

完全デジタル化に近づく シリコン光電子増倍管技術

カールステン・デゲンハート、ハンス・ドリーセン

オールデジタルのシリコン光電子増倍管はチップ上に ADC などの電子回路を備えており、従来の CMOS プロセスを使って作製することができる。

最近、シリコン光電子増倍管 (SiPM) がいわゆる光電子増倍管 (PMT) の代替として大きな注目を集めている。SiPM は、PMT と同様に、単一光子の検出も可能なほどの極端に低光量の光を測定することができる。しかし、SiPM は、PMT と比較して、低い動作電圧、耐久性、小さな物理的サイズ、軽量、高い磁場耐性といった固体としての長所を發揮する。

とは言え、現在の SiPM には限界がある。SiPM は非常に高い内部利得が特徴であるが、アナログ出力信号が比較的弱いため、光子計数と最初の光子到達時間を回復させるために高消費電力の読み出し専用用途向け集積回路 (ASIC) を使って処理しなければならない。この ASIC のコスト、サイズ、消費電力によって、従来の PMT から SiPM への移行がさらに困難になっている。オランダのフィリップス社 (Philips) で開発された新しいオールデジタル SiPM 技術は、こうした外部 ASIC を必要とせず、固体素子を使って実行可能な用途をさらに拡大する。

異なるアプローチ

光子計数は定義としてはデジタルな作業だが、従来型 SiPM は複数の光子検出で発生した電気パルスを単一のアナログ出力信号に組合せているにす

ぎない。前述のように、このような信号は、光子計数を回復するために高価で高消費電力の電子回路を使って処理しなければならない。

われわれは、低電力の CMOS 電子回路を SiPM チップに集積することによって、オンチップ計数回路で検出された各光子を直接カウントすることが可能な超高速デジタルパルスに直接変換するデジタル SiPM を開発した。従来型 SiPM と異なり、デジタル SiPM はオールデジタル (デジタルイン/デジタルアウト) デバイスである。結果的に、これは、一つ目の光子検出の極めて明確なタイミングによって、より高速でより正確な光子計数を実現する。そして、その両方が医用画像スキャナや高エネルギー核物質粒子検出器などの応用における重要な要因である。さらに、デジタル

SiPM は標準的な大量生産 CMOS プロセス技術を使って製造可能である。

各マイクロセルの独自 ADC

従来型 SiPM はアバランシェフォトダイオード (APD) の 2 次元 (2D) アレイから成り、そのそれぞれが独自のポリシリコンクエンチング抵抗と直列に接続されている。これらのダイオード/抵抗マイクロセルのすべてが並列に接続され、その全マイクロセルアレイにダイオードの正常絶縁破壊電圧 (一般に 30~70V の範囲) よりも高い逆方向バイアス電圧が印加される。このいわゆるガイガーモードで動作するダイオードは、単一の電子正孔対に対して非常に敏感であり、結果として個々のダイオードはアバランシェ絶縁破壊を起こす。これらの電子正孔対は光子 (必要な信号) の吸収だけでなく、熱エネルギーまたは電子トンネル効果 (不必要な背景雑音) によっても生成される。

熱的に生成された、電子正孔対と電子トンネリングによって生成された不必要な背景雑音と欠陥による誤った計数が、集積的に SiPM の暗計数とされる。

従来型 SiPM の外部デジタル化 ASIC の必要性を排除するために、フィリップス社で開発したデジタル SiPM は、それぞれ独自の 1 ビットのオンチップアナログ-デジタル変換回路 (ADC) をもつ APD を CMOS インバータの形で配置した (図 1)。したがって、アバランシェ絶縁破壊

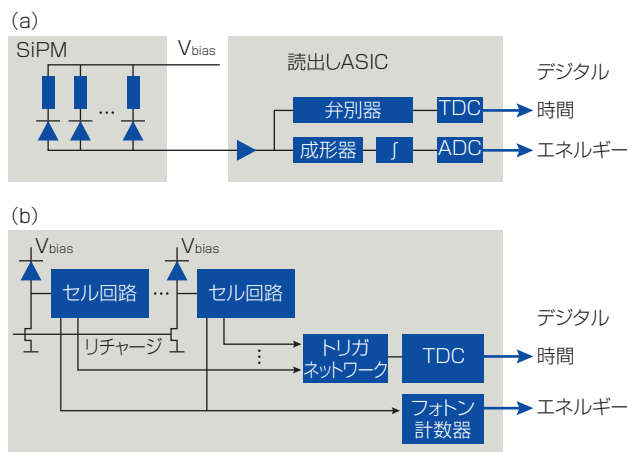


図 1 すべての電子回路がオフチップである従来型 SiPM (a) に比べて、デジタル SiPM (b) は一つの SiPM が一つの ADC を含むオンチップセル回路を持っている。

を起こす各マイクロセルはそれ自身のデジタル出力を作り出し、他のすべてのトリガされたマイクロセルからのデジタル出力とともにオンチップ計数器によって捕捉される。そのため、デジタルSiPMはデジタル事象(光子検出)を直接デジタル光子計数に変換する。その結果、従来型SiPMに比べてかなり高い分解能の達成が可能になった。

従来型SiPMにまつわる暗計数問題を回避するために、デジタルSiPMにおける各マイクロセルは、マイクロセルを無効または有効にするために使えるアドレス可能な静的メモリセルも装備している。従って、高い暗計数レベルを示すマイクロセルは、誤った計数がSiPM出力に影響を及ぼすことから免れることができる。この装備は、デジタルSiPMが従来型デバイスに比して良好な信号対雑音(SN)比を達成することを可能にする。アレイ内の欠陥マイクロセルは無効にすることができるため、生産収率の改善にも役立っている。

能動クエンチ

さらなる回路が、トリガ後のマイクロセルを能動的に(受動的ではなく)クエンチまたは再チャージさせるために追加された。この能動クエンチ/再チャージは検出器の回復時間を改善し、電力消費量を低減する。デジタルSiPMを使って構成された検出器モジュールは一般に空冷だけしか必要としない。超低暗計数レベルを要求するアプリケーションにおいてのみ、周囲温度以下への冷却が必要になる。

寄生キャパシタンスとインダクタンスによってタイミング性能が低下する従来型アナログSiPMとはまったく異なり、デジタルSiPM内のすべてのマイクロセルはオンチップ時間—デジタルコンバータへと歪の少ないバランストリ

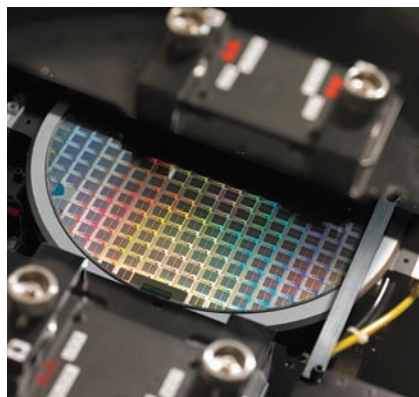


図2 デジタルSiPMデバイスは標準CMOSプロセスを使って製造される。(資料提供: フィリップス社)

ガ回路網を通して接続されている。このコンバータのタイミング分解能は20 psであり、ガイガーモードAPDの優れた固有タイミング性能を確保している。

この新しいデジタルSiPM技術を実行する際の課題は、暗計数と光子感度性能を維持しながら、同一シリコンチップ上の低電圧CMOSロジックの横に、約30Vの逆バイアスの印加が必要な比較的高電圧のAPDを集積することであった。

われわれは、8インチウエハ上の180 nm CMOS技術を使って、10cm²以上の大きなセンシング面積と15mW/cm²以下の低い電力消費量をもつ完全に一体化された64ピクセルセンサを実現した(図2)。このデバイスの光子検出効率¹は450nmで30%であり、光クロストークは8%、暗計数率は20°Cで100kHz/mm²であり、-40°Cで900Hz/mm²であった。

用途

デジタルSiPMは、その平面特性によって、放射性粒子や高エネルギー電

磁放射の検出に適したシンチレータ材料に緊密に結合させることが可能である。入射粒子または高エネルギー電磁放射が衝突すると、シンチレータ材料はそのエネルギーを吸収して、一般に可視スペクトル域の弱いフラッシュ形の光でそれを再放出する。次いで、このフラッシュは光電子増倍管によって検出される。したがって、デジタルSiPMは素粒子物理実験や医用画像処理装置、例えば陽電子放出トモグラフィ(PET)スキャナでの利用に適している。

PETは、代謝活動を活発にするグルコース取込みなどの体内における機能プロセスを3D画像化する分子イメージング技術である。PETシステムは放射性トレーサが放射するガンマ線対を検出するが、その一部はスキャン前に患者に注入されたものである。PETは一般に代謝活動の画像化に放射性グルコース誘導体であるフルオロデオキシグルコース(FDG)を使用する。この化合物は体内のグルコースの挙動を模倣し、PETシステムによって検出される。

いわゆる飛行時間PETスキャナの場合、最初的光子が検出器に到達する時間を正確に決定することが極めて重要になる。このデジタルSiPMプロトタイプは、標準的なルテチウムイットリウムオルトシリケートシンチレータ結晶を使って511keVにおける最初的光子検出のタイミング精度として約190psの半値全幅を2台の検出器で同時に達成した。

デジタルSiPMの用途としては、他にも、蛍光ベースのDNA塩基配列決定、蛋白質/DNAマイクロアレイアッセイ、監視システム、暗視システムなどがある。

著者紹介

カールステン・デゲンハート(Carsten Degenhardt)はフィリップス・デジタルフォトンカウンティング社のプロジェクトマネージャであり、ハンス・ドリーセン(Hans Driessen)はシニアコミュニケーションズマネージャである。e-mail: hans.driessen@philips.com