

## 審査の結果の要旨

氏名 廉 正烈

本論文は、陽電子断層撮像装置(Positron Emission Tomography: PET)のための ASIC を用いた新しいフロントエンド回路の研究について述べたものであり、全 8 章から構成されている。

第 1 章は、序論であり、PET の開発の必要性と本研究の目的ならびに本論文の構成について書かれている。PET は、極めて高感度に生体内部の物質の移行をとらえることができ、がん診断からパーキンソン病などの診断に至るまで利用されている。一方、現在の PET では機能画像は得られるものの、その解像度においては 4mm から 6mm 程度と制約があり、この点で詳細な画像を得ることは難しく、CT や MRI など他のモダリティと比べて画質の点で見劣りする。また小動物用 PET では特に高い解像度が必要とされるなど、高解像度 PET に関する要望が高まっている。しかし、高解像度に対応させるためにシンチレータ結晶を単純に小型化すると、信号読み出し回路が大規模化して、現状では対応が不可能となる。本研究では、PET 用の専用集積回路(Application Specific Integrated Circuit: ASIC)を開発し、高解像度 PET に必要な大規模な信号読み出し回路を実現することを目的としている。

第 2 章では、PET の現状についての整理を行っている。具体的には PET 開発の歴史を振り返り、PET において画像を検出するために必要な原理を解説したあと、PET におけるノイズイベント、フロントエンド回路の詳細、PET の応用を述べ、最後に現在、世界各国で進められている PET における技術開発動向を示している。

第 3 章は、PET の空間分解能を決定する要因について述べられた後に、PET 検出器の構成要素の検討を行い、 $\gamma$ 線が検出器内の深さ方向のどこで検出されたか(DOI: Depth Of Interaction)を知ることが、空間分解能の実質的な向上には不可欠であることを示し、このためにアバランシェフォトダイオード (APD) を多段に接続して用い、また、複数の時定数をもつシンチレータを多重に用いることとし、従来のものとは全く異なる各入力チャンネル毎に波形情報解析を行うという新しいコンセプトによる ASIC の開発が有用であるということを示している。

第 4 章は、PET 検出器のための ASIC の開発の全体像を与える目的で ASIC の特徴、開発の問題点、CMOS ASIC の有用性とバイポーラプロセスの差異について述べて後に PET 用 ASIC 開発の流れが示されている。

第 5 章以降は、実際に試作した数々の ASIC のうち、よい結果が得られたチップについてその内部構成と試作・検証した結果得られた特性について、詳細に検討がなされている。

第 5 章では、放射線検出器用のフロントエンド電子回路において高速性と低雑音性の要求され、大変重要な電荷有感型プリアンプの設計と試作ならびに性能評価の結果について詳細に述べられている。本論文では、等価雑音電荷が 1000 電子(FWHM)以下ときわめて低

雑音でありながら、立ち上がり時間は 10ns 程度の高速応答を実現することを目的に開発を行い、特にゲインブースト型(16CH)とテレスコピック型(10CH)の 2 種類の入力回路について実際に ASIC を製作し、特性の比較を行ったが、ゲインブースト型の方が概ね良好な結果を得た。等価雑音電荷は、900 電子(FWHM)が得られた。一方、立ち上がり時間は、100pF 程度の入力容量でも大きく立ち上がり時間の劣化を招いてしまう。ここで作製したマルチチャンネルプリアンプチップは GSO シンチレータと APD の組み合わせにより、実際に  $\gamma$  線を測定したところ、特に問題なく応用できることが示されている。

第 6 章は、新しい波形サンプリング方式の ASIC の開発について、波形サンプリングの利点が述べられたあと、チップの内部構成が示されている。本チップでは、高速の ADC 部分を  $100\text{MHz} \cdot 6\text{bits}$  で常時駆動するために、消費電力が問題となる。そこで、コンパレータ部の回路規模を極めて小さくすることのできるフォールディング型 ADC を採用している。また、信号のレベルがセンサ間でまちまちになるとが想定されるので、信号の大きさを大まかに変えることのできる可変ゲイン増幅器(VGA)を必要とする。また、検出器との直接のインタフェースにはプリアンプが必要であり、デジタル部分ではタイミング情報を得るために、高速のメモリを必要とする。これらから構成されるチャンネルを 9 チャンネル集積したチップを試作した。この結果、チップの規模は極めて大きなものとなっているが、このような大規模な専用集積回路にも関わらず、動作に成功し、特に ADC 部分では積分非直線性で 1.1LSB(LSB は Leasy Significant Biit)、微分非直線性は 1.4LSB とよい性能を得ており、動作速度では 50MHz までと制約は残るが、消費電力もチップ全体で 1.6W と設計に近い高い性能が得られており、実際に APD と GSO シンチレータを組み合わせた検出器からの信号の取得に成功している。

第 7 章はさらに応用範囲を広げるために、DOI 情報にはこだわらず、多チャンネルシステムにおいて必要な機能を集約させたチップの開発について述べられている。本チップでは ADC は搭載しない代わりに、デジタル化の容易な時間情報を用いて、Time Over Threshold 法により、波高値情報を得ることができると考えられ、このような機能を簡易に実現するチップの設計・試作・評価を行い、がん診断用に必要とされる低コスト PET などに有用な結果を得ている。第 8 章は本論文全体の結論であり、高分解能 PET のための新しい信号処理法の実現を目指して PET 用の ASIC を設計・試作し、実際に PET システムを構築することの可能な高い性能をもつことが実証できたとしている。

以上のように、本論文は、新しい PET システムの中核となるフロントエンド電子回路の提案を行うとともに、実際に ASIC を試作し、その性能を実証した点で、システム量子工学、特に生体量子イメージング技術の発展に貢献するところが少なくない。よって本論文は博士(工学)の学位請求論文として合格と認められる。