

大面積 MPPC array を用いた放射線検出器の最前線

早稲田大学理工学術院総合研究所・先進理工学研究科 片岡 淳

New frontiers of radiation detectors using large-area MPPC arrays

Jun Kataoka^{a*}

^a *Research Institute for Science and Engineering, Waseda Univ., Shinjuku, Tokyo 169-8555*

*e-mail: kataoka.jun@waseda.jp

MPPC, also known as Silicon Photo-Multiplier (SiPM) is a compact high performance semiconductor photodetector consisting of multiple Geiger-mode APD pixels. The MPPC has many advantages, such as insensitivity to magnetic fields, effective time resolution and compactness. In addition, it is operated in Geiger-mode, meaning its gain may be almost comparable to that of PMTs at up to the 10^6 level. Recently, various types of large-area monolithic MPPC-arrays are being developed and implemented in the radiation detectors hence replacing traditional PMTs in a number of applications. In this paper, I first review the basic properties of MPPCs against conventional APDs (of a typical gain up to ~ 100) to attract its merits as a photodetector. Next, high spatial resolution gamma-ray imagers utilizing MPPC-arrays were fabricated with various sub-millimeter scintillation crystals. I will report on a prototype gantry for future MPPC-PET scanner, including MRI, TOF and DOI technologies. Finally, I will briefly introduce a novel Compton camera weighting only 1.9 kg and measuring just $13 \times 14 \times 16 \text{ cm}^3$ in size. Despite its compactness, the camera realizes a wide 180° field of vision with a sensitivity $\sim 1\%$ for 662 keV gamma rays, with an angular resolution $\Delta\theta \sim 10 \text{ deg}$.

1. まえがき

近年、素粒子・原子核・宇宙・医療など、放射線計測の広い分野で半導体光センサの需要が急速に高まっている。これらはコンパクトかつ低電力ゆえに従来の光電子増倍管 (PMT) では実現困難な様々な応用を可能とし、物理計測の新しいフロンティアを開拓しつつある。とくにアバランシェ・フォトダイオード (APD) は内部にキャリア増幅領域を持ち、高い量子効率を生かした微弱なシンチレーション光の読み出しやリソースの限られた天文衛星、加速器実験での使用等、様々な用途で利用されつつある¹⁻³⁾。一方で、APDのゲインはせいぜい50倍程度であるため従来のフォトダイオードよりノイズに強いものの、信号処理の簡便さという観点では PMT に遠く及ばない。

MPPC (Multi-Pixel Photon Counter) は浜松ホトニクス社製のガイガーモードAPDで、より一般にはSilicon Photomultiplier (Si-PM) と総称される半導体光センサである^{4,5)}。一つの素子は多数のマイクロAPD ピクセルから構成され、光子の入射でガイガー放電するピクセルの総和が電荷信号として出力される。これにより、70V前後の印加電圧でPMTに匹敵する100万倍の増幅機能を達成し、まさに「半導体フォトマル」と呼べる

高性能素子である。Si-PM はノイズにも強く、比較的フレキシブルに回路を構成することが可能となり、最近ではAPD以上に広い用途で利用されつつある。近年では各社より 4×4 ないしは 8×8 といった大面積の2次元素子が開発され、シンチレータと組み合わせることでコンパクトかつ高性能なイメージング素子の製作が可能となった⁶⁻⁸⁾。本稿では、まず2章で従来型APDとMPPCの性能比較からその長所(得意分野)を論じ、3章では微細シンチレータとMPPC arrayを組み合わせた高解像度イメージング技術と、シンチレータ内部での「3次元」ガンマ線反応位置計測について紹介する。4章ではこれらを用いた次世代医療応用、とくに小動物用PET (Positron Emission Tomography: 陽電子断層撮影) ガントリの製作、MRI-PETへむけたMPPCの耐磁場性能評価、さらにTOF (Time-of-flight) -PET を目指した超高速LSIの開発について述べる。MPPCを用いた新規技術のさらなる応用として、5章では3次元シンチレータを用いた高感度かつ携帯可能な革新的ガンマカメラについて紹介し、実機およびシミュレーションを用いた性能評価、また今後の開発として複数台または可動式カメラの利用による新規ステレオ測定についても簡単に紹介したい。

	PMT	PD	APD	MPPC
増幅率	10^{5-6}	1	10-100	10^{5-6}
量子効率	$\leq 40\%$	$>80\%$	$>80\%$	$\leq 40\%$
体積・サイズ	×(大)	○(小)	○(小)	○(小)
磁場耐性	×	○	○	○
構造	×(複雑)	○(単純)	○(単純)	○(単純)
印加電圧	$\sim 1000V$	$\sim 30V$	$\sim 300V$	$\sim 70V$
電力	×(大)	○(小)	○(小)	○(小)

Table.1 Comparison of basic properties of various photo-sensors used in scintillation detectors.

2. APDとMPPC: 適材適所

放射線計測に通常用いられる、光センサの基礎特性を表1に纏める。APD, MPPCは半導体ゆえに多くの長所を共有するが、前述のとおり増幅率はMPPC が圧倒的に大きく、量子効率の観点ではAPDが優れる。これはMPPCの動作上、ガイガー放電をクエンチするための抵抗を抱き合わせに配置する必要があるため、受光面の一部が不感領域となるためである。ガンマ線計測の一例として、BGOシンチレータに ^{137}Cs を照射し、単素子APD, MPPC (3×3mm²) で読みだした場合のスペクトル比較をFig.1 (top) に示す⁹⁾。ここで用いたMPPCは2010年時点のものでダークノイズも現在より大きめであるが、それを割り引いてもAPDの方が優れたエネルギー分解能を持つことが明らかである。MPPC自体は1光子の信号をも容易に弁別可能であるが、BGOやCsI(Tl) のような蛍光時定数の長い(300-1000nsec)シンチレータと組みあわせる場合はダークノイズの影響が深刻となる。MPPCと相性が良いのは、素子と同程度に速い(50-100nsec)時定数をもつ Ce:LYSOやPr:LuAG, Ce:GAGGといったシンチレータである。実際、PETでは同時計数の観点から速いシンチレータが好まれるため、MPPCの利用が効果的である。

Fig.1 (bottom) は2本の Ce:LYSO(3×3×10mm³)を対向に配置し、511keVの対消滅ガンマ線を用いて時間分解能を測定した結果である。ごく簡単なセットアップでもMPPC単素子を用いれば624 psec (FWHM) が得られるのに対し、APDでは5,300nsec が限界である⁷⁾。本来APD内部の電場は十分強く、素子自体の時間応答は100psec 程度とMPPCに劣らない²⁾。しかしながら、APDの信号は微弱であるがゆえに電荷積分アンプの使用が不可避であり、これら「非」高速アンプやノイズによるジッタを考えると、APDをTOF計測等に用いることは難しい。APD, MPPC を使用する際には、スペクトル・時間応答どちらを重視するかで結論は全く変わってくることに留意したい。

MPPCの各種応用については次節以降で詳細に述べるため、ここでは「APDの使用が好ましい」一例として、Astro-H衛星搭載の硬X線撮像検出器・軟ガンマ線

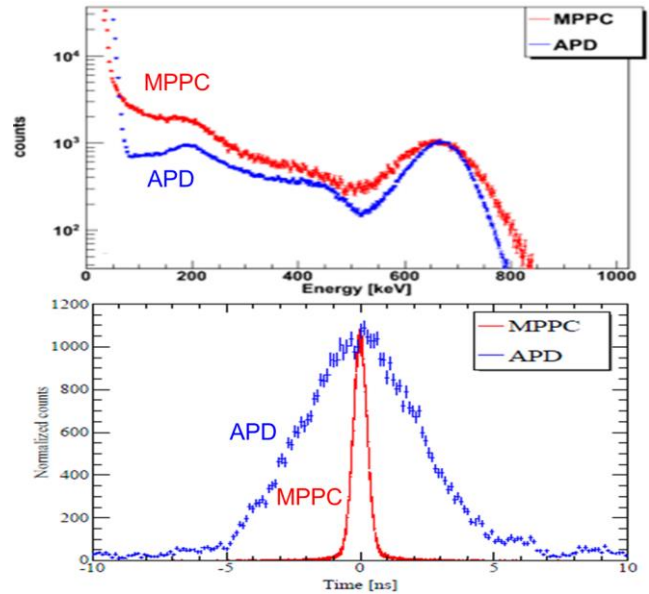


Fig.1 (top) Comparison of energy spectra of the ^{137}Cs measured with BGO scintillator coupled with APD and MPPC pixel detectors. (bottom) Timing spectra measured with the 511 keV gamma-rays from a ^{22}Na source, as compared with APD and MPPC.

検出器のシールド部(Fig.2)を紹介したい^{10,11)}。地上実験と異なり、宇宙空間では一次宇宙線や大気ガンマ線の混入によるバックグラウンドが極めて高く、これらを効率良く除去する必要がある⁹⁾。また、検出器自体がバックグラウンド放射源とならないため、BGOなど比重が高く、放射化レベルの低いシンチレータをアクティブ・シールドとして用いる。従来の衛星では、シールド部の信号はPMTで読み出されていたが、宇宙空間では電力・スペースが限られること、また検出器自体の形状も次第に高度化し、PMTでは読み出し困難な複雑な形状のシンチレータを読み出す必要も生じて

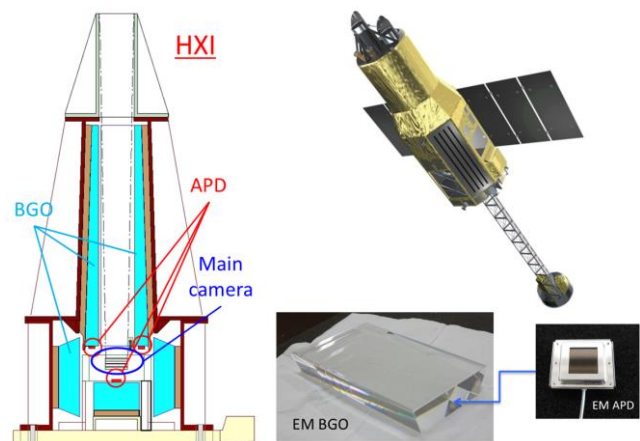


Fig.2 A schematic view of the Hard X-ray imager (HXI) onboard Astro-H and APD detectors to read out BGO shield detectors.

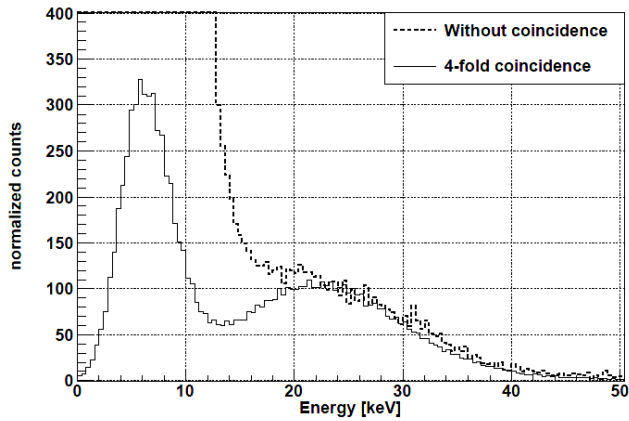


Fig.3 ^{109}Cd spectra measured with GSO at +20 deg. Solid and dashed line corresponds to cases with and without the coincidence, respectively.

いる。APDは放射化特性にも優れ¹²⁾、宇宙実績もあることから¹³⁾ Astro-H衛星、宇宙ステーションなどでも採用され、優れた量子効率を生かしたバックグランド除去が可能となる。MPPCは未だ宇宙利用の経験がなく、放射線耐性も未知の部分が多い。一方で、加速器周辺や宇宙を目指すうえで放射線耐性は避けて通れない課題であり、現在 "Rad-hard" MPPCの試作・評価実験が急ピッチで進められている¹⁴⁾。

最後に、MPPCのダークノイズ、アフタパルスは近年大幅に改善されつつあるが、閾値向上のさらなる試みとしてMPPC arrayを用いたコインシデンス法を紹介したい。Fig.3 は10mm 角のGSOシンチレータを2×2 MPPCアレーで読み出した ^{109}Cd のスペクトルである。MPPCのダークカウントはランダムなため、4素子のコインシデンスを取ることでGSO由来の信号成分だけを効率よく、低エネルギーまで取得することができる。この実験では常温でエネルギー閾値を10keV程度まで改善することに成功した¹⁵⁾。かなり巧妙ではあるが、MPPC array を単素子として利用すれば、時定数の長いシンチレータでも閾値を大幅に改善できる。

3. 大面積 MPPC array を用いた高解像度カメラ

3.1 究極の解像度を目指して (2次元)

放射線計測において、後述するPETやガンマ線カメラはもちろん、オートラジオグラフィや α 線・ β 線カメラ、次世代画像診断として期待されるスペクトルCTに至るまで、高精度X線・ガンマ線撮像が必要とされる局面は極めて多い。イメージング用途では浜松ホトニクスから3面バッタブルのMPPCアレー (フレックス基板) が開発・販売されており、今後はTSV (貫通電極) を用いた4面バッタブル素子までが試作されつつある。ここではMPPC arrayを光学部に用いた汎用性の高いX線・ガンマ線カメラの構築を試みた。まず、PET

など比較的エネルギーが高いガンマ線撮像用には厚いシンチレータが必要となる。10 mm厚の Ce:LYSO あるいはCe:GAGGを微細加工することで2次元マトリクス状に組み上げ、これを4×4ch のMPPC array(Fig.4) に光学接合することで解像度の評価を行った。0.5×0.5mm², 0.7×0.7mm², 1×1mm² など数種類のピクセルサイズでマトリクスを構成したが、いずれも各シンチレータからの信号が明瞭に分離され、まだ解像度には改善の余裕があることが分かった⁸⁾。662 keVエネルギー分解能は、1mm角のCe:LYSOで11.5% (FWHM)、0.5mm角のCe:GAGGで12.0%と良好であった。さらにエネルギーの低いX線・軟ガンマ線用としては、1mm厚の薄板シンチレータにダイシング加工を施すことで、究極の高解像度カメラの構築を目指した。試作ピクセルのピッチは0.25mmとし、シンチレータ上部にタングステンで制作した「W」のコリメータを配置して122 keVガンマ線の透過画像を取得した。Wの溝幅は0.7mm である。Fig.4 から明らかなように、非常に高精細なガンマ線透過画像が得られており、おそらくMPPCを用いて取得した画像としては過去最高の解像度である¹⁶⁾。このレベルまでくると、柱状CsI(Tl)+CCDに代わる、全く新しいタイプの医療用フラットパネル検出器への応用も考えられる。

3.2 新型「3次元」検出器の提案

前章で見た通り、イメージング素子としてシンチレータを組み上げる場合は被写体に平行な2次元方向(xy平面)のみに加工を施し、シンチレータの奥行き方向

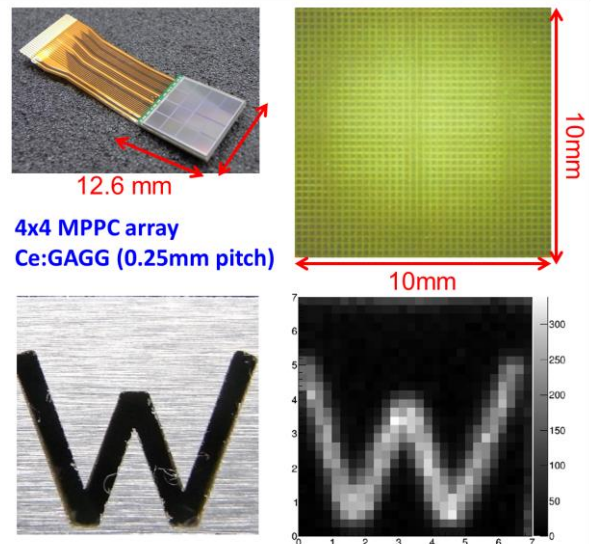


Fig.4 (top) Fine-pixel two-dimensional diced Ce:GAGG scintillator array of 0.25 mm pitch coupled with 4×4 MPPC array. (bottom) Transmission image of a tungsten sheet having "W" shaped groove, irradiated by 122 keV gamma rays from ^{57}Co .

(長径方向; z 方向) は位置情報を得ることができない。用途によってはこれで十分であるが、動物用PETや頭部用PETなど、特にリング径の小さいPET装置では、 z 方向の不定性が視野端での画像歪みをもたらす。ガンマ線の吸収深さ (DOI : Depth of Interaction) を正確に測ることは次世代PET技術の一つの鍵であるが、同時にPET用途のみならず、後述するコンプトンカメラなど様々な新しい展開をも可能にする。DOI-PETへの挑戦として、放医研のjPET-D4¹⁷⁾, MPPCをベースとしたX'tal cube¹⁸⁾などが成果を上げており、国外でも様々な方法が提案されている。とくにX'tal Cubeは3次元にレーザー加工した微細シンチレータとMPPCを組み合わせた新しいシステムであり、単体ユニットでは1mm程度の解像度を実現した。一方で、クリスタル6面にMPPCを貼る信号処理の煩雑さ、多数ユニットを組み上げる際のデッドエリア、レーザーによる加工時間など、様々な課題が想像される。我々は上下2枚のMPPC array だけでクリスタルを挟みこむ単純な構成で、DOI方向にも簡単に1mmの解像度を達成できる手法を確立した¹⁹⁾。結果の一例をFig.5に示す。この手法では、 xy 方向は通常のマトリックス同様反射材で仕切られているが、DOI方向のシンチレータは空気層でのみ分割されている。製作も短時間かつ機械的に容易である。上下2枚のMPPC arrayからの出力波高比をとることで簡単にDOI情報が得られ、 xy 方向は通常のマトリックス同様、抵抗分割による重心演算を適用する。つまり、ガンマ線の3次元反応位置情報が上下MPPCの各4ch、合計わずか 8ch の信号演算だけで得られる。この画期的技術の新しい応用と利点については、第5章のコンプトンカメラの項で改めて述べることにしたい。

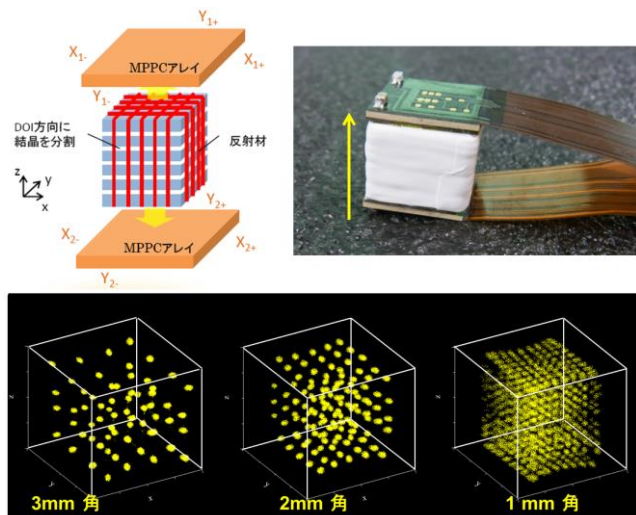


Fig.5 (top) Concept and a photo of 3D position sensitive detector. (bottom) 3D position histogram of crystal blocks, as measured with ¹³⁷Cs.

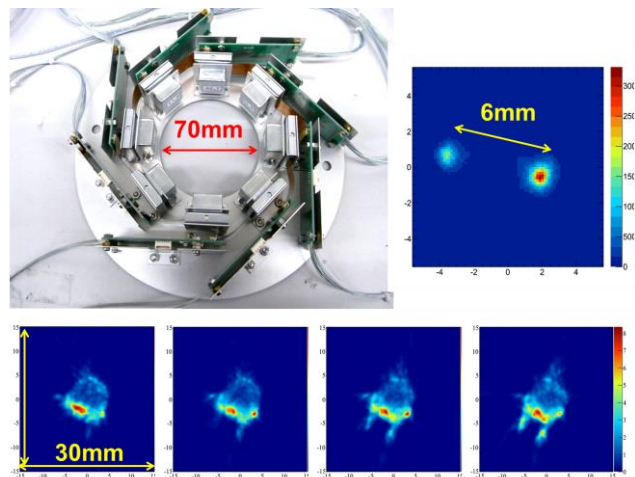


Fig.6 (top) Photo of 8ch-MPPC-PET gantry for small animals and test imaging results of two ²²Na point sources. (bottom) Images of the F-18-NaF study of the mouse head.

4. 次世代PET 技術への展開

4.1 MPPCを用いた小動物用PETガントリ

日本の3大疾病の中で癌 (ガン) の早期発見は現代医療に残された重要なテーマである。PET は癌細胞がブドウ糖を過剰に摂取することを利用した分子イメージング法で、最先端の医療現場で多くの成果を挙げた。一方で技術的にみるとPETで検出できる腫瘍は10mm程度の大きさが必要で、小さな腫瘍や腸で薄く広がる癌など、さらに感度が高く解像度の良い装置の登場が望まれる。従来のPMTに代わりMPPCを光センサとして用いることで、様々な次世代技術の導入が可能と見込まれる。たとえば PETの補完として通常はX線CTが併用されるが、二重被曝を避けるためにはMRIによる代替が望ましく、またPET画像の解像度と画質向上には細かいピッチと速い時間応答をもつ光センサが不可欠である²⁰⁻²²⁾。この点、PMTはガラス管が嵩張ること、1000Vを超える高圧を必要とする点、さらには強磁場下で動作しないなど使用上の制約も多い (Table.1)。さらに、前章で述べたDOI技術はセンサが薄いMPPCだからこそ初めて可能であり、視野端でも歪みを大きく軽減すると見込まれる²³⁾。このような観点から、本章ではまずMPPCを光センサとして用いた小動物用PETガントリ(8ユニット)を製作した。写真をFig.6に示す。センサーヘッドは0.5mm角のCe:LYSOを使用して8ユニット構成し、直径70mmのガントリ状に配置した。読み出しには4×4 MPPC arrayを使用している。まず ²²Na 点線源を用いて解像度の評価を行ったところ、視野中心で 0.9 mm (FWHM) の解像度を達成した。複数の²²Na 点線源を置いた場合にも画像再構成が可能で、線源強度比を正しく反映できている

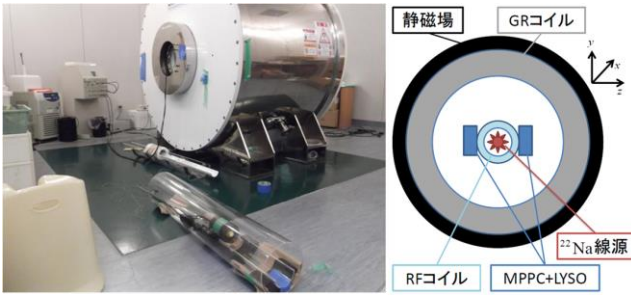


Fig.7 Photo of 4.7 MRI for small animals and experimental setup for 2ch MPPC-based PET/MRI system.

ことを確かめた。続いて大阪大学医学部において ^{18}F 線源を入れたファントムの撮影や、 ^{18}F -NaF を投与したマウスの頭部断層撮影などの臨床試験を行った。その結果、ファントムやマウスの頭蓋骨の構造を撮影することに成功した (Fig.6)。解像度は約1mmを達成した。

4.2 MRI中での性能評価

MPPC は耐磁場性能に優れることは周知であるが、MRI-PETとして利用した場合に双方の画像にノイズやアーチファクトが生ずる可能性が指摘されている²¹⁾。本章ではFig.7に示した神戸BioView 社所有のバリアン社製4.7T MRIを用いて簡易MPPC-PET(2ユニット)の動作試験および性能評価を行った。PET測定には ^{22}Na の点線源を用い、MRIの撮像はFSE(Fast Spin-Echo)法、GE (Gradient-Echo)法の双方で行った。結果、静磁場中ではMPPC出力に顕著なノイズは見られなかった。FSE中、GE中でもMRIによる周期パルスによるノイズは見られるものの、ノイズのレベルは十分低く、511keVのスペクトル (エネルギー分解能) に影響は見られなかった。続いて2つのMPPCアレーを対向させ、

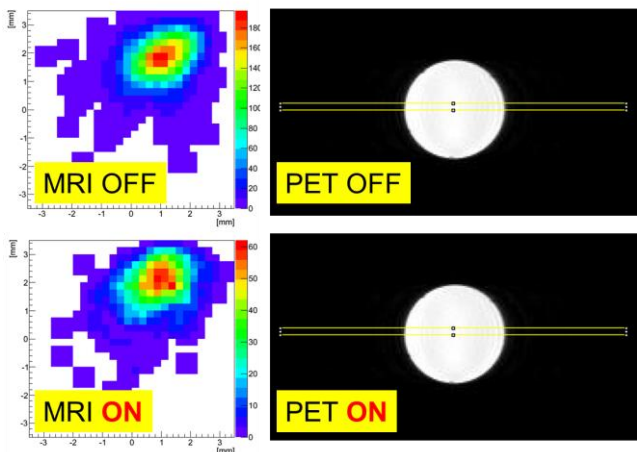


Fig.8 (left) Comparison of PET images measured with a ^{22}Na point source when the MR is “on” and “off”. (right) Comparison of MR images for a water phantom when the PET is “on” and “off”.

磁場外、FSE中、GE中にて線源のイメージングを行ったが PET画像のFWHMに有意な差は生じなかった。(Fig.8 left)。一方でPETがMRIに与える影響を調べるため、MPPCの動作中・動作停止中・MRIの外に出した場合の3種類について水道水のファントムをMR画像として取得し、断面プロットの比較・SNの評価を行った (Fig.8 right)。PETを内包することでMRI画像のS/Nが5%程悪化するが、実用レベルでは全く問題ないことが確認できた²⁴⁾。今後は 4.1章のMPPC-PETガントリーを用いて磁場中試験を行い、さらなる改良を加える。

4.3 高精度時間計測 (TOF-PET) へ向けて

MPPCは内部増幅ゲインが高いため、APDのような電荷積分アンプを用いず信号処理を行うことが可能である。これは素子の優れた時間特性(~100 ps)を鈍すことなく、時間情報としてそのまま利用できる可能性を意味する。我々は TOF測定機能をもつMPPC専用LSIを独自に開発し、実機を用いた評価試験を行った。本LSIはMPPCから出力された5割以上の電荷を投入してリーディング・エッジ信号を生成し、これをタイミング情報として用いることで優れた時間応答が期待できる。LSI回路のダイアグラムをFig.9 に示す。511keV 相当の電荷を注入した場合、LSI単体での時間性能は、ジッタが67ps (FWHM)、ウォークが 98ps (FWHM) であった。続いて3mm 角のMPPC単素子とCe:LYSOシンチレータを組み合わせ、対向ガンマ線の測定を行った結果、センサを含む全システムの時間分解能は 491 ps (FWHM) が得られた²⁵⁾。セットアップをFig.10 に示す。エネルギー分解能も511keV で10.5% (FWHM) と極めて良好である。実際に線源の位置を 80mm程度ずらして測定したところ、時間応答のピークは明確に分離することが確かめられた。現在、さらなる改良を加えたLSI(ver.2)を開発し、MPPC arrayを対向させたコインシデンス評価を行っている²⁶⁾。

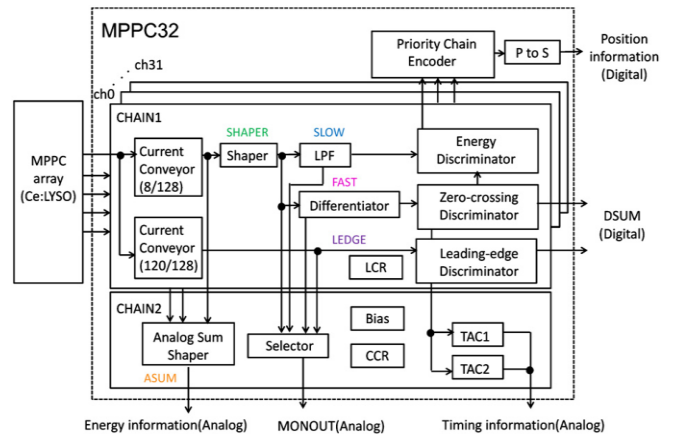


Fig.9 Circuit diagram of a dedicated LSI for future TOF-PET scanner using the MPPC arrays.

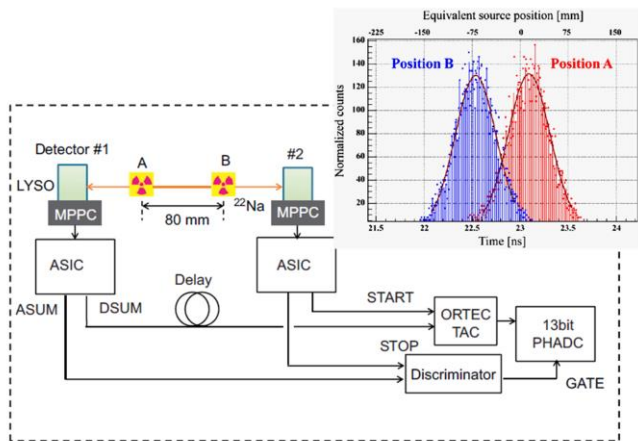


Fig.10 Diagram of the TOF experiment. A ^{22}Na source was set at one of two different positions (“A” or “B”) spaced 80mm apart.

5. MPPCを用いた革新的ガンマ線可視化技術

5.1 開発の背景—2種類のガンマカメラ

福島第一原発事故により飛散した大量の放射線核種（主に ^{137}Cs , ^{134}Cs ）は現在も深刻な社会的問題である。通常、汚染の調査にはサーベイメータが用いられるが、サーベイメータではガンマ線到来方向の特定が難しく、またバックグラウンドの影響を受けやすい。さらに放射線核種が局所的に集積した箇所などは調査で見落とししてしまう可能性も高く、また危険なホットスポットにも近づかないと値を測定できないなど、様々なジレンマを抱えている。除染作業の効率化を推進するため、ガンマ線可視化装置（以下、ガンマカメラ）の需要が急速に高まっており、東芝・日立など国内各社から製品化が進められているほか^{27,28}、JAXA/MHIからもSi/CdTe半導体検出器を用いた「超広角」ガンマカメラが提案されている²⁹。

Fig.11 に示すように、ガンマカメラは（1）ピンホール型（2）コンプトン型の二つのタイプに大別される。前者は簡便な構造を特長とする反面、視野をピンホールで絞る必要があり、有効面積や解像度もピンホール径が全てを決定する。また、福島で問題となる ^{137}Cs , ^{134}Cs からのガンマ線はそれぞれ 662keV, 604keV とエネルギーが高く、これを 1/10程度に軽減するには鉛を用いた場合でも3cm程度の遮蔽が必要となる。すなわち、検出器の大きさ・重さはシールド部分で決まることになり、典型的に10kg 程度以上の重厚な遮蔽が必要となる。

他方のコンプトン型は、コンプトン散乱の運動学を用いたガンマカメラで、原理的には遮蔽を必要としない。このため広角撮影が可能であり、また検出器の重量も大きく軽減できると期待される。反面、散乱体と

吸収体の両方が必要のため検出器の構成はやや複雑化し、また解像度はガンマ線検出器の性能（位置分解能・エネルギー分解能）に大きく左右される。具体的には、 E_{in} を入射ガンマ線のエネルギー、 E_1 , E_2 を散乱体、吸収体でのエネルギー損失とするとエネルギーから決まるガンマ線到来方向 θ_e は下式で与えられる：

$$E_{in} = E_1 + E_2$$

$$\cos \theta_e = 1 - \frac{m_e c^2}{E_2} - \frac{m_e c^2}{E_1 + E_2}$$

$$ARM = \theta_e - \theta_g$$

この θ_e と、2つの反応位置で定義されるコンプトンコーンの軸と入射方向のなす角 θ_g との差ARMが、コンプトンカメラの解像度となる：JAXA/MHIが提案するコンプトンカメラは元々Astro-H衛星搭載の軟ガンマ線検出器として採用されたもので³⁰、散乱体としてSiストリップ検出器、吸収体としてCdTeストリップ検出器を積層することで662keVで約 3° (FWHM)程度の優れた解像度を達成している。反面、半導体検出器は多層にしても薄く、 ^{137}Cs , ^{134}Cs といったガンマ線には感度が低いこと、また読み出しチャンネル数が

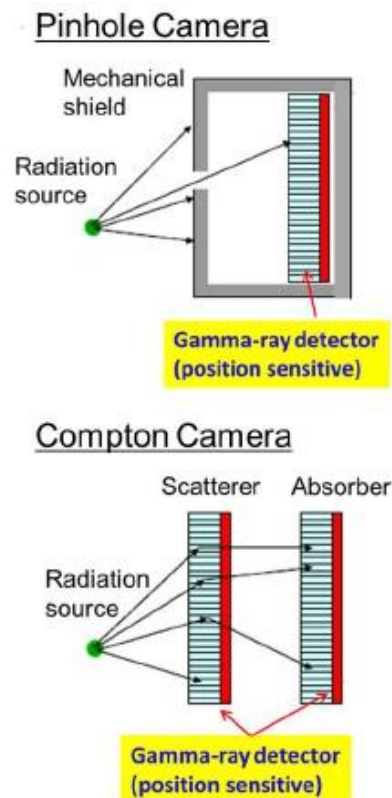


Fig.11 Conceptual design of two types of gamma cameras. (top) Pinhole camera with thick mechanical collimator, (bottom) Compton camera consisting of scatterer and absorber. Full details are given in the text.

膨大で、冷却システムをふくめ検出器全体が複雑といった困難が生ずる。多少解像度が粗くても、サーベイメータ同様の手軽さかつ短時間にガンマ線画像が取得できるカメラがあれば、そのメリットは計り知れない。本稿では一件無茶と思われるこれら要求に応えるべく、革新的ガンマカメラの開発について述べたい。

5.2 “DOI”-コンプトンカメラの着想

^{137}Cs など高エネルギーガンマ線に対する感度を重視した場合、半導体検出器よりも分厚いシンチレータを用いることが望ましい。たとえば散乱体、吸収体にそれぞれ厚みが10mm程度のCe:GAGGシンチレータを採用することができれば、従来のコンプトンカメラより10倍高い感度は容易に実現できる。一方で、たとえば散乱体・吸収体を10mm以下まで近づけると解像度は20-30°程度と悪化する。これは、PETの時と同様で、シンチレータのDOI（長さ方向）不定性が効いてくるためである。解像度を改善しようと距離を離せば感度が大きく下がり、シンチレータを採用した意味が半減する。ここで、もし3.2章で提案したDOI計測技術

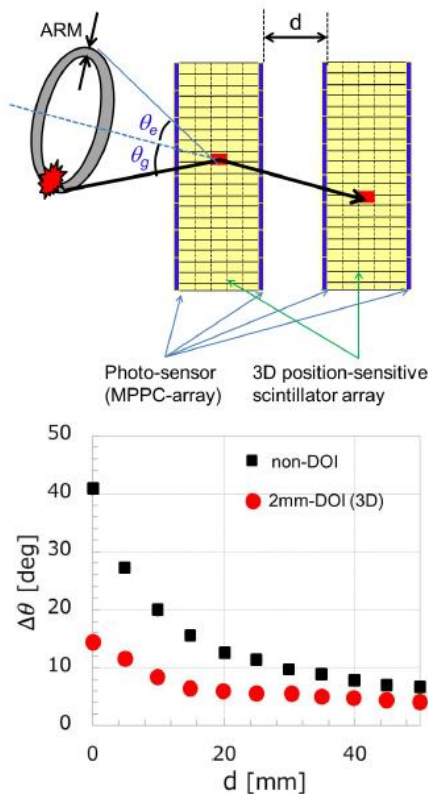


Fig.12 (top) Conceptual design of the DOI Compton camera proposed in this paper. (bottom) Geant-4 simulation of the angular resolution $\Delta\theta$ as a function of distance d for DOI and non-DOI configurations, assuming $50 \times 50 \text{ mm}^2$ Ce:GAGG scintillator plates of 10 mm thickness for both the scatterer and absorber. An energy resolution of 10% was assumed

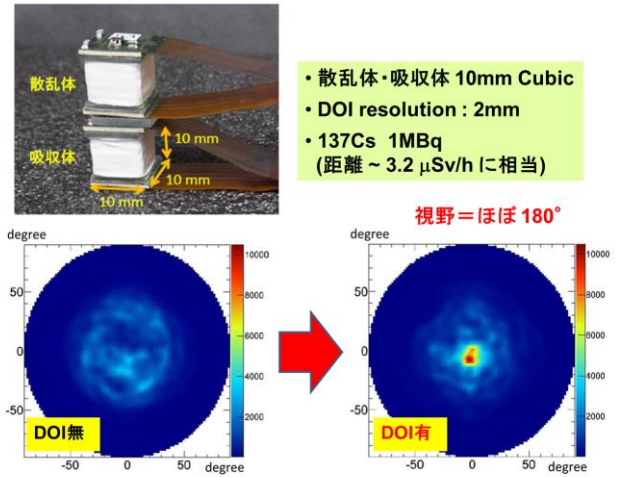


Fig.13 (top) Photo of the Compton camera test module, consisting of two identical 3D Ce:GAGG crystal blocks. (bottom) Compton reconstructed MLEM image of a ^{137}Cs isotope taken with a DOI or non-DOI configuration.

を採用することができれば、ガンマ線の散乱・吸収位置を「3次的に」1-2 mm程度の精度でとらえることが可能となり、散乱体・吸収体を近づけたまま(i.e., 高い感度を保ったまま) 解像度を大幅に向上できるに違いない。Fig.12 は $50 \times 50 \times 10 \text{ mm}^3$ のCe:GAGGプレートを散乱体・吸収体双方に用いた場合、DOIの有無で解像度がどれだけ改善するかをシミュレートした結果である。DOI位置情報を用いることで、散乱体・吸収体間の距離を10mmまで近づけても7-8° (FWHM)の解像度が見込まれる³¹⁾。一方で距離を離せば離すほど、シンチレータの厚みは無視できるようになり、DOI構成でも通常の2次元構成でも次第に差が縮まることが分かる。高感度ガンマカメラの構築には、「DOI検出器を近接して用いること」が鍵となる。このような構造は従来のPMTでは不可能であり、MPPCのような薄型半導体光素子の独壇場ともいえる斬新な使用方法である。

5.3 “DOI”-コンプトンカメラの実証試験

上記の概念の妥当性を検証するため、 $5 \times 5 \times 5$ 個の2mm角Ce:GAGGシンチレータ・ピクセルで構成した3次元DOIブロック検出器を二つ製作し、一方は散乱体・他方は吸収体としてイメージ再構成を試みた(Fig.13 top)。線源は1MBqの ^{137}Cs を約20cmの距離に配置した。これは $3.2 \mu\text{Sv/h}$ の吸収線量に相当する。散乱体・吸収体間はほぼ密着(距離 $d = 4 \text{ mm}$)とした。エネルギー分解能はすべてのピクセルで10% (FWHM)であった。Fig.13(bottom left)はシンチレータのDOI情報を用いないで再構成した場合の画像、Fig.13(bottom right)はDOI情報を用いた場合の画像で



Fig.14 Photo of the handy Compton camera prototype currently being fabricated by Hamamatsu Photonics K. K. Its weight is only 1.9 kg!

ある。DOI検出器の採用により、解像度が大幅に改善することが明らかである³¹⁾。二つのシンチレータをほぼ密着した状況においても 20° (FWHM) を切る解像度が得られた。今後はシンチレータ自体の性能向上と、検出器を最適化することで 10° 以下の解像度達成を目指す。

5.4 携帯型コンプトンカメラの試作と評価試験

上記の開発コンセプトに基づき、JST先端計測技術開発プログラム支援のもと、早稲田大学では浜松ホトニクス社と共同で超軽量かつ携帯型のコンプトンカメラの試作・開発を進めている。初版のカメラは重さ1.9kg、大きさ $15 \times 13.5 \times 14 \text{cm}^3$ と小型・軽量であり、散乱体として5mm厚の、また吸収体として10mm厚のCe:GAGGシンチレータを採用している³²⁾。平面サイズはどちらも $50 \times 50 \text{mm}^2$ 、Ce:GAGGピクセルサイズは2mmである。試作機ということで未だDOI構成は適用しておらず、散乱体・吸収体間の距離を15mm程度に離している。今後はDOI構成でさらに距離を縮め、またシンチレータの厚みを増すことで、感度を数倍向上する。Fig.14 に示す通り、装置上部には魚眼カメラが搭載され、これにより可視とガンマ線画像をリアルタイムで合成可能である。ガンマ線画像はより生データに近いBack Projection画像と、統計処理を施したMLEM画像を切り替えて表示することができる。感度と計算時間の向上により、ガンマ線のイメージをほぼリアルタイムで表示することが可能となった。カメラは屋外で用いるため、MPPCに印加するHVの自動制御はもちろん、装置全体の防湿対策も行っている。Fig.15 は、実験室環境で $6 \mu\text{Sv/h}$ 程度の線量を与える線源を撮影したもので、データ積算時間は僅かに30秒程度で、解像度は既に 14° (FWHM)を達成している^{31,32)}。また、コンプトンカメラの長所としてバックグラウンドの影響を受けにくいことは前述したが、シミュレーシ

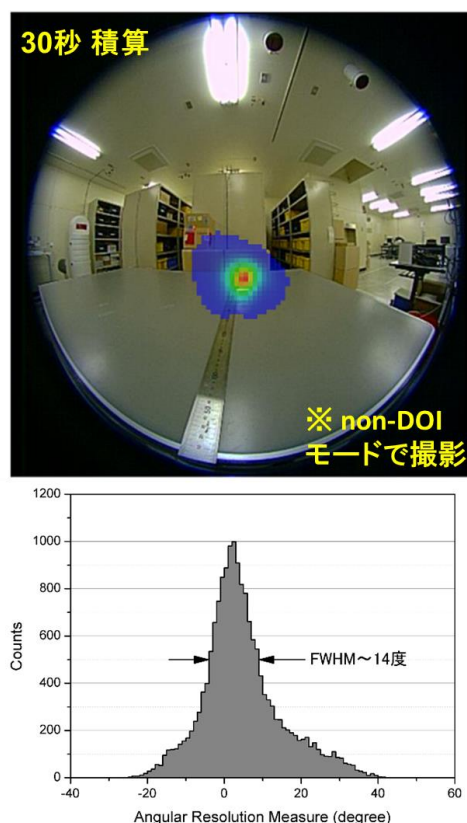


Fig.15 (top) Compton reconstructed image of a ^{137}Cs isotope with an integration time of 30 sec. A corresponding radiation dose is $\approx 6 \mu\text{Sv/h}$. (bottom) Projection of above image suggesting an angular resolution of $\Delta\theta = 14 \text{ deg}$ (FWHM) while the camera is yet operating in non-DOI mode. Further improvement is expected by using DOI.

ンと実機により、数 $\mu\text{Sv/h}$ 程度でランダムに入射するガンマ線バックグラウンド下でも画像のS/Nに顕著な悪化は見られなかった。Fig.16は散乱体・吸収体でのエネルギー分布、また全チャンネルのスペクトルの総和を示している。エネルギー分解能は 662 keV で9% (FWHM)を達成した。

今後のさらなる発展として、複数台のカメラ、ないしは高感度を生かした可動式カメラ1台によるステレオ計測を検討している。距離が不定のガンマ線ホットスポットについても3次元投影画像を得ることが目標で³³⁾、実機とシミュレーションの両面から性能を検証中である(Fig.17)。今年度2月、5月には福島大学のご協力の下、福島浪江町で2回の実地調査も行っており、結果については稿を改めて紹介したい。

6. 結語

本稿では、近年開発が目覚ましいMPPC arrayを用いた放射線検出器について開発の最前線を紹介した。大面積APDやMPPCに期待される応用分野は素粒子・原子核・宇宙から医学物理、環境計測まで多岐にわたり、

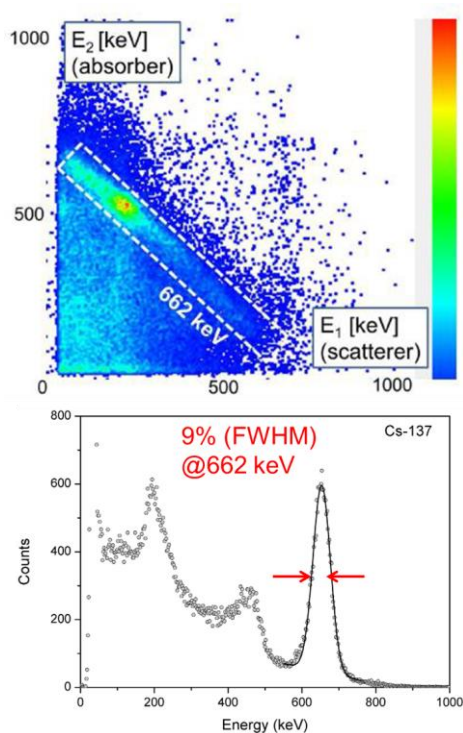


Fig.16 (top) An example event map taken with the prototype Compton camera comparing energy deposits in the scatterer (E_1) and the absorber (E_2). (bottom) Energy spectra taken with this camera irradiated by ^{137}Cs , where all the channels are summed to reconstruct this spectrum.

今後ますます開発が加速していくものと見込まれる。とくにシンチレータ内部での「3次元」ガンマ線位置計測などは素子自体が薄いMPPCならではのアプローチで、放射線計測の常識を塗り替える新しいアプローチが期待される。その一例として、本稿では革新的コンプトンカメラを紹介した。今後は、大面積MPPCを用いてさらなる放射線計測のフロンティアを目指していきたい。

謝辞

本稿で紹介した開発・成果は、科研費基盤研究(S)「半導体光増幅素子を用いた革新的次世代PET技術の開発実証(代表:片岡 淳)」(H22-26年度)、JST先端計測分析技術・機器開発プログラム「高感度かつ携帯可能な革新的ガンマ線可視化装置の開発(チームリーダー:大須賀慎二、サブリーダー:片岡 淳)」(H24-25年度)の御支援によるものです。共同研究者である早稲田大学・先進理工学究科の学生諸氏(安部貴裕、武内健士郎、呉井洋太、西山徹、藤田卓也、辻川貴之、舟本裕)、研究室卒業生(三浦大陽、松田英憲、齊藤龍彦、加藤卓也、岸本彩)、山形大学の中森健之氏、JAXA宇宙科学研究所の池田博一先生、コンプトンカメラの共同開発チームである大須賀慎二氏、中村重幸氏、平

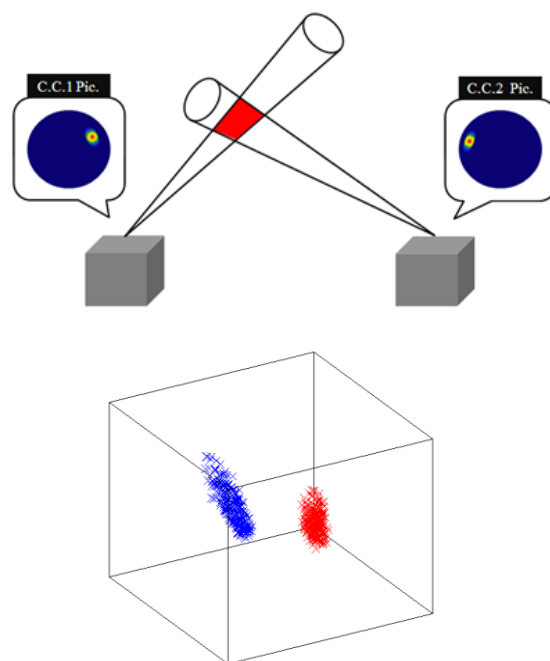


Fig.17 (top) Concept of the stereo measurement method to determine 3D position of the radiation hotspots. (bottom) An example simulation of 3D reconstructed image of multiple hotspots with a distance of $\sim 10\text{m}$ from the two Compton cameras.

柳通人氏、足立俊介氏、内山徹也氏、鈴木裕樹氏、川端信行氏、里健一氏、山本晃永氏、MPPCを用いたPET装置開発でいつも有用なご助言、ご協力を戴く名古屋大学医学部の山本誠一教授、PET, MRI実験でご協力戴いた大阪大学医学部の畑澤順教授、渡部浩司准教授、BioView 株式会社、(株)大興製作所のご協力に感謝致します。

参考文献

- 1) J.Kataoka *et al.*, "Recent progress of avalanche photodiodes in high-resolution X-rays and γ -rays detection", Nucl. Instr. And Meth. A, 548, (2005), 398
- 2) J.Kataoka *et al.*, "Development of an APD-based PET Module and Preliminary Resolution Performance of an Experimental Prototype Gantry", IEEE Trans. Nucl. Sci., vol.715, (2010), 554
- 3) 片岡 淳, 「大面積APDアレーの開発と次世代PET技術への展望」, 放射線 vol.35, No.4, (2010), 277
- 4) K.Yamamoto, *et al.*, "Development of Multi-Pixel Photon Counter (MPPC)", IEEE Trans. Nucl. Sci. Conf. Rec., vol. N30-102, (2006), 1094
- 5) K.Yamamoto, *et al.* "Development of Multi-Pixel Photon Counter (MPPC)", IEEE Trans. Nucl. Sci. Conf. Rec ,vol. N24-292, (2007), 1511.

- 6) T.Kato *et al.*, “Development of a large-area monolithic 4x4 MPPC array for a future PET scanner employing pixelized Ce:LYSO and Pr:LuAG crystals”, Nucl. Instr. And Meth. A, 638, (2011), 83
- 7) T.Nakamori *et al.*, “Development of a gamma-ray imager using a large area monolithic 4x4 MPPC array for a future PET scanner”, JINST, 7, (2012) C01083
- 8) T.Kato *et al.*, “High position resolution gamma-ray imagers consisting of a monolithic MPPC array with submillimeter pixelized scintillator crystals”, IEEE Trans. Nucl. Sci. Conf. Rec., (2012) in press
- 9) T.Miura *et al.*, “Development of a Scintillation Detector using a MPPC as an Alternative to an APD”, JINST, 7, (2012) C02036
- 10) T.Takahashi *et al.*, “The Astro-H Mission”, Proceedings of SPIE, 7732, (2010), 27
- 11) T.Saito *et al.*, “Development of high performance Avalanche Photodiodes and dedicated analog systems for HXI/SGD detectors onboard the Astro-H mission”, Nucl. Instr. And Meth. A, 699, (2013), 230
- 12) J.Kataoka *et al.*, “Expected Radiation Damage of Reverse-type APDs for the Astro-H Mission”, JINST, 7, (2012) P06001
- 13) J.Kataoka *et al.*, “In-orbit Performance of Avalanche Photodiode as Radiation Detector onboard a Pico-satellite Cute-1.7+APD II”, Journal of Geophysical Research , vol.115, (2010) A5, A05204
- 14) T.Nakamori *et al.*, “Development of Radiation hardened Multi Pixel Photon Counters”, ICRC (2013) in conference proceedings
- 15) T.Miura *et al.*, “Improvement of Energy Thresholds for Scintillation Detectors Using a Monolithic 2x2 Multi-Pixel Photon Counter Array with a Coincidence Technique”, Journal of Phys. Soc. Japan, vol. 80 (2011), 094203
- 16) T.Fujita *et al.*, “Two-dimensional Diced Scintillator Array for Innovative, Fine-resolution Gamma Camera”, Nucl. Instr. And Meth.A, submitted
- 17) T.Yamaya *et al.*, “Preliminary performance evaluation of the prototype system for a brain DOI-PET scanner: jPET-D4”, IEEE Trans. Nucl. Sci., vol.4, (2004), 2610
- 18) Y.Yazaki *et al.*, “Development of the X'tal Cube: A 3D Position-Sensitive Radiation Detector With All Surface MPPC Readout”, IEEE Trans. Nucl. Sci., vol.59, (2012), 462
- 19) A.Kishimoto *et al.*, “Development of a Dual-Sided Readout DOI-PET Module Using Large-Area Monolithic MPPC-Arrays”, IEEE Trans. Nucl. Sci., vol.60, (2013), 38
- 20) S.Yamamoto *et al.*, “Development of a Si-PM –based high resolution PET system for small animals”, Phys. Med. Biol. 55 (2010), 5817
- 21) S.Yamamoto *et al.*, “Interference between PET and MRI sub-systems in a silicon-photomultiplier-based PET/MRI systems”, Phys. Med. Biol. 56 (2011), 4147
- 22) S.Yamamoto *et al.*, “Design and performance from an integrated PET/MRI system for small animals”, Ann Nucl. Med. 24 (2010) 89
- 23) T. Kato *et al.*, “High resolution phoswich gamma-ray imager utilizing monolithic MPPC arrays with submillimeter pixelized crystals”, JINST, 8, (2013) P05022
- 24) Y. Kurei *et al.*, “Qualification Test of a MPPC-based PET Module for Future MRI-PET Scanners”, Nucl. Instr. And Meth. A, submitted
- 25) H.Matsuda *et al.*, “Development of ultra-fast ASIC for future PET scanners using TOF-capable MPPC detectors”, Nucl. Instr. And Meth. A, 699, (2013), 211
- 26) T.Anbe *et al.*, “Development and Evaluation of an ultra-fast ASIC for future PET scanner using TOF-capable MPPC array detectors”, Nucl. Instr. And Meth. A, submitted
- 27) http://www.toshiba.co.jp/about/press/2011_12/pr_j130_2.htm
- 28) <http://www.hitachi.co.jp/New/cnews/month/2012/08/0802.html>
- 29) http://www.jaxa.jp/press/2012/03/20120329_compton_j.html
- 30) S.Takeda *et al.*, “Experimental Results of the Gamma-Ray Imaging Capability With a Si/CdTe Semiconductor Compton Camera”, IEEE Trans. Nucl. Sci., vol.56, (2009), 783
- 31) J.Kataoka *et al.*, “Handy Compton camera using 3D position-sensitive scintillators coupled with large-area monolithic MPPC arrays”, Nucl. Instr. And Meth. A, (2013) in press
- 32) T.Nishiyama *et al.*, “Current Status and Optimization of Handy Compton Camera using 3D position sensitive scintillators”, IEEE Trans. Nucl. Sci., submitted
- 33) K.Takeuchi *et al.*, “Stereo Compton cameras for 3D localization of radioactive isotopes optimized by Geant4 simulation”, Nucl. Instr. And Meth. A, submitted