

Qualification test of a MPPC-based PET module for future MRI-PET scanners

Y. Kurei ^{a,*}, J. Kataoka ^a, T. Kato ^a, T. Fujita ^a, H. Funamoto ^a, T. Tsujikawa ^a, S. Yamamoto ^b

^a Research Institute for Science and Engineering, Waseda University, 3-4-1, Ohkubo, Shinjuku, Tokyo, Japan

^b Department of Radiological and Medical Laboratory Sciences, Nagoya University Graduate School of Medicine, 65-banchi, Tsurumai-cho, Showa-ku, Nagoya-shi, Aichi, Japan

Keywords:

Multi-Pixel Photon Counter (MPPC)
Position Emission Tomography (PET)
Magnetic Resonance Imaging (MRI)

Abstract

我々は MRI-PET スキャナーに将来的に使用するための高分解能な小型陽電子放出核断層法 (PET) モジュールを開発した。このモジュールは $1 \times 1 \text{ mm}^2$ ピクセルの 12×12 行列で組み立てた Ce:LYSO シンチレータと光学的に結合した $4 \times 4 \text{ch}$ の MPPC アレイ (浜松ホトニクス S11827-3344MG) で大面積をなしている。この状態で、モジュールの対と同時偶発の回路は MPPC を基にした PET システムで直径 90 mm のリングに配置された実験的なプロトタイプ・ガントリー組み立てられた。PET 検出器リングはそして 4.7 T の MRI システムの RF コイルの中に設置される。我々は FAST スピンエコー (FSE) とグラディエントエコー (GE) のもとの ^{22}Na 線源のポイントの画像をとった、MPPC を基にした PET と MRI の間の干渉を測定するために。我々はただすこの画像悪化がわかった、PET 画像の空間分解能の、1.63 mm から 1.70 mm へ (FWHM; x 方向)、1.48-1.55 mm (FWHM; y 方向)、このときは MRI と一緒に制御した。その間、信号ノイズ比 (S/N) と MRI は 5% までの悪化のみだった。これら結果は 8 個の MPPC ベースの PET モジュールで MRI-PET ガントリーのより進んだバージョンの開発を推奨し、その設計の詳細と最初の能力テストもこの論文で与える。

1. Introduction

陽電子放出核断層法 (PET) 画像は早期段階でアルツハイマーの診断とがんの検出方法である^[1]。実用的に、PET が与えている物理的な情報を解剖学の情報に与えている画像デバイスに結合するアイデアはとても効果的である。なぜなら、解剖学の場所を同定でき、そしてより精密ながんの位置を明確にできる。このアイデアは PET-CT として実用的に使用するためにすでに置かれている、しかし PET-CT は 2 重に被曝に注意する問題をもつ、つまり PET による内部被曝と X 線 CT による外部被曝である。この問題を解くために、MRI-PET の現在の開発について多くの興奮があった：MRI は X 線 CT の代わりに使用される^[2-6]。しかし PET にしばしば使用される光電子増倍管 (PMT) は高磁場内での制御が難しい。PMT のかわりに半導体検出器を使用することはこの問題を克服することが出来る。我々は APD ベースの OET スキャナーを開発し、そして空間分解能 0.9 mm (FWHM) がフィルター・バック・プロジェクション (FBP) の再構成された画像から得られた。これは最初の実験で中心に ^{22}Na 点線源 (直径 0.25 mm) を置いている^[7]。

マルチピクセルフォトンカウンター (MPPC) は PET のための将来望ましい光素子そして、多重ガイガーモード APD を成す高性能な半導体光素子のコンパクトタイプである。MPPC は PMT と比べて高い増幅率をもち、結果良い信号ノイズ比 (S/N 比) をもつ。しかも、電荷感度の増幅器を必要とせず、それは結果良い時間分解能をもつ^[8]。加えて、MPPC はとてもコンパクトな素子でそして理論的に磁場に鈍感である (つまり磁場中で使用できる)。これらの良い利点は MRI-PET だけでなく飛行時間測定法 (TOF) や相互作用した深さ測定 (DOI) に応用できる。例えば、我々は未来の PET 装置のためのフロントエンド ASIC を開発し^[9]、MPPC アレイに同時に入ってきた中で TOF の許容性を提案し、そして時間の振動と走行は FWHM 67 ps と 98 ps とそれぞれ測定され得る。LYSO シンチ

レータに結合した MPPC 2個の間の同時偶発時間の分解能はその後 FWHM 491 ps として明らかになった。さらに、我々は新しい技術を提案した、それは MPPC アレイとシンチレータブロックに基づいたガンマ吸収した3次元位置を測定するための^[10]。この技術は DOI-PET を含んだ広大な応用のために広く使用できる^[11]。それぞれの捜査(検査)に従って、我々は MRI-PET-a を開発している、これは次世代の PET システムである。この論文は我々の PET と MR 画像の両立の測定と PET と MRI システムの間の相互作用の評価を述べる。

2. Experimental setup

2.1. PET images operating with MRI

図 1(左)は我々が開発している MPPC を基にした PET モジュールを示す。このモジュールは大面積を構成し、4x4ch の MPPC アレイ(図 1(右)); S1182703344MG, 浜松ホトニクス社, 日本)、これは光学的にセリウムをドープした(Lu,Y)2(SiO4)O シンチレータのアレイを 1mm 幅のアクリルライトガイドで組み合わせられている、そしてシンチ光の分布は MPPC アレイの多重チャンネルをまたがっている。表 1 と 2 は MPPC アレイの基本的な特徴^[12-14]と Ce:LYSO^[15]のそれぞれをリストにした。これらシンチレータは 1 x 1 x 10 mm³ピクセルを 12 x 12 行列に製造されている(図 1 左)。それぞれのシンチレータ・ピクセルは提供され、厚さ 0.2 mm の BaSO₄ の反射層に被われている。モジュールの対は MPPC ベースの PET システムの形状をもった直径 90 mm のリングに配置した実験的なガントリーにも組み立てられた。PET 検出器リングは 4.7 T MRI の RF コイルのまわりに位置づけられた。

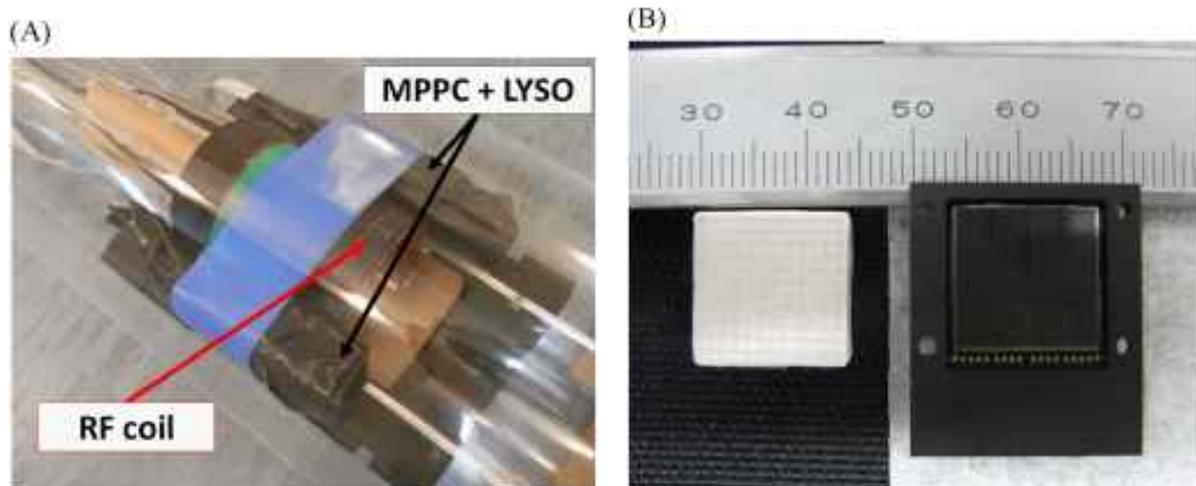


図 1. 左: MPPC モジュールの対は RF コイルの周りに配置された。右: LYSO シンチレータ結晶のアレイと MPPC アレイ。このシンチアレイはサイズ 1 x 1 mm ピクセルで 12 x 12 の行列を形成されている。MPPC アレイはモデル番号 S11827-3344MG (浜松ホトニクス)である。

Table 1.
Basic characteristics of MPPC at + 25 °C.

Parameters	Specification
Number of elements (ch)	4×4
Effective active area/channel (mm)	3×3
Pixel size of a Geiger-mode APD (μm)	50
Number of pixels/channel	3600
Typical photon detection efficiency (λ=440 nm) (%)	50
Typical dark count rates/channel (kcps)	≤400
Terminal capacitance/channel (pF)	320
Gain (at operation voltage)	7.5×10 ⁵

Table 2.
Basic characteristics of Ce:LYSO scintillator.

	Ce:LYSO
Density (g/cm ³)	7.10
Light yield (photons/MeV)	25,000
Decay time (ns)	40
Peak wavelength (nm)	420

図2はこの実験のブロック・ダイアグラムと PET のテストした画像をセットアップを示す。ひとつの MPPC モジュールからの 16 の信号はフレキシブルフラットケーブルを通過し、そして抵抗の電荷分割ネットワークによって MRI の外で処理される^[16-18]。図3はその抵抗のネットワーク回路を示す。それは我々が使用しており、文献^[19]で詳しく説明されている。この抵抗ネットワークは電荷分割読み出しの技術を使用することによって応用されている、それは 16 進号を集め、暗号にされた位置の 4 つの信号へと使用される。ある抵抗ネットワークからのこの 4 つの信号は Quad Linear FAN IN/OUT (Philips MODEL 6954) で送り込まれ、そして 2 つのラインに分割される。一方は電荷感度性の AEC (CSADC ; HOSHIN V005) へと送り込まれる、他方は non-update Discriminator(Technoland N-TM 405)でトリガー生成のために 4 つの信号を合算される。同様に我々は他の MPPC モジュールからの 16 の信号を処理し、そして 2 つのトリガー (Discr が生成した) はコインシデンスモジュール (Technoland N-TM 103) に送り込む。その CSADC のゲート幅は 750 ns にセットされた。

MRI からの拡散を測定するために、MRI の外側と最初のスピンエコー操作 (以降 FSE) と広範囲のエコー操作 (以降 GE) 下における MRI の内側で PET 画像を撮った。表3は FSE 多層と GE 多層に使用されたパラメータをリストにしている。資格テストのために使用した MRI システムは Varian Unity-INOVA JASTEC Horizontal Magnet 4.7 T(JMTB-4.7/310/SS)である; RF コイルは伝送と受信のために使用された Varian Mouse Volume Quadrature コイルである。これらの測定はそれぞれ 20 分行われた。

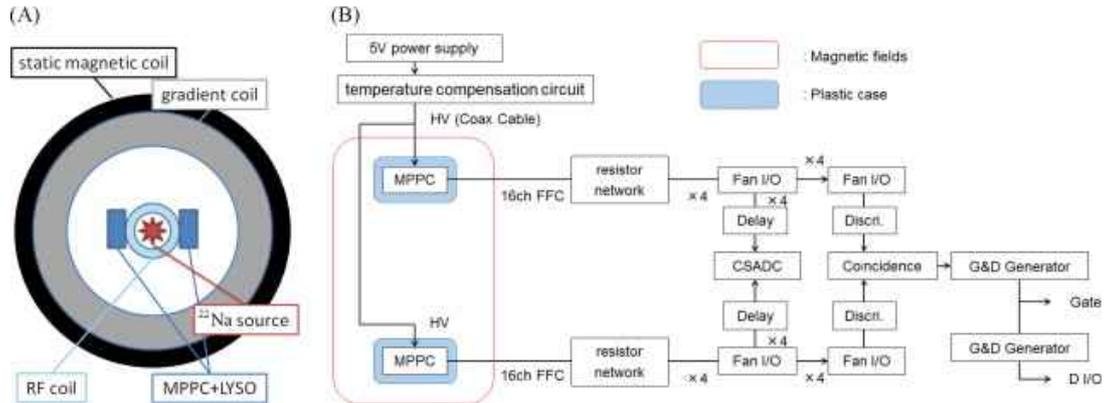


図2. 左: PET の画像テストのために使用された実験セットアップ。右: ブロックダイアグラム。我々は 6 m の同軸ケーブルを通して MPPC に電圧を供給した。MPPC からの信号は 5 m のフレキシブルケーブルを通した。

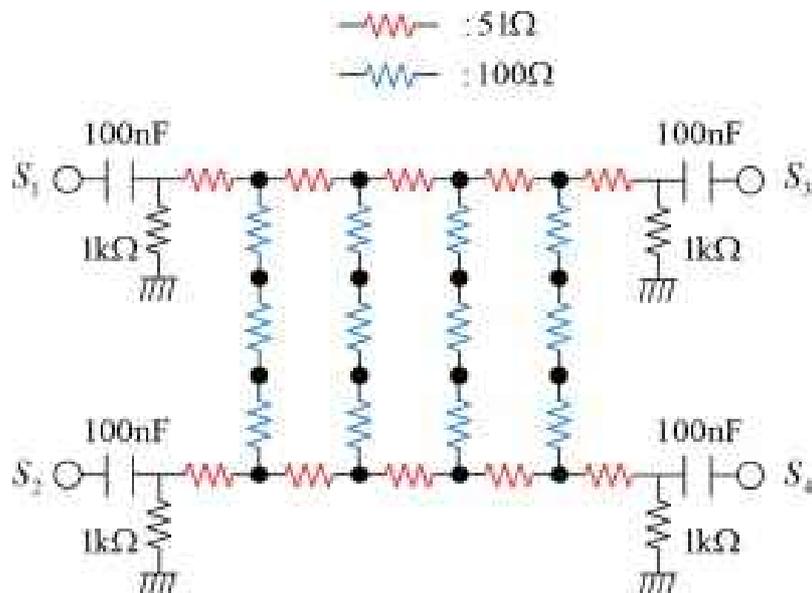


図3. 電荷分岐抵抗ネットワーク。MPPC アレイの16のアノードは黒い回路に直接接続される。

Table 3.
Parameters used for FSEMS and GEMS.

	FSEMS	GEMS
Pulse form	Gaussian	Sinc
Pulse width	1000 μ s	2000 μ s
Repetition time	2000 ms	100 ms
Echo time	12 ms	10 ms
Flip angle	—	45 deg.
Slice FoV	5.0 x 5.0 cm ²	5.0 x 5.0 cm ²
Slice matrix	256 x 128	256 x 128
Scan	10.5 min. (NEX 20)	10.3 min. (NEX 48)

2.2. MR images operating with PET

PET からの影響の測定のために、3つの方法のファントムの MR 画像をとった：MRI 内部の MPPC モジュールの電源 ON、MRI 内部の MPPC モジュール電源 OFF、そして MRI から MPPC モジュールを取り除く場合。図4はこの実験のために使用されたファントムを示す。これらの測定のためのスキャン時間は5分である。



図4. MR 画像に使用されたファントム。水で満たされたプラスチックシリンダー。

3. Results

3.1. Evaluations of PET images

図5は PET 画像を示す。これらrの画像は MPPC ベースの PET 装置が MRI の操作上で良く動作することを示す。それぞれの他の空間分解能を比較するために我々は x 方向と y 方向に沿ったヒストグラムのプロファイルの上に線源画像を写した。表4に x 方向または y 方向の3つの画像の空間分解能をまとめた。

MPPC モジュールが FSE と GE のもとの MRI の中にあるときの x 方向の分解能はそれぞれ 1.65 ± 0.07 mm と 1.70 ± 0.08 mm (FWHM)であった。ちなみに、MPPC モジュールが MRI の外にあるときの分解能はそれぞれ 1.63 ± 0.03 mm (FWHM)であった。同様に (In the same way)、MPPC が MRI の中にあるときの分解能は 1.48 ± 0.03 mm と 1.49 ± 0.05 mm (FWHM)で MRI の外では 1.55 ± 0.13 mm (FWHM)であった。x-y-方向の空間分解能(FWHM)の項の画像悪化が無視できる間は、輪あれわれは MRI エコーのもとで操作した PET 画像の少しの(取るに足らない)歪みが見える(図5)。

Table 3.
Parameters used for FSEMS and GEMS.

	(A) outside	(B) under FSE	(C) under GE
x-Direction (mm)	1.63 ± 0.03	1.65 ± 0.07	1.70 ± 0.08
y-Direction (mm)	1.48 ± 0.03	1.49 ± 0.05	1.55 ± 0.13

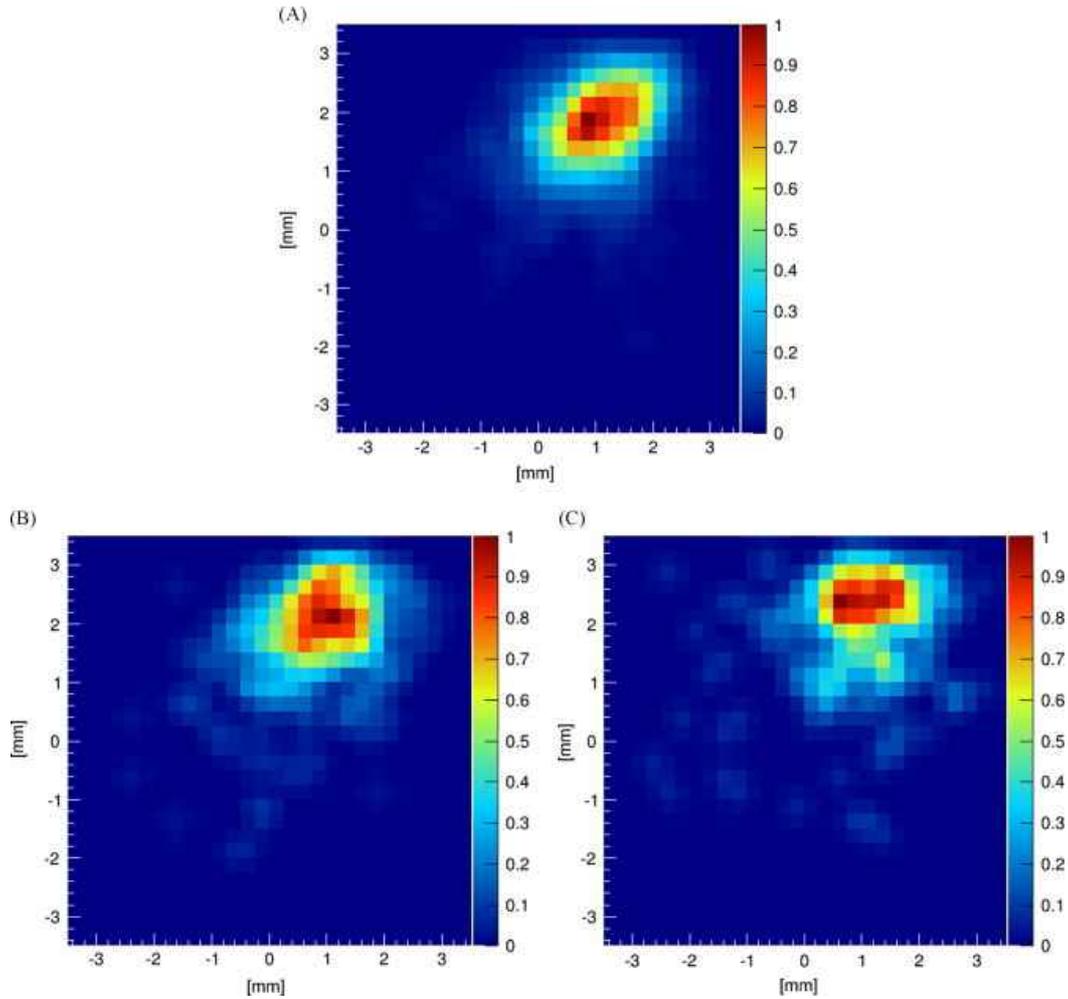


図5.²²Na 点線源の画像。(A) MRI の外に MPPC モジュールがある。(B) FSE のもとで MRI の中に MPPC モジュールがある。(C) GE のもとで MRI の中に MPPC があある。(A) MRI の外、(B) FSE の中そして(C) GE の中である。

3.2. Evaluations of MR images

図6は MR スライス画像を示す。この画像は MRI の中で起動していた MPPC モジュールのとき(左)、MRI の中で MPPC モジュールが起動していないとき(中央)、そして MPPC が MRI から抜き取られた時(右)に撮られたものである。これら画像は PET の操作上での MRI システムが良く動作できるかを提案する。図7(上)は図6の上に並んでいるスライス画像の黄色の四角枠の閉じた領域に沿ったプロファイルヒストグラムを示す。赤、緑、青線はそれぞれ MRI 内で MPPC のパワー ON、OFF そして MRI から MPPC を取り除いた状態のヒストグラムを表している。

PET と一緒に操作した MR 画像の信号が悪化することがわかった。我々は次に説明する式によって減衰比を評価した:

$$AttenuationRatio[\%] = \frac{L_{on}(or L_{off})}{L_{rm}} \times 100$$

ここで、 L_{on} , L_{off} そして L_{rm} はそれぞれ、MPPC のパワー ON、OFF、そして MRI から MPPC を取り除いたときの発光値を示す。両方の方法での減衰比は約 95%であった。というのは PET との操作が MR 画像での大きな効果を持たないことを提案している。

ノイズの効果を調べるために、図7に示したヒストグラムのプロファイルの上に図6の赤線も写した。

この結果は MPPC パワー OFF の時のノイズは MRI から MPPC を取り除いたときと同じ程度であることが提案(暗示)される。さらにこの結果は MPPC のパワー ON のときのノイズは信号の値に対して数%程であることがいえる(提案)。しかし、ノイズの中での向上が要求され、我々は PET と MR 画像の同時測定が事故なくできる。

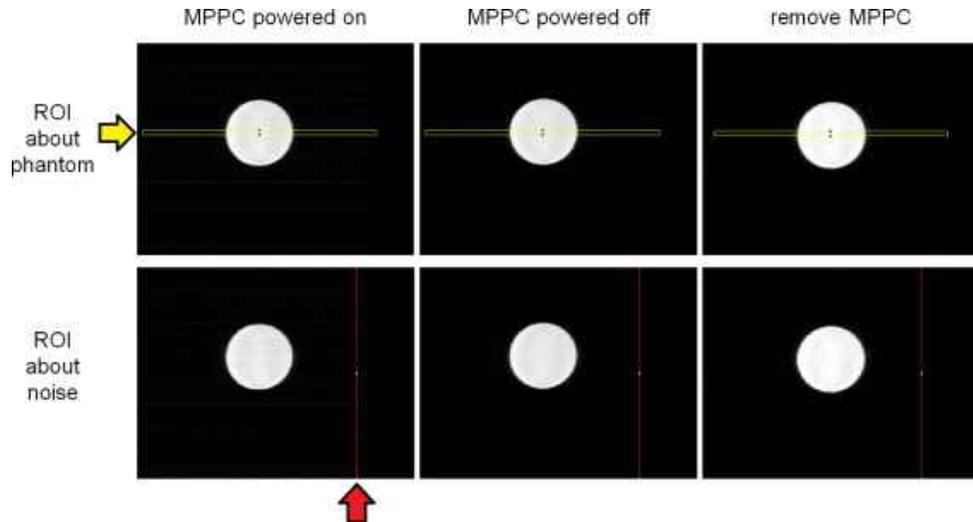


図6. MR 画像 (Bio View Inc.社 (日本))。MRI の内で MPPC モジュールのパワー ON の時(左)、MRI の内で MPPC モジュールのパワー OFF した時(中央)、MRI から取り除いた時(右)の画像。並べられている上と下はそれぞれファントムとノイズの間の相互作用の領域を示す。(凡例の形で色へ参照の解釈のために、この論文の web バージョンにリーダーを参照させている。)

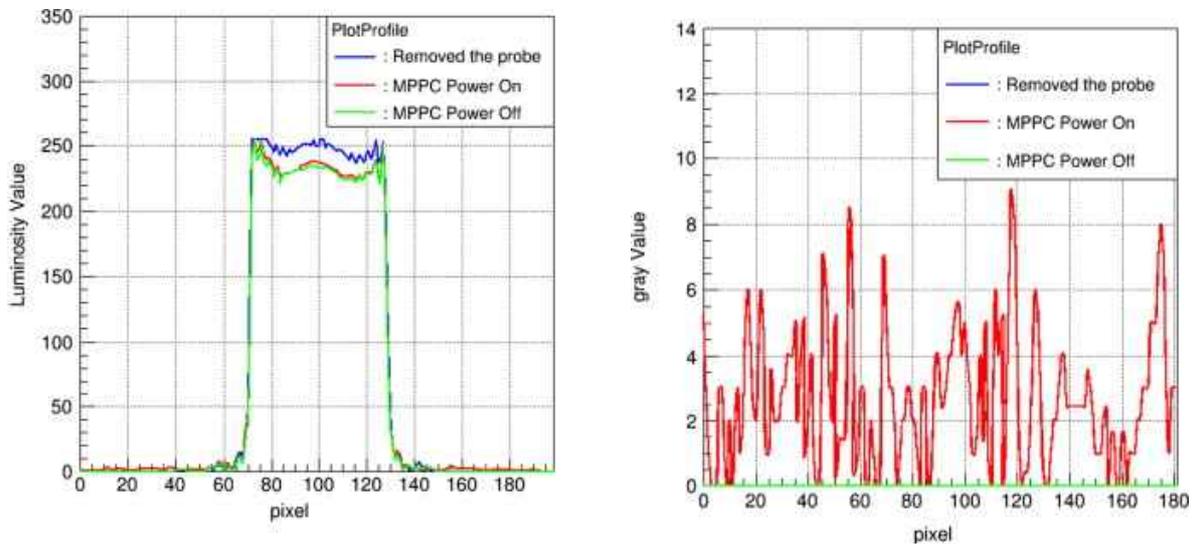


図7. 左:図6の上で並べられている画像の黄色の四角でスライスした閉じた領域に沿ってのプロファイルヒストグラム。右:図6の下で並べられている画像の赤枠でスライスした領域のプロファイルヒストグラム。(凡例の形で色へ参照の解釈のために、この論文の web バージョンにリーダーを参照させている。)

4. Conclusion

この論文は高分解能の結果を報告する、コンパクトな将来の MRI-PET のための PET モジュールの。我々は MRI と一緒に操作した時に PET 画像の空間分解能は 1.63 から 1.70 mm(FWHM: x 方向)へ、または 1.48 から 1.55 mm (FWHM: y 方向)へほんの僅かに悪化した。MRI 画像の信号・

ノイズ比 (SNR) は PET と一緒に操作するとき 5% まで悪化した。さらに PET との MR 画像のノイズは信号に対して数%程でもあった。PET と MRI は他のそれぞれで少し影響をもつので、我々は今、8 個の MPPC ベース PET のモジュールを持つ MRI-PET ガントリーの進展したバージョンを開発している (図8)。



図 8. MRI-PET のための試作ガントリー。このガントリーは 8 個の MPPC ベースの PET モジュールで構成され、チタンとアルミニウムで作られている。

Reference

- [1] W.W. Moses, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A, 471 (2001), p. 209.
- [2] R.R. Raylman, et al., Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A, 569 (2006), p. 306.
- [3] H. Peng, et al., Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A, 612 (2010), p. 412 .
- [4] S. Yamamoto, et al., Annals of Nuclear Medicine, 24 (2010), p. 89 .
- [5] S. Yamamoto, et al., Physics in Medicine & Biology, 55 (2010), p. 5817 .
- [6] C. Woody, et al., Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A, 571 (2007), p. 102 .
- [7] J. Kataoka, et al., IEEE Transactions on Nuclear Science, NS-57 (5) (2010), p. 2448 .
- [8] T. Nakamori, et al., Journal of Instrumentation, 7 (2012), p. C01083 .
- [9] H. Matsuda, et al., Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A, 699 (2013), p. 211 .
- [10] A. Kishimoto, et al., IEEE Transactions on Nuclear Science, NS-60 (1) (2013), p. 38 .
- [11] J. Kataoka, et al., Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A 732 (2013), p. 403.
- [12] T. Kato, et al., Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A, 638 (2011), p. 83 .
- [13] K. Sato, et al., IEEE Transactions on Nuclear Science Conference Record (NSS/MIC), 2010, p. 243.
- [14] K. Yamamoto, et al., IEEE Transactions on Nuclear Science Conference Record, N24-292, 2007, p. 1511.
- [15] I.G. Valais, et al., Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A, 569 (2006), p. 201.
- [16] S. Siegel, et al., IEEE Transactions on Nuclear Science, NS-43 (3) (1996), p. 1634 .
- [17] S. Vecchio, et al., Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A, 569 (2006), p. 264.
- [18] T.Y. Song, et al., Physics in Medicine & Biology, 55 (2010), p. 2573
- [19] T. Kato, et al., Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A, 699 (2013), p. 235 .