アバランシェフォトダイオード(Geiger-mode avalanche photodiode, GAPD)が新しく実用化されつつあった。GAPD は量子効率や内部利得が PMT と同程度であること、サイズがコンパクトであること、動作電圧が低いことなどから PMT の代わりとなる光検出器として期待が持たれていた。加えて磁場からの影響を受けにくいという特徴も持っており、MRI 装置と同時撮像を行う PET/MRI 装置用の検出器に用いることも可能であると考えられる。しかしながら前述のような長所を持つ一方で内部利得がバイアス電圧や温度に強く依存する為、これらを慎重にコントロールする必要があるという欠点も持っている。加えてダイナミックレンジが狭く、素子のマイクロセル数以上の光子を一度に検出することが出来ない為、PET 検出器の様に多数の光子を検出する必要がある場合は線形性が崩れてしまう可能性がある。

しかしながら当時の研究は素子そのものの性能評価までしか行われておらず、前述の特性が実際の PET 検出器として利用した場合にどのような影響を与えるかの研究は行われていない状況であった。

(2) DOI-PET 検出器

旧来の PET 検出器はシンチレータの深さ方向の位置情報を検出することが不可能であった為、装置の視野の端に近づくに従って空間分解能が劣化する現象が見られた(パララックスエラーと呼ばれる)。この問題に対しては深さ位置情報 (Depth-of-interaction, DOI) を得ることが可能な DOI 検出器を使うことで解決が可能であり、研究開始当初でも様々な手法が提案・実現されていた。放医研でも光分配型 4 層 DOI 検出器の開発に成功しており、PMT を用いた検出器の場合には十分な性能がえられていた。この方式はシンチレーション光を多数の光検出素子に分配し測定を行う為、一般的な PET 検出器に用いられているシンチレータと受光素子が 1 対 1 に対応しているタイプの検出器と比較して、GAPD の信号の線形性が崩れにくいと考えられる。そこで本研究ではこの光分配型 4 層 DOI 方式を採用することとした。

2. 研究の目的

本研究では新しく開発された光検出器である GAPD を用いた PET 検出器を作成しその可能性を探ることを目的としている。実際に

は DOI 検出手法に光分配型 4 層 DOI 方式を採用し、その PET 検出器としての性能の評価を行った。特に一般的な PET 検出器で用いられることが多い 1 対 1 型 PET 検出器との比較を行い、光分配型検出手法の優位性を示すことが目的となる。

3. 研究の方法

本研究では GAPD の一つである浜松ホトニクス社製の Multi-Pixel Photon Counter (MPPC) を使用した。実験には $3\text{mm} \times 3\text{mm}$ の MPPC 素子が 4×4 のアレイ状に並べられた S11064 シリーズを用いた(図 1)。マイクロピクセルサイズは $50\ \mu\text{m} \times 50\ \mu\text{m}$ (S11064-050P) と $25\ \mu\text{m} \times 25\ \mu\text{m}$ (S11064-025P) の 2 種類を用いて実験を行いその比較を行った。

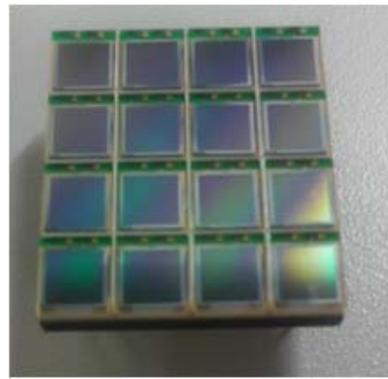


図 1 実験に用いた MPPC アレイ

最初には一般的な PET 検出器に用いられている 1 対 1 型の検出器を模擬する為に、1 つの $3.0\ \text{mm} \times 3.0\ \text{mm} \times 3.0\ \text{mm}$ LGSO 結晶を 1 つの MPPC 素子上に置き、入射ガンマ線のエネルギーに対する出力信号の線形性を調べた。入射ガンマ線としては Am (59.5keV)、Ce (165.9keV)、Cr (320keV)、Na (511keV)、¹²⁷Sb (1275keV)、Cs (662keV)、Mn (835keV) の 6 種類の校正用線源を用いて各エネルギーでの出力信号を測定し、その線形性を調べた。

次に MPPC を用いた光分配型 4 層 DOI 検出器の性能評価を行った。シンチレータとしてはサイズが $1.46\ \text{mm} \times 1.46\ \text{mm} \times 4.5\ \text{mm}$ 、表面処理は科学研磨の LYSO 結晶を使用した。結晶ブロックは $6 \times 6 \times 4$ 層に組み立てられており、実験では 3×3 個の MPPC ピクセル上に結晶ブロックがくるように置いた。結晶ブロックと MPPC との間は光学グリスを用いて光学接合を行った。MPPC のそれぞれのピクセルからの信号はそれぞれプリアンプ・シェーピングアンプを通した後に ADC を用いてリストモードで記録を行った。リストモードデータから計算を行い結晶弁別やエネルギースペクトルを作成し PET 検出器としての性能の評価を行った。

4. 研究成果

(1) 1対1での測定

図2に1つの3.0 mm × 3.0 mm × 3.0 mm LGSO結晶を1つのMPPC素子上に置いた場合の、入射ガンマ線のエネルギーとMPPC素子からの出力の大きさの関係を示す。ピクセルのサイズが50 μm(検出可能最大光子数:3600個)と25 μm(検出可能最大光子数:14400個)のデータがプロットしてある。50 μmの場合、検出可能最大光子数が3600個しかない為にPET検出器で計測する511keVのエネルギーの領域で既に線形性が崩れてしまっている。一方で25 μmの場合は検出可能最大光子数が14400個と十分である為、高いガンマ線の領域まで線形性が崩れていない。しかしながら25 μmの素子は開口率(有感領域の割合)が50 μmのものよりも小さい為に、PET検出器性能が劣化してしまう可能性がある。

最近報告されているGAPDを用いた検出器の報告の中でも、見かけ上のエネルギー分解能は優れているが、実際は線形性が崩れている為に本質的な分解能は劣化しているものが多く見られている。

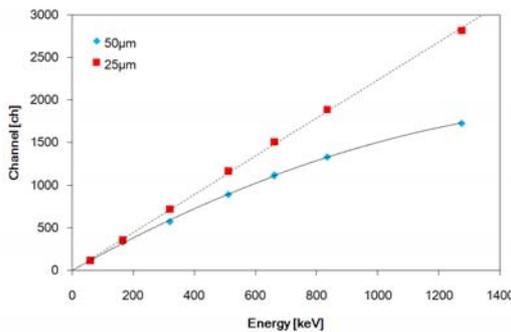


図2 50 μm素子と25 μm素子との線形性の比較

(2) 結晶弁別能

図3に6 × 6 × 4層のLYSOブロックとS11064-050P(50 μm)の組み合わせの検出器で得られたポジションヒストグラムを示す。ヒストグラム上の各スポットが1つの結晶素子を示しており、6 × 6 × 4個の全ての結晶が弁別できていることが解る。これにより検出器において約1.5 mmの空間分解能が達成されているといえる。同様にピクセルサイズが25 μmのMPPCであるS11064-025Pを用いたポジションヒストグラムを図4に示す。前述したように25 μmの素子は開口率が低い為、エネルギー分解能が50 μmの素子と比較して低くなっており、結晶弁別能も劣化していると考えられる。

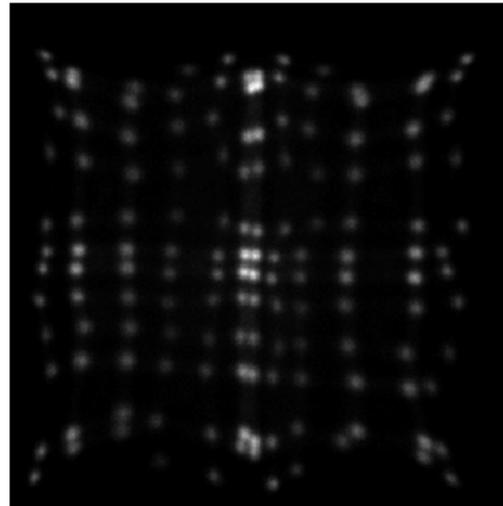


図3 S11064-050Pに対する2次元ヒストグラム

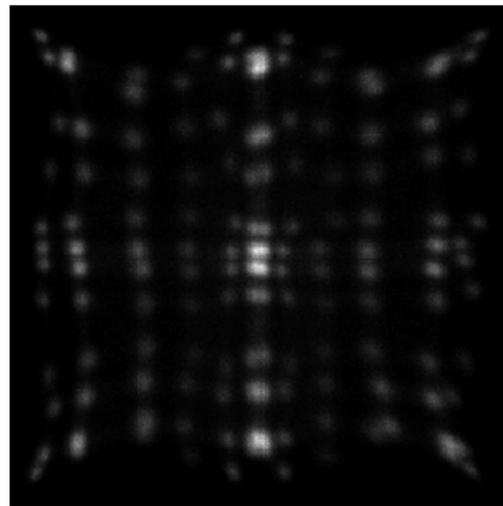


図4 S11064-025Pに対する2次元ヒストグラム

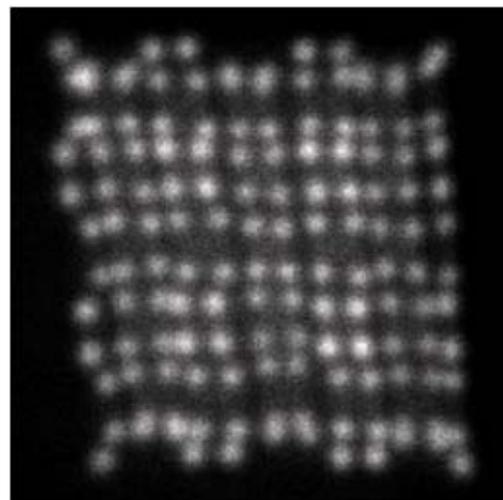


図5 位置敏感型PMTに対する2次元ヒストグラム

比較のため過去に我々のグループで使用していた位置敏感型の PMT (H9500、浜松ホトニクス社製) を用いた検出器のポジションヒストグラムを図 5 示す。結晶ブロックは前述の MPPC を用いた検出器に使用したのと同じものを使用した。MPPC の結果と比較して明かに結晶弁別能が劣化していることが解る。これらの結果から MPPC を用いた光分配型 4 層 DOI 検出器は、位置敏感型 PMT と比較してもよりよい空間分解能を得られることが示された。

(3) エネルギー特性

図 6 に入射ガンマ線のエネルギーに対する MPPC を用いた光分配型 4 層 DOI 検出器からの出力の関係の 1 例を示す。結晶は $6 \times 6 \times 4$ 個の結晶の中で最も MPPC に到達するシンチレーション光が多いと考えられるものを選択した。図から解るとおりエネルギーが高い部分では僅かに線形性が崩れつつあるが、PET 検出器で計測を行う 511keV のエネルギー領域では十分に線形性が保たれていることが解る。

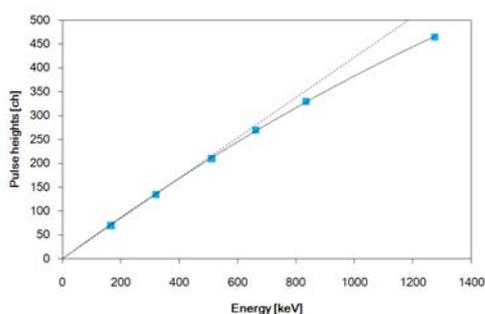


図 6 MPPC を用いた 4 層 DOI 検出器における信号出力の線形性

図 7 に各層の結晶に対するエネルギースペクトルを示す。層間でのシンチレーション光の減衰は殆ど無く、各層での信号出力はほぼ一定であるといえる。また、エネルギー分解能は PET 検出器に要求される 511keV 消滅放射線に対し 11%-13% が得られており、PET 用検出器として十分なエネルギー分解能が得られた。

(4) 結論

MPPC を用いた光分配型 4 層 DOI 検出器の作成を行い、その PET 検出器としての性能の評価を行った。その性能は PET 検出器として十分な性能を達成している。また、位置敏感型 PMT を用いた場合の光分配型 4 層 DOI 検出器と比較しても今回は優れた結果が得られており、今後 GAPD は光電子増倍管の代わりとして十分に使用することが可能であるといえる。加えて、今回製作した MPPC を用いた

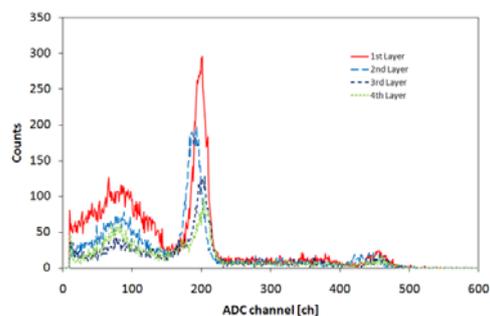


図 7 MPPC を用いた 4 層 DOI 検出器におけるエネルギースペクトルの例

光分配型 4 層 DOI 検出器の性能は、一般的に GAPD を用いた検出器で利用される 1 対 1 型検出器と比較しても線形性において優れているといえる結果を得ることに成功した。

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[学会発表] (計 1 件)

錦戸文彦, 矢崎祐次郎, 三橋隆之, 稲玉直子, 吉田英治, 村山秀雄, 山谷泰賀, "MPPC アレイを用いた光分配型 4 層 DOI-PET 検出器の開発", 2010 年春季第 57 回応用物理学関係連合講演会, 2010. 03. 18

6. 研究組織

(1) 研究代表者

錦戸 文彦 (Nishikido Fumihiko)
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・研究員
研究者番号: 60367117