

## 大面積 APD アレーの開発と次世代 PET 技術への展望

早稲田大学理工学術院総合研究所 片岡 淳

Developments of large-area APD arrays for future applications to PET technology

Jun Kataoka

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

e-mail: kataoka.jun@waseda.jp

Silicon avalanche photodiodes (APD) are solid-state devices which have internal gain. Since the good features of both photodiodes (PDs) and photomultiplier tubes (PMTs) are shared in a single device, APD offers new design for physics experiments and devices for nuclear medicine. In particular, thanks to its high quantum efficiency (QE) and low noise, reverse-type APDs generally show much better energy resolution than traditional PMTs when coupled to various scintillators. Most recently, we have developed various large area reverse-type APDs with Hamamatsu Photonics, up to  $32 \times 32 \text{ mm}^2$  square area. Such large dimensions have been awaited by researchers world-wide, and further extend the potential of APDs for various application such as in space science and nuclear medicine. For example, the use of APDs in space experiments is now validated thanks to successful launch of the Cute1.7+APD II, which has measured both electron/proton distributions in Low Earth Orbit at  $E > 9 \text{ keV}$ . Moreover, the mission successfully demonstrated an active gain control system to keep the APD gain stable under moderate temperature variations. In other aspects, an APD is a compact, high performance light sensor that could be used in the strong magnetic field MRIs. An ultimate spatial resolution as better as sub-mm will be possible by adopting small pixel, high density APD pixels. Future PET detectors with time-of-flight (TOF) capability may be expected thanks to very fast time response of the APD devices. As a first step, we have developed a versatile APD-based PET modules for future applications in high resolution, fast medical imaging. We will also discuss future use of digital (Geiger-mode) APDs, such as multi-pixel photon counter (MPPCs) in similar medical imaging applications.

## 1. まえがき

近年の CCD や CMOS デバイスの技術革新により、デジタルカメラやスキャナーなど、様々な光センサーが身近なものとなってきた。PET を含めた放射線計測も例外でなく、高感度光センサーの開発は時代が求める最先端のニーズである。素粒子・宇宙・原子核の分野を問わず最も良く使われるのが光電子増倍管(PMT)で微弱な信号を100万倍にも増幅するが、嵩張ることや1000Vを超える高電圧を要する点、さらに強磁場では動作しないなど、使用上の制約も多い。近年、コンパクトな光検出器としてフォトダイオード(PD)も広く利用されている。PDは半導体のため素子が薄く、可視波長で優れた感度(PMTの約3~4倍)をもつが、微弱な光を増幅することができない。本稿ではPMTとPD両方の長

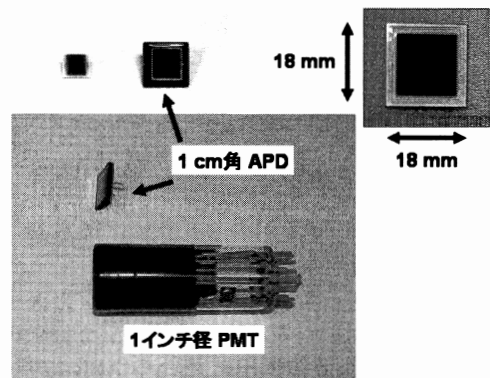


Fig.1 Comparison of PMT and large-area APDs designed for radiation measurements.

所を兼ね備えた光センサー「アバランシェ・フォトダイオード(APD<sup>1,2)</sup>)」に着目し、動作原理や新しい放射線検出器としての可能性について紹介する。これまで APD はファイバ受光素子として光通信の分野で用いられ、需要は小型素子に限られてきた。大面積をもつ APD は加速器や宇宙実験など、過酷な放射線環境での応用が期待される。一例として、世界で初めて APD を小型衛星に搭載し、宇宙動作実証を行った結果についてご紹介したい。

APD のさらなる活躍の場として、分子イメージング技術への応用を考える。とくに半導体光素子を用いた PET 要素技術は、その有用性・将来性が示唆されつつも未だ発展途上であり、次世代 TOF-PET, MRI-PET への重要な鍵を担っている。APD は PMT に比べ、量子効率が高くコンパクトであること、数テスラの強磁場下での安定動作<sup>3)</sup>、素子間ゲインの一様性<sup>4)</sup> など多くの利点が報告されている。製作面においてはピクセルを 1mm 以下まで微細化することができ、重心法などの演算を用いずに量子化されたピクセル情報だけで優れた画像を再構成できる。すなわち、原理的には PET の理論限界に迫る、サブミリ分解能が実現される。近年、国内でも世界最大級・最高性能の APD-アレー(3cm×3cm 程度)が製作できるようになった<sup>4)</sup>。さらに、東北大学・古河機械金属のグループが開発する Pr:LuAG シンチレータ<sup>5)</sup> は PET のセンサーヘッドとして多くの将来性を持ち、APD と併せることで「純国産」で世界最先端の PET 装置を構築しうる。このような観点に立ち、平成 18 年度より「サブミリ分解能をもつ拡張型 PET の要素開発(JST プロジェクト)、平成 20 年度からは「MRI-PET 用 Pr:LuAG+APD アレー放射線検出器システム(NEDO プロジェクト)の二つのプロジェクトがスタートした。さらに平成 21 年度からは放射線医学総合研究所が主導の新プロジェクトがスタートし、ガイガーモード APD (Multi-pixel photon counter: MPPC) を用いた革新的 PET 技術を目指す。本稿では APD の基礎特性から開発の歴史を中心に、半導体素子を用いた次世代 PET 技術の開発と現状について概観したい。

## 2. 光「増幅」素子：種類と構造

APD はシリコン半導体の内部に強い電場勾配を持たせることで、増幅機能を持たせた半導体素子である。光によって生成された電子・ホール対 (キャリア) は素子内部で強い電場によって加速を受け、PN 接合近傍の増倍領域を通過する間に多数の 2 次キャリアを生成する。信号自身を M 倍に増幅すれば、半導体で問題となるノイズを等価的に  $\sim 1/M$  まで低減することができ、通常の PD よりも遥かに高いシグナル・ノイズ比 (S/N) が得られる。APD の増幅率は印加電圧に依存し、降伏電圧付近では 1 万倍を超える大きな利得が得られる (ガイガーモード)。APD は光ファイバのデジタル受光素子として用いられることが多いが、ここでは増幅率を 100 倍以下に抑え、放射線計測用の「アナログ線形素子」として利用する。APD でシンチレータを読み出せば、低ノイズかつコンパクトなガンマ線検出器が実現できるほか、APD 自身を X 線や荷電粒子の検出器として用いることもできる<sup>6,7)</sup>。我々は浜松ホトニクス社と共同で、2 種類の“放射線計測用”大面積 APD の開発に取り組んできた<sup>8)</sup>。X 線など直接検出に用いる APD はリーチスルー型 (Fig.2 左) と呼ばれ、電場の強い ( $\sim 30V/\mu\text{m}$ ) 増幅領域の手前に、ドリフト領域と呼ばれる厚い (100 ミクロン以上) 空乏層をもつ。ドリフト領域は透過力の強い X 線を電子とホールに変換する場所であり、ここで生じたキャリア

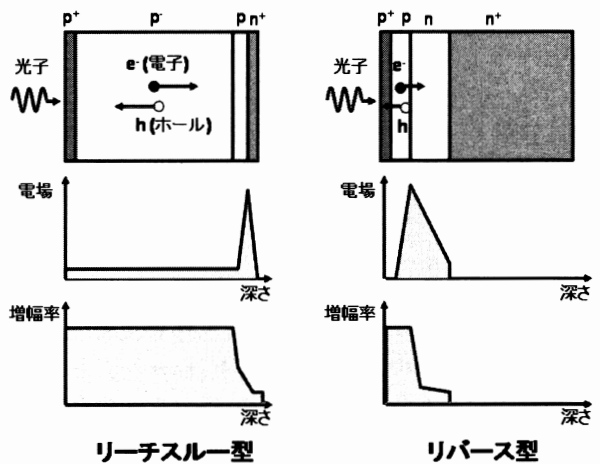


Fig.2 Internal structure of two types of APDs: (left) reach-through and (right) reverse type.

APD でシンチレータを読み出せば、低ノイズかつコンパクトなガンマ線検出器が実現できるほか、APD 自身を X 線や荷電粒子の検出器として用いることもできる<sup>6,7)</sup>。我々は浜松ホトニクス社と共同で、2 種類の“放射線計測用”大面積 APD の開発に取り組んできた<sup>8)</sup>。X 線など直接検出に用いる APD はリーチスルー型 (Fig.2 左) と呼ばれ、電場の強い ( $\sim 30V/\mu\text{m}$ ) 増幅領域の手前に、ドリフト領域と呼ばれる厚い (100 ミクロン以上) 空乏層をもつ。ドリフト領域は透過力の強い X 線を電子とホールに変換する場所であり、ここで生じたキャリア

は増幅領域まで移動（ドリフト）して、一気に加速・増幅される。この APD は 300 V 程度で動作し、時間応答も速いが、熱電子によるノイズを同時に増幅してしまう欠点がある。ガンマ線シンチレータの読み出しには リバース型

(Fig.2 右) が適している。リーチスルー型と対称的な構造をもち、表面から 5 ミクロン程度に増幅領域が存在する。透過力の強い X 線の検出には向かないが、シンチレータの光は表面から数ミクロンで吸収され、すべて増幅することができる。最大のメリットは、ノイズの主成分である熱電子が増幅されない点にある。信号の増幅率を保ったまま、ノイズだけを従来の約 1/100 まで低減することが可能となった。

一方、近年注目を集める MPPC は、個々のピクセルサイズを数十ミクロンまで小さくした微細な APD 素子の集合体であり、ガイガーモードで動作させる。出力はアレー全体で 1 チャンネルであり、個々のピクセルには光子ひとつしか入らない事が大前提となる。すなわち、全てのピクセルのアナログ和が出力され、入射した光子数の情報を与える。通常の APD が線形素子として動作し、ゲインが 100 倍程度しか稼げないのに対し、MPPC は 10 万から 100 万倍の高いゲインを可能とする。その結果、1 光子レベルの微弱な信号にも高い S/N を実現し、また信号出力においては最速で 100 ピコ秒程度の速い応答が得られる。APD, MPPC どちらもが高エネルギー素粒子実験において魅力的な素子であり、次世代光検出器として注目を集める所以である<sup>9,10)</sup>。

### 3. X線・ガンマ線検出器としての性能

本章では APD を用いた放射線計測の実例を示し、従来の検出器と比較を行う。まず、リーチスルー型 APD を用いて軟 X 線の直接検出を試みた。Fig.3 に放射線源 (<sup>55</sup>Fe) の X 線スペクトルを示す。6 keV 付近の輝線構造が明確に確認できる。低エネルギー側は、従来の半導体素子では困難な 0.3 keV 付近までスペクトルが得られ、APD の信号増幅がノイズ軽減に極めて有効であることがわかる。さらに、同じ APD を高計数測定に利用したところ、1 秒間に 1 億イベント ( $10^8$  cts/秒) もの X 線を

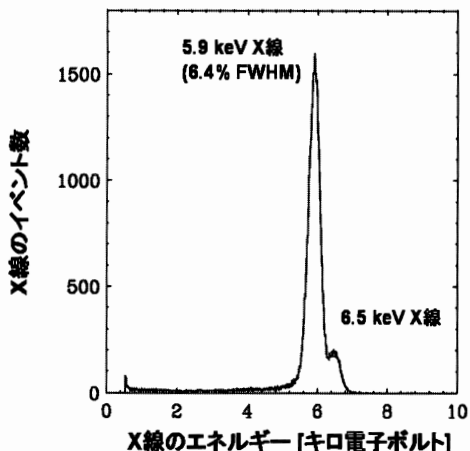


Fig.3 Energy spectrum of 5.9 keV X-rays measured with a reach through APD at -20 deg.

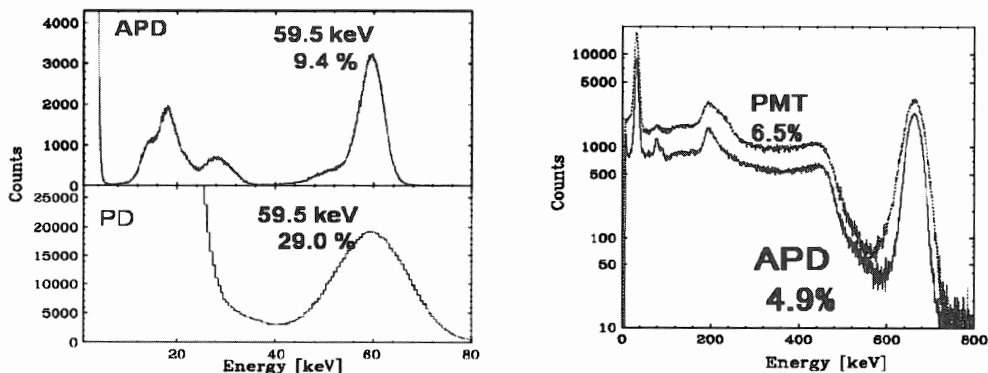


Fig.4 (left) Energy spectra of 59.5 keV gamma-rays from <sup>241</sup>Am source measured with a 5x5x5 mm<sup>3</sup> CsI(Tl) cubic crystal coupled with the APD and PD. (right) Comparison of energy spectra obtained with APD and PMT, measured for <sup>137</sup>Cs source with CsI(Tl) cubic crystal.

取りこぼしなく計数することができた<sup>6,7)</sup>。続いて、リバー型APD (5mm角サイズ) をCsI(Tl)シンチレータと組みあわせ、ガンマ線検出器としての性能を評価する。Fig.4 (左) は同じサイズをもつ通常のフォトダイオード(PD)とAPDでCsI(Tl)シンチレータを読み出した比較のスペクトル(<sup>241</sup>Am)であるが、APD のほうが遥かにエネルギー分解能に優れ、また低いエネルギー閾値を実現することが分かる。また、PMTとの比較においてはAPDの高い量子効率が優れたエネルギー分解能を実現する (Fig.4右) <sup>11-13)</sup>。数々の長所をもつAPDであるが、克服すべき問題点も残されている。APDを冷却すると、加速されたキャリアが半導体中のフォノン (量子化された格子振動) と相互作用しにくくなり、より一層加速を受けやすくなる。これは「増幅率の温度変化」という形で現れ、精密な分光測定には安定した熱環境が求められる。宇宙実験や加速器実験など、温度コントロールが難しい環境においては増幅率の変動を積極的に補償する工夫が必要となる。我々はAPDの温度変化から増幅率の変動を計算し、印加電圧をリアルタイムで補正してゲインを保つ、新しい手法を確立した<sup>14)</sup>。同様な問題はMPPCの利用においても指摘されており、今後はより汎用的で簡便なシステムの構築を目指している。

#### 4. APDの宇宙動作実証

APDの優れた性能は、宇宙観測の分野でも広く注目を集めている。たとえば、2013年度に打ち上げが予定されている日本の次期X線天文衛星Astro-HやヨーロッパのXEUSS衛星には、X線・ガンマ線検出器の一部としてAPDの搭載が計画されている。一方で、放射線検出器としての宇宙利用は過去に前例がなく、不透明な部分も多い。そこで我々は、東京工業大学が開発する超小型衛星にAPDを搭載し、地球近傍の荷電粒子分布を調べるプロジェクト

Cute-1.7+APD II<sup>15)</sup>を考案した(Fig.5)。宇宙には、太陽粒子線や宇宙線など、様々な高エネルギー粒子が飛び交っているが、その多くは地球磁場によって捉えられ、地上には到達しない。地磁気によって捉えられた粒子線は赤道上をドーナツ状に取り囲んで、放射線帯とよばれるベルトを形成する。最も低いベルトは南大西洋ブラジル上空付近で「南大西洋異常帯(SAA)」と呼ばれる。また、放射線帯が地球と接する高緯度付近では、よく知られたオーロラが観測される。SAAやオーロラ帯の粒子数は桁違いに多く、あまりの高計数のため観測そのものが難しい。とくに30keV以下の低エネルギー粒子の分布は、いまだによく測られていない。APDの高計数特性と、優れたノイズ特性を利用すれば、この過酷なミッションを世界で初めて遂行することが可能であり、同時に将来のプロジェクトにむけ、APDの宇宙耐性を確認することができる。数kgクラスの小型衛星で姿勢制御を行うことは難しく、必然的に激しい温度変化が避けられない。今回のミッションは我々が考案したゲイン自動制御を試す意味でも絶好の機会といえる。

Cute1.7+APD II プロジェクトは、東京工業大の工

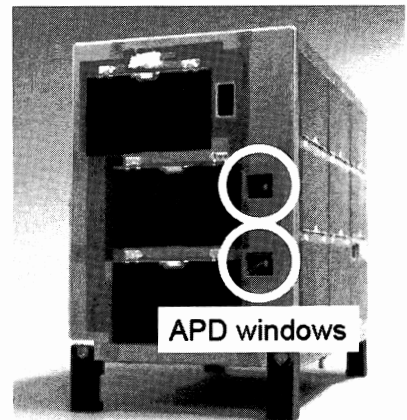


Fig.5 The Cute1.7+ APD II. White circles indicate where the APD devices are implemented.

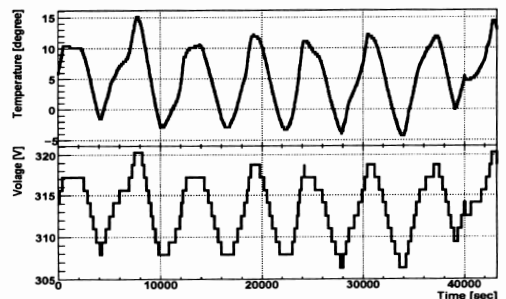


Fig.6 Time variations of APD temperature (top) and bias voltage (bottom) measured on June 11, 2008. The active gain control system clearly works well to stabilize the APD gain.

学部・理学部の学生約 20 名による共同プロジェクトであり、大きさは  $10 \times 15 \times 20 \text{cm}^3$ 、重量 5 kg という超小型の衛星である(Fig.5)。衛星バスから機器センサー、分離機構、さらには大学に設置した運用管制系に至るまで全てが学生の手作りであり、草案から完成まで約 2 年間に要した。本衛星は「工学バス」と「ミッション部」を別々に開発し、最後に組み合わせることで完成する。将来的にはミッション部を取り替えることで新しい衛星を次々と製作することが可能であり、宇宙工学の観点からも斬新なプロジェクトといえる。メインコンピュータとしては市販の携帯端末(PDA)を採用し、民生品を「機能レベル」で使用することで大幅なリソースの削減を図った。

2008 年 4 月 28 日、Cute1.7+APD II 衛星はインドの PSLV-C9 ロケットにより無事に軌道に投入され、1 年半を経た現在も大きなトラブルもなく地球を周回している。APD も軌道上で無事に高電圧を投入し、現在もデータを提供し続けている。Fig.6 に示すように、小型衛星では自発的な温度制御が困難で、衛星軌道上では APD の温度が  $-15^\circ\text{C}$  から  $+5^\circ\text{C}$  まで約 90 分(軌道周期)で変化する。このような過酷な環境下でも APD センサーのゲイン制御は無事働き、世界初となる宇宙動作実証を成功させることができた。APD センサーの活躍により、これまで謎とされてきた 10 keV 付近の電子分布 (Fig.7) や低エネルギー陽子の分布、また太陽活動による磁気圏の時間変化を続々と明らかにしつつあり<sup>16)</sup>、今後も楽しみな観測といえる。

## 5. PET要素技術に向けて

優れた潜在能力を持つ APD をアレー化し、位置有感機能を持たせることは様々な分野での応用が期待される。とくに大型素子を開発すれば、PMT に代替する重要な次世代光センサーになることは必至である。さらに、APD アレーとシンチレータ、さらに信号を読み出す回路基板までを小型一体化してモジュールに組めば、より汎用性のある「拡張型 PET ユニット」が構築できる。ユーザーは用途に合わせてユニットを連結し、動物用・頭部用・全身用のあらゆるニーズに応えることが期待される (Fig. 8)。以下では“ APD-PET モジュール”構築のための各コンポーネント開発について、詳細に触れていきたい。

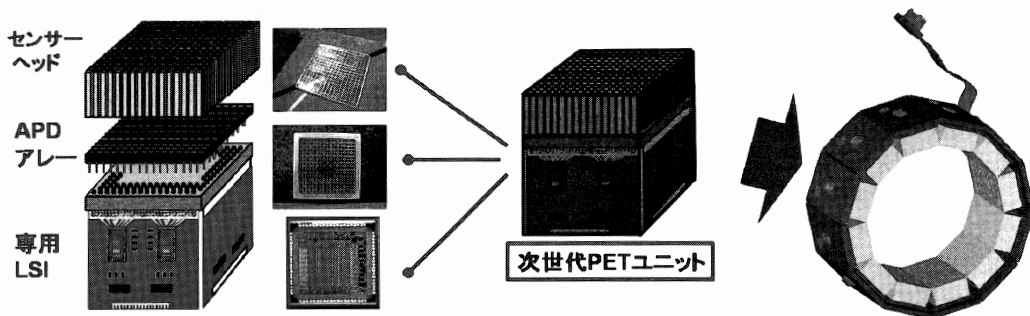


Fig.8 A conceptual design for APD-based PET module developed in this paper.

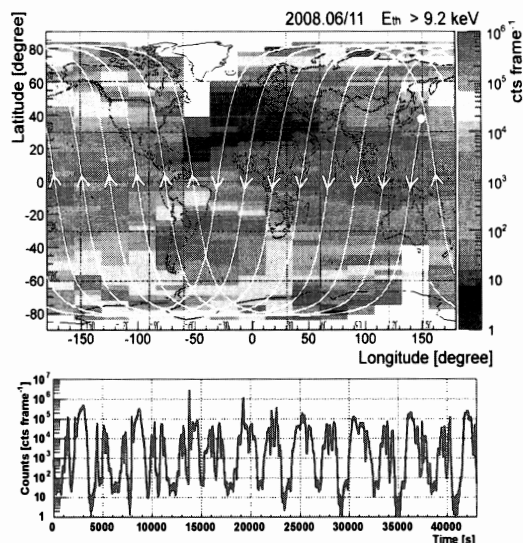


Fig.7 (top) A spatial distribution of low energy electrons at  $E > 9.2 \text{ keV}$ , as measured on June 11, 2008. (bottom) Time variations of electron flux during the observation.

### (1) センサーヘッドの開発 (シンチレータ・アレー)

センサーヘッドに用いるシンチレータの条件として①密度が高いこと(ガンマ線阻止能) ②光量が多いこと(エネルギー分解能) ③減衰時間が短いこと(同時係数とTOF応用)など様々な条件が求められる。LYSOはBGOと同程度以上の密度( $7.3\text{g/cm}^3$ )をもち、高速で潮解性もなく加工も容易なため、PETでは広く使われるシンチレータの一つである(Fig. 9 左)。JSTプロジェクトでは2.2mm角 1.3mm角, 0.9mm角の3種類の微細なピクセルシンチレータを製作し (Fig.9 中)、ESR反射材を井桁に組んで8x8ないしは16x16のマトリックスに組み上げた。わずかなサイズのバラつきが隣接ピクセルとの光干渉を引き起こすため、シンチレータの形状誤差を $20\mu\text{m}$ 以下にまで均一化し、また光検出器とピクセルシンチレータの位置のずれを防ぐ高精度アルミメッシュを製作した(Fig.9 右)。この結果APDアレーと組みあわせた場合の出力信号のパルスハイト分散(APDゲイ

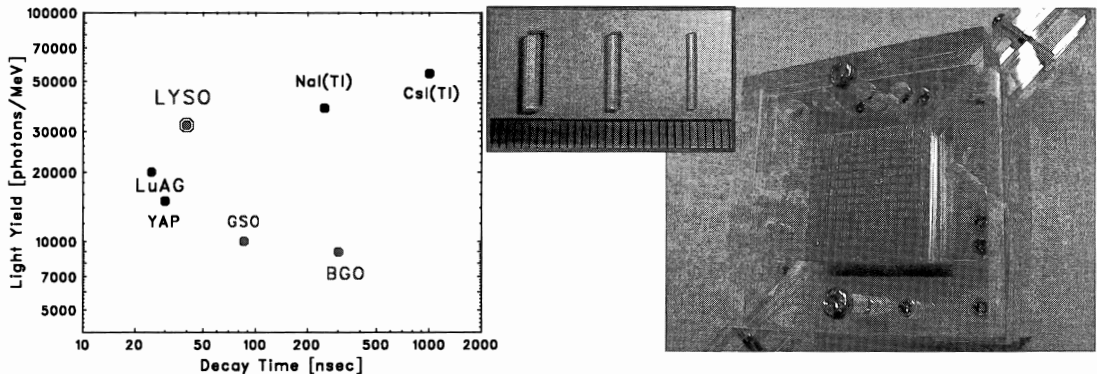


Fig.9 (left) comparison of decay time and light yield of various scintillators for PET applications. (middle) LYSO pixel and (right) 16x16 matrix to be coupled with the APD-array.

ンの非一様性を含む)は、256チャンネル全体で10.5%を達成した。LYSO結晶が高額で輸入に頼らざるを得ないのに対し、Pr:LuAG は純国産シンチレータとして多くの将来性を秘めている。光量はGSOと程度であるがエネルギー分解能は5.6%(@662 keV)といった優れた値が報告されている<sup>17)</sup>。密度は $6.7\text{g/cm}^3$ で蛍光時定数は 20ns と短い、発光波長が310nm と短い。これまでAPDの量子効率と相性が心配されてきたが、後述するようにNEDOプロジェクトでは Pr:LuAG に特化した「紫外高感度型」APDアレーの製作を進めている。

### (2) 大面積APDアレーの開発と紫外高感度化

APDの可能性を広げるため、世界最大級となるAPDアレー3種類 (2mm角, 1mm角, 0.5mm角/pixel)の開発を行った (Fig. 10 左)。縦横サイズはパッケージ込みで $27.4 \times 27.4 \text{ mm}^2$ 、ゲインの一様性は素子全体で $\pm 5\%$ 程度、暗電流ノイズは0.2-0.3 nA程度と極めて良好な素子が得られた。PET用素子として用いるためにこれをさらに発展し、①APD-PET システムをよりコンパクトに組み上げるためのカセット型パッケージ、②特大型の紫外高感度APDアレー (12x12ch, 8x8ch; 32mm角)の開発に着手している。Pr:LuAG の波長では通常APDの窓材に用いるエポキシ樹脂が大きな吸収を引き起こすが、これをシリコン樹脂に変更すれば有効的な量子効率を大きく向上することが見込まれる(Fig.10 右)。さらにAPD受光面膜を310nmにあわせて適正化することで、素子自体の感度を1割以上向上させることができる。さらに、紫外用APD素子はMRI併用時にも磁化しない、無酸素銅を用いた特殊なピンを採用し、MRI-PETへの応用を視野に入れている。APDアレー単体での時間特性についても詳細な再評価を行った。試験は高エネルギー研究所放射光実験施設(KEK-PF)のビームライン14Aに於いて、シングル・バンチ(SB)モードで10keVのX線を直接照射し、時間分解能の測定を行った。10 keVのX線をAPDで直接検出した場合の電荷量は、LYSOで511keVの信号を読み出した場合とほぼ等価であり、究極的にAPDがTOF-PETとしてどれだけの分解能を達成できるかの良い指標になる。8x8ch APDアレー(2mm角)について213 ps (FWHM),

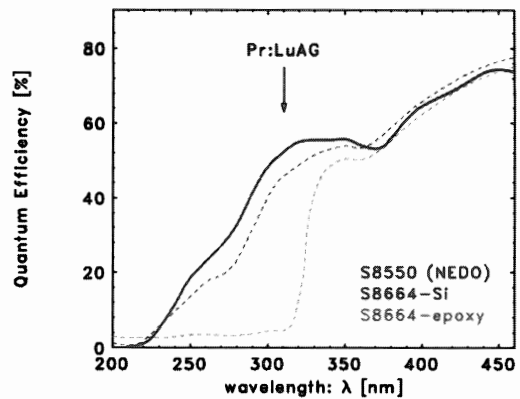
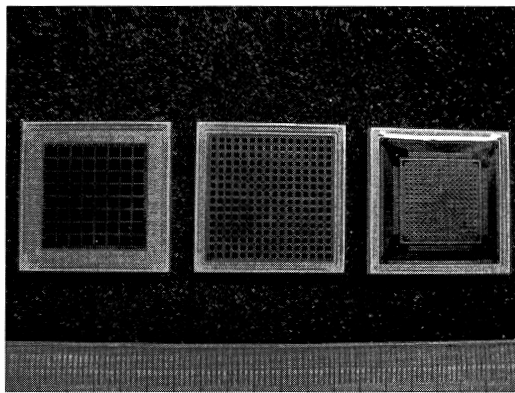


Fig.10 (left) Three types of large-area, reverse type APD-arrays. Pixel size is  $2 \times 2 \text{ mm}^2$ ,  $1 \times 1 \text{ mm}^2$  and  $0.5 \times 0.5 \text{ mm}^2$ , respectively. (right) improvement quantum efficiency of the UV-enhanced APD-array.

16x16ch APDアレー(1mm角)では169 ps (FWHM)の優れた値が得られた。これは、ガイガーモード APD (MPPC)と同等かそれ以上であり、APDがTOF 測定用素子としてもきわめて有用であることを示している<sup>18)</sup>。

### (3) APD 専用「高速」LSIの開発

APDの内部ゲインは50~100程度であり、光電子増倍管やMPPCの $10^{5-6}$ といった増幅よりはるかに小さいが、一方で通常の半導体素子(CdTeやDSSDなど)と同じ回路ではゲインが高すぎる。APDに特化した専用LSIが必要で、2006年より既に2種類(ver.1, ver.2)の開発を行った<sup>19)</sup>。回路はTSMC 0.35 $\mu\text{m}$  CMOS プロセスに対応したOpen-IP<sup>20)</sup>を用いてデザインし、設計からチップ製作完了まで数ヶ月という短期間で完了した。Ver.1は試作版で1チップあたりのチャンネル数は8chであるが、LYSOピクセル単体、2mm角APD素子と組み合わせた場合のエネルギー分解能は9.7%(FWHM @511keV)を達成した。これはLYSO+APDで得られる値としてはあらゆる文献値より優れている<sup>21)</sup>。一方で、回路の高速性を追及する場合(TOF分解能)、Ver.1で採用した2段積分回路では不十分で、また信号極性などにも改善の余地が見つかった。Ver.2では32chまでチャンネル数を増やしたチップを80個製作し、さらなる性能の追及を目指した(Fig. 11)。消費電力は210mW (/32ch)、チャンネル毎の相対ゲインばらつきは $\pm 0.5\%$ 以下、時間分解能はノイズによるjitterとwalkを合わせて500ps程度を達成した(Fig. 12)。Ver.2 LSIは目標性能を十分に達成した反面、評価用大型パッケージの配線容量が原因でノイズが若干増えることがわかり、小型ユニット組み上げの利便性も考慮して低温焼成セラミックパッケージ(LTCC)の開発を進めた。LTCCではサイズ全体を13mm $\times$ 13mm角まで小型化することで雑音特性が設計値と同レベルまで改善し、また抵抗やコン

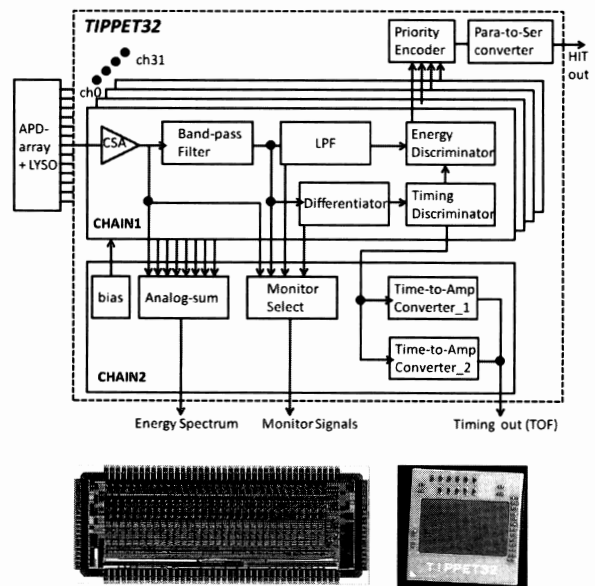


Fig.11 (upper) A schematic diagram of the analog LSI (TIPPET32) specifically designed for APD-PET detectors. (bottom) Pictures of bare-chip and LTCC package.



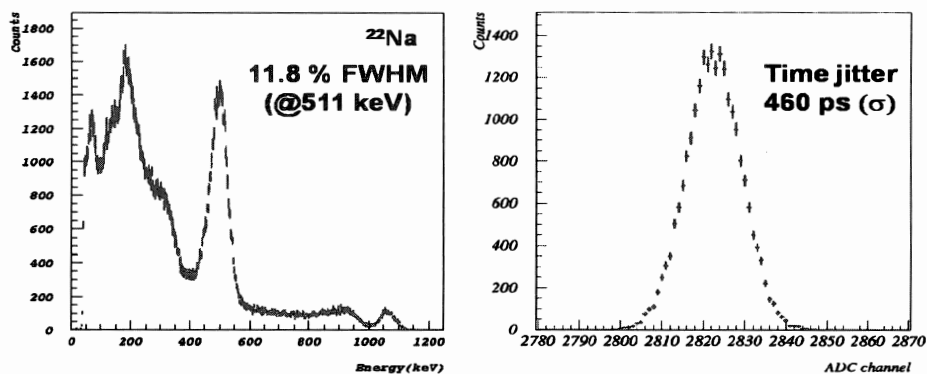


Fig.12 (left) Spectrum of  $^{22}\text{Na}$  source with the ASIC connected to LYSO pixel scintillator and single APD, measured at +25 deg. Electronic timing resolution of the analog front-end circuit.

デンサをパッケージに内蔵することによる信頼性の向上、またサーマルビアを搭載することによる放熱特性改善などを同時に実現することができた。LTCC の技術は、今後の APD-PET 開発においても重要な鍵となるであろう。

#### (4) APD-PET モジュールへの組み上げ

将来の装置実用化のためには、シンチレータアレー・APD 素子、LSI のすべてのコンポーネントを小型の APD-PET ユニットとして組み上げ、汎用性の高いモジュールとして供給する必要がある。様々な試行錯誤の結果、JST プロジェクトでは APD アレーの背面を通常のピン・タイプでなくソケット対応とし、後段のアナログ回路基板(Front End Card: FEC) 4 枚に直接装着する方法を採った(Fig. 13)<sup>22)</sup>。これにより配線で付加的に生ずる容量を極力減らし、3cm×3cm の限られた空間を有効に活用することができる。設計時にはコネクタ間や隣接チャンネルの信号干渉を心配したが、実機による計測ではすべてのチャンネルから良好な信号が得られている。一つの FEC ボード (両面) で 64ch の APD 信号を処理し、各チャンネルのヒット・アドレスと時間情報 (AD 変換値) を 8bit のデータとして LVDS レベルで出力する。ほかにも FEC には LSI の制御信号を作るための DAC や、アナログサム出力モニタ用の同軸端子などが搭載され、基板サイズは全体で 30mm×60mm に収めた。APD を装着した形での信号出力はすでに確認済みであり、良好なガ

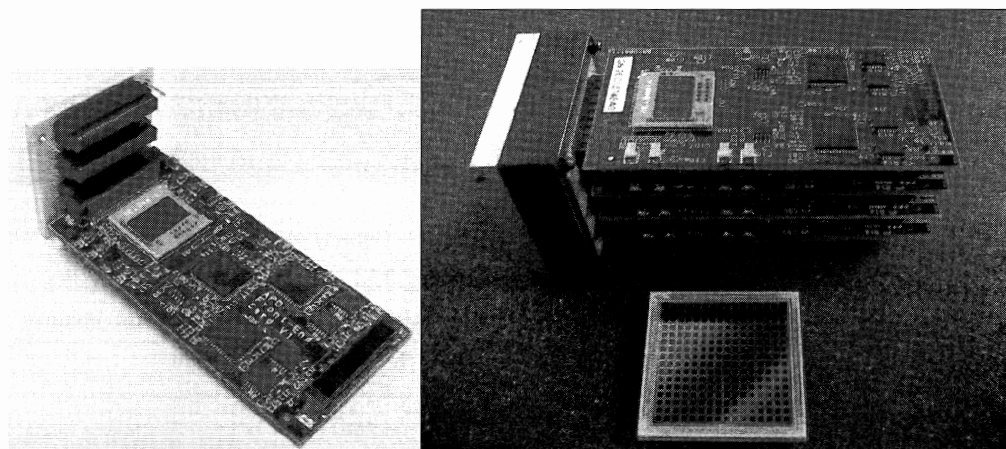


Fig.13 (left) A single front-end-card (FEC) connected to the rear end of an APD-array. (right) APD-based PET module. The module consisted of APD-array, LYSO matrix, and four FECs to read-out 16x16ch signal. Total dimension is 30x30x80 mm<sup>2</sup>.



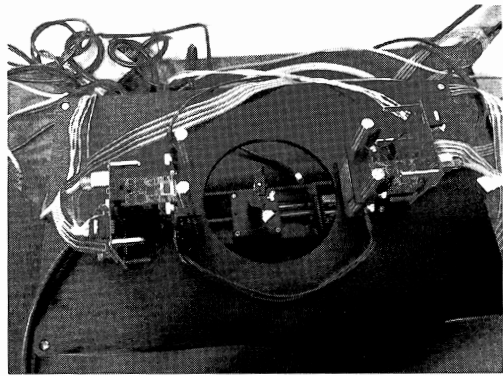
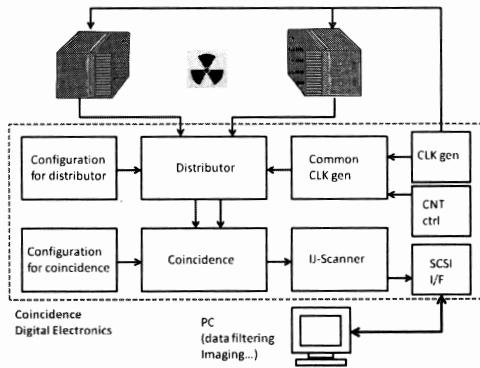


Fig.14 (left) A system chart of an imaging test experiment using two units of APD-based PET module. (right) A picture of test system consisting of X and  $\theta$ -stages.

シナ線スペクトルが得られている。さらに、FEC 4枚からの信号を取りまとめて制御し、後段の同時計数回路に受け渡すコントロールカードを製作した。

## 6. APE-PETシステムの評価

最終的な画像合成には、複数の APD-PET ユニットからのヒット情報を統合し、どのユニットが同時にヒットしたかを判定する回路(同時計数回路)と、PC(パソコン)上でその情報を画像に焼きなおすソフトウェアが必要となる。同時計数で valid と判断したイベントは一旦メモリーに蓄積され、逐次パソコンに転送する。JST プロジェクトでは浜松ホトニクス社に依頼して、APD-PET モジュール 2 ユニット対応の簡易テスト装置を製作した。システム概念図と装置概観を Fig. 14 に示す。本システムは既に放医研(村山グループ)をはじめ多くの納入実績があり、FPGA ロジック等に若干の変更を加えるだけで APD 計測用に応用することができる。

同時計数回路は APD-PET ユニットに対し 256ns, 16ns 周期の基準クロック(major CLK, minor CLK)を発行する。APD-PET ユニットではこれに同期する形で Valid flag, TAC 出力, ヒットアドレス, minor CLK の対応数をデータとして出力する。疑似データを用いた FEC と同時計数回路の通信、パソコン上でのデータ取得は確認済みであるが、APD-PET ユニット 2 機を用いた「通し」の接続試験は既に完了しており、APD ゲインの一樣性についても良好な結果が得られている。現在、対向する APD-PET モジュール 2 ユニットとさまざまな形状のガンマ線源、回転ステージを用いた画像合成試験を始めており、解像度においてもサブミリ分解能を示唆する結果が続々と出始めている (Fig.15: 点線源を、2つのモジュールの中心に置いた場合。1ピクセルは  $1\text{mm} \times 1\text{mm}$  に相当)。いずれ稿を改めてご紹介したい。

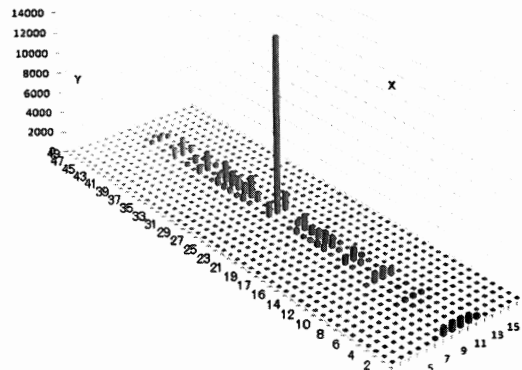


Fig.15 Preliminary image test of the APD-PET modules using a point-like  $^{22}\text{Na}$  isotope (511keV). Reconstructed image exhibits a clear peak in a central pixel, corresponding to  $1\text{x}1\text{ mm}^2$  in size.

## 7. まとめと今後

これまでの開発において、我々は APD が様々な部分で PMT を凌駕する優れた長所を持つことを示した。小型化できることはもちろん、ピッチを細かくして究極のサブミリ分解能を目指すこと、MRI の要求する数テスラの強磁場中でも安定に動作することは大きな魅力である。一方で、APD の欠点は増幅率が 100 倍程度と小さく、PMT に比べてノイズの影響を受けやすいことにある。PET の画質を向上するにはガンマ線の到達時間差を用いた TOF 測定が有効であるが、APD は素子自体が 100-200 ps の優れた時間応答を持つにも関わらず、PET として実用化する場合はノイズの揺らぎによる時間揺らぎのため、1 ナノ秒の壁をこえることは困難である (TOF 分解能は 1 ナノ秒で 15cm 相当。PMT では 0.5 ナノ秒が実現できる)。また、APD 自体は磁場に強いが、MRI と共用する場合は周辺回路に至るまですべてに非磁化対策が必要な点、ガンマ線の吸収位置補正 (いわゆる DOI 補正) を行わないと視野の端で画像に歪みが生ずる点など、今後システムを改良すべき点は多い。とくにノイズに関しては、ゲインのより高い MPPC をアレー化してイメージング素子として用いる試みが、世界中で始められている。我々も浜松ホトニクス社製の試作アレー素子の特性や TOF 分解能の詳細な評価を始めており、良好な結果が得られつつある (Fig.16)。しかしながら、ガイガーモード APD 素子は最初の登場から 10 年以上経た今でも PET 装置としては実用化されておらず、やはり道は単調でないと言わざるを得ない。また、バイアスに対して非常に敏感であることは、APD よりもむしろ取り扱いを難しくし、多素子であればあるほど素子面積の割に有効増倍領域が狭くなることも問題といえる。しばらくは APD, MPPC が互いに切磋琢磨して次世代 PET 技術の発展に重要な一石を投じていくことが期待される。

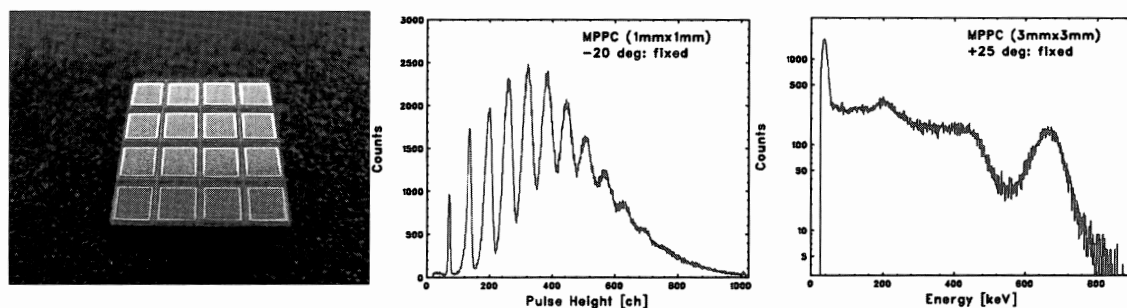


Fig.16 (left) A picture of 4x4 MPPC arrays for future PET application produced by Hamamatsu Photonics K.K., (middle) response of MPPC for weak LED signal, (right) energy spectrum of 662 keV gamma-rays obtained with a single pixel MPPC and CsI(Tl) scintillator of 3x3 mm<sup>2</sup> size.

最後に、本誌への執筆の機会を与えて下さった東京大学大学院総合文化研究科の澁谷憲悟氏、JST プロジェクトの共同研究者である宇宙航空開発研究機構 (JAXA) の池田博一氏、東京工業大学 (現ソニー) の小泉 誠氏、早稲田大学片岡研究室の学生達、浜松ホトニクスの石川嘉隆氏、川端信行氏、松永祐輔氏、清水啓司氏、PET 開発について様々な知識を与え相談に載って下さった放射線医学総合研究所の村山秀雄先生、錦戸文彦氏を初めとする分子イメージングセンターの皆様、NEDO プロジェクトの共同研究者である古河機械金属株式会社、東北大学多元物質科学研究所、東京大学大学院原子力国際専攻の皆様にお礼を申し上げて本稿の結文とする。

## 参考文献

- 1) Webb, P. P., McIntyre, R. J., and Conradi, J: "Properties of Avalanche Photodiodes", RCA Review, vol.35, pp.234 (1974)
- 2) 片岡 淳, 他, "APD開発の現状と今後", 放射線医学総合研究所, H18年度 次世代PET研究報告書 p.71 .
- 3) Woody, C. et al; "Preliminary studies of a simultaneous PET/MRI scanner based on the RatCAP small animal tomograph", Nucl. Instr. and Meth. A. vol.571, pp.102. (2007)
- 4) 片岡 淳, 他, "APD-PET要素開発の現状", 放射線医学総合研究所, H19年度 次世代PET研究報告書 p.74
- 5) 吉川 彰, 他, "Pr:LuAGシンチレータ結晶と応用", 放射線医学総合研究所, H20年度 次世代PET研究報告書 p.33
- 6) Kishimoto, S., Ishizawa, N., and Vaalsta, T. P: "A fast detector using stacked avalanche photodiodes for X-ray diffraction experiments with synchrotron radiation", Rev. of Sci. instr., vol 69, pp.384,(1998)
- 7) Yatsu, Y., et al: "Study of avalanche photodiodes for soft X-ray detection below 20 keV", Nucl. Instr. and Meth. A. vol.564 pp.134. (2006)
- 8) Kataoka, J., et al ; "Recent progress of avalanche photodiodes in high resolution X-rays and gamma-rays detection", Nucl. Instr. and Meth. A. vol.541, pp.398. (2005)
- 9) IEEE Nucl. Sci. & Medical Imag. Conf. 収録 (2006): <http://www.nss-mic.org/2006/>
- 10) 第2回次世代光センサーワークショップ収録 (2006) : <http://www-conf.kek.jp/rd-photon2006/program.html>
- 11) Ikagawa, T., et al: "Performance of large area avalanche photodiodes as a low signal photon detector", Nucl. Instr. and Meth. A. vol.515 pp.663. (2003)
- 12) Ikagawa, T., et al: "Study of large area Hamamatsu avalanche photodiodes in a gamma-ray scintillation detector", Nucl. Instr. and Meth. A. vol.538 pp.640. (2005)
- 13) Sato, R., et al: "Development of 2cm-square Hamamatsu avalanche photodiodes for high-resolution X-rays and gamma-rays detection", Nucl. Instr. and Meth. A. vol.556 pp.535. (2006)
- 14) Kataoka, J., et al: "An active gain-control system for avalanche photo-diodes under moderate temperature variations", Nucl. Instr. and Meth. A. vol.564 pp.300. (2006)
- 15) Ashida, H., et al: "Design of Tokyo Tech Nano-satellite Cute1.7+APD II and its Operation" Proceeding s of the 59<sup>th</sup> International Astronautical Congress, Glasgow (2008)
- 16) Kataoka, J., et al: "In-orbit Performance of Avalanche Photodiodes as Radiation Detector onboard a Pico-satellite Cute-1.7+APD II", JGR, submitted (2009)
- 17) 鎌田 圭 "MRI/PET用検出器の開発", 放射線医学総合研究所, H20年度 次世代PET研究報告書 p.31
- 18) Kataoka, J. et al. "Development of large-area, reverse-type APD arrays for high-resolution medical imaging", Nucl. Instr. and Meth. A. vol.604, pp.323. (2009)
- 19) Koizumi, M. et al. "Development of a low-noise analog front-end ASIC for APD-PET detectors", Nucl. Instr. and Meth. A. vol.604, pp.327. (2009)
- 20) 池田 博一 "高度センサー信号処理のための Analog-VLSI Open-IP", H16年6月7日 [http://research.kek.jp/people/ikeda/openIP/openIP\\_1.pdf](http://research.kek.jp/people/ikeda/openIP/openIP_1.pdf)
- 21) Farrell, R. et al. "APD arrays and large-area APDs via a new planar process", Nucl. Instr. and Meth. A. vol.442, pp.171. (2000)
- 22) Kataoka, J. et al. "Versatile APD-based PET module for high resolution, fast medical imaging", IEEE-MIC, (2009) conference record, in press