

# PET/MRI 用シンチレーション検出器の性能評価

応用物理学科  
指導教官

近藤 千種  
新川 孝男 教授, 松村 徹 助教

## 【目的】

近年、画期的な癌の検査方法として PET (陽電子放射断層撮影) 診断が注目を集めている。PET 装置は、癌細胞に集積されやすい  $^{18}\text{F}$ -FDG (陽電子放出核種である  $^{18}\text{F}$  で標識したグルコース) を患者に投与し、 $^{18}\text{F}$  の崩壊に伴う 1 対の消滅ガンマ線を同時に検出することで、癌細胞の位置を特定する装置である (図 1)。

しかしながら PET では、小さな癌が分散している場合や泌尿器官等の癌を正確に判別できないことがある。そこで、生体の組織構造を撮影できる MRI (磁気共鳴画像装置) と PET を組み合わせた PET/MRI 装置の開発が進められている。しかしながら、PET 用光検出器として一般的に使用されている光電子増倍管は MRI の磁場中で動作しない為、PET/MRI 装置は実用化されていない。そこで、近年開発された半導体光検出器 MPPC に着目する。MPPC は個別に動作する複数のガイガーモード APD ピクセルから成る光子計数素子であり、磁場の影響を受けず、高い増倍率 ( $\sim 10^6$ ) を有する (図 2)。そこで本研究では、PET/MRI の実用化を目指し、MPPC を用いたシンチレーション検出器の性能評価を行った。



図1 PET装置 [1]



図2 MPPC素子 [2]

## 【測定の方法】

本研究では図3のようにLYSOシンチレータ ( $2 \times 2 \times 15\text{mm}$ ) にMPPC (S10362-11-050C: 受光面  $1 \times 1\text{mm}$ 、ピクセルサイズ  $50 \times 50\mu\text{m}^2$ ) を取り付け検出器を製作した。LYSOは発光量が比較的大きく (NaI比75%)、発光減衰時間が短い (40 ns) PET用シンチレータである。集光率を上げる為に、LYSOをアルミ箔反射材で巻き、光学グリースでMPPCの受光面に接続した。 $^{18}\text{F}$ と同様に陽電子放出核種である  $^{22}\text{Na}$  線源から同時に放出される2本の消滅ガンマ線を用いて、PETの画像精度に影響を与えるエネルギー分解能と時間分解能を評価した。

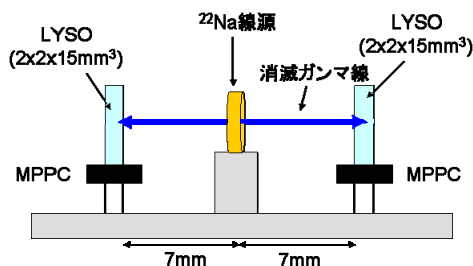


図3 実験セットアップ

## 【結果】

図4に  $^{22}\text{Na}$  線源からのガンマ線を測定したときのMPPCのパルス波高分布 (エネルギーにはほぼ対応する) を示す。図からわかるように  $^{22}\text{Na}$  線源からの消滅ガンマ線 (511 keV) に対応する光電ピークがはっきりと観測された。また、1275 keVのガンマ線の光電ピークも確認できた。511 keVにおけるエネルギー分解能をガウス関数フィットにより求めたところ、半値幅で18.6%であることが分かった。比較の為、一般にガンマ線検出器として用いられている2インチのNaI (TI) シンチレータのエネルギー分解能を測定したところ8.7%であった。分解能が悪い理由としては、①LYSOのシンチレーション効率がNaI (TI) よりも低いこと、②LYSOの大きさに対してMPPCの受光面が小さい為集光率が悪いこと、の2点による検出光子数の揺らぎの増加と考えられる。したがって、改善の為に、受光面積より大きいMPPCを開発することが重要である。

2台の検出器に到達する消滅ガンマ線の時間差を測定することによって、検出器の時間的揺らぎ、つまり時間分解能が測定できる。この結果、LYSO/MPPC検出器では標準偏差で530ピコ秒の時間分解能であった。一方、2インチのNaI (TI) 検出器では670ピコ秒であった。時間分解能が良かった主な原因は、LYSOの方がNaI (TI) よりも体積がかなり小さい為、発光した光子が検出器の受光面に到達するまでの距離の差が小さいからであると考えられる。

本研究により、LYSOシンチレータと磁場中で動作するMPPCを用いたシンチレーション検出器で消滅ガンマ線が測定できることを確認した。この結果より、PET/MRI装置の光検出器としてMPPCが使用可能であることが示された。

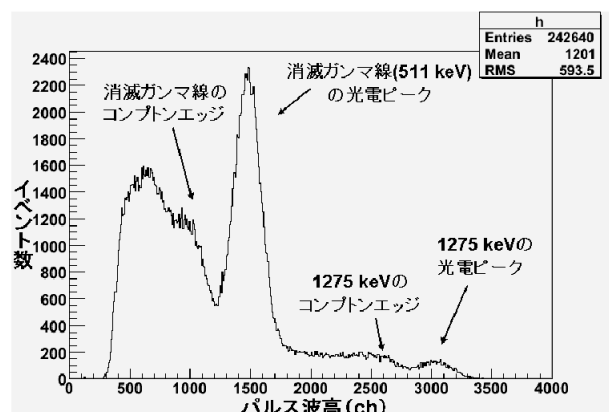


図4  $^{22}\text{Na}$  線源からのガンマ線に対する波高分布

[1] PET検査総合情報サイト ホームページより

[2] 浜松ホトニクス社 ホームページより