



HOKKAIDO UNIVERSITY

Title	医療及び産業応用半導体放射線検出器の研究
Author(s)	上野, 雄一郎
Degree Grantor	北海道大学
Degree Name	博士(工学)
Dissertation Number	甲第12763号
Issue Date	2017-03-23
DOI	https://doi.org/10.14943/doctoral.k12763
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/68537
Type	doctoral thesis
File Information	Yuichiro_Ueno.pdf



医療及び産業応用半導体放射線検出器の研究

Studies of semiconductor radiation detectors for medical and industrial uses

2017 年

北海道大学大学院工学院 量子理工学専攻

上野 雄一郎

目次

第 1 章	序論	3
1.1	背景	3
1.2	CdTe 半導体検出器	4
1.3	半導体検出器の応用システム	5
1.3.1	PET 装置	6
1.3.2	環境用ガンマカメラ	11
1.4	研究の目的及び方法	13
第 2 章	半導体検出器の実用化のための基盤技術	17
2.1	3 種の基礎特性を改善するバイパラメトリック信号処理技術	17
2.1.1	電子と正孔の移動度差に着目したバイパラメトリック信号処理原理	19
2.1.2	正孔ロスを考慮したエネルギー分解能補正手法評価	23
2.1.2	波形依存性を考慮した時間分解能補正手法評価	32
2.1.3	信号特性を考慮した異常イベント除去手法評価	38
2.2	高空間分解能と高エネルギー分解能を実現するアナログ ASIC	42
2.2.1	アナログ ASIC の基本動作確立	42
2.2.2	電子雑音及びクロストークノイズの低減	46
2.3	まとめ	52
第 3 章	臨床撮像を目指した高精細半導体 PET 装置	54
3.1	基礎特性評価用の 2 次元半導体 PET プロト機	54
3.1.1	2 次元撮像専用の装置構成	54
3.1.2	半導体 PET プロト機の基礎特性評価	61
3.1.3	ラット撮像による PET 画質評価	67
3.2	臨床評価用の 3 次元頭部用半導体 PET 装置	71
3.2.1	頭部 3 次元撮像用の装置構成	71
3.2.2	頭部用半導体 PET の基礎特性評価	78

3.2.3	ファントム撮像による PET 画質評価	86
3.2.4	臨床試験による頭部用半導体 PET 装置の総合性能評価	88
3.3	まとめ	91
第 4 章	高精度計測を可能とした環境用ガンマカメラ	94
4.1	ピンホールタイプガンマカメラの基礎技術考察	94
4.1.1	小型コンパクトな 2 次元ピクセル状半導体検出器モジュール	94
4.1.2	空間分解能と感度を決定するピンホールコリメータ	96
4.2	原子力プラント用の高線量対応ガンマカメラ	97
4.2.1	遠隔コントロールによるロボット搭載装置構成	97
4.2.2	高線量場に対応するための諸特性評価	101
4.2.3	フィールド試験による総合性能評価	106
4.2.4	考察	110
4.3	一般環境用の高感度ガンマカメラ	110
4.3.1	ピンホールタイプガンマカメラの高感度化技術	110
4.3.2	一般環境での実用性を考慮した高感度で軽量の装置構成	112
4.3.3	低線量場へ適応するための諸特性評価	114
4.3.4	考察	122
4.4	まとめ	123
第 5 章	総括	126

第1章 序論

1.1 背景

放射線は、高速の粒子と高いエネルギーを持った電磁波のことであり、「光」の性質と共に「粒子」の性質を持っているが、基本的には目に見えないし知覚的に捉えられないものであり、その性質を計測するには特殊な放射線検出器が必要である。X線やガンマ線などの放射線は物質を透過する能力が高く各種の非破壊検査装置に応用され、また、放射線の生物学的影響を利用し、電子線、X線、粒子線（陽子、炭素線等）更には中性子を持った放射線治療技術が近年目覚ましい発展を遂げている。これらの放射線の応用や放射線の環境への影響をモニタする為にも、前述のように放射線検出技術が必要不可欠である。

放射線検出器として従来からシンチレータが広く使用されてきた。シンチレータは、一般的に感度及び時間分解能に優れるが、エネルギー分解能があまり高くなく、また計測に光電子増倍管が必要であり小型化、微細化が困難であった。近年、高速で発光量が多い LaBr_3 [1]結晶等が開発され、シンチレータのエネルギー分解能が改善してきた。また、光電子増倍管に代わる SiPM[2]等の半導体素子による増幅器が登場し、高磁場環境での計測や計測装置の小型化を可能としてきた。一方、半導体検出器は、シンチレータと比較して感度及び時間分解能は及ばないものの、放射線を直接電気信号に変換するもので信号量が多いのでエネルギー分解能が高いこと、及び微細化が容易であり高い空間分解能が得られることが特徴である。半導体検出器は、半導体素子自体の微細加工が比較的容易でかつ電極構造によるピクセルの微細化も可能であり、また、近年の半導体集積回路技術の目覚ましい発展により高集積増幅回路が実現され、シンチレータでは実現困難なより高い空間分解能を実現する可能性を秘めている。

半導体検出器で実用化されているものには Ge、Si、CdTe (CdZnTe) 等がある。Ge は他の半導体と比べてバンドギャップが狭いためにエネルギー分解能が高くスペクトル分析装置に広く適用されているが、反面、常温では熱雑音が発生するために液体窒素による冷却が必要でありその他の産業機器への適用事例は限られている。Si 半導体検出器は Ge 等比べて原子番号が小さく放射線吸収特性が空気に近いために、エネルギー特性に優れている。従って Si 半導体検出器は広く線量計に利用されている。反面、Si 検出器は原子番号が小さいために感度が低く、感度が重要となるような産業機器への適用は困難である。一方、CdTe (CdZnTe) 検出器は、室温で使用可能でありまた比較的原子番号も高く、産業応用として最も注目される半導体素子である。実用化に向けては、十分な大きさ、量、質が伴った低コストな結晶が求められるが、近年の結晶育成技術の向上により良質な結晶の供給が可能となっており、産業・医療機器への適用が進んできた。そこで、CdTe 半導体検出器のもつ高いポテンシャルに着目し、CdTe 半導体検出器を用いた基盤技術を構築するとともに、それらの技術を応用し産業用及び医療用の高精度な放射線計測機器を研究・開発した。

1.2 CdTe 半導体検出器

半導体検出器は入射する放射線の相互作用で直接電荷を生成し、エネルギー情報、入射時刻情報を電気信号として得ることができる。図1-1にその検出原理の概念を示す。半導体内での光子放射の相互作用は光電効果、コンプトン散乱、電子対生成のいずれかの反応であり、この反応により電荷が生成される。半導体検出器の検出原理はこの信号キャリアの収集に伴って各電極に誘起される電荷を信号として読みだすものである。CdTe の場合、電子正孔対生成エネルギーは4.43eVであり、511keVのガンマ線では、115,000個(18.5 fC)の電子正孔対が発生する。また、半導体検出器により位置情報を取得するには、半導体素子内での反応はその素子内のどこで起きたものかを判別できないので、半導体素子を小さく分割して配置する必要がある。半導体素子の分割方法として、個別の素子を作って並べてもよいし、一つの半導体結晶に分割した電極を配置してもよい。

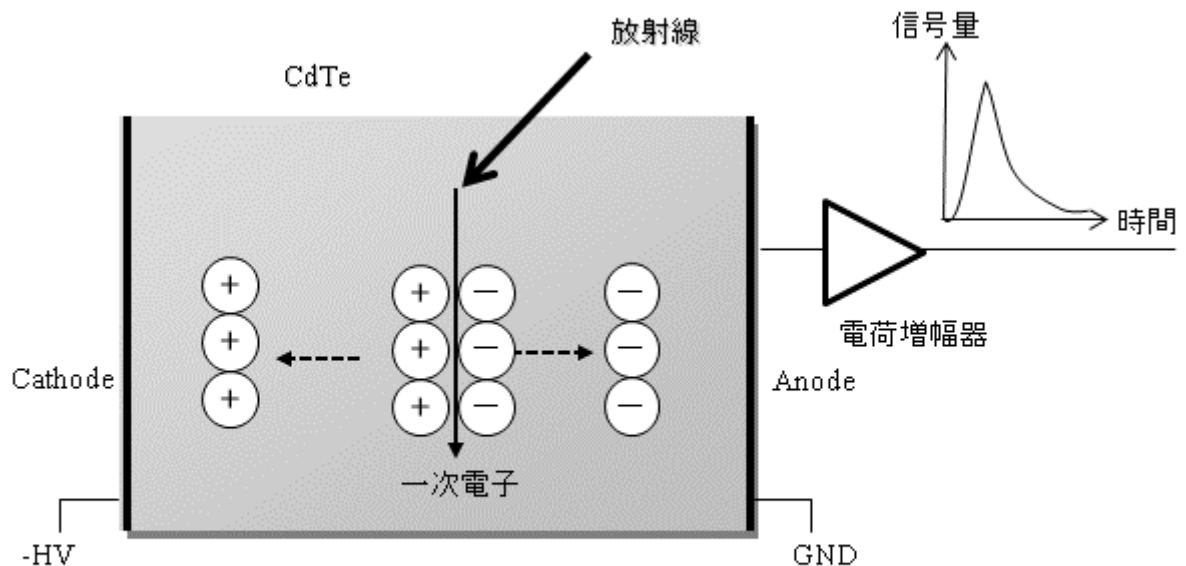


図1-1 半導体検出器の検出原理の概念図

半導体素子の特性としてキャリア移動度が重要となるが、CdTe の場合、電子の $\mu \tau$ 積は $10^3 \text{ cm}^2/\text{V}$ 、正孔は $10^4 \text{ cm}^2/\text{V}$ 台しかない[3,4]。そのため、特に正孔のトラップによる電荷の消滅を避けるために、CdTe 素子を薄くし高電圧を印加することが一般的である。高電圧を印加するためには素子の抵抗が高い必要があるが、CdTe の比抵抗は $10^9 \Omega \text{ cm}$ 台であり、高電圧印加にともなうリーク電流の増加が問題となる。そこで、P 型の CdTe 結晶に仕事関数の小さな金属である In を電極として使用し、ショットキー障壁を形成してダイオード特性を持たせることが有効である。このショットキータイプの検出器の例として、In/CdTe/Pt があるが、これはオーミックタイプの Pt/CdTe/Pt に比べてリーク電流を 2 桁以上低減可能

である[5]。ちなみに CdTe において、Cd の約 10%を Zn で置換した CdZnTe (CZT) は、CdTe と原子番号及び密度がほぼ等しく、同様の目的で使用されることが多い。しかし CZT の特性は若干 CdTe とは異なっており、電子の $\mu \tau$ 積は $10^{-3}\text{cm}^2/\text{V}$ 台であるが、正孔は $10^{-5}\text{cm}^2/\text{V}$ 台しかない。一方で CZT の比抵抗は最大で $1 \times 10^{11}\Omega\text{cm}$ と大きいため、CdTe よりも高電圧を印加して使用されることが多い。

CdTe の結晶は、THM (Traveling Heater Method) で製造されるものが多い[6]。この方法では、原料である CdTe 多結晶インゴットの下に、下から順に CdTe 種結晶、微量の Cl を添加した Te を入れて、ヒータで Te を 900°C で加熱融解する。融解部の上下の CdTe が Te に融解して CdTe で飽和した Te-Cd-Cl の融解部が形成される。この状態でアンプルをゆっくりと下降させることにより、Cl がドーピングされた CdTe が下方から析出していく。この方法により、アクロラド等により直径 75mm の結晶が製造されており、安定して性能のよい結晶が供給されている。一方 CZT は、HPB (High Pressure Bridgman) 法により製造されることが多い。この方法は、直径 100mm 程度のカーボン製の圧力容器のるつぼに原料を入れて全体を加熱溶解させて、るつぼの下から徐々に固化させて結晶を育成する方法である。しかしこの方法は、原理的に結晶の成長方向で Zn の濃度が連続的に変化するので、特性が均一な結晶を得ることが難しい。また、高圧条件下で 3 元素系混晶を育成することは困難であり、大量生産に難がある。そこで、結晶の安定供給が見込まれる CdTe 半導体検出器に着目し、更に高電圧印加可能なショットキータイプである In/CdTe/Pt を採用することにした。

CdTe 半導体の特徴として、上述のように素子の微細化が比較的容易で、高い空間分解能が実現できること、シンチレータで必要な高電子増倍管が不要であり装置の小型化、軽量化できること、誘起される電荷量が多くエネルギー分解能が高いこと等が挙げられる一方で、半導体検出器には以下の課題がある。

- ・シンチレータと比較して密度及び原子番号が小さいために感度が低い
- ・電荷が半導体中を移動する際の誘起電荷を計測するために時間分解能が低い

また、半導体検出器のメリットを生かし、高精度なシステムを実現するためには、以下の実用化の課題がある。

- ・高空間分解能を実現するために膨大な数の増幅回路が必要であり、増幅回路の集積化
- ・システムにする際の保守性、信頼性を確保した検出器の実装技術
- ・高分解能化を実現するために膨大な数の検出器が必要となるので、不良素子混入によるノイズへの対応

期待通りの半導体を用いた放射線計測システムを実現するためには、これらの課題の解決が重要な開発課題となってくる。

1.3 半導体検出器の応用システム

半導体検出器は、医療分野及び産業分野への適応が期待されているが、具体的な適用先

としては、医療分野の核医学診断装置（PET、ガンマカメラ（SPECT 装置））や産業分野のセキュリティー、環境モニタ機器（環境用ガンマカメラ）等が挙げられる。

核医学診断装置においては、半導体検出器の特徴である高エネルギー分解能及び高空間分解能の特性から検査画像の高画質化が期待されている。特に SPECT 装置では、従来のシンチレータ方式の技術が熟成し長らく装置の進歩が停滞している状況であり、半導体による装置のブレークスルーが待望されている。事実、いくつかの半導体核医学診断装置が市場に投入され始めているが、半導体検出器のコスト等の実用化上の課題により、全身用のフルスペックの装置はまだ日本において販売されていない。

産業機器の分野においては、もちろん古くから放射線計測装置として Ge や Si 検出器が広く使用されているが、多チャンネルで大規模なシステムへの適用はほとんど進んでいない。特に注目すべき市場として、セキュリティーの分野が挙げられる。ダーティーボム等によるテロ防止のためのセキュリティーの重要性が認識され、米国を中心に計測装置の開発が行われており、高性能で小型化可能な半導体検出器が注目されている。また、特に日本において、福島第一原子力発電所の事故を受けて、汚染状態を把握するための環境用のガンマカメラのニーズが高まり、実際にいくつかの種類のガンマカメラが開発され販売されている。やはりそのガンマカメラにおける検出器は小型で高性能なものが求められており、半導体検出器のニーズが高まっている。

このように様々な分野の放射線計測関係機器へ CdTe や CZT 半導体検出器が望まれているが、実際には一部の装置でしか適用が進んでいないのが現状である。原因は、第一に半導体検出器のコストの問題が挙げられるが、近年の結晶育成技術の向上で大量生産が可能となり、徐々に改善の兆しがみられる。また、上記したように解決すべき技術的な課題もまだまだ多く、実用化の妨げとなっている。そこで、これらの課題の解決を図り、半導体 PET 装置及び環境用ガンマカメラを開発した。以下では、PET 装置及び環境用ガンマカメラの原理を説明するとともに半導体検出器を使用した場合の特徴について、長所だけでなく短所も含めて説明する。

1.3.1 PET 装置

PET とは、F-18、O-15、C-11 といったポジトロン放出核種で標識した放射性薬剤を投与し、その分布を計測して画像化する手法である。図 1-2 に示すように体内に取りこまれた放射性核種は、崩壊の際にポジトロン(β^+)を放出する。放出したポジトロンは、そのエネルギーに対応した距離(飛程)移動後に電子と結合し消滅する。その際に、511keV のエネルギーを持つ一対の消滅 γ 線が放出される。この消滅 γ 線対はほぼ反対方向($180 \pm 0.6^\circ$)に放射されるので、消滅 γ 線対を同時計数しその放射方向データを蓄積することで投影データを得ることができる。投影データを逆投影することにより放射位置(放射性核種の集積位置)を同定し画像化することができる。

図 1-3 に示すように同時計数事象(P)には、真の放射方向を示す真事象(T)、偽のデー

タである偶発事象(R)及び散乱事象(S)が含まれる。

$$P = T + R + S$$

偶発事象(R)とは、別々の発生源から放射されたγ線が偶発的に検出器に同時計数されるものである。散乱事象(S)とは体内でγ線が散乱された後に検出器に到達する事象で、角度情報が不正確になる。両事象とも偽事象(ノイズ成分)であり、これらの値をいかに低く押さええるかが画質向上のポイントとなる。

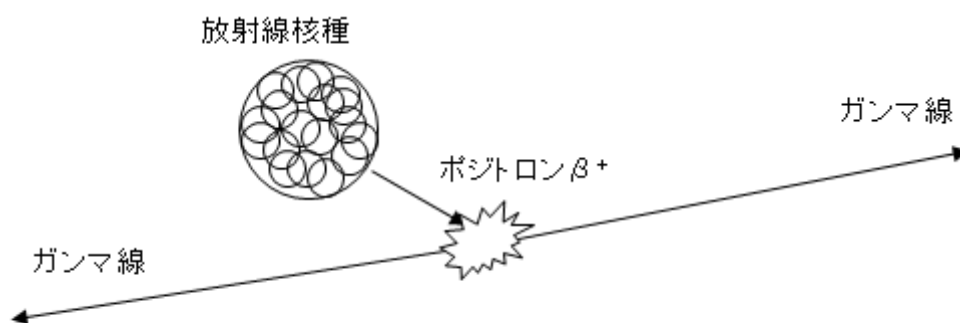


図1-2 消滅ガンマ線放出の概念図

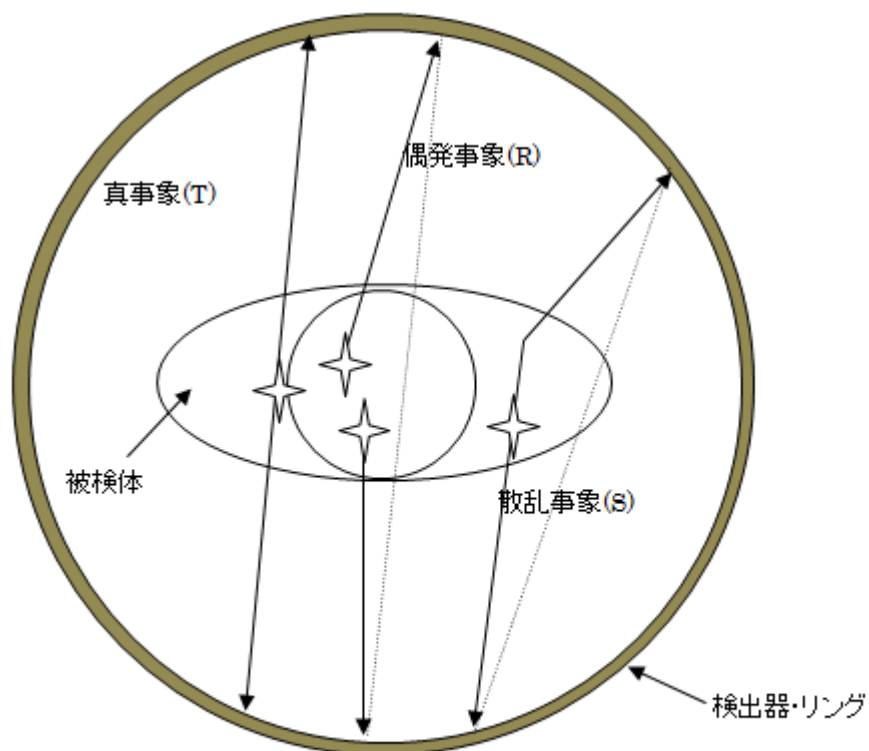


図1-3 検出事象の概念図

PET カメラは、被検体の周りに配置した複数の検出器により γ 線を検出し、検出時間差から予め定めたタイムウインドウ以内の消滅 γ 線対を同定(同時計数)し、消滅 γ 線対を検出した検出器から放射方向を同定している。このタイムウインドウが偶発事象の量を決める大事なパラメータであり、タイムウインドウを小さくすることが重要である。また、消滅 γ 線対の検出時間差は、 γ 線発生位置から検出器までの距離の差からも発生するが、この差は高々1ns(30cm)以内である。近年、シンチレータ式 PET 装置においてその時間分解能を改善し TOF (Time-of-Flight)[7]検出により放射位置を同定する試みが進んでいるが、時間分解能は 500ps 程度で位置誤差にすると 7.5cm であり、十分な精度とは言い難い。特に半導体検出器においては、その時間分解能の限界から検出器間に 10ns 程度の時間差を生じるため、検出器までの到達時間差(1ns 以内)は考慮できない。

PET 装置においては、画質低下の要因である散乱事象を除去するために、 γ 線のエネルギーを測定し、エネルギーウインドウ内の γ 線のみを有効イベントと判定している。図 1-4 に検出エネルギーとカウント数の模式図を示す。体内で散乱した γ 線はエネルギーが低下しており、図 1-4 のドット領域となるので、エネルギーウインドウを狭めることにより散乱事象の検出を抑制できる。半導体検出器はエネルギー分解能が高いので、エネルギーウインドウを狭めて散乱事象を低減する効果が期待される。

PET 装置では、511keV の消滅 γ 線に対して高い検出効率を得るために、 γ 線の進行(深さ)方向に細長い形状の検出器を配置する必要がある。しかしこの場合、図 1-5 に示すように、特に視野の周辺部分では γ 線の進行方向が検出器に対して斜めになり、空間分解能を低下させてしまう。従って、高い感度を保持しつつ高空間分解能を実現するには、検出器を深さ方向に分割した検出器構造、いわゆる DOI (Depth Of Interaction) 検出器が有効となる。シンチレータは、その後段に光電子増倍管を配置する必要があるために、深さ方向に検出器を分割することが容易でない。これに対し、半導体検出器では光電子増倍管が不要であり、DOI 構造が可能で高空間分解能が期待される。

次に、半導体検出器を用いた PET 装置の特徴について考察する。図 1-6 に半導体検出器とシンチレータのそれぞれを用いた場合の PET 装置の特質を、ピンク部分がメリット、青部分はデメリットとして分類して表示した。半導体検出器の第一の特徴は、高空間分解能化であり、素子を円周方向に稠密に実装できるので画像の空間分解能の向上が期待される。また、深さ方向に多段に検出器を配置することも可能となるので DOI 検出器構造が可能となり、視野の周辺部での空間分解能の向上が期待される。第二の特徴は高エネルギー分解能から散乱事象を低減できるので、画像中のノイズが減少(S/N 向上)し定量性の向上と画質(特にコントラスト)の向上が期待される。従って、半導体 PET 装置は、空間分解能が高く、コントラストが良く、更に定量性が良い高画質画像が得られることが期待できる。一方、半導体検出器のデメリットは、第一にその実効原子番号が小さく密度が低いために、感度が低いことが挙げられる。また、検出器の時間分解能が低いので、タイムウインドウが大きくなり偶発事象の増加(ノイズの増加:S/N の低下)による実効的な感度の低

下が懸念される。

半導体 PET 装置は上記のように非常に魅力的な特徴が期待される一方で、課題も多い。高精度な半導体 PET 装置を実現するには、これらの半導体検出器のメリットを引き出しながらかデメリットを克服するための技術開発が必要不可欠となる。

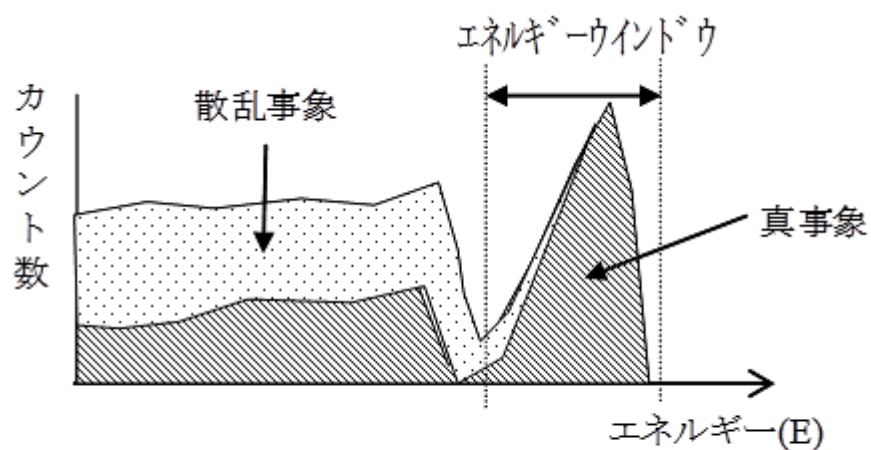


図1-4 エネルギースペクトルの概念図

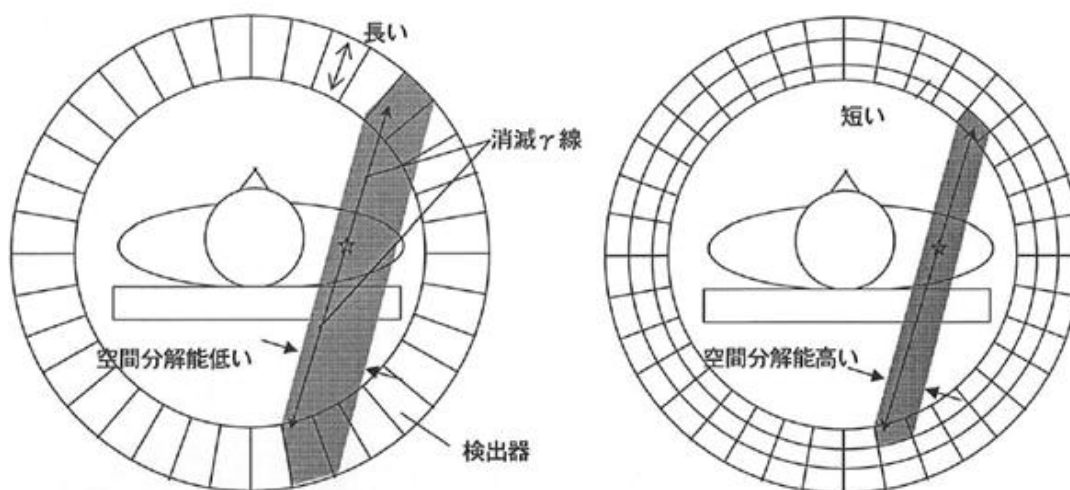


図1-5 PET装置におけるDOI検出器の効果

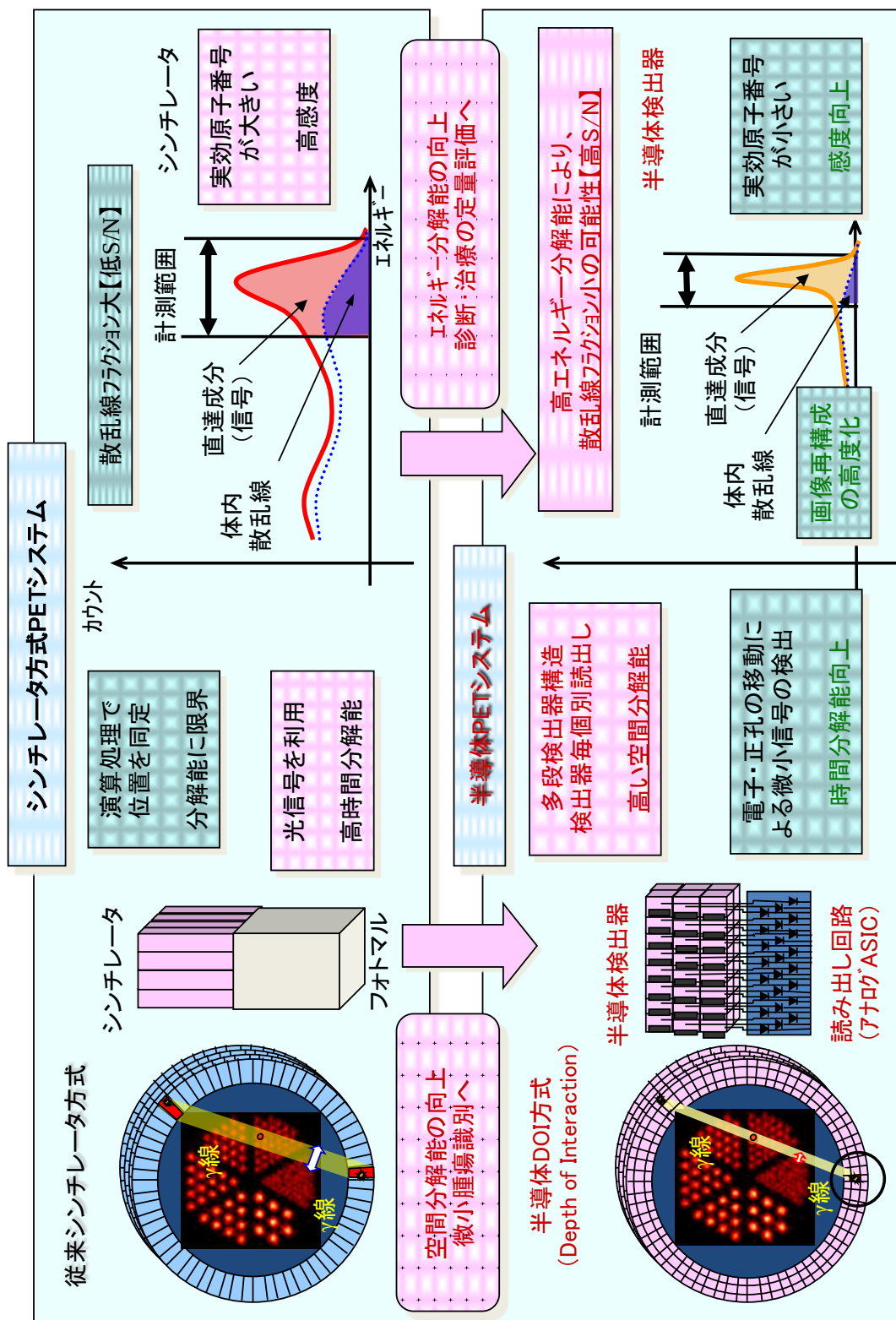


図1-6 半導体とシンチレータの特徴とPET装置性能

1.3.2 環境用ガンマカメラ

環境用のガンマカメラとは、環境中のガンマ線の強度分布を計測し可視化する装置である。特に 2011 年 3 月に発生した東日本大震災の津波により引き起こされた福島第一原子力発電所事故[8]後に注目を集めている。事故後の除染作業の効率化や作業により発生する汚染物低減のためにも、汚染場所の特定、除染状況・効果の確認を効率的に行う必要がある。環境放射線を測定する一般的方法として、サーベイメータを用いて空間線量率を測定する方法がある。しかし、汚染場所の特定に時間を要するとともに、局所的にガンマ線強度が強い場所（ホットスポット）を見落とす可能性がある。そこで、短時間で広範囲のガンマ線強度分布を可視化可能な装置（ガンマカメラ）が必要とされており、海外メーカを含めて数社が製品化している[9～12]。

ガンマカメラはその原理の違いから 3 種（ピンホールコリメータタイプ[13～15]、コードドアップアーチャタイプ[16～20]及びコンプトンタイプ[21～25]）に大別される。コードドアップアーチャタイプは、符号化開口法を用いたイメージングを行うもので一般的に高感度化が図れる。コンプトンタイプは検出器内で発生するコンプトン散乱を利用してイメージングするもので、原理的にはコリメータや遮蔽が不要であり装置の小型軽量化が期待できる。一方、ピンホールタイプは、ピンホールコリメータを用いたイメージング装置で、従来は感度が低く、装置が大きく重たい傾向があった。しかし、従来使用されてきたシンチレータに代わってコンパクトで高性能な半導体検出器を使用することにより、装置の小型化が期待できる。更に、ピンホールタイプはその撮像原理が最もシンプルであり、十分な遮蔽を施せば信頼性、定量性の高い測定が期待できる。

そこで、福島第一原子力発電所内及び周辺地域で信頼性の高い計測を行うために、開発してきた半導体放射線の基盤技術を応用して、ピンホールタイプのガンマカメラの高度化を図りシステムを構築した。

ピンホールタイプガンマカメラの基本原理は、光学的なピンホールカメラと同様である。ガンマ線の遮蔽材に小穴を設けたピンホールコリメータと、光学フィルムの代わりにガンマ線検出素子を 2 次元に配列したピクセル型ガンマ線検出器を用い、ピンホールを通過したガンマ線を計測する。ガンマ線検出器の各ピクセルとピンホール部分を結ぶ直線と測定対象面との交点がガンマ線の発生位置であり、ピクセル毎に測定されるガンマ線計数率がガンマ線強度に比例することから、測定対象面でのガンマ線強度分布を計測するものである（図 1－7 参照）。ガンマ線強度分布の可視化には、強度分布の測定結果と光学画像の重ね合わせが必要であり、ガンマカメラに光学カメラを備え付け、ガンマ線強度分布の測定と同時に測定対象面の光学画像を撮影している。ソフトウェア処理により色で識別したガンマ線強度分布に光学カメラの画像を重ね合わせることで、ガンマ線強度分布を可視化する（図 1－8 参照）。

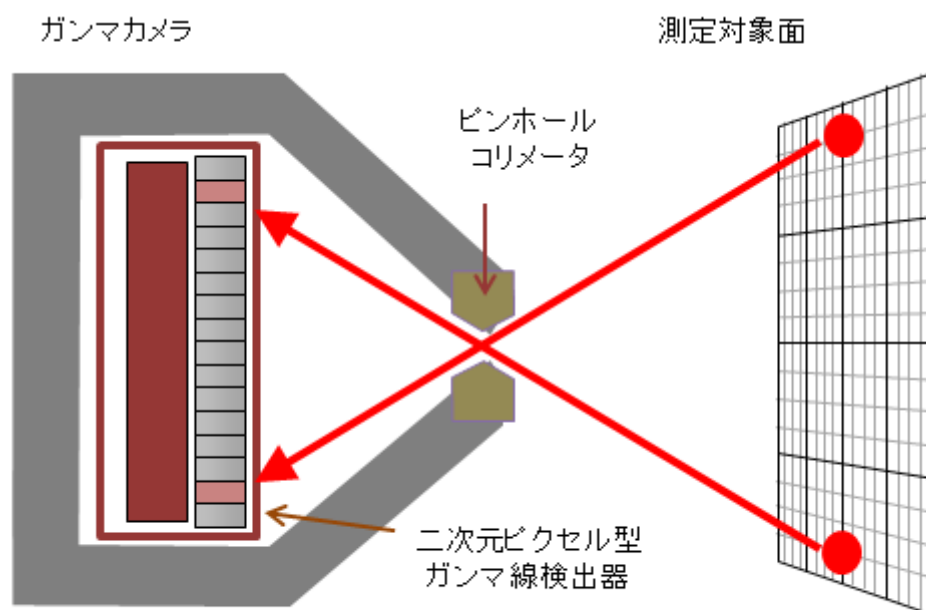


図1-7 ピンホール型ガンマカメラの測定原理

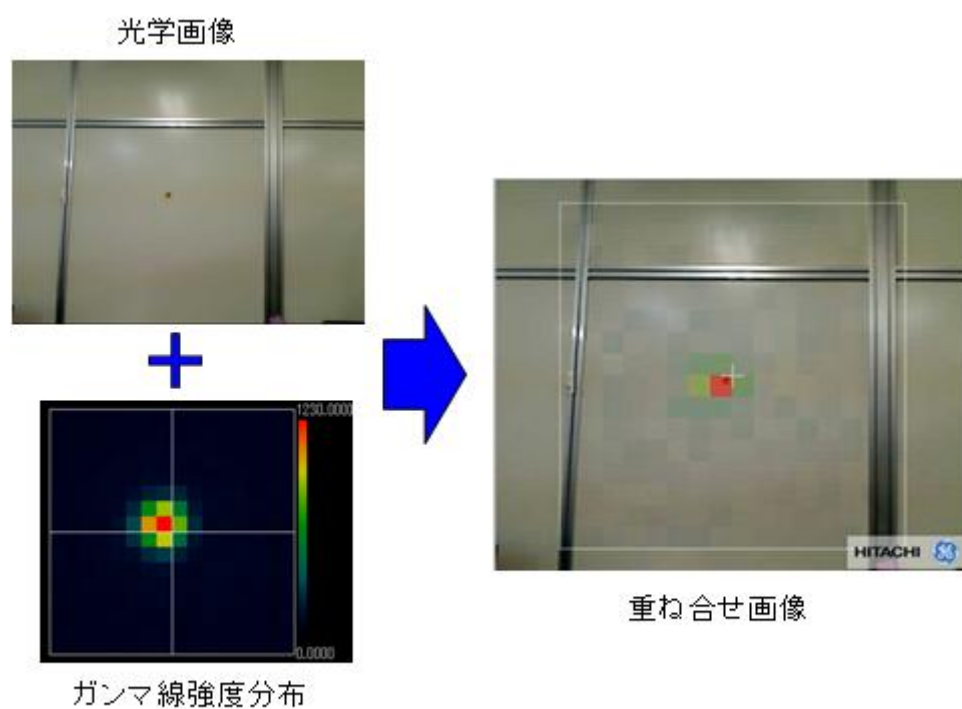


図1-8 ガンマ線強度分布の可視化

半導体検出器を用いたピンホールタイプガンマカメラの特徴は、検出器が小さくできるので装置自体の小型化が図れ、検出器周りに必要な遮蔽体を小さくできるので軽量化できることである。また、細かくピクセル化された半導体検出器により高い空間分解能が期待でき、半導体検出器の高エネルギー分解能より核種弁別することが期待できる。一方、課題として、原子力建屋内の高線量場用では遮蔽を厚くする必要があるが、装置の重量増加を招き使い勝手を損ねてしまうので、適切な遮蔽厚にすることが重要である。逆に、福島第一原子力発電所外の低い線量率環境では、ピンホールであるが故の低感度をいかに改善し短時間撮像を実現できるかが課題となる。そこで、半導体検出器の特徴を引き出しながら、高線量及び低線量場のそれぞれにおいて、その環境に対応した課題を解決し 2 種のピンホールタイプガンマカメラを開発した。

1.4 研究の目的及び方法

本研究は、上述のように CdTe 半導体放射線検出器の実応用を可能とするための研究開発であり、具体的な目的は以下の二つである。

①半導体検出器を幅広く実用化するための基盤技術の研究、開発

半導体検出器の長所を伸ばし短所を改善して半導体検出器を用いた計測システムを実現するために必要不可欠な基礎技術を構築すること。

②ブレークスルーを実現する半導体計測システムの研究、開発

上記の基盤技術を利用して半導体の特徴を引き出し、システム特有の課題を解決するための特性改善技術を構築し、高度な医療及び産業応用システムを実現すること。

具体的な研究内容に関して以下に記す。

1) 基盤技術

目的①の基盤技術として、バイパラメトリック信号処理技術と高集積及び低ノイズ ASIC (Application Specific Integrated Circuit) をそれぞれ開発した。バイパラメトリック信号処理技術は、正孔と電子の移動度の違いに着目し、電子の寄与率を特定する技術であり、半導体の長所を伸ばすとともに短所を改善する技術である。具体的には、エネルギー分解能の更なる向上、時間分解能の改善及び異常イベントの除去を可能とする技術である。また、開発した ASIC は、半導体検出器からの微小電荷信号を増幅し計測するための集積回路であり、半導体のメリットである高空間分解能と高エネルギー分解能な計測システムを構築する上で必要不可欠な技術である。本二つの技術に関しては、第 2 章にてそれぞれ説明する。

2) 医療応用システム

目的②の一つ目のターゲットとして、半導体 PET 装置技術について検討した。半導体 PET 装置においては、基盤技術であるバイパラメトリック信号処理の中の、時間分解能補正と

異常イベント除去技術、及びもう一つの基盤技術である ASIC を実装した。更に、半導体検出器の最大の課題である感度に関して、両面実装技術の構築及び ASIC の低消費電力・高集積化等により装置の 3 次元化を図るとともに、検出器内での散乱イベントを有効化する検出器内散乱線処理技術を開発し、頭部用半導体 PET 装置を開発した。これらの基盤技術および PET 装置の特性改善技術について、開発装置の基本特性試験及び実臨床試験にて検証してその有効性を確認した。これらの技術開発に関しては、第 3 章にて詳細に説明する。

3) 産業応用システム

目的②の二つ目として、環境用のガンマカメラについて検討した。半導体検出器の特徴を活かすことにより高精度化が望めるピンホールタイプを採用し、基盤技術であるバイパラメトリック信号処理の中のエネルギー補正技術と ASIC 技術を実装して、高線量場と低線量場の相反する環境にそれぞれ適応した、2 種のガンマカメラを開発した。さらに、それぞれの装置に対して特性改善技術として、高線量場対応技術及び低線量場対応技術（高感度化技術）を構築した。開発した 2 種のガンマカメラについて、ラボ試験からフィールド試験までを実施して、開発した基盤技術およびガンマカメラの特性改善技術の有効性を評価した。詳細は第 4 章にて説明する。

第 1 章の参考文献

- [1] E. V. D. van Loef, et al., “Scintillation properties of LaBr₃:Ce crystals: fast, efficient and high-energy-resolution scintillators”, Nucl. Instr. Meth. A 486, 254-258 (2002)
- [2] P. Buzhan, et al., “Silicon photomultiplier and its possible applications”, Nucl. Instr. Meth. A 504, 48-52 (2003)
- [3] T. Takahashi, S. Watanabe, “Recent progress in CdTe and CdZnTe detectors”, IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 48, 950-959 (2002)
- [4] G. Sato et al. “Characterization of CdTe/CdZnTe Detectors”. IEEE Trans. Nucl. Sci., 49, pp. 1258, 2002.
- [5] R. Ohno, “Recent state of CdTe-based radiation detectors” Houshasen vol. 30, No. 1, 2004.
- [6] M. Funaki, T. Ozaki, K. Satoh, and R. Ohno, “Growth and Characterization of CdTe Single Crystal for Radiation Detectors,” Nucl. Instr. Meth., vol. A436, pp. 120-126, 1999.
- [7] S. Vandenberghe, E. Mikhaylova, E. D’Hoe, P. Mollet, J. S. Karp, “Recent developments in time-of-flight PET,” EJNMMI Physics 2016
- [8] T.J. Yasunari, A. Stohl, R.S. Hayano, J.F. Burkhart, S. Eckhardt, and T. Yasunari, “Cesium-137 deposition and contamination of Japanese soils due to the Fukushima nuclear accident,” Proc. Nat. Acad. Sci. U.S.A., vol. 108, pp. 19530-19533, 2011.

- [9] Cartgam ホームページ, http://www.canberra.com/jp/products/wm_cart.asp
- [10] Gammacam ホームページ, <http://www.gammacamnow.com/index.html>
- [11] Radcam ホームページ, <http://www.rmdinc.com/products/p004.html>
- [12] 東芝ガンマカメラホームページ,
http://www.toshiba.co.jp/about/press/2012_04/pr_j1601.html
- [13] O. Gal, F. Jean, F. Lainé, and C. Lévêque, "The CARTOGAM portable gamma imaging system," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 47, pp. 952-956, June 2000.
- [14] O. Gal, B. Dessus, F. Jean, F. Lainé, and C. Lévêque, "Operation of the CARTOGAM portable gamma camera in a photon-counting mode," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 48, no. 4, pp. 1198-1204, Aug. 2001.
- [15] S. Yamamoto, H. Watabe, N. Kawachi, S. Fujimaki, K. Kato, and J. Hatazawa, "Three-layer GSO depth-of-interaction detector for high-energy gamma camera," *Nucl. Instr. Meth. in Phys. Res. A*, vol. 743, pp. 124-129, 2014.
- [16] M. Woodring, D. Beddingfield, D. Souza, G. Entine, M. Squillante, J. Christian, A. Kogan, "Advanced multi-dimensional imaging of gamma ray radiation," *Nucl. Instr. Meth. in Phys. Res. A*, vol. 505, pp. 415-419, 2003.
- [17] M. Gmar, O. Gal, C. Le Goaller, O. P. Ivanov, V. N. Potapov, V. E. Stepanov, F. Lainé, and F. Lamadie, "Development of Coded-Aperture Imaging With a Compact Gamma Camera," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 51, no. 4, pp. 1682-1687, Aug 2004.
- [18] F. Carrel, R. A. Khalil, P. Blot, K. Boudergui, S. Colas, M. Gmar, F. Lemasle, N. Saurel, V. Schoepff, H. Toubon, "GAMPIX: a new generation of gamma camera for hot spot localisation," *ISOE Proceedings*, Cambridge, November 2010.
- [19] F. Carrel, R. A. Khalil, S. Colas, D. de Toro, G. Ferrand, E. Gaillard-Lecanu, M. Gmar, D. Hameau, S. Jahan, F. Laine, A. -S. Lalleman, F. Lemasle, C. Mahe, J. -E. Maurer, N. Menaa, S. Normand, H. Onillon, N. Saurel, "GAMPIX: a New Gamma Imaging System for Radiological Safety and Homeland Security Purposes," *IEEE NSS/MIC*, pp. 4739-4744, 2011.
- [20] H. Lemaire, R. Khalil, K. Amgarou, J. Angélique, F. Bonnet, D. Toro, F. Carrel, O. Giarmana, M. Gmar, N. Menaa, Y. Menesguen, S. Normand, A. Patoz, V. Schoepff, P. Talent, and T. Timi, "Implementation of an imaging spectrometer for localization and identification of radioactive sources," *Nucl. Instr. Meth. in Phys. Res. A*, vol. 763, pp. 97-103, Nov 2014.
- [21] F. Zhang, Z. He, "New Readout Electronics for 3-D Position Sensitive CdZnTe/HgI₂ Detector Arrays," *IEEE Trans. Nucl. Sci.* vol. 53, pp. 3021-3027, 2006.
- [22] S. Takeda, H. Aono, S. Okuyama, S. Ishikawa, H. Odaka, S. Watanabe, M. Kokubun, T. Takahashi, K. Nakazawa, H. TajimaHiro, and N. Kawachi, "Experimental results of

the gamma-ray imaging capability with a Si/CdTe semiconductor Compton camera,” IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 56, no. 3, pp. 783-790, 2009.

[23] H. Odaka, Y. Ichinohe, S. Takeda, T. Fukuyama, K. Hagino, S. Saitou, T. Sato, G. Sato, S. Watanabe, M. Kokubun, T. Takahashi, M. Yamaguchi, T. Tanaka, H. Tajima, K. Nakazawa, and Y. Fukazawa, “High-resolution Compton cameras based on Si/CdTe double-sided strip detectors,” Nucl. Instr. Meth. in Phys. Res. A, vol. 695, pp. 179-183, 2012.

[24] T. Takahashi, S. Takeda, S. Watanabe, and H. Tajima, “Visualization of Radioactive Substances with a Si/CdTe Compton Camera,” IEEE NSS/MIC, pp. 4199-4204, 2012.

[25] C. G. Wahl, W.R. Kaye, W. Wang, F. Zhang, J. M. Jaworski, A. King, Y. A. Boucher, Z. He, “The Polaris-H imaging spectrometer,” Nucl. Instr. Meth. in Phys. Res. A, vol. 784, pp. 377-381, 2015.

第2章 半導体検出器の実用化のための基盤技術

第1章にて述べたように、半導体検出器を用いた高精度システムを実用化するには、半導体検出器の特徴である高エネルギー分解能及び高空間分解能を引き出すとともに、短所である感度や時間分機能を改善することが必要不可欠な技術課題である。そこで、様々な実用化課題を解決するための基盤技術として、バイパラメトリック信号処理技術とASIC技術を検討した。以下では、それぞれの技術の詳細を記す。

2.1 3種の基礎特性を改善するバイパラメトリック信号処理技術

半導体検出器は、ガンマ線と反応して生成した電子と正孔のペアを、半導体に印加した高電圧により移動させて誘導電荷として電気信号を得る直接変換方式の放射線検出器である（図2-1参照）。直接変換のため信号のロスが少なくエネルギー分解能が高いのが大きな特徴の一つであるが、一方、電子と正孔の移動度が大きく異なるためにエネルギー分解と時間分解能が低下することが課題として挙げられる。

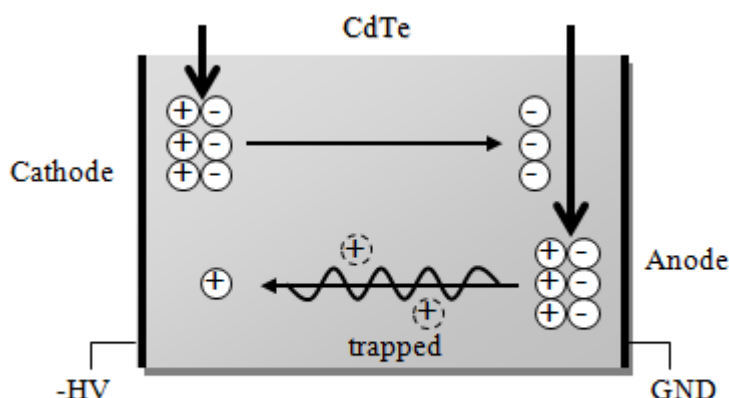


図2-1 CdTe検出器の検出原理の概念図

この課題は、ガンマ線の電極間反応位置の違いにより出力信号への電子と正孔の寄与率が変化すること、更には電子と正孔の移動度の違いにより出力信号波形が大きく変化することが原因である。例えばアノード付近でガンマ線が検出された場合は、電子はすぐにアノードへ到達するために誘導電荷を発生させず、正孔が素子を横切ってカソードまで移動することによって誘導電荷が電極上に発生し、信号となる。エネルギー分解能の劣化は、正孔に関してその移動度及びライフタイムが共に小さいために再結合しやすく、特にガンマ線がアノード近傍で反応すると上述のように移動距離（時間）が大きくなり一部の正孔は再結合して、誘導電荷が減少するためである（図2-2参照）。また、時間分機能の劣化は、早い立ち上がりの電子信号に比べ正孔信号の立ち上がりが遅く、信号の電子寄与率により検出タイミングに大きな違いが生じるためである。

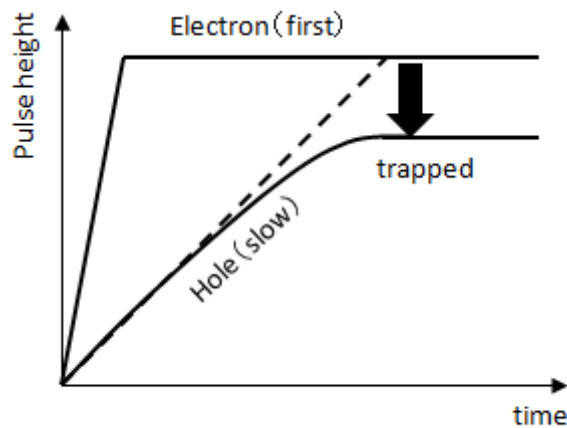


図2-2 CdTe検出信号の概念図

エネルギー分解能の低下に関しては、Eisen 等によって、出力されるパルス信号のライズタイムが電子寄与率の高い場合（ガンマ線がカソード付近で反応）には短く、電子寄与率が低い場合（ガンマ線がアノード付近で反応）には長いことを利用した補正方法が考案されている[1]。この方法はライズタイムと波高値の 2 つのパラメータを利用して補正を行うことからバイパラメトリック補正と呼ばれ、エネルギー分解能を向上させる有効な方法の一つである。ただし、パルス信号からライズタイムを得るためには専用の回路が必要である。一方、パルス信号に対するシェーピング時定数を 2 種類使用した補正が Auricchio 等により報告されている[2]。これはエネルギーを計測するためのスローシェーパを通した波高値に加えて、立ち上がりの早い電子信号を計測するためのファーストシェーパの波高値を利用する手法である。これもバイパラメトリック補正の一種であり、CdZnTe 及び CdTe（ただし Pt/CdTe/Pt 構造）に適用してエネルギー分解能向上効果があることが示されている。この方法は異なる時定数のシェーパを 2 系統使用するだけで、特殊な回路を必要としないメリットがある。半導体の特徴を生かした高精細（多チャンネル）システムを構築する上で、ASIC 化等の回路系の高密度実装が必須であり、回路系の簡易化は非常に重要な技術項目である。

そこで、半導体検出器を用いた高精度な計測システムの実現を念頭に、バイパラメトリック信号処理方式を採用し、エネルギー分解能だけでなく以下に示す半導体検出器の課題の改善を図った。

(1) エネルギー分解能改善

特に厚い CdTe 素子におけるエネルギー分解能の改善[3]

(2) 時間分解能改善

PET 装置等での同時計測を行うための時間分解能の改善

(3) 異常イベント除去

本処理により得られた信号を 2 次元波高値ダイアグラム化して、正常信号とノイズ信号を弁別することによる、半導体検出器の異常イベント低減

2.1.1 電子と正孔の移動度差に着目したバイパラメトリック信号処理原理

図 2-3 にバイパラメトリック信号処理用計測回路の概念図を示す。この回路より、エネルギー情報であるスローシェーパ出力の波高値、及び電子信号量の情報を持つファースシェーパ出力波高値の 2 種の出力信号を得る。例えば図 2-4 に、正孔寄与率が大きい場合（ガンマ線がアノード付近で反応した場合で、言い換えれば電子寄与率の小さい場合）と電子寄与率が大きい場合（ガンマ線がカソード付近で反応した場合）のそれぞれの出力信号において、スローシェーパ出力とファーストシェーパ出力の 2 次元波高値ダイアグラム上へのプロット状態を示す。それぞれの入力信号のエネルギーが等しいとするとスローシェーパ出力は等しくなるが、ファーストシェーパ出力は電子寄与率に依存したものとなり、2 次元波高値ダイアグラム上で異なった位置にプロットされることになる。反応したガンマ線のエネルギーが変わるとそれぞれの出力波高値はエネルギーに比例して変動するので、出力信号は図 2-5 に示すように 2 次元波高値ダイアグラム上で 3 角形エリアに分布し、2 次元波高値ダイアグラム上で傾きが小さくなるに従って電子の寄与率が大きくなる（ガンマ線の反応位置がカソードに近づく）ことになる。また、この分布を縦軸（スローシェーパ波高値軸）に投影したものがエネルギースペクトルである。以下では、この 2 次元波高値ダイアグラムによる 3 種の特性改善手法の原理を説明する。

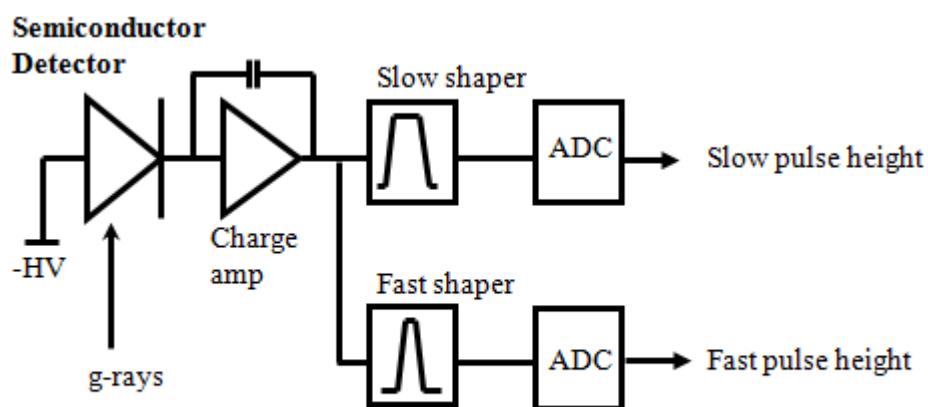


図2-3 バイパラメトリック信号処理用計測回路の概念図

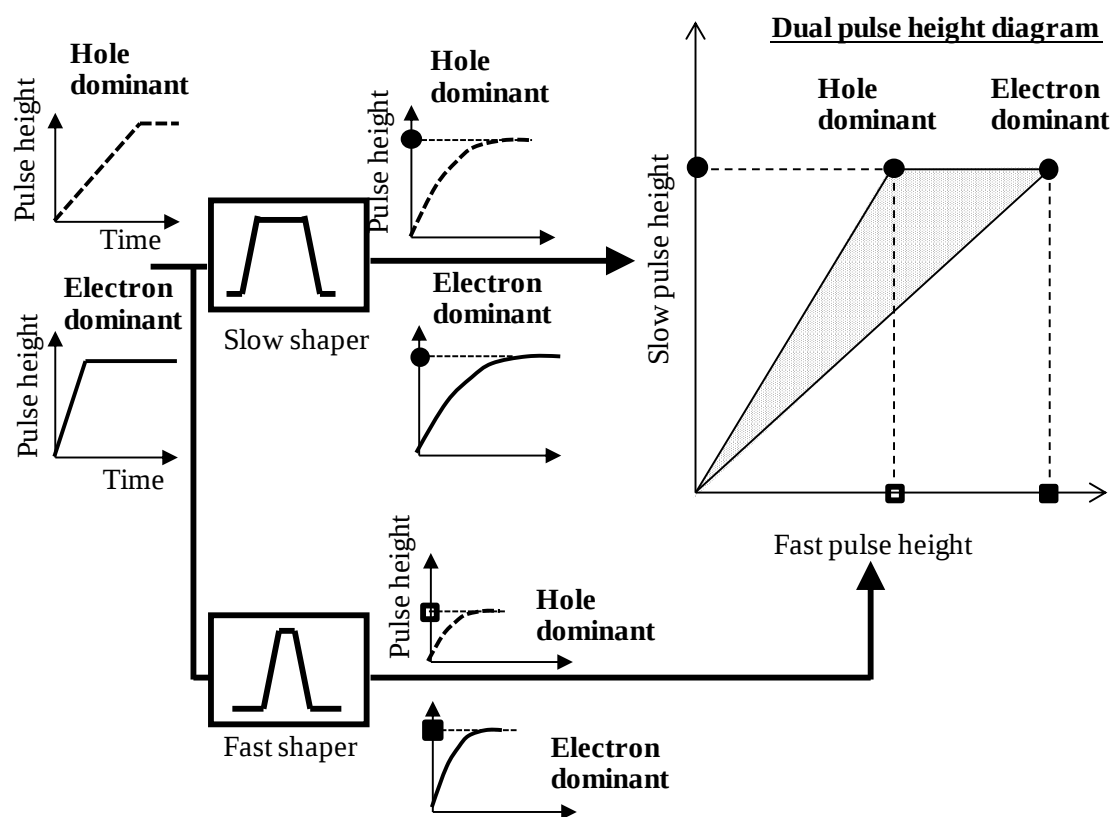


図2-4 バイパラメトリック信号処理回路の出力信号と2次元波高値ダイアグラム

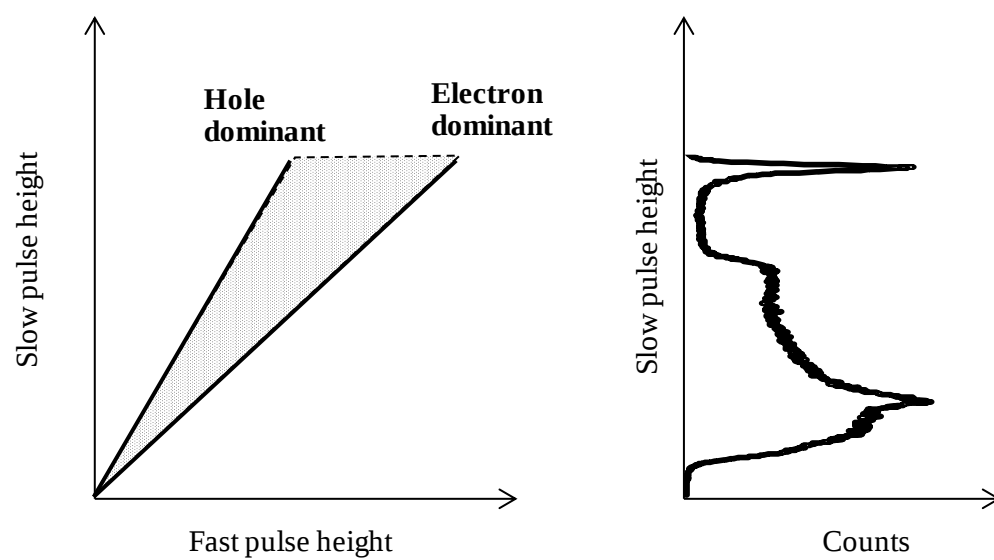


図2-5 2次元波高値ダイアグラムとエネルギースペクトル

1) エネルギー補正

上述のように正孔のトラップ等のロスに起因するエネルギー分解能の低下を、図 2-6 に 2 次元波高値ダイアグラム上の分布として模式的に示す。図 2-6 ではフォトピークイベントの分布を示すが、正孔の寄与率が大きくなると、正孔のロスによりスローシェーパー出力（エネルギー値）が減少し、スペクトルが広がってエネルギー分解能が低下している。そこで、予め図 2-6 に示すように等エネルギーイベントの分布を測定し、この等エネルギーイベント分布をファーストシェーパー出力軸に並行になるように補正すればよい。この補正式については次項にて詳細に議論する。

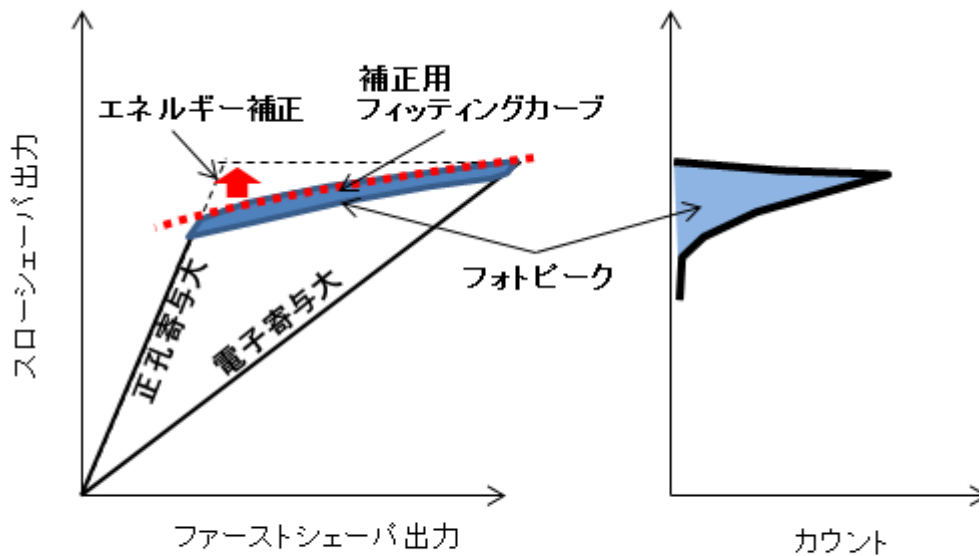
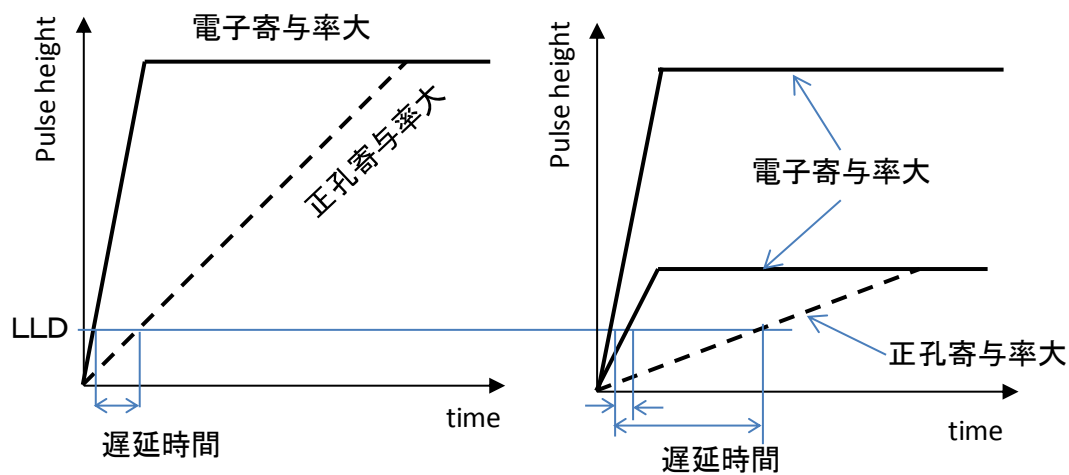


図2-6 正孔ロスによる2次元波高値ダイアグラムとエネルギースペクトル上のフォトピークイベント分布状態

2) 時間分解能補正

図 2-7 に CdTe 検出器出力信号の立ち上がり特性を示す。ある閾値（LLD: Low Level Discrimination）を超えたタイミングをみると、最も立ち上がりの早いフォトピークの電子寄与率の高いイベントを基準とすると、同じエネルギー（フォトピーク）のイベントでも正孔の寄与率が大きくなると立ち上がりが遅くなり、検出タイミングに遅れが発生する（図 2-7 a）参照）。また、エネルギーの低いイベントになるとその立ち上がりの傾きは小さくなるために、電子寄与率の大きなイベントであってもフォトピークイベントに比べると検出タイミングに遅延が発生する。特に低エネルギーの正孔寄与率が大きいイベントになるとその遅延が最も大きくなる。この遅延量を予め、エネルギーと電子寄与率に応じて、つまり 2 次元波高値ダイアグラム上の各点に対応して求めておいて補正するのが本時間分解能補正の方法である（図 2-8 参照）。半導体 PET 装置では、3. 2. 1 にて説明するように感度向上のために検出器内での散乱線を利用しており、フォトピークイベントだけ

でなく 100keV 程度の低エネルギーイベントも使用するので、本時間分解能補正は必要不可欠な技術となっている。



a) フォトピークイベント出力波形

b) 低エネルギーイベント出力波形

図2-7 CdTe検出信号の立ち上がり特性

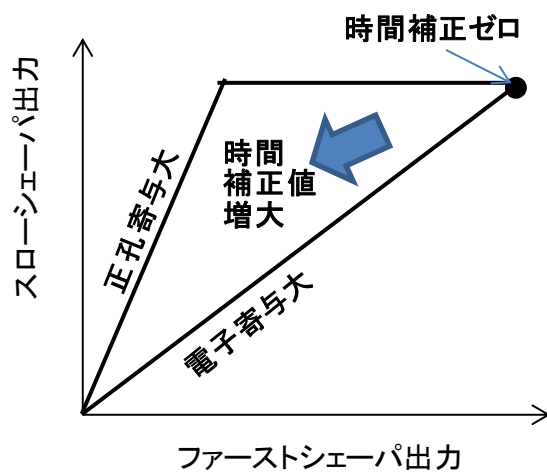


図2-8 2元波高値ダイアグラムと時間補正值

3) 異常イベント除去

前述したように、検出器の出力信号は 2 次元波高値ダイアグラム上で 3 角形の領域に分布する (図 2-9 参照)。例えば図 2-9 の領域 A に計測イベント分布する場合は、LLD を上げる必要があり感度の低下を招く。本手法では、図 2-9 に示す 2 本の異常イベント除去直線を予め求めておき、両直線間のイベント以外をノイズとして除去するもので、LLD を上げずに (感度を低下させずに) 異常イベントを除去することが出来る。ただし、異常

イベントはその種類に応じて出力波形が変化し正常領域に入ってくる異常イベントがあった場合は、本手法では除去不能である。このような異常イベントは本手法以外でも除去不能であり、このような異常イベントを出力する検出器は事前に取り除いておく必要がある。

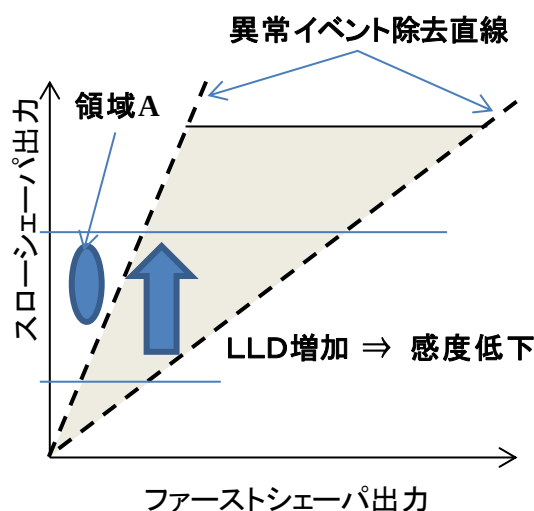


図2-9 2次元波高値ダイアグラムと異常イベント除去

2.1.2 正孔ロスを考慮したエネルギー分解能補正手法評価

特に厚い CdTe 素子でのエネルギー分解能の向上を目指し、これまでに例のない 2mm を超える厚さの CdTe 素子を対象として評価を実施した。これは従来用いてきた CdTe 素子の厚さが 1mm～1.4mm 程度であったのに対して約 2 倍の厚さである。このような厚い素子を検討する目的は、大きな有感面積を必要とする装置において素子数を減らし作業工数を減らしてコスト低減を図ることである。

厚み 2 mm の CdTe 素子では、正孔の移動度は $60 \text{ cm/V}\cdot\text{s}$ 程度と小さいため、高圧－600 V の条件でカソードまで移動しきるには $1 \mu\text{sec}$ 強を要する。これは正孔の寿命 ($\sim 3 \mu\text{sec}$) に比べて無視できないため、一部の正孔は途中で再結合を起こし、誘導される電荷が少なく（波高値が低く）なる。その結果、全体では低エネルギー側に裾を引いたピークになりエネルギー分解能が低下する。バイパラメトリック信号処理により、本エネルギー劣化を補正することを目指す。

1) 2.3mm 厚 CdTe 素子のエネルギー特性

はじめに補正処理無しの場合の CdTe 素子のエネルギー特性と素子の電極間の局所位置にガンマ線を照射した場合の出力特性を検討した。

評価に使用した CdTe 素子を図 2-10 に示す。寸法は、 $9.9 \times 5.0 \times 2.3 \text{ mm}$ 厚で、電極構

造は In/CdTe/Pt のダイオードタイプ、メーカーは(株)アクロラドである。In 面はダイシング溝により 2.5 mmピッチで 4 ピクセル化してあり、ガンマ線入射面に対して 2.5 mmピッチのイメージングを行うことを想定したものである。ガンマ線入射方向には CdTe5 mm厚であり、例えば Tc-99m (141 keV) のガンマ線は 87%吸収される。なお Pt 面はパターン化しておらず前面に一樣である。

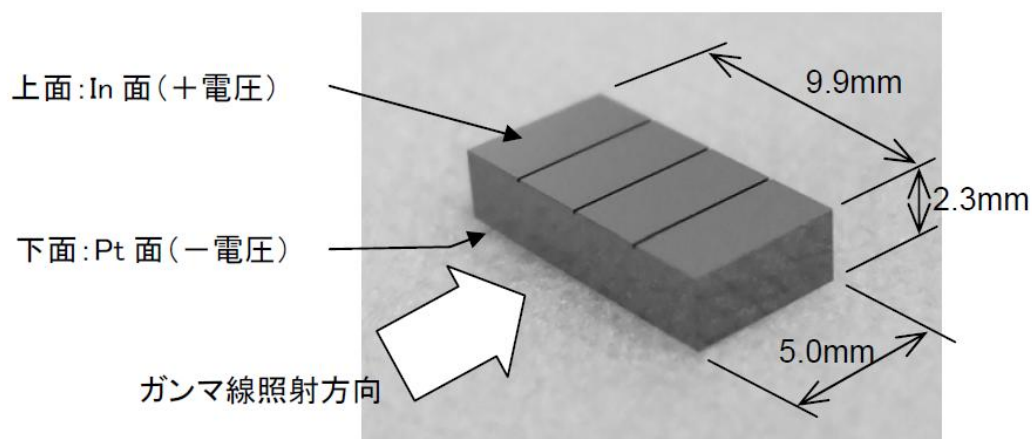


図2-10 CdTe素子

測定条件は、温度 35℃一定で、バイアス電圧-600Vでシェーピング時定数を 2 μ s とし、バイアス電圧-800Vではシェーピング時定数を 1 μ s として、Co-57 (122keV) のエネルギースペクトルを測定した結果を図2-11に示す。低エネルギー側に大きなテールが見られ、エネルギー分解能は 10%を超えておりシンチレータと大差なく、半導体検出器の重要な利点の一つが失われている。このような低エネルギー側にテールが生じるのは 2.3mm という厚さに対して、バイアス電圧が-600~-800Vでは不十分であり、正孔が収集しきれていないためである。しかし、これ以上の高電圧化は、特殊な高電圧対応部品が必要となりコスト増を招くと共に耐久性の低下やノイズの増加等の信頼性低下を招くため、極力避けるべきである。

そこで、シェーピング時定数によりエネルギー分解能が改善するかどうか、バイアス電圧を最大-1000Vとしてシェーピング時定数を変えてエネルギー分解能を測定した結果を図2-12に示す。どの電圧でもシェーピング時定数 2~3 μ s 程度でエネルギー分解能が最良となるが、全体的にエネルギー分解能が良好なバイアス電圧-1000Vの場合でも最良で 9%であり、1.2 mm厚素子の場合に-500V印加時で 6%程度であったのに対して明らかに劣っている。従って 2.3 mm厚素子に対しては、シェーピング時定数を変えるだけでは良好なエネルギー分解能を得ることは困難であると考ええる。

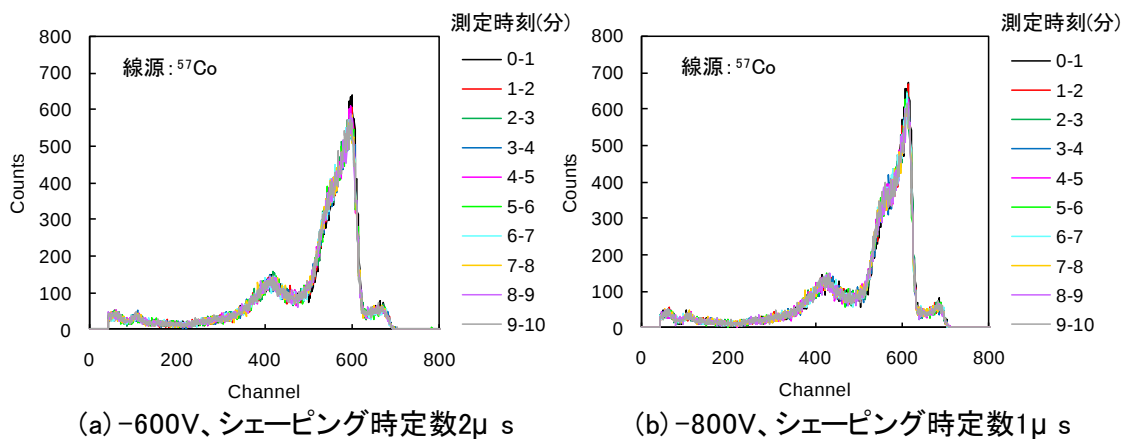


図2-11 2.3mm厚CdTe素子によるエネルギースペクトル(エネルギー補正無し)

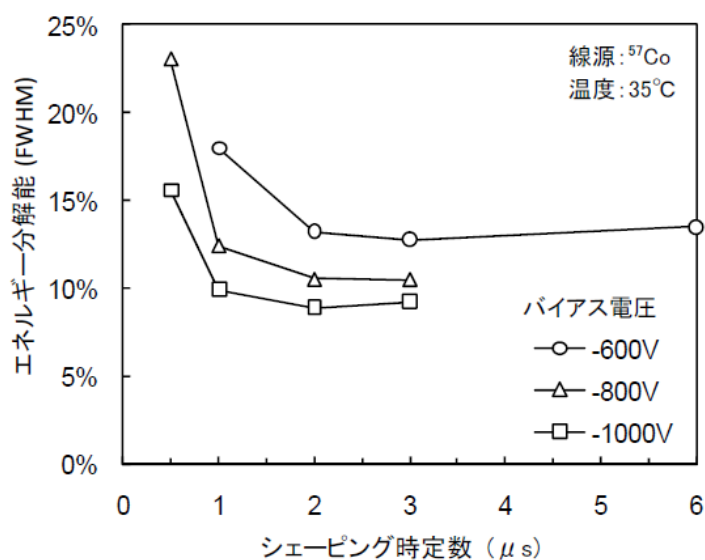


図2-12 補正無しのエネルギー分解能

2) 電極間局所位置へのガンマ線照射時の出力信号特性

バイパラメトリック信号処理の基本原理は、2種の時定数の異なるシェーパ出力により電子寄与率つまりはガンマ線の反応位置を識別することにある。そこで、実際にガンマ線を素子電極間の特定位置に限定して照射することにより、バイパラメトリック信号処理によりキャリア生成位置を識別可能か評価した。

試験は、2 mm厚の鉛で 0.2 mm幅のスリットを作成し、素子電極間の位置を変えて Co-57 (122keV) のガンマ線を素子電極間の狭い領域に限定して照射した。CdTe 素子の電極間の位置座標を Z として素子の電極間中央を $Z=0\text{mm}$ と定義し、 $Z=-1.0$ 、 -0.5 、 0.0 、 $+0.5$ 、

+1.0mm に対しガンマ線を照射した時の 2 次元波高値ダイアグラムを図 2-13 に示す。バイアス電圧は-800V、スローシェーパー時定数 1 μ s、ファーストシェーパー時定数 200ns にて測定した結果である。Pt 面（カソード電極）に近い Z=-1.0mm への照射では、122keV のピークはファースト波高 H_{fast} が 400~500Channel 付近へ集中し、スロー波高 H_{slow} は 600Channel 付近の狭い領域に集中している。これは電子が主として移動するために早い立ち上がりの信号が多いことを示している。一方、In 面（アノード）に近い Z=+1.0mm への照射では、 H_{fast} は主として 300Channel 付近に、 H_{slow} は 550 Channel 付近が多い分布となっている。これは主として正孔が移動するために、立ち上がりの遅い信号が多く、正孔が移動中に再結合することにより出力信号（ H_{slow} ）が電荷与率の高い場合よりも減少していることを示している。

以上から、ファースト波高値は厚さ方向における反応位置の違いを反映しており、例えばスローシェーパー波高値に対してファーストシェーパー波高が極端に小さい場合には正孔が主の信号なので、補正量を大きくすればよい。これがバイパラメトリック信号処理によるエネルギー補正の原理であり、この補正により波高値をキャリア生成時の電荷量に近づけられるので、エネルギー分解能を向上することができる。

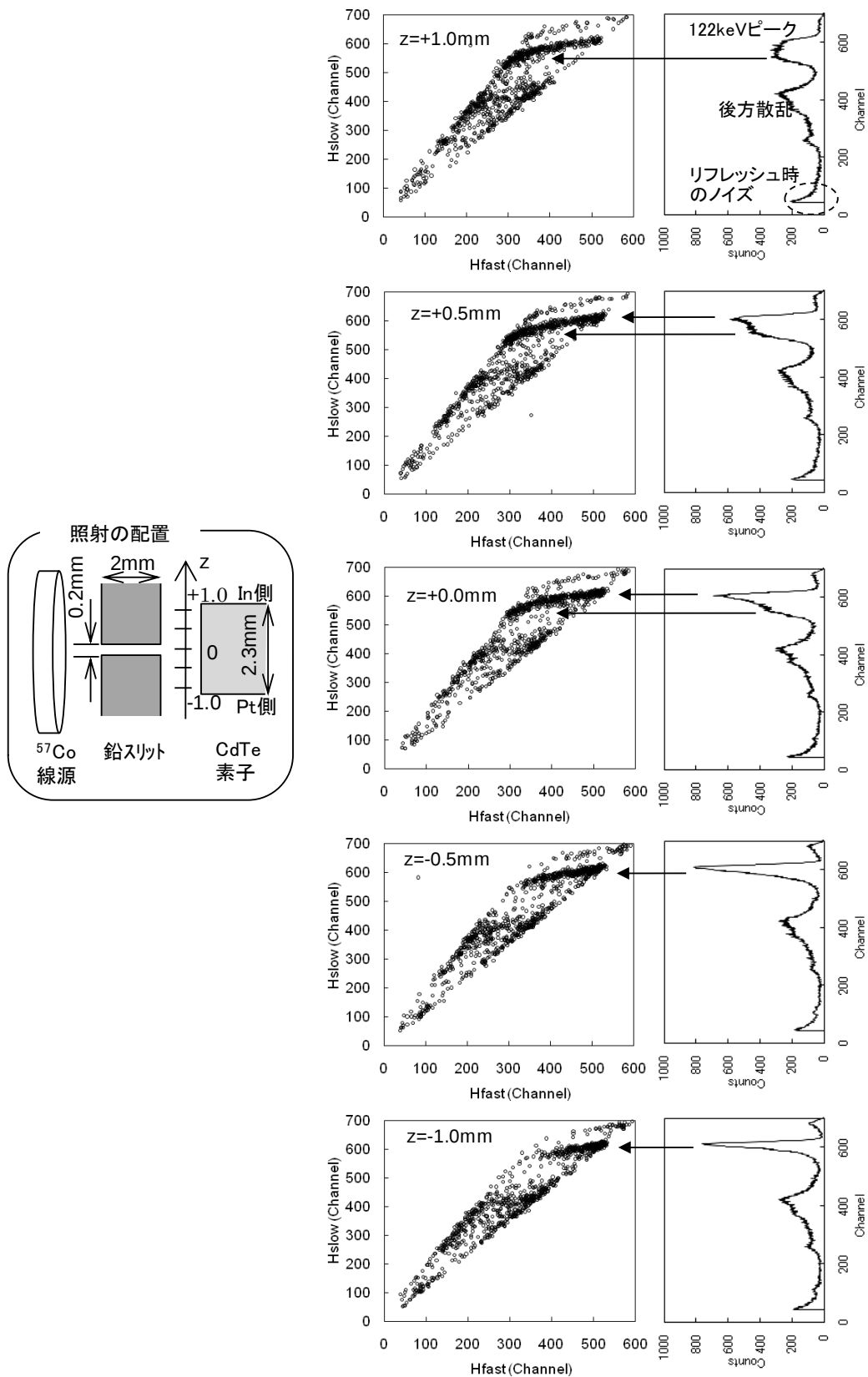


図2-13 素子電極間位置を限定照射した際の
2次元波高値ダイアグラムとエネルギースペクトル

3) エネルギー補正式

バイパラメトリック信号処理により得られた 2 次元波高値ダイアグラム上で実施する補正式について以下に示す 3 種についてそれぞれ評価した。

(a) リニア補正

スローシェーパー波高値からファーストシェーパー波高値を差し引いた差分を利用した補正式である。

$$H_{\text{corr}} = H_{\text{slow}} + K_1(H_{\text{slow}} - K_0 H_{\text{fast}}) \quad 2-1$$

ここでシェーパーの体系の違いによる出力値を補正するために K_0 を導入した。どの補正式においても H_{fast} に補正項 K_0 を乗じている。

(b) 比差分積補正

スローシェーパー波高値に対してファーストシェーパー波高値が小さい場合に補正量が非線形に大きくなるように、リニア補正に 2 波高値の比を乗じた補正式である。

$$H_{\text{corr}} = H_{\text{slow}} + K_1(H_{\text{slow}} / (K_0 H_{\text{fast}})) (H_{\text{slow}} - K_0 H_{\text{fast}}) \quad 2-2$$

(c) 指数関数補正

半導体検出器のキャリア輸送を表す場合、Hecht の式[4]をベースとする場合が多い。この式は指数関数で記述させているので、指数関数を用いた補正式とした。

$$H_{\text{corr}} = H_{\text{slow}} \exp(K_3(H_{\text{slow}} - K_0 H_{\text{fast}}) / (K_0 H_{\text{fast}})) \quad 2-3$$

評価は、フォトピークが一つでありコンプトンエッジと離れていて評価しやすい Cs-137 (662keV) 線源を使用し、実験により 2 次元波高値ダイアグラムを取得して補正式による分布の変化を調べた。結果を図 2-14 に示す。エネルギー分解能を改善するには、補正前の図 2-14 (a) のフォトピーク部分が水平かつ細くなれば良いことになる。リニア補正は、図 2-14 (b) に示すように大幅に水平分布へと改善したが、破線で囲んだアノード近傍領域では補正が不十分である。比差分積補正は、図 2-14 (c) に示すようにリニア補正の場合と比較して、破線で囲んだアノード近傍領域でも補正出来ていることが分かる。指数関数補正は、図 2-14 (d) に示すように比差分積補正と同様にアノード近傍領域でも補正出来ている。

次にエネルギー（核種）を変えてそれぞれの補正式を比較した。5 種類の線源 (Am-241 (59.5keV)、Co-57 (122keV)、Ba-133 (356keV)、Cs-137 (662keV)、Co-60 (1333keV)) を使用し、59.5keV～1333keV までのエネルギー領域に対して補正の効果を調べた。補正前後のエネルギースペクトルを図 2-15 に、エネルギー分解能の比較を図 2-16 に示す。補正係数の値は 122keV ピークに対してエネルギー分解能が最小となる値を求め、その係数を他のエネルギーにも適用した。図 2-15 (b) のエネルギースペクトルは、比差分積補正適用後のもので、補正によりスペクトル形状が著しく改善されていることが分かる。なお図 2-15 は比差分積補正の場合のみを示したが、図 2-16 に示すように他の補正でもエネルギー分解能が改善しており図 2-15 と同様のスペクトルが得られている。また、59.5keV～1333keV までの 5 種類全てのフォトピークに対して 3 種類の補正はどれ

も有効であり、広いエネルギー範囲にわたって補正は有効である。図2-16から比差分積補正と指数関数補正とは共に補正効果が高く、リニア補正は他の補正ほどの効果はないことが分かる。

実際のシステムにこれらの補正を実装する際には、できれば数え落としが生じないように計数頻度よりも高速で処理できることが望ましいので、補正効果が高くかつ計算速度が速い（簡易計算）手法が望まれる。従って実機搭載補正手法は、比差分積補正が最適であると考えられる。

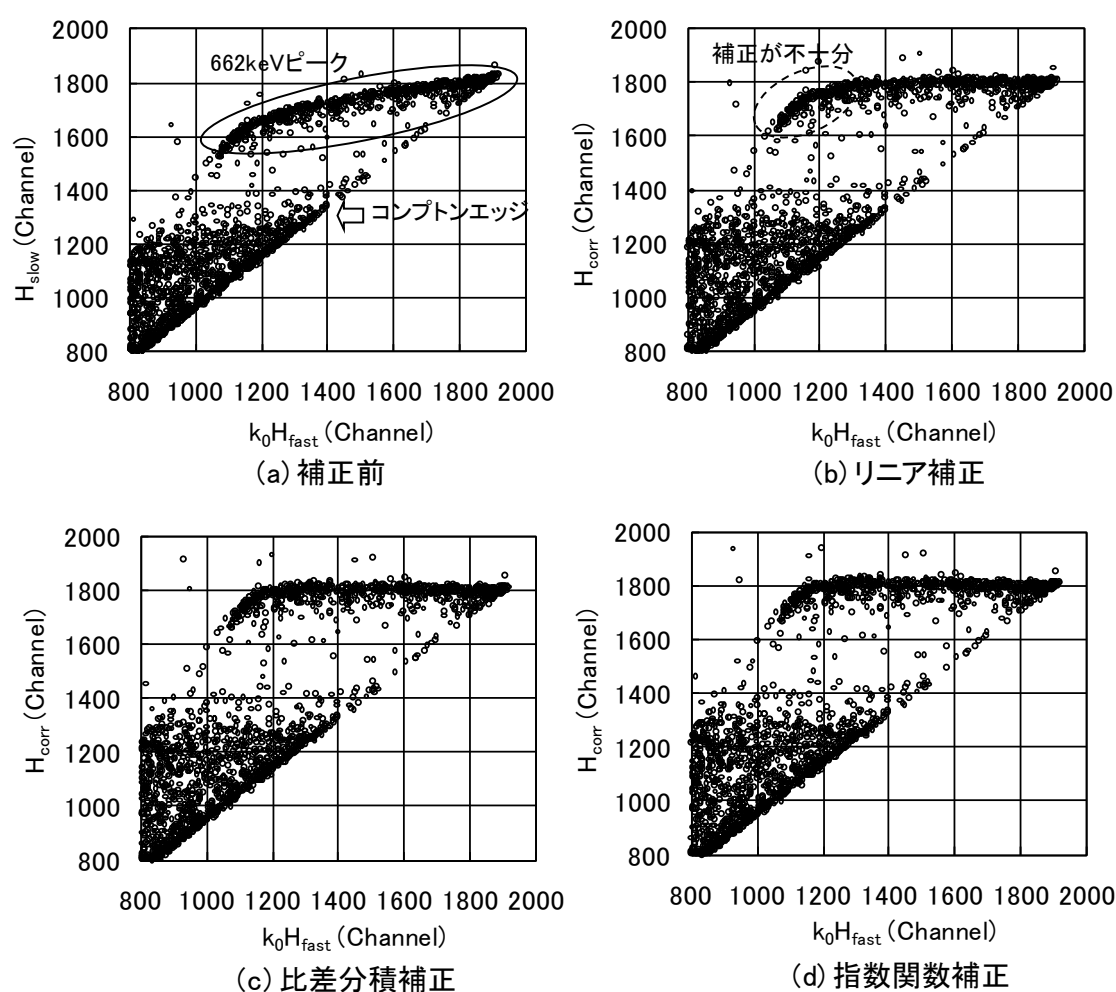
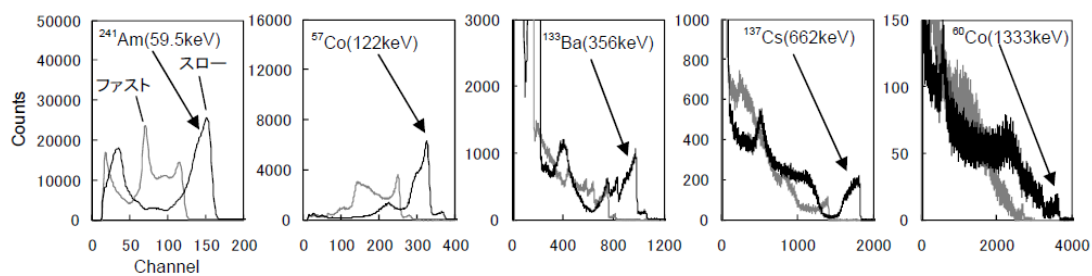
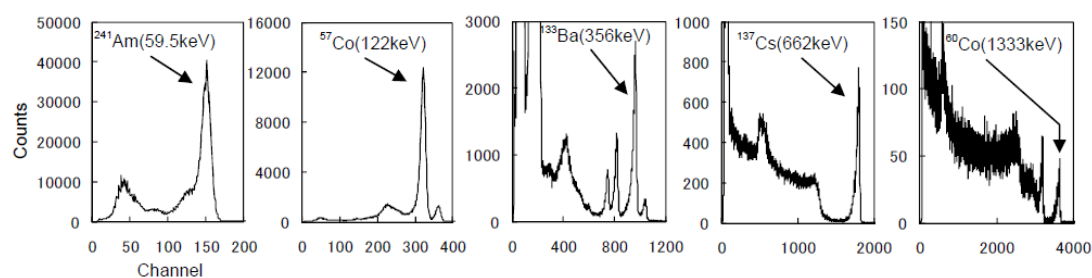


図2-14 Cs-137(662keV)における2次元波高値ダイアグラムの補正式比較
(電圧-800V、ファーストシェーパー時定数200ns、スローシェーパー時定数1 μ s)



(a) 補正前



(b) 補正後(比差分積補正式2-2適用: $k_0=1.38$ 、 $K_2=0.23$)

図2-15 補正前後のエネルギースペクトル比較
(電圧-800V、ファーストシェーパ時定数200ns、スローシェーパ時定数1 μ s)

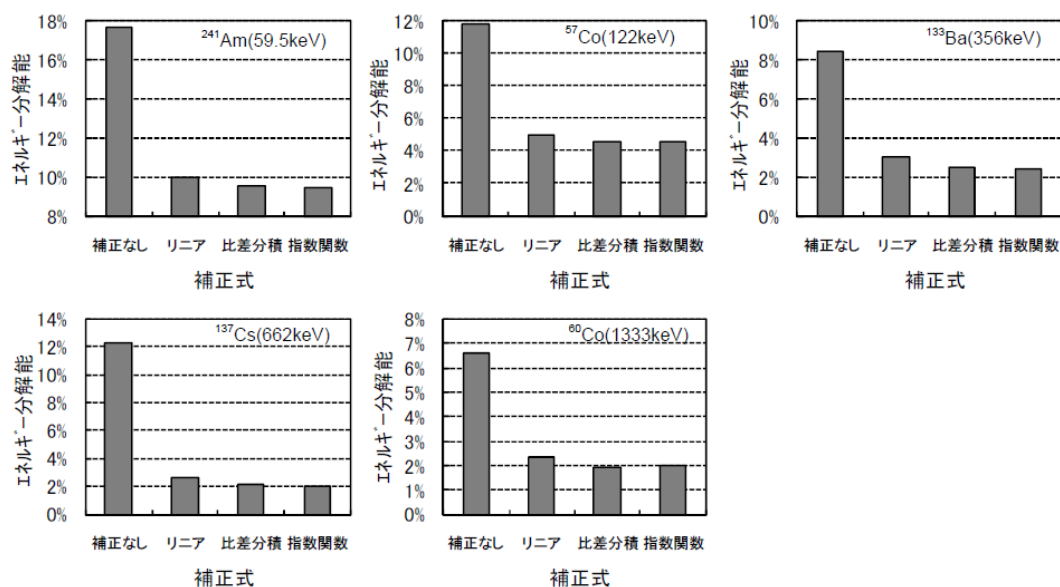
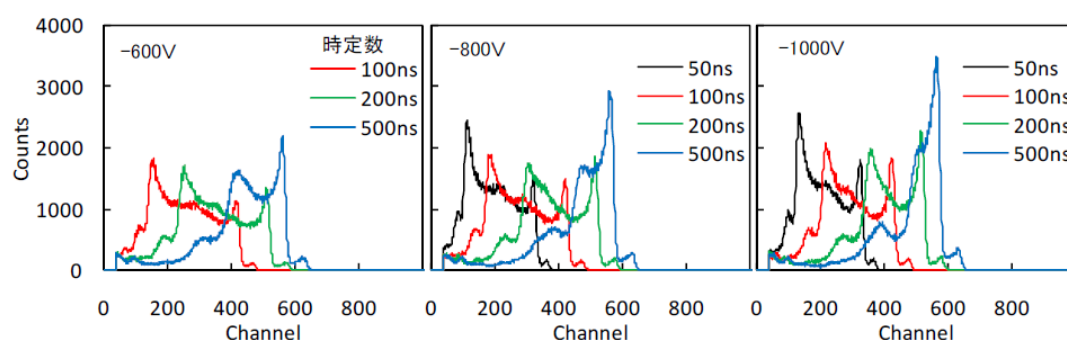


図2-16 補正式の効果(エネルギー分解能)比較

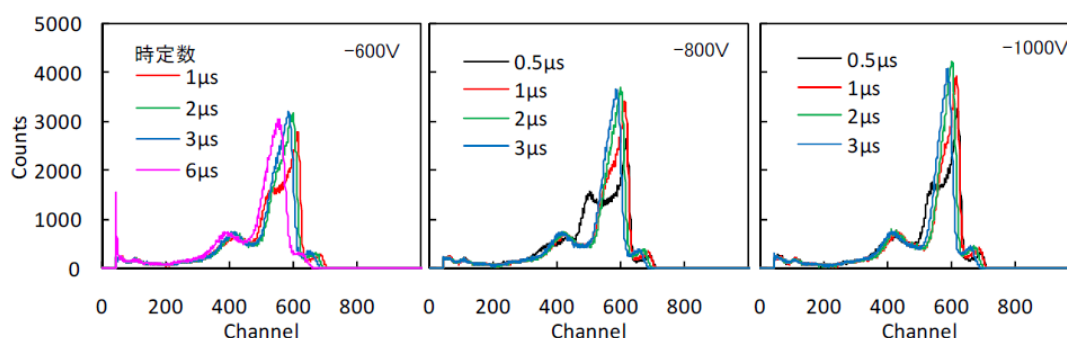
4) シェーピング時定数

バイパラメトリック信号処理によるエネルギー補正効果を最大限に高めるには、ファースト及びスローシェーパの時定数を最適化する必要がある。そこで、それぞれのシェーピング時定数を変えて補正後のエネルギー分解能との関係を調べた。

Co-60 線源を用いて、シェーピング時定数を変えた時のファーストシェーパ及びスローシェーパ出力の波高値スペクトルを図 2-17 に示す。ファーストシェーパ出力は、シェーピング時定数が小さいほど波高値は低下し、ピークが平坦化あるいは分離化する傾向を示す。分布が平坦化する（広がる）ことは、電子による信号と正孔による信号を分離するのに有効である。しかしそのために時定数を極端に小さくすると波高値も小さくなり、特に低エネルギー領域で補正精度が悪化する恐れがある。一方スローシェーパ出力は、シェーピング時定数が大きくなるに従いピークの分離が小さくなる傾向を示している。



(a) ファースト系の波高分布 (= スペクトル)



(b) スロー系の波高分布 (= スペクトル)

図 2-17 シェーピング時定数を変えた時の波高値スペクトル

ファースト及びスローシェーパ時定数を変えた時に得られる補正後のエネルギー分解能を図 2-18 に示す。補正式は比差分積補正である式 2-2 を使用し、各時定数に対して式 2-2 の補正係数を変えてエネルギー分解能が最小となるように調整した。図 2-18 よりスローシェーパ時定数は $1\mu\text{s}$ ~ $2\mu\text{s}$ 程度が最良であることが分かる。スローシェーパ時定数を設定最短の $0.5\mu\text{s}$ とすると、図 2-17 に示したようにスペクトルが電子寄与分と正孔寄与分とに明確に分離してしまい、補正しきれずにエネルギー分解能低下を招くと考えられる。また、スローシェーパ時定数を $2\mu\text{s}$ より大きくしていくとノイズ増加のためにエネルギー分解能は悪化する。一方ファーストシェーパ時定数に関しては小さいほどエネルギー分解能は改善している。しかし、時定数を 100ns 以下にすると、上述のように特に

低エネルギー領域において補正精度が悪化する恐れがある。従ってファーストシェーパ時定数は、100～200ns 程度が最良であると考ええる。

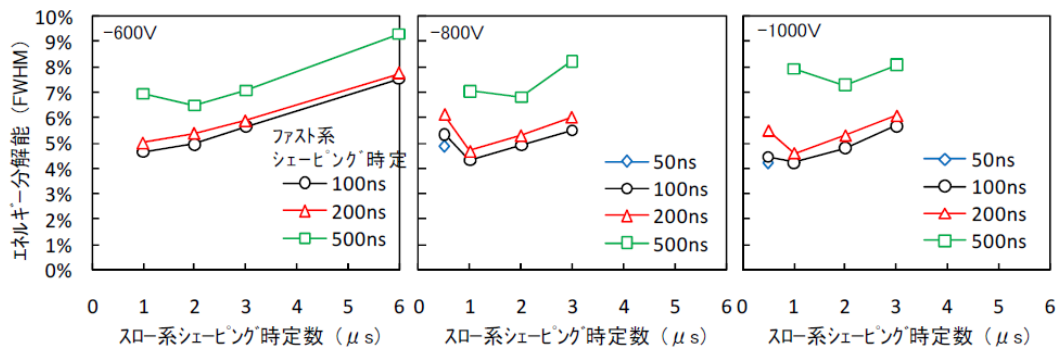


図2-18 シェーピング時定数を変えた時の補正後のエネルギー分解能
(比差分積補正適用)

5) エネルギー補正結果

以上より、エネルギー補正式は比差分積補正を用いて、-600V、-800V 及び-1000V に対してそれぞれ最適なシェーピング時定数を用いた時の補正前後のスペクトルを図2-19に示す。-600V ではエネルギー分解能 6%以下、-800V 及び-1000V ではエネルギー分解能 5%以下が得られた。2.3mm もの厚い CdTe 素子でありながら、バイパラメトリック信号処理によるエネルギー補正によりスペクトル形状が大幅に改善し、1.2mm 厚-500V 補正無しの場合 (6%程度) よりも良好なエネルギー分解能を実現できた。

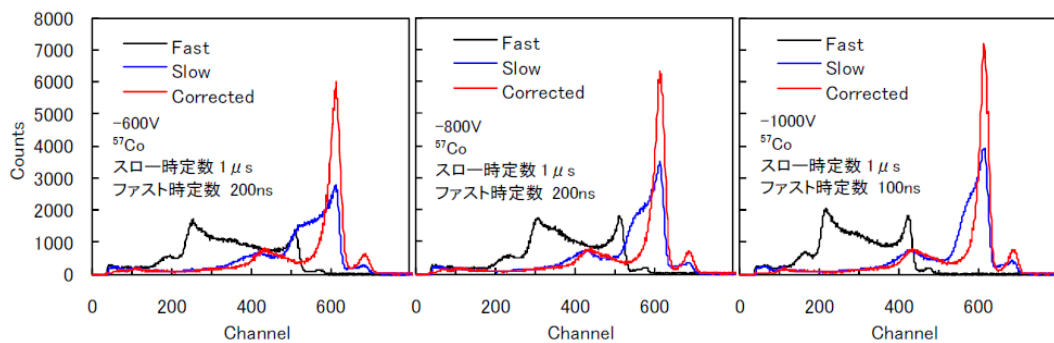


図2-19 バイパラメトリック信号処理によるエネルギースペクトルの改善結果
(比差分積補正適用)

2.1.2 波形依存性を考慮した時間分解能補正手法評価

時間分解能特性は同時計測を行う上で非常に重要であり、例えばポジトロンが近傍電子と対消滅を起こし放出される消滅ガンマ線対を同定するには、同時計測を行う必要があります。

時間分解能が良好な検出器が必要となる。特に前述のように核医学診断装置の一種である PET 装置は、ポジトロン放出核種で標識された薬剤の集積具合を、ポジトロン放出核種の分布を計測することにより同定する装置であり、検出器の時間分解能特性が非常に重要となる。

半導体検出器はシンチレータと比較して、エネルギー分解能及び空間分解能が高い一方で、時間分解能が低い欠点があると一般的に言われている。前述のように化合物半導体の特性として電子、正孔の移動度の違いが大きいことが原因の一つである（図 2-7 参照）。そこで、バイパラメトリック信号処理を持いた時間分解能補正手法について、シミュレーション及び実験により時間分解能が改善するか検討した。

バイパラメトリック信号処理による時間補正方法の検討に先立ち、その他の手法も含めて補正手法の比較検討を実施した。

1) 他補正手法との比較検討

電子寄与率の影響を取り除くには、波形に依存しないタイミング検出方法が必要となる。これを実現するための補正は以下の 2 つの方式に大別される。

- a) 波形に依存しないトリガ発生回路によりタイミング検出【アナログ補正】
- b) タイミング検出した後、波形の違いを観測して補正【デジタル補正】

アナログ補正の例として、波高値のばらつきによるタイミング検出の誤差を抑える CFD (Constant Fraction Discriminator) 方式[5]等がある。CFD 方式では波高値の違いによる検出タイミングの誤差を抑えることができるが、半導体検出器で問題となる電子寄与率の変化による波形の変化には対応できない。また、CFD 方式等のアナログ手法では回路が複雑になり、消費電力が増大するといった問題がある。

デジタル補正はトリガタイミングのほかに波形の違いに応じた信号を観測できるようにし、検出タイミングに対しデジタル的に補正を加える手法である。以下に示す 3 つの方式について検討した。

- a) ライズタイム計測
- b) TAC (Time to Amplitude Converter) 方式
- c) バイパラメトリック方式

以下に各回路の特徴を示す。

a) ライズタイム計測

コンパレータを 2 つ用意し、異なる閾値で信号を比較すると、下の閾値から上の閾値まで信号が立ち上がる際の時間差を 2 つのトリガの発生時間差として計測できる。この立ち上がり時間を外部のカウンタにて計測する手法である。アナログ回路に必要なものはコンパレータのみであるが、外部でトリガを 2 つ検出する必要があり、また時間差をカウンタのクロック周期でしか読み取れないため精度が低い。

b) TAC 方式

ライズタイム計測と同じく2つのトリガの発生時間差を求めるものであるが、時間差の測定に TAC を使用する。コンデンサにつながった定電流回路を初めのトリガで ON に、2 つ目のトリガで OFF にすることで時間差に応じた電圧がコンデンサに発生する。ここで発生した電圧を測定することにより立ち上がり時間を計測する。外部で余分なトリガ信号を計測する必要が無いが、コンパレータの動作によるノイズ発生が懸念される。また、上側の閾値より低いイベントの場合はライズタイムが補正できない問題がある。

c) バイパラメトリック方式

前述のようにエネルギー情報を得るための時定数の遅いシェーピングアンプに加えて、電子寄与率を判定するために時定数の早いシェーピングアンプを用いるものである。ライズタイム計測や TAC 方式に比べ回路の追加分が増えるがコンパレータを使用しないためノイズの発生が少ない。またシェーピングアンプは波高値計測でも使用しているため、回路の設計が容易である。しかし、検出器内で散乱した場合など、検出器側の波形変動に対し補正が行えない。

表 2-1 にそれぞれの特性をまとめた。ライズタイム計測、TAC 方式ではコンパレータの動作によるノイズの発生量が多く、誤動作が生じる可能性ある。バイパラメトリック信号処理方式はノイズの発生が少なく、シミュレーションによる動作の検証が行いやすいといったメリットがある。

表2-1 タイミング補正方法比較

	ライズタイム計測	TAC方式	バイパラメトリック 信号処理
計測精度	×	○	○
ノイズ	×	×	○
回路規模	○	△	△

2) シミュレーション評価

バイパラメトリック信号処理による補正の効果を確認するため、PET 用 ASIC の回路シミュレーションを行った。図 2-20 に各電子寄与率に対するスローシェーパ及びファーストシェーパの波形を示す。横軸は時間、縦軸は出力電圧であり、時刻 0 でイベントが発生した時の波形を示している。スローシェーパでは電子寄与率が変化しても波形は似た形になり、その最大波高値は一定である。一方、ファーストシェーパの波形は電子寄与率が変化することで大きく変化することがわかる。ファースト/スローシェーパ波高値、及びリーディングエッジトリガの検出遅延時間の電子寄与率依存性を図 2-21 に示す。電子寄与率が変化してもスローシェーパの出力値は変わらないので、電子寄与率はエネルギー測定に影響を与えておらず、エネルギーの計測が正確にできていることが分かる。一方、検出遅延時間については電子寄与率が低い部分で大きく遅れていることがわかる。電子寄与率

が高いところではガンマ線の入射から 15nsec 遅れでトリガが発生するのに対し、電子寄与率 0%ではトリガ発生まで 80nsec 以上かかる。その差は 65nsec と非常に大きく、同時計数が行えないイベントが多数存在する原因であった。ファーストシェーパの電圧を見ると電子寄与率 10%から 90%までほぼリニアに変化しており、ファーストシェーパと時間遅れの関係を利用し、補正を行うことができる。

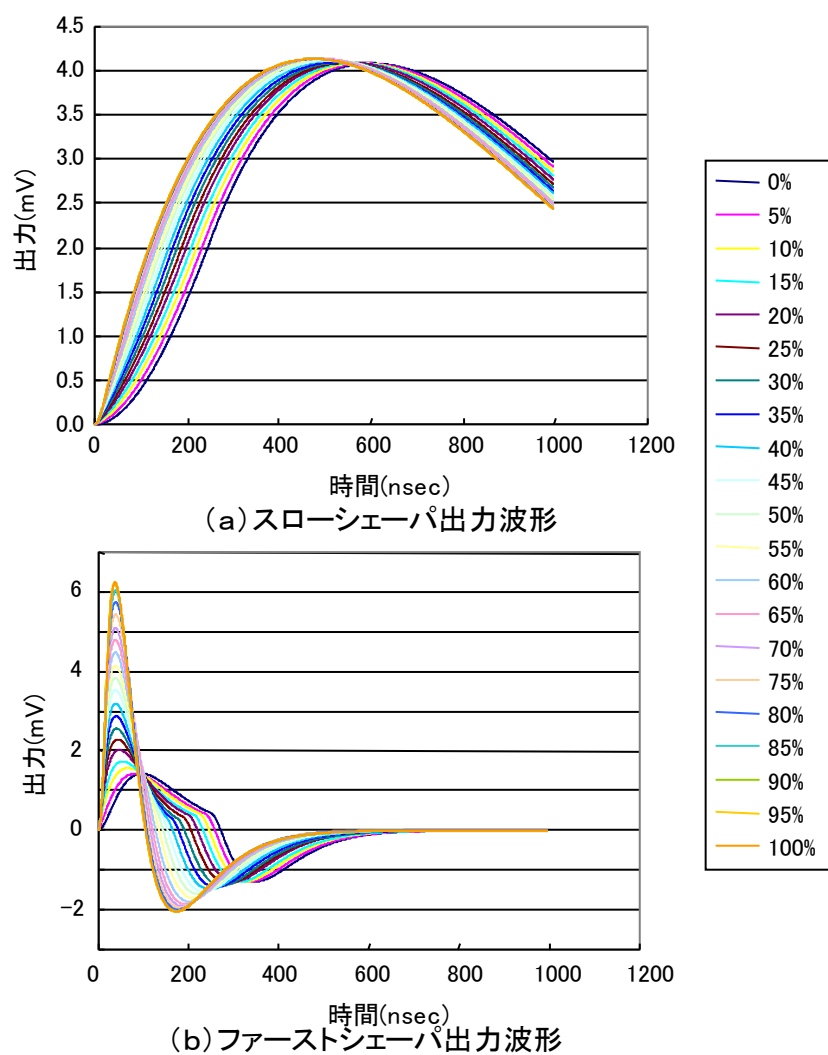


図2-20 スロー及びファーストシェーパ出力の電子寄与率依存性
(ASIC回路シミュレーション結果)

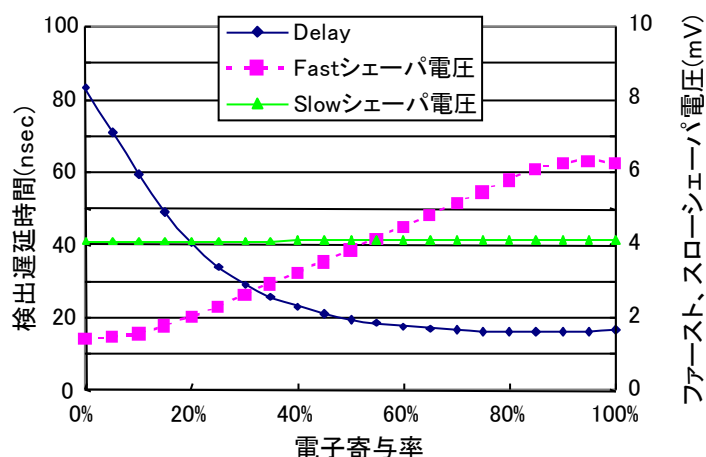


図2-21 遅延時間及びファースト/スローシェーパー出力電圧の電子寄与率依存性

図2-22にバイパラメトリック信号処理による時間分解能補正を行った際の時間分解能のシミュレーション結果を示す。横軸が2つの検出器でガンマ線が検出されるタイミングの差、縦軸が頻度である。散乱線処理(3.2.1参照)に必要な250keVから511keVのガンマ線について計算を行ったものである。補正を行わない場合、時間分解能は6.5nsecであり、時間ウィンドウ($\pm 6\text{nsec}$)に入る割合が52%と低く、約半分のイベントは数え落としてしまう。バイパラメトリック信号処理による時間分解能補正を行うことで時間分解能は3.2nsecに改善し、時間ウィンドウに入る割合も71%に改善し、数え落しを30%以下に低減することが分かった。

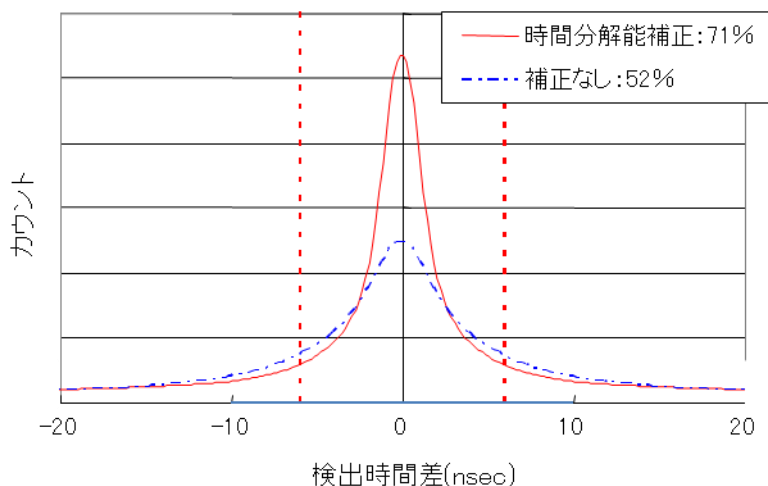


図2-22 時間分解能補正結果(シミュレーション)

3) 時間分解能補正結果

3. 2節にて記載の頭部用半導体 PET 装置における、時間分解能の測定結果を図 2-23 に、時間分解能と時間ウインドウ ($\pm 6\text{nsec}$) に入る割合 (データ有効率) を表 2-2 に示す。線源には Ge-68/Ga-68 を使用し、上記シミュレーションと同様に散乱線処理に必要な 250keV 以上のデータで評価した。補正を行わない場合、時間分解能は 14nsec であり、補正後は 6.5nsec と大幅に改善した。しかし、前述のシミュレーション結果よりも補正前後共に大幅に分解能は悪くなっている。これはシミュレーションにおいてノイズの影響が考慮されていないためであり、実機においては検出器や回路系のノイズによる補正前の時間分解能の低下、更には補正精度の低下が起きているためと考える。また、時間ウインドウ ($\pm 6\text{nsec}$) に入る割合は、補正前で 56% であり、補正後は 83% に改善している。このデータ有効率はシミュレーションよりも増加しているが、これは計測された全カウント数がノイズにより減少しているためと考える。ノイズにより、エネルギー下限近くのデータを数え落としていることと、電子寄与率が小さいデータの時間分解能補正がきちんと出来ていないためであると推定する。

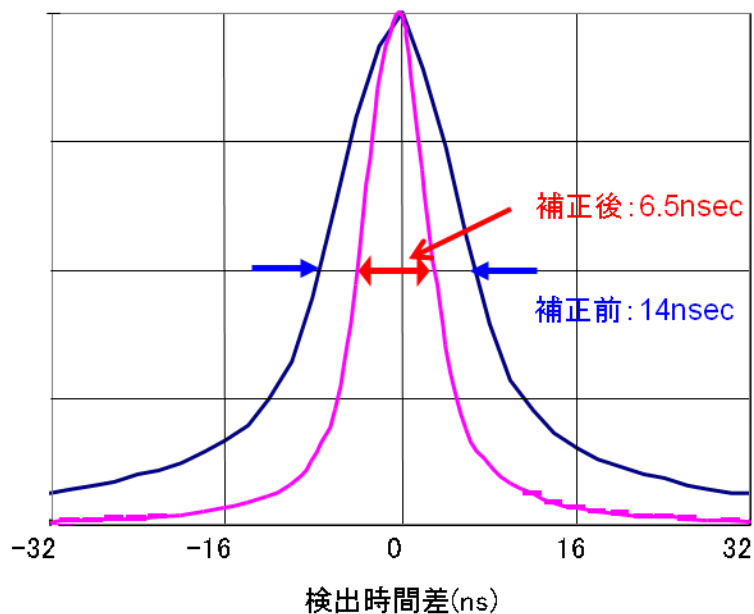


図2-23 頭部用半導体PET機の時間分解能(実験結果)

表2-2 頭部用半導体PETにおけるタイミング補正結果

	時間分解能	データ有効率
補正前	14ns	56%
補正後	6.5ns	83%

2.1.3 信号特性を考慮した異常イベント除去手法評価

1) 異常イベント例

3. 2節にて記載の頭部用半導体 PET 装置は、図3-1に示す検出器モジュールを検出器の最小単位として合計 76,032 個実装している。CdTe 素子はメーカーにて選別された良品を使用しているが、これだけの数の検出器を使用すると装置に実装した後に異常イベントを発生する不良品が少なからず存在する。実際に頭部用半導体 PET 装置においては、全体の 0.7%のチャンネルが不良と判別される異常イベントを出していた。図2-24に、実際に異常イベントを出しているチャンネルの例を示す。異常イベントの出方を分類すると、

- ・ リフレッシュ[6] (※1) の後は異常イベントがおさまリ、しばらくすると出始める (図2-24不良例1)
- ・ リフレッシュから一定時間あけて突発的に異常イベントを出す (図2-24不良例2)
- ・ リフレッシュに関係なくランダムに異常イベントを出す (図2-24不良例3)
- ・ 異常イベントが出る時間帯と出ない時間帯が周期的に訪れる

など様々であり、原因が必ずしも一つでないことが示唆される。また異常イベントの原因は、CdTe 素子自体の欠陥、検出器モジュールの電極と CdTe 間応力、モジュールを基盤に半田実装することによる応力、検出器モジュール化及び検出器モジュールの基板実装時の加熱、信号処理系のノイズや HV のリーク等様々な要因が考えられ、原因究明には至っていない。基本的にこれらの異常イベントを発生する不良チャンネルは、検出対象から外しておくべきであるが、再現性のよくない異常イベントを出すチャンネルは、必ずしも予めオフしておくことができないため、画像にアーチファクトを発生させ、装置の信頼性を損ねるおそれがある。そこで、異常イベントに対するロバスト性を高める意味でも、一般的な異常イベントが与える影響を小さく抑える方法が非常に重要となる。

(※1) CdTe 素子のポーラリゼーション現象の抑制のために、素子に印加する高電圧を一時的にゼロとする処理。本 PET 装置の場合は 300 秒間隔で実施。

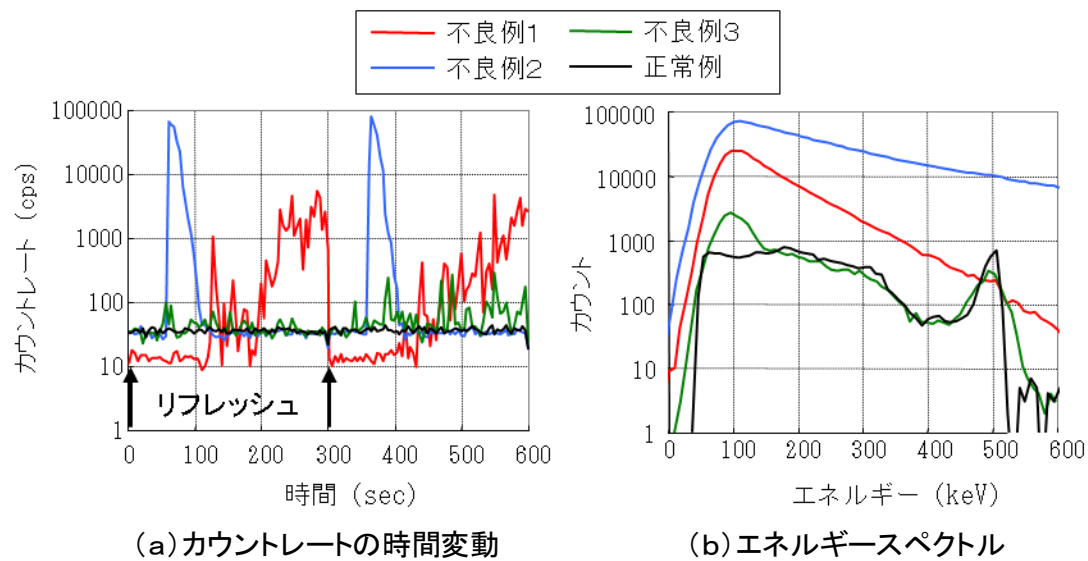


図2-24 異常イベントを出すチャンネルの振る舞いの例

2) 異常イベント除去効果

2. 1. 1で説明しているように、正常な信号はスローシェーパー出力とファーストシェーパー出力の2次元波高値ダイアグラム上の3角形の領域に分布しており、一方、検出器モジュールで観測されている異常イベントは放射線に由来するものではなく、電氣的なものと考えられるので、その信号波形の時間プロファイルは必ずしも電子や正孔のものとは一致しないはずである。

そこで、図2-24で示した4つのチャンネルに対し、スロー及びファーストシェーパー出力の散布図(2次元波高値ダイアグラム)を作ったところ、図2-25のようになった。確かに、ガンマ線由来の(正しい)信号と異常イベントとは、2次元波高値ダイアグラム上で異なる領域に分布しているのがわかる。図2-25の各グラフにおいて2本の直線で示した領域に含まれない信号を除去すると、図2-24に示した異常イベントは図2-26のようになった。正常なチャンネルでは本異常イベント除去処理の前後で差がないが、不良チャンネルでは数割の異常イベントを減らすことができおり、特に高エネルギー側では効果が大きいことが分かる。

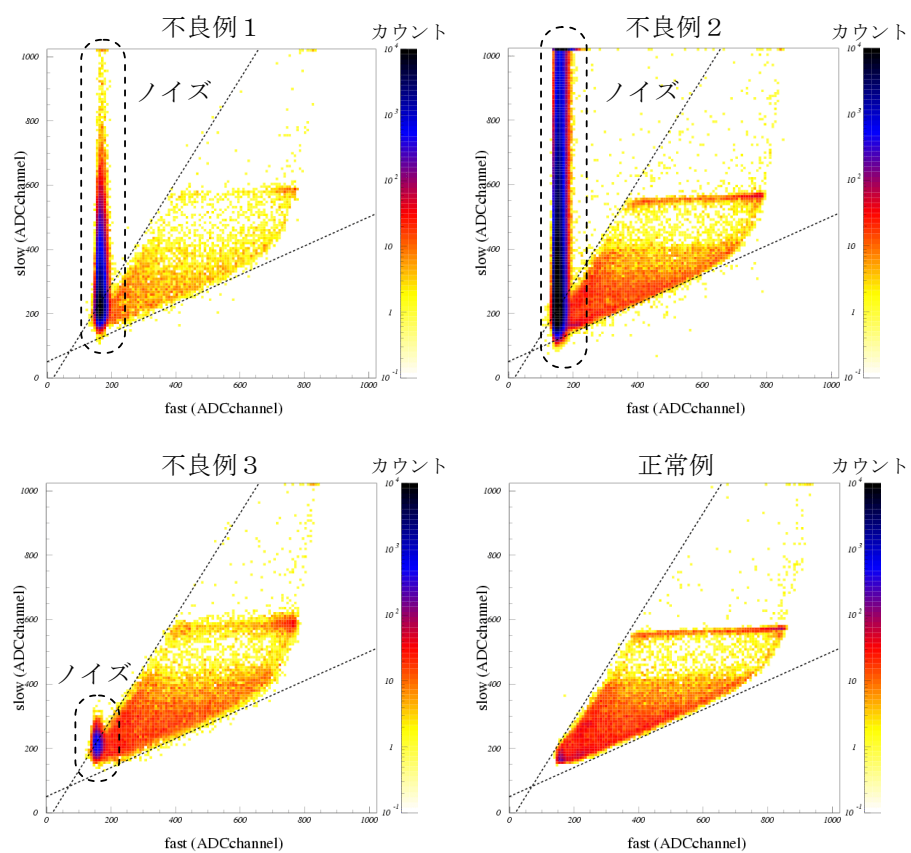


図2-25 4つの異常イベントの2次元波高値ダイアグラム

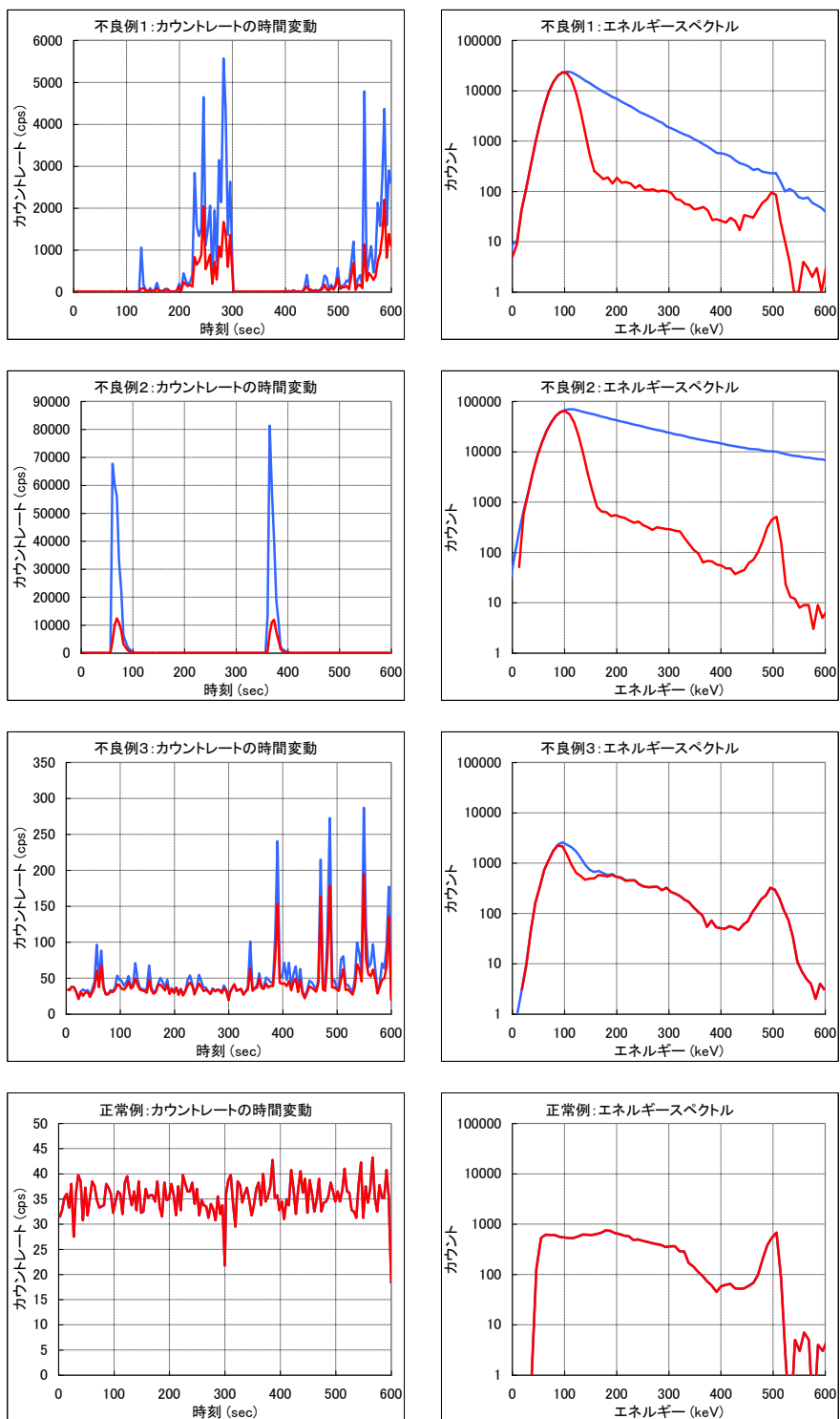


図2-26 3つの異常チャンネル及び1つの正常チャンネルにおける異常イベント除去効果
(青は2次元セレクション適用前、赤は適用後)

2.2 高空間分解能と高エネルギー分解能を実現するアナログ ASIC

第 1 章で議論しているように半導体検出器は、従来のシンチレーション検出器と比べエネルギー分解能及び空間分解能が良いので、高精度な放射線計測を実現するポテンシャルを有するが、この特徴を生かすためには高性能な信号の読出し回路が必要である。また、個別読出しでは検出器の数だけ読み出し回路が必要になり、半導体検出器の特徴である高空間分解能を実現するためには、検出器を小さくして検出回路数を増大させる必要がる。PET 装置を例に挙げると、従来のシンチレータ式 PET では読出し回路は数万チャンネルであったが、半導体を用いて DOI 読出しを実現するには 10 万チャンネルを超える読み出し回路が必要となる。たとえば、3 章にて説明する頭部用半導体 PET 装置では、頭部用のためガントリは小さいものの読み出し回路数は、7 万チャンネルを超えている。従って、読み出し回路を集積した ASIC が必要不可欠となる。

読出し回路は、雑音がい小さいことが非常に重要である。低雑音化は半導体検出器の特徴である高エネルギー分解能を実現するために必須な技術であり、半導体検出器からの信号は極めて小さく回路で発生する雑音がエネルギー分解能に大きな影響を与えるので、雑音を小さくする回路設計が必要となる。また、多チャンネルの半導体検出器を用いたシステムを実現するには、消費電力を下げることも重要となる。つまり、半導体検出器を利用した高精度な放射線計測システムを実現するために、高集積、低消費電力で低雑音な ASIC 技術が必要不可欠である。

半導体検出器の読み出しに必要な回路は、

- 1) 検出器につながる入力ラインは数十から数百 M Ω の高インピーダンスである
- 2) 検出器で発生する電荷は 5fC から 20fC 程度と非常に小さい

など、他の信号処理回路と比べると特殊な条件であるため、2 段階に分けて ASIC を開発した。最初の試作 ASIC においては基本動作の確認に重点に置き、その結果をフィードバックして 2 回目の ASIC 開発にてノイズ低減等の高性能化を図った。また、開発した ASIC は、PET 用とガンマカメラ用の 2 種類であり、PET 用 ASIC ではタイミング計測用の高速トリガ回路を実装している分処理できるチャンネル数が減っている。試作 ASIC は、一度に両方の機能を検証するために PET 用回路を開発し、改良 ASIC では 2 種別々に、それぞれに特化する形で開発した。

2.2.1 アナログ ASIC の基本動作確立

以下に示す試作 ASIC を製作し、アナログ ASIC に必要な基本動作を検証した。

1) 基本動作確認用試作 ASIC の概要

表 2-3 に本試作 ASIC の主な仕様を示す。また、以下に本試作 ASIC の開発方針の詳細を述べる。

表2-3 試作ASICの主な仕様

アンプ方式	差動アンプ
ASICあたりのチャンネル数	32ch
ASICチップサイズ (パッケージ)	9mm×9mm (12mm×12mm)
消費電力	1.5W
トリガ出力	個別トリガ方式 (1トリガ出力/1チャンネル)
使用プロセス	0.35um SOI BiCMOS

a) 安定性を重視した設計

製造時のばらつきが小さくなるよう回路を設計した。ばらつきの中で最も影響の大きいものはトランジスタのスレッシュホールド電圧である。本 ASIC では影響を小さくするために差動アンプを用いた。差動アンプはトランジスタをペアで用いることでスレッシュホールド電圧の影響を小さくする。また差動アンプはフィードバックを用いることで安定な回路設計が可能である。各部の動作点を決めるバイアス回路についてはカレントミラー回路を使用することでトランジスタ間の特性のバラツキを押さえた。

b) 雑音

エネルギー分解能は ASIC の雑音のほか、検出器内のリーク電流により発生する雑音や、発生電荷量の統計揺らぎなどの影響を受ける。試作 ASIC では、まず正常動作することを目指し特別な低雑音化施策は盛り込まず、上記のエネルギー分解能劣化要因を評価することを目的とした。

c) チャンネル数、パッケージ、消費電力

計測システムは、数万チャンネルの検出器の実装が想定されており、ASIC の多チャンネル化が必須要件である。そこで、1 ASIC に、32ch のバイアス回路及び制御回路も含めた読出し回路を内蔵した。また ASIC のサイズも小さくする必要があり、シリコンチップのサイズは 9mm 角にし、BGA(Ball Grid Array)パッケージを使用することで実装面積を 12mm 角に抑えた。

従来の ASIC はベアチップを直接基板に搭載するか、セラミックのキャリアボードに載せるなどして装置に組み込まれてきた。しかし、ベアチップは取扱に注意が必要であり、大量に使用した際の信頼性の確保の点で難がある。またキャリアボードに載せる場合では実装面積が大きくなる傾向にある。BGA パッケージを使用することにより、チップの信頼性を保ったまま実装面積を抑えた。

消費電力に関して、本 ASIC は 32ch で 1.5W とチャンネルあたりの消費電力で比較すると、個別読出しに使われる回路の 1/10 程度である。

d) 外付け部品

従来の ASIC では ASIC 外部に基準電流、基準電圧の発生回路や、信号増幅器といった多数の部品を必要とした。外付け部品が多くなれば回路基板を大きくする必要があり、また回路の信頼性が低下する。また外付け部品により ASIC の調整を行う場合があるが、量産性が大きく低下する。本 ASIC では基準電圧の発生回路を内蔵し、さらに ADC に直結可能な信号レベルまで増幅して信号を出力することで、外付け部品の点数を大幅に減らした。また、ASIC の特性バラツキを抑えているため、外部からの調整を不要とした。

E) 個別トリガ

SPECT 装置、ガンマカメラ装置を用いた撮像では、 1cm^2 辺り 10cps 程度の低計数率が普通であるが、ファーストパス検査など一部の検査では 1kcps 以上の高計数率下での測定が必要になる。また PET 検査ではコリメータを使用しないため、1 チャンネル当り 1kcps 以上を計測する必要がある。従来の ASIC ではトリガ検出ピンが 1 チップにつき 1 本が普通であり、高計数率下での測定は困難であった。本 ASIC では各チャンネルに 1 つのトリガ検出ピンを設けることで高計数率の計測を可能にした。これと同時に、高計数率に対応させるためにチャージアンプの強制リセット機能も備えた。

F) プロセス

使用したプロセスは、以下の理由により $0.35\mu\text{m}$ の SOI (Silicon On Insulator) BiCMOS を選択した。

- ・半導体プロセスの微細化により動作速度は向上するが同時にプロセスばらつきが相対的に増加するとともに低電源電圧化が要求されるので、アナログ回路では微細化による設計の難易度が急激に増加する。従って、本研究ではアナログ ASIC で広く使用されている $0.35\mu\text{m}$ プロセスを採用する。
- ・BiCMOS プロセスは MOS トランジスタとバイポーラトランジスタを同一チップ上に形成するもので、MOS トランジスタによる高インピーダンスにより検出器入力とのマッチング、バイポーラトランジスタによる低電流、高速動作を実現可能である。
- ・SOI 技術はトランジスタの浮遊容量を減らし、回路の高速化を可能とするとともに放射線に対する耐性を上げることができる。

2) 試作 ASIC の回路概要

本 ASIC は (1) アナログコアブロック (2) 制御回路、(3) バイアス回路、(4) IO 回路等からなる。アナログコアブロックに含まれる信号処理回路は、チャージアンプ、ポーラリティアンプ、波形整形回路、ピークホールド回路から構成され、1 ASIC 当り 32ch を実装した。

チャージアンプは検出器からの電荷信号を積分し、発生電荷量に応じた電圧信号に変換する。チャージアンプからの電荷信号の極性は使用方法により正負が切り替わるため、ポ

ーラリティアンプを使用し極性を切り替える。波形整形回路は雑音をカットし、信号を選択的に通過させる。ピークホールド回路は信号がある閾値を越えた際にトリガを発生するとともに信号の最大値を保持する。

トリガ信号は直接 ASIC のピンに出力される。一方、信号波高値は外部の信号により制御される ASIC 内のマルチプレクサでチャンネルを選択し、バッファを介して ASIC の外に出力される。

次に信号読出し時のシーケンスを説明する。ガンマ線が検出器に入射すると検出器内に電荷が発生し、ASIC はその電荷を収集して、発生電荷量が一定量を超えるとトリガ信号を出力する。波形整形回路で整形された信号のピークはピークホールド回路で保持されて、外部の制御回路は ASIC 内部にあるマルチプレクサを制御することで任意のチャンネルを選択して出力させる。その後、このピークホールド回路の出力電圧を AD 変換して波高値情報を取得する。また、ピークホールド回路に保持された信号は読出しの後に制御回路から信号を送ることでリセットする。

3) 基本動作の評価結果

開発した試作 ASIC を評価したところ、デジタル信号の切り替わり時にノイズ（以下クロストークノイズと呼ぶ）が発生することが判明した。デジタルピンを 6 本同じ方向に動かし ASIC の出力を同時に観測したところ、図 2-27 に示すような波形が観測された。ASIC に入力されるデジタル信号の立ち上がり時に ASIC の出力が下がり、デジタル信号の立ち下がり時に ASIC の信号が立ち上がることが判明した。この値は約 0.1V であり、90keV に相当する。通常の計測時には、デジタル制御信号が 5、6 信号動いており、計測時に 90keV のノイズが常に発生している状態でエネルギー分解能が劣化し、低いエネルギーのガンマ線の検出が不可能となっていた。

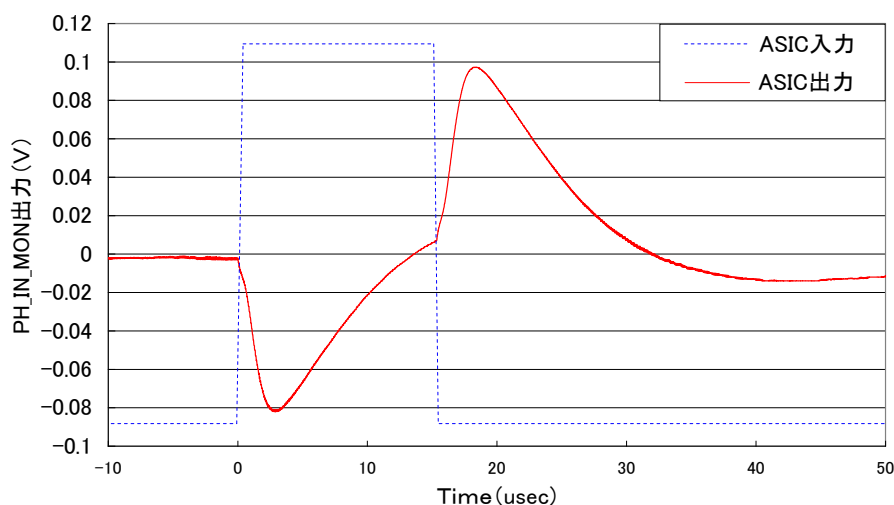


図2-27 デジタル信号変化に対するASIC出力

原因としては ASIC のピン間に存在する寄生容量が考えられたので、シミュレーションにて検討したところピン間に 0.3fF の寄生容量があると実験結果を再現できることが判明した。 0.3fF という値は通常のアナログ ASIC では問題にならないものであり、設計の際に考慮されていなかった。

このクロストークノイズを抑えることを目的として、デジタル信号をパルスにする実験を行なった。結果を図 2-28 に示す。横軸時間、縦軸 ASIC の出力振幅である。パルス幅が長い時は $\pm 0.1\text{V}$ 程度の大きなノイズが発生していたが、パルス幅が 4800nsec まで短くすると正方向へのノイズは半分まで抑えられる。さらに短くしていくと、ノイズの振幅は 960nsec のパルスで半分、 120nsec のパルスでは $1/10$ まで小さくなる。信号をパルス状にすることでシェーピングアンプにてクロストークノイズが相殺されるためである。

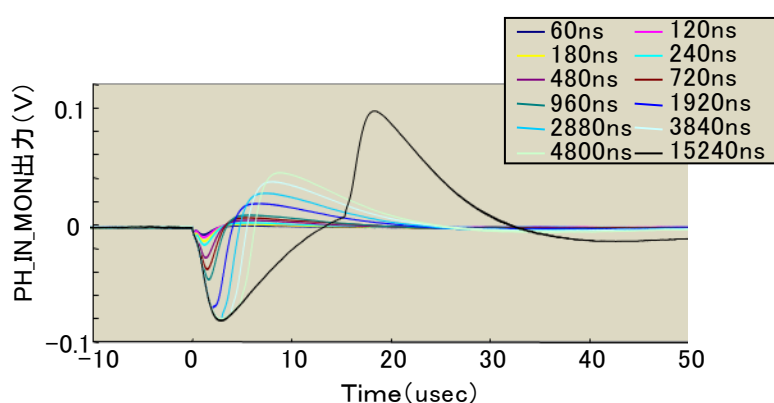


図2-28 デジタル信号パルス幅とASIC出力

2.2.2 電子雑音及びクロストークノイズの低減

試作 ASIC ではクロストークノイズが大きく、トータルの雑音が大きくなる課題が明らかとなった。高エネルギー分解能を実現するには低ノイズ化が必須であり、電子雑音とクロストークノイズの低減策を以下のように実施した。

1) 電子雑音の低減対策

電子雑音は主にチャージアンプと検出器で決定され、シェーピングアンプの影響も受けることが知られている。また解析によりバイアス回路の影響も大きいことが判明した。そこで ASIC のチャージアンプとシェーピングアンプ及びバイアス回路を改良して、雑音低減を図った。

a) チャージアンプ回路

試作 ASIC の回路は図 2-29 a) に示すように、入力段にバッファアンプを用い、信号を差動化することで安定した動作を図っている。この回路は安定性がよく、外来雑音に強い性質を持つが、構成要素が多いため、消費電力が多く雑音も大きくなる。そこ

で、改良 ASIC では図 2-29 b) に示すようなシングルエンドのアンプを使用した。構成要素を減らすことで雑音の発生量を抑えと共に、入力段のトランジスタを PMOS から NMOS へ変更して、初段でのゲインを稼ぐことで雑音をさらに減少させた。また、電荷を放電させるためのフィードバック抵抗が雑音に寄与しており、抵抗値を高くする必要がある。試作 ASIC の PolySi 抵抗では高抵抗を作り出すことが難しいため MOS 抵抗を使用し、試作 ASIC で $15\text{M}\Omega$ であったフィードバック抵抗を $150\text{M}\Omega$ とした。

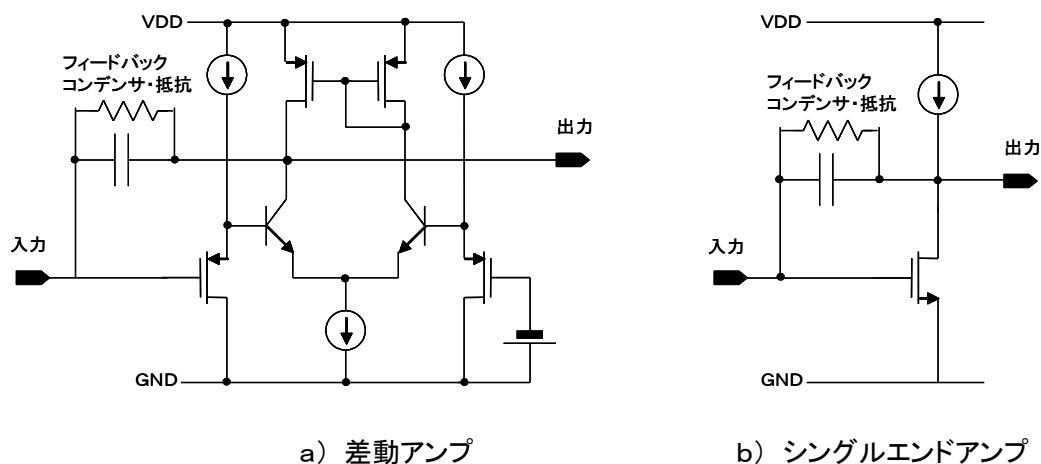


図2-29 チャージアンプ回路構成

b) シェーピングアンプ回路

試作 ASIC では図 2-30 a) に示す回路を使用していた。この回路は CR 回路の後にゲインを持ったバッファアンプを置き、さらに RC 回路の後にもバッファアンプを置いていた。最終段にアンプを持たせることで後段の回路ブロックからの影響をなくすることができる。また各アンプのゲインが小さいことから、動作速度の点で有利である。改良 ASIC では、回路面積と消費電力を小さくすることを目指して、図 2-30 b) に示す回路を使用した。最終段のアンプをなくし、1 段目のアンプに大きなゲインを持たせることで回路構成要素を減らしている。

c) バイアス回路

試作 ASIC 回路は発生させた基準電流をカレントミラー回路にて 32ch に分岐させていたが、チャンネルに分配されるまでカレントミラー回路を 3 回通っており、回路数が増えるたびに雑音が増加していることが分かった。そこで、最も影響を受けやすいチャージアンプ回路への基準電流の分岐回路を 1 つのカレントミラー回路で行うことで、雑音を低減した。また、基準電流の電流値を試作 ASIC と比べて 4 倍に増加させ、バイアス回路のノイズを減少させた。

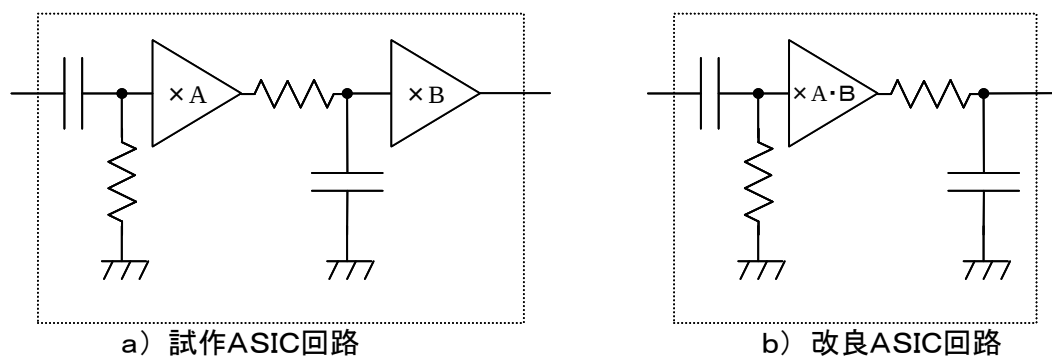


図2-30 シェーピング回路

2) クロストークノイズの低減対策

クロストークノイズは ASIC の制御信号が原因で発生することが分かったので、制御信号の本数を減らすとともに、クロストークが発生してもキャンセルさせる手法を採用した。具体的には、次に示す 3 つの改良を行った。

- a) 制御信号数削減（トリガピンのグループ化）
- b) 制御信号パルス化
- c) 制御信号差動化（反転信号の利用）

a) のトリガピンのグループ化は 8 チャンネル分のトリガの OR 信号を出力することでピン数を減らすものである。図 2-3 1 に回路を示す。試作 ASIC では各チャンネルの LLD 出力をそのまま ASIC のトリガピンとしており、1 ASIC につき 32 本のピンを使用していた。今回は OR 回路を用い、8 チャンネルを 1 つのトリガピンにまとめている。このままではトリガが立ったチャンネルを特定できない為、チャンネルをスキャンする事によりトリガ出力チャンネルを捜す手法を採用した。これによりピンに余裕が出たため、後述する反転信号のためのピンを割り振ることができ、また、余ったピンを電源ピンにすることで ASIC の安定性向上を図った。

b) は信号をパルス状にすることで、クロストークノイズがシェーピングアンプで相殺されるようにする手法である。読み出しチャンネル選択信号、リセットチャンネル選択信号、トリガ出力ピンについてについてこの対策を実施した。

読み出しチャンネル選択信号についての改良は、ASIC 内にカウンタとラッチを持たせることにより信号をパルス化した。図 2-3 2 に回路の変更を示す。試作 ASIC では図 2-3 2 a) に示すように外部のチャンネル選択信号（read_ch）にて ASIC に内蔵したマルチプレクサを直接制御しており、読み出しを行っている間はチャンネル選択信号を固定する必要があった。改良 ASIC の回路を図 2-3 2 b) に示す。ASIC は上位の 3 ビットについては内蔵したラッチにて値を保持する。ラッチは rdgr_st 信号で動作するようにし、同時に下位の

3ビットを0にリセットする。下位の3ビットはカウントアップ信号（read_clk）信号にてカウントアップさせる。これによりチャンネルをスキャンすることができる。試作ASICと比べチャンネルを選択するまでの時間が延びるが、読出しを高速化することでカバーした。この対策によりクロストークの量は1/5となった。

c) については本来の信号と逆位相の信号を使用することでクロストークを減少させるものである。本ASICでは信号取得時に動作するすべてのピンについて反転信号ピンを用意した。反転信号は本来の信号に隣接して配置し、クロストークをキャンセルさせるもので、この対策でクロストークの量は1/3となった。また、外部の制御ICから制御されるピンに関しては内部で反転信号を発生させることにより、外部の制御ICのピン数増加を抑えた。

3) ノイズ低減回路構成

改良ASICの回路ブロックを図2-33に示す。2.1節にて説明したバイパラメトリック信号処理回路を実装した。

PET用ASICの時刻信号の生成にはコンパレータを1つのみ使用したリーディングエッジトリガ方式を採用した。波高値、電子・正孔の寄与率による検出時刻の誤差を後段のデジタル回路で補正するため、CFDなどの複雑な回路により信号処理を行う必要がなく、回路が小型化でき、消費電力も小さくできた。

波高値の計測は従来と同じくBPFを用いたシェーパーアンプを採用した。寄与率測定回路には時定数の短い（通過周波数が高い）シェーパーを使用した。時定数としては25nsec～100nsecとした。

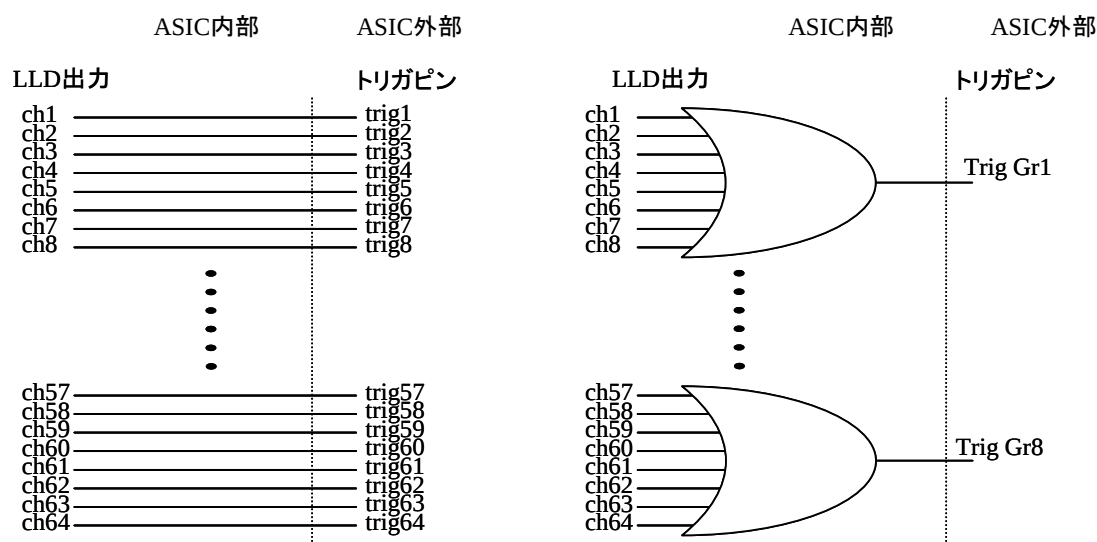


図2-31 トリガのグルーピング

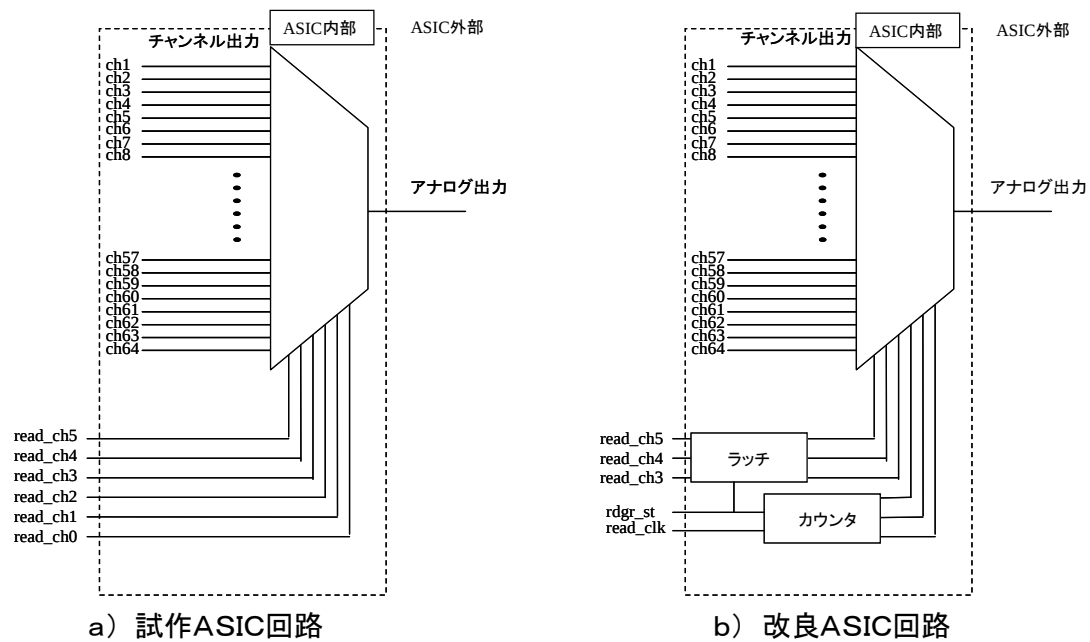


図2-32 読み出しチャンネル選択方式

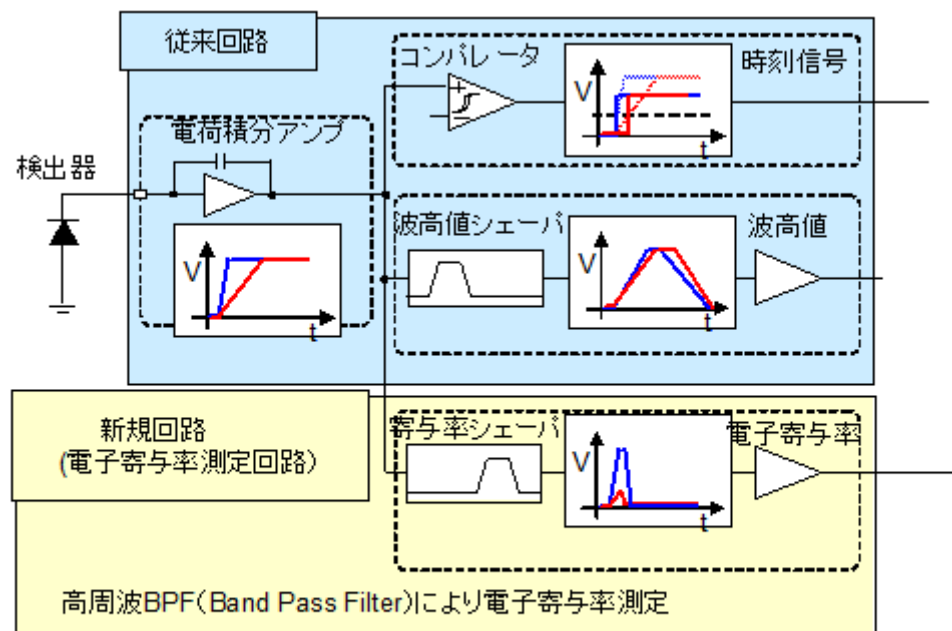


図2-33 改良ASICの回路ブロック図

4) 評価結果

表 2－4 に開発した試作及び改良 ASIC の主な仕様と特性測定結果の比較を示す。

表2－4 開発ASICの特性比較

		試作 ASIC	改良ASIC	
			PET	SPECT
使用プロセス		0.35 μ m SOI BiCMOS		
チップ(パッケージ)サイズ		9mm × 9mm (12mm × 12mm)		
回路数(ch)		32	48	64
消費電力(mW/ch)		47	23	16
ノイズ [*] (keV)	電子雑音	75.0	12.9	9.6
	クロストーク	56.6	16.9	3.3
	電源雑音	20.2	20.2	15
	合計	96.1	56.5	27.9

高集積化に関しては、チャージアンプの差動からシングルエンド化、シェーピングアンプを 2 段から 1 段へ変更及びタイミング計測回路の CFD から LET への変更等により、試作 ASIC で 1 チップあたり 32ch であったものを PET 用で 48ch、SPECT 用で 64ch まで高集積化した。

トータル雑音量は 96.1keV から 56.5keV に低減した。ノイズを電子雑音、クロストーク及び電源雑音に分けて以下考察する。

- ・電子雑音はアナログ ASIC の回路変更、接地に使用する抵抗の値などを変更することで 1/5 まで減少した。最も大きく寄与したのはチャージアンプのシングルエンド形式への変更である。また接地に使用していた抵抗を 10M Ω から 50M Ω に、フィードバック抵抗を 15M Ω から 150M Ω に変更することによる改善も大きい。
- ・クロストークノイズは、トリガピングループ化、信号のパルス化、反転信号の利用、更にピン配置の最適化により、SPECT 用 ASIC ではノイズ量を 1/15 以下(測定限界以下)まで低減した。しかし、PET 用 ASIC では、1/3 程度にしか低減されなかった。PET 用 ASIC では信号帯域が広いことから、制御信号のパルス化によるノイズ低減効果が薄くなったためである。

- ・電源雑音については、電源ラインに含まれる雑音と、IC の PSRR(Power Supply Rejection Ratio)の積で決まるが、電源ラインの雑音はレギュレータ IC にて決まっているため変わらない。PSRR についてはチャージアンプをシングルエンド化することで若干悪くなるものの、ASIC 側に電源フィルタを入れることで劣化を防いでおり、改良 ASIC でも同等レベルとなった。

2.3 まとめ

半導体検出器の実用化を目的に、半導体検出器のメリットを伸ばし、デメリットを改善するための基盤技術を構築した。具体的には、電子と正孔の移動度の違いを利用したバイパラメトリック信号処理技術と多チャンネルシステムの構築には必要不可欠な ASIC 技術である。

バイパラメトリック信号処理技術は、二つの時定数の異なるシェーピングアンプ出力を得て、2次元の波高値ダイアグラムを作成して電子寄与率を判定して、エネルギー補正、時間分解能補正及び異常イベント除去を実施する技術であり、構築技術の評価試験を実施し、以下の結論を得た。

- ・エネルギー補正

2.3mm 厚の CdTe 素子において Co-57 (122keV) のガンマ線にて、補正前のエネルギー分解能が、-600、-800V 印加時で 10%以上、-1000V でも 9%であったものが、補正により-600V で 6%以下、-800V 及び-1000V では 5%以下が得られた。2.3mm もの厚い CdTe 素子でありながら、バイパラメトリック信号処理によるエネルギー補正によりスペクトル形状が大幅に改善し、1.2mm 厚-500V 補正無しの場合 (6%程度) よりも良好なエネルギー分解能を実現できた。

- ・時間分解能補正

線源には Ge-68/Ga-68 を使用し、散乱線処理に必要な 250keV 以上のデータで評価した結果、補正を行わない場合の時間分解能が 14nsec に対し、補正後は 6.5nsec に大幅改善した。また、時間ウインドウ (± 6 nsec) に入る割合は、補正前で 56%であり、補正後は 83%に改善した。

- ・異常イベント除去

正常なチャンネルでは本異常イベント除去処理の前後で差がないが、不良チャンネルでは数割の異常イベントを減らすことができおり、特に高エネルギー側では効果が大きいことを確認した。

半導体検出器を利用した高精度な放射線計測システムを実現するためには ASIC 技術が必要不可欠であり、2 回の開発にて高集積化、低消費電力化及び低雑音化を図り、実使用可能な PET 用とガンマカメラ用の 2 種類の ASIC を開発した。特に最初に開発した試作 ASIC において課題となった高集積化とノイズに関しては、以下の対策を実施して特性改善を図

った。

- ・高集積化に関しては、回路構成の簡素化（チャージアンプの差動からシングルエンド化等）により、試作 ASIC で 1 チップあたり 32ch であったものを PET 用で 48ch、SPECT 用で 64ch まで高集積化した。
- ・電子雑音に関しては、チャージアンプの差動からシングルエンド化及びフィードバック抵抗等の高抵抗化等により、ノイズレベルを 1/5 に低減した。
- ・クロストークノイズに関しては、トリガピングループ化、信号のパルス化、反転信号の利用、更にピン配置の最適化により、SPECT 用 ASIC ではノイズ量を 1/15 以下（測定限界以下）、帯域の広い PET 用 ASIC では約 1/3 に低減した。

また、開発した ASIC を用いた検出器特性やシステム特性に関しては、本 ASIC を搭載した PET 装置及びガンマカメラに関して、第 3 章及び第 4 章にて詳細に評価する。

第 2 章の参考文献

- [1] Y. Eisen, Y. Horovitz, "Correction of incomplete charge collection in CdTe detectors", Nucl. Instr. Meth. in Phys. Res. A, vol. 353, pp. 60–66, 1994.
- [2] Natalia Auricchio, Lorenzo Amati, Angelo Basili, Ezio Caroli, Ariano Donati, Turiddo Franceschini, Filippo Frontera, Gianni Landini, Antonella Roggio, Filomena Schiavone, John Buchan Stephen, and Giulio Ventura, "Twin Shaping Filter Techniques to Compensate the Signals From CZT/CdTe Detectors", IEEE Trans. Nucl. Sci. vol. 52, pp. 1982-1988, 2005.
- [3] T. Seino, T. Ishitsu, Y. Ueno, K. Kobashi, "Biparametric Correction Method using Two Shapers for a In/CdTe/Pt Radiation Detector," Nucl. Instr. Meth. in Phys. Res. A, vol. 629, pp. 170-174, 2010.
- [4] Goro Sato, Tadayuki Takahashi, Masahiko Sugiho, Manabu Kouda, Takefumi Mitani, Kazuhiro Nakazawa, Yuu Okada, and Shin Watanabe, "Characterization of CdTe/CdZnTe Detectors", IEEE Trans. Nucl. Sci. vol. 49, NO. 3, pp. 1258-1263, 2002.
- [5] Glenn F. Knoll 放射線ハンドブック 第 3 版 17.9 パルスのタイミングに関する装置 P.753
- [6] T. Seino, and I. Takahashi, "CdTe Detector Characteristics at 30°C and 35°C When Using the Periodic Bias Reset Technique," IEEE Trans. Nuc. Sci. vol. 5, pp. 777-781, 2007.

第3章 臨床撮像を目指した高精細半導体 PET 装置

第2章にて述べた基盤技術を用いて医療応用システムとして特に核医学診断装置である PET 装置の研究開発を実施した。

1. 3. 1 記載のように核医学診断装置において、半導体検出器のメリットとなる重要な特性は、1) エネルギー分解能が高いこと、2) 空間分解能が高いことであり画質（高コントラスト化）に寄与することが期待される。反面、半導体検出器での主要な課題は、1) 感度が低いこと、2) 時間分解能が低いことである。第2章記載の基盤技術により、これら半導体検出器のメリットを実現しデメリットを克服してシステム化を実現した。具体的には、基盤技術である半導体検出器用アナログ ASIC により、半導体検出器の高密度実装とともに低ノイズ化を図り、PET 装置に向けた半導体検出器のメリットである高エネルギー分解能と高空間分解能化を図った。また、基盤技術であるバイパラメトリック信号処理の時間分解能補正手法により、半導体のデメリットである時間分解能の改善を図り、また、バイパラメトリック信号処理の異常イベント除去手法により、約 76,000 チャンネルの巨大システムでの安定動作を実現した。

また、PET 装置特有の特性改善技術開発として、半導体検出器の最大の課題である感度向上に関して、複数技術の検討・開発を行った。具体的には、両面実装技術の構築及び ASIC の低消費電力・高集積化等により装置の3次元化を図るとともに、検出器内での散乱イベントを有効化する検出器内散乱線処理技術を構築した。

半導体 PET 装置の開発は、はじめに基盤技術の開発と同時進行で半導体 PET プロト機を開発[1]し、構築した基盤技術等とともに種々の技術を改良し最終的に頭部用半導体 PET 装置を開発した。また、開発した装置を用いて半導体検出器の有用性を評価した[2、3]。以下、半導体 PET プロト機及び頭部用半導体 PET 装置ごとに詳細を記す。

3.1 基礎特性評価用の2次元半導体 PET プロト機

3.1.1 2次元撮像専用の装置構成

1) DOI 検出器実装技術

半導体検出器の特徴である高いエネルギー分解能及び空間分解能を実現するために、1mm と薄い CdTe 素子を積層して検出器とし、デメリットである低感度を改善するために、隙間のない稠密実装及び DOI（奥行き方向多段）実装を実現した。また、保守性を考慮し、検出器と基板の固定に半田を使用することで交換可能な構造とした。

図3-1に CdTe 半導体検出器構造を示す。4mm×7.5mm×1mm の CdTe 半導体素子を4枚積層した構成となっており、素子の片面は In 電極膜もう片面は Pt 電極膜で覆われている。各素子の In 面及び Pt 面同士が互いに向き合う構造で、間に厚さ 50μm のリン青銅板を挟み込み導電ペーストで固定している。リン青銅板には、検出器を基板に固定するとともに信号を取り出す目的で角に突出部を設けて基板に半田付けしている。突出部は CdTe 素子を基板から 0.2mm ほど浮き上がらせている。これは検出器搭載時に基板と CdTe 素子

側面が直接ぶつかることにより生じる、チップング等による検出器不良を防ぐためである。突出部はその先端が直角に曲がり半田接合できるようになっている。なお、リン青銅板の厚み（50 μ m）は、検出器が基板上に固定され振動等の外乱に耐えられるように最小限の厚みとした。検出器の片側の突出部（2 か所：図 3－1 紙面から隠れている側）はアノードとして検出器からの電荷信号出力のための端子（信号用端子）として、もう片側の突出部（3 か所：図 3－1 紙面から見える側）はカソードとして逆バイアスを印加するための端子（バイアス用端子）として使用される。

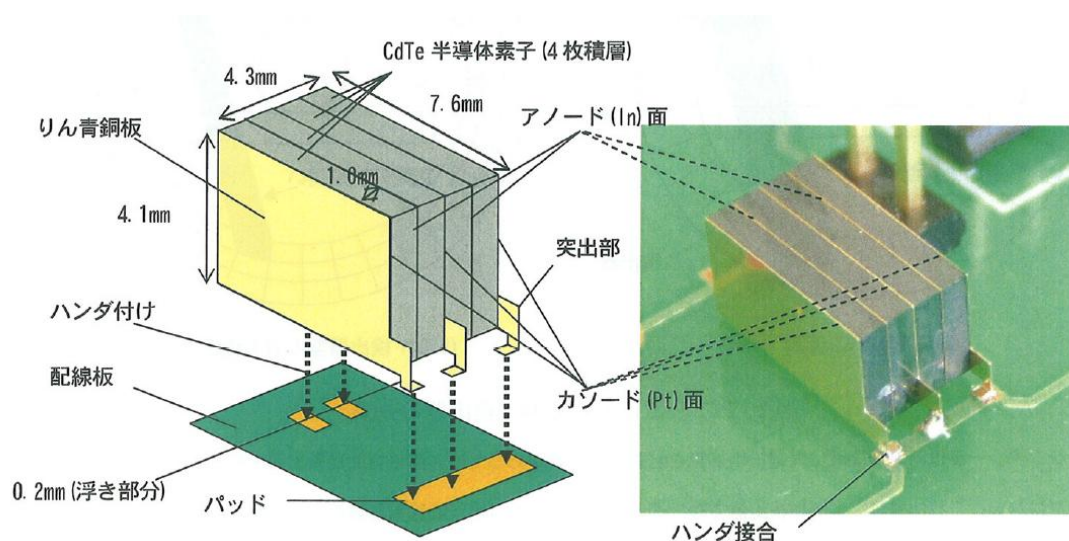


図3－1 CdTe半導体検出器構造(左:模式図、右:写真)

次に検出器を搭載した検出器基板について、図 3－2 を用いて説明する。基板上の検出器は、X 方向に幅 4.3mm＋ギャップ 0.4mm で、Y 方向に奥行き 7.5mm＋ギャップ 2.6mm で整列され、検出器基板 1 枚当たり 16 個（X 方向）×6 個（Y 方向）＝96 個搭載されている。検出器は前述のように基板面のパッドにリン青銅板の折れ曲がり部分を半田付けすることで固定している。なお、使用した半田はリフロー処理における検出器の熱劣化を考慮し、低温半田（溶融開始温度 138℃）を用い、リフロー温度は 170℃とした。

なお、本試作では高空間分解能化の目的から、実際の信号は X 方向（PET 装置の周方向に相当）に CdTe 素子を 2 枚、Y 方向（奥行き方向：DOI 方向）に 2 枚の計 4 枚分を 1ch としている。これは PET 装置の視野中心での固有空間分解能が検出器ピッチの半分となることから、本試作で目指す空間分解能 2mm 以下を達成するために、X 方向素子を 2 枚（固有分解能＝ $(2.2+0.2)/2$ ）とした（実際の空間分解能はポジトロン飛程や non-colinearity 等により劣化する）。ただし、単純に周方向素子数 2 枚を 1ch とすると ch 数は 192ch となり、後段の信号処理回路への負担が増大する。そこで、本試作では DOI 方向の 2 素子分をまとめ、DOI 方向の段数 3 段として、結果的に 32ch（X 方向）×3ch（Y 方向）＝96ch と

した（図3－2 模式図の左下斜線部が 1ch に相当）。

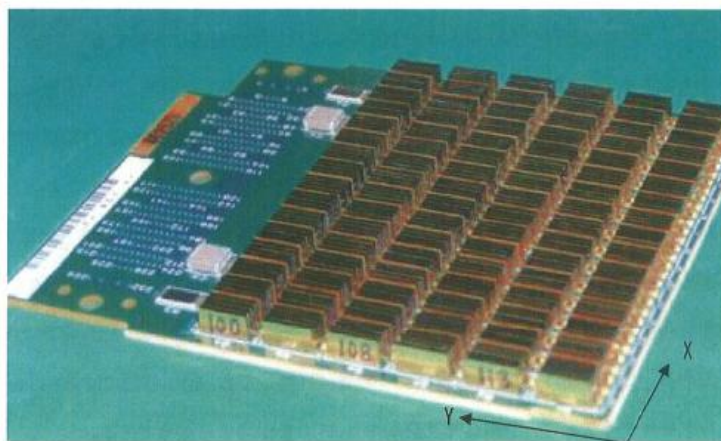
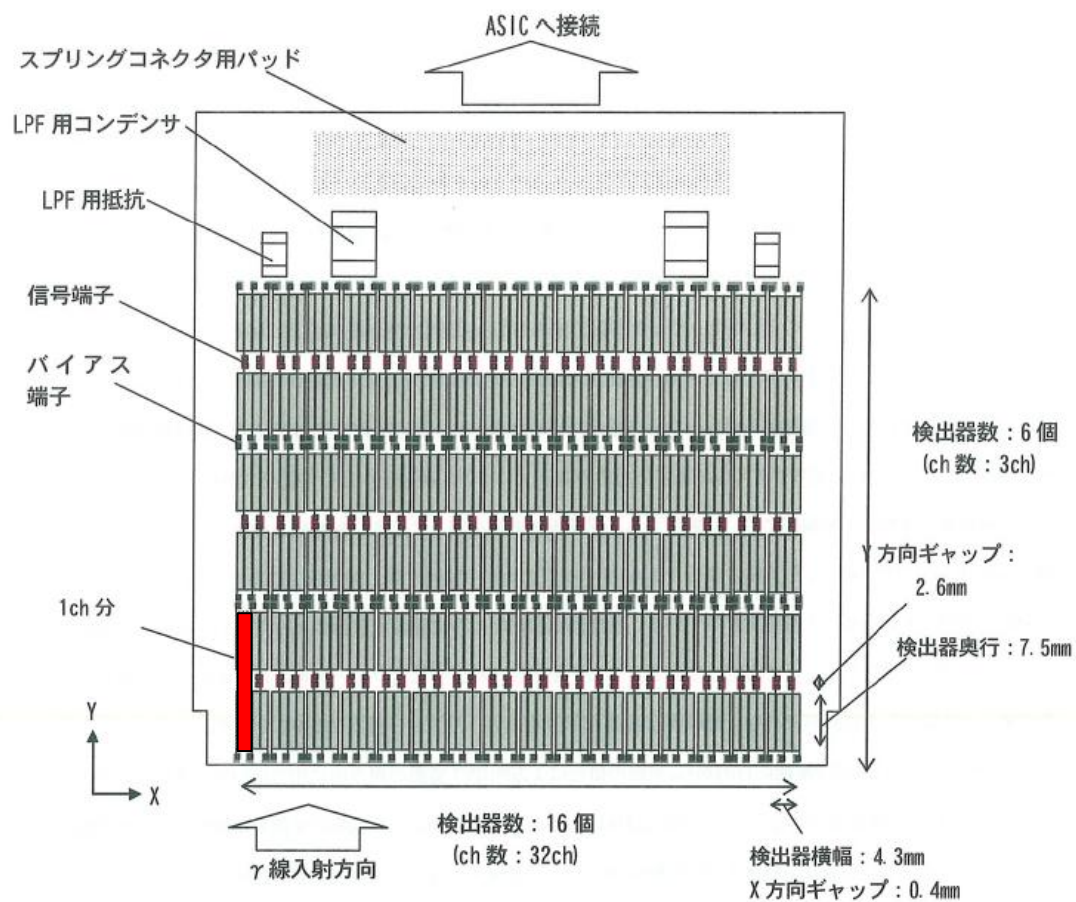


図3－2 検出器基板概要(上: 模式図、下: 写真)

2) 回路及び信号処理構成

検出器基板上の回路構成を図3-3に示す。-H.V.電源から全検出器に共通のバイアス用配線を経由して検出器に逆バイアスを印加する。-H.V.電源と検出器間には $5\text{M}\Omega$ の抵抗と $0.2\mu\text{F}$ のコンデンサを検出器基板の表裏両面に設けてある。これは-H.V.電源が異常により急激に変動しても検出器側には 1sec 程度の時定数のローパスフィルタを介することで、急激な電圧変動から ASIC を保護するためである。検出器からの電荷信号は、検出器毎に設けられた信号用配線を伝わり、専用のスプリングコネクタを経由して別途製作された ASIC ボード上の ASIC にて増幅される。

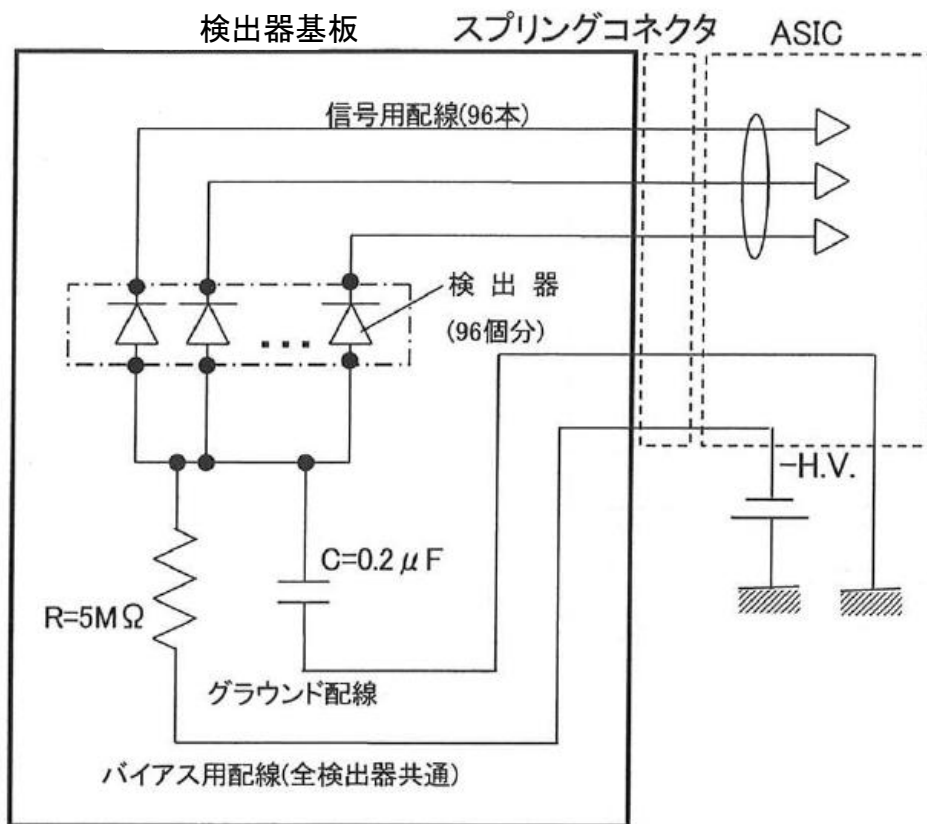


図3-3 検出器基板の回路構成

次に検出器後段の信号処理及びデータ処理系について図3-4を用いて説明する。検出器基板の後段は、アナログ ASIC 及びデジタル処理用 FPGA を搭載した ASIC ボード、統合ボード、DAQ (Data Acquisition)、そしてデータ処理用 PC から構成される。

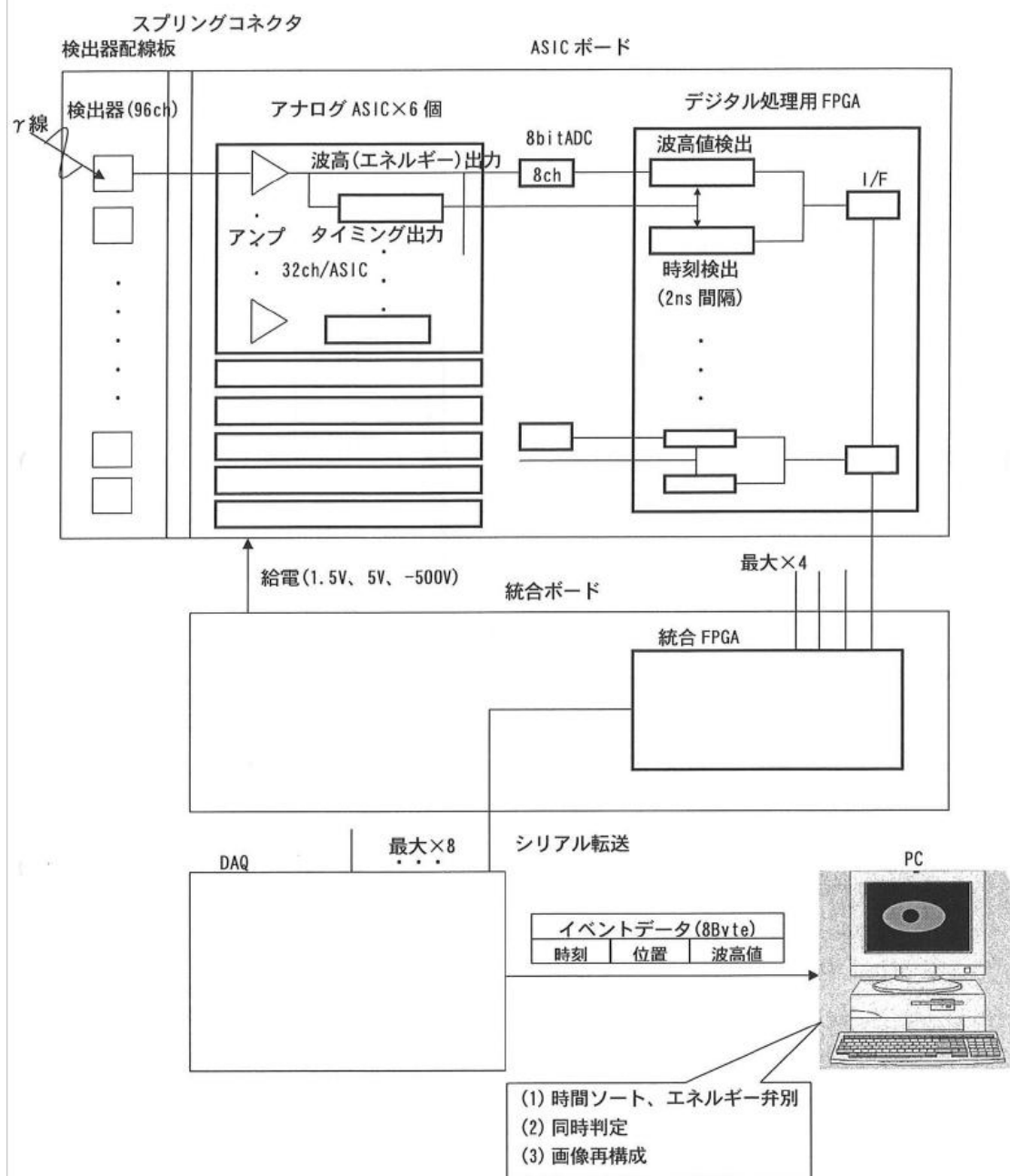


図3-4 信号処理及びデータ処理系の概要

CdTe 素子とガンマ線との相互作用により発生した電荷信号は、検出器基板の信号用配線及びスプリングコネクタを経由してアナログ ASIC（2. 2. 1 記載の試作 ASIC）に入力される。ASIC ボード 1 枚に搭載した 3 個のアナログ ASIC で 96ch 分を処理している。アナログ ASIC 内部では電荷信号をアンプ増幅した後、波高値（ガンマ線のエネルギー相当）を出力するスロー系とガンマ線の検出タイミング信号を出力するファースト系に分岐される。波高出力は 8ch 対応の 8bitADC で AD 変換されデジタル FPGA に入力される。一方

タイミング出力は直接デジタル処理用 FPGA に入力され、2ns 周期でタイミング計測されて検出時刻データに変換される。これらデータは I/F を経て統合ボード内の統合 FPGA に格納される。統合 FPGA は最大 4 枚の ASIC ボードからのデータを受け入れることが可能である。

その後、データは統合 FPGA を経由して DAQ へとシリアル転送される。DAQ は最大 8 枚の統合ボードからのデータ転送を受け入れる構成となっている。そして、検出したガンマ線に対応して、ガンマ線の検出時刻と検出器位置と波高値情報を含んだ 8Byte のイベントデータとして PC に転送される。PC ではイベントデータの検出時刻順ソートと、設定した波高値以上のデータを選別する。続いて所定の時間窓内に含まれる 2 つのイベントデータのみを同時事象として判定し、その検出器同士のペアデータとして保持する（同時計測処理）。そしてオフライン処理にて、得られた多数の検出器ペアデータに基づいて画像再構成を行い、画像を表示する。

3) 2 次元撮像体系

以上構成要素を組み上げて製作した、ファントム及び小動物の 2 次元撮像体系を図 3-5、図 3-6 に示す。950mm 角の水平架台上に検出器基板（検出器ユニット）を 6 角形のリング状に並べ、その中心にファントムや小動物を挿入できる構造とした。各検出器ユニット内部には、検出器基板の後段にある前述の ASIC ボード及び統合ボードが収納されており、DAQ（図中に記載なし）に接続されている。

検出器基板と撮像対象の間には鉛のコリメータを介在させている。鉛コリメータは 1 辺 81mm（検出器基板の幅に相当）の 6 角形の中心に $\phi 82\text{mm}$ ほどの穴を開けた厚さ 29mm の鉛板を 2 用意し、アクリルスペーサを介して上下に 3.8mm の間隔を開けて設置している。この間隔は検出器の高さ方向の幅 4.0mm よりも狭くなるように設定した。これは検出器からのファントムへの開口視野を減らしてランダムに入射する成分を極力抑えながら、かつ真の同時計数成分を確保するためである。更に検出器の上下面には厚さ 5mm の鉛セプタを設け、散乱線等による不要な計数率増加（信号処理系でのデータ取りこぼし）を防いでいる。

本撮像体系は、撮像対象に検出器を近接に 6 角形で配置しており、かつ 1 つの検出器(ch)が細長い形状のために、撮像領域の場所によって異方性が非常に強い体系となっている。つまり、撮像断面内の放射性薬剤分布と検出器ユニットの相対的な位置関係により画質が大幅に変化することになる。そこで、今回の試験にあたっては、被検体をリング中央に配置し回転ステージを用いた回転撮像方法を採用することにより、断面内の感度や分解能の非一様性及びユニット間ギャップによる画質の低下を防止した。また、視野外から飛来するガンマ線の混入を防止するため被検体と検出器との間に鉛コリメータを配置し、画質の向上を図っている。このようなことから、一連の物理性能評価、特に散乱線フラクションやランダムフラクションの測定結果は、本プロトタイプ機独特の形状を反映した値である

ことに注意が必要である。

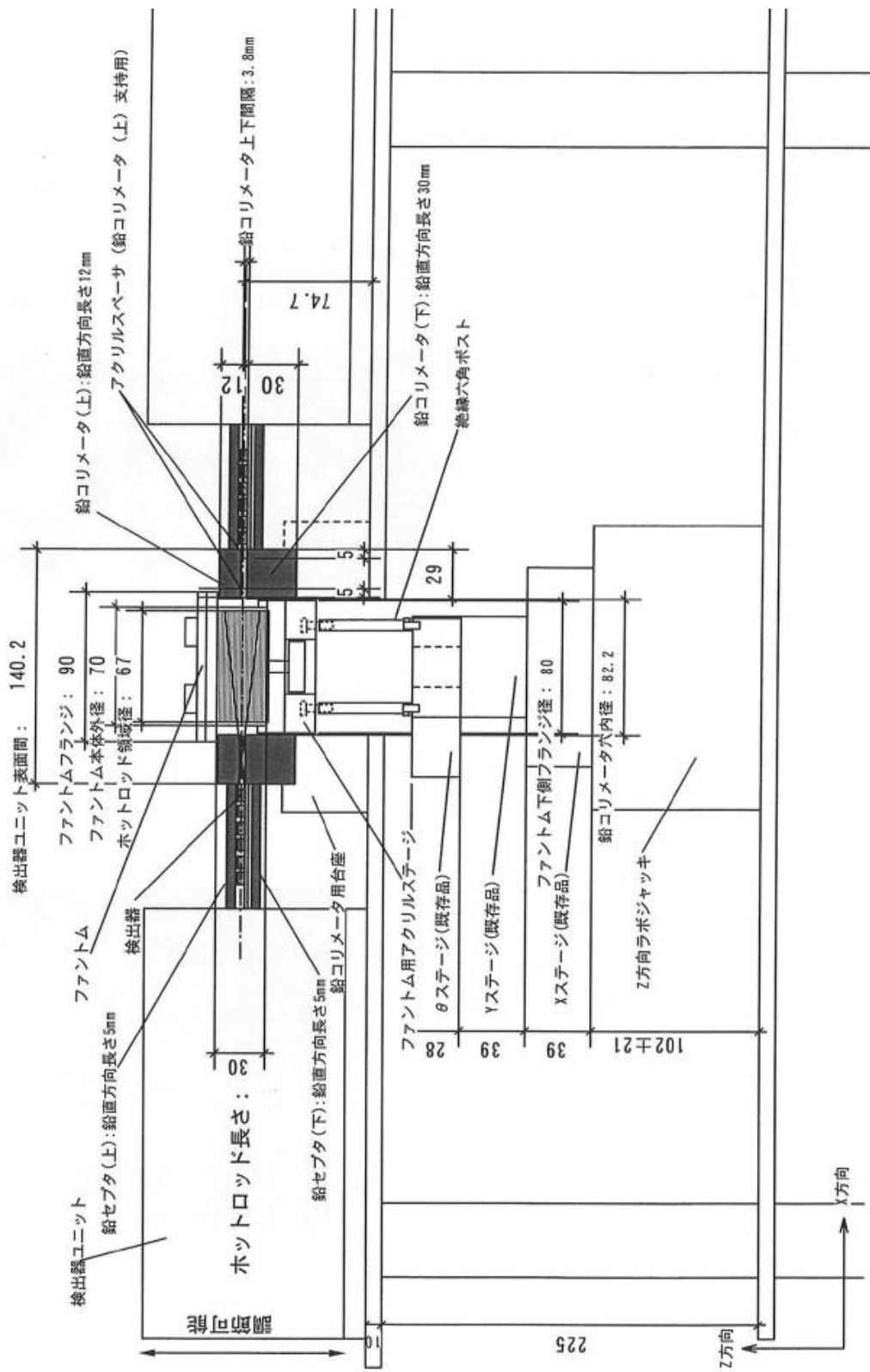


図3-5 PETプロト機撮像体系断面図

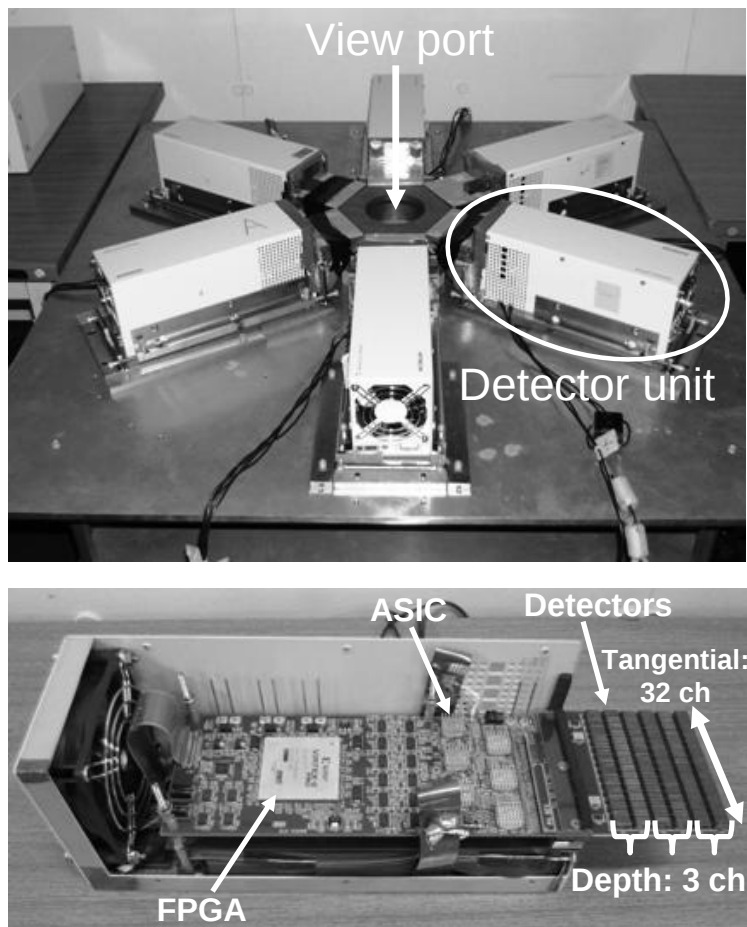


図3-6 PETプロト機撮像体系
(上:システム写真、下:ユニット内部写真)

4) 画像再構成方法

エネルギーウインドウ 450keV～530keV、時間ウインドウ 14ns で収集されたコインシデンスデータをサイノグラムに変換し、サイノグラムから FBP (Filtered Back Projection) 法を用いて画像に再構成した。サイノグラムサイズは径方向 512、角度方向 600 であり、ビン幅は径方向 0.2mm、角度方向 0.6 度である。再構成フィルタは ramp フィルタである。ランダム補正、吸収補正、散乱線補正、ならびに線源強度減衰補正は施していない。

3.1.2 半導体 PET プロト機の基礎特性評価

PET 装置の基礎特性である、エネルギー分解能、時間分解能、空間分解能、及びファントム撮像画像に関して評価した。

1) エネルギー分解能

エネルギー分解能は、Ge-68/Ga-68 の密封点線源を視野中心に置いて同時計測せずに全

データを収集し評価した。システム（全 576ch）合計で測定したエネルギースペクトルを図 3-7 に示す。エネルギー分解能（フォトピークの半値全幅）は 5.4% であった。本試験結果から、フォトピークが十分に入るようにエネルギーウインドウを 450keV~530keV に設定した。

従来のシンチレータ式の PET 装置のエネルギー分解能が 10% 前後であり、半導体検出器特有の高いエネルギー分解能が実現できた。ただし、開発した CdTe 検出器を NIM モジュールにて測定すると 4% を切るエネルギー分解能となることから、本システムの計測系、特に ASIC のノイズが大きく、改善の余地がある。

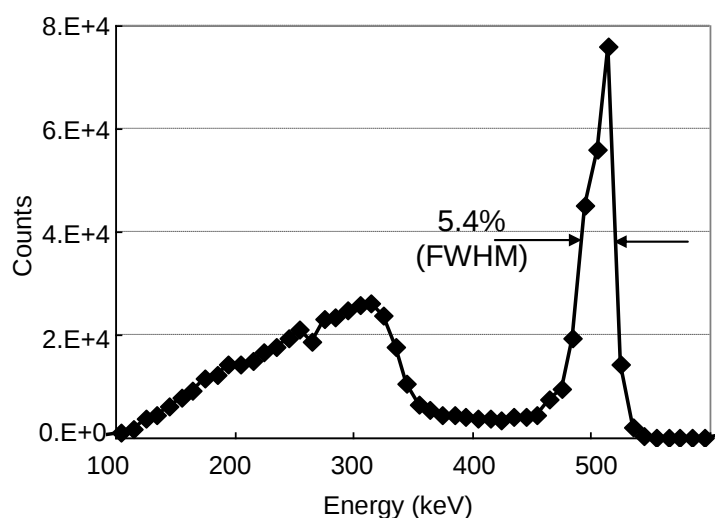


図3-7 全576chで測定したエネルギースペクトル

2) 時間分解能

時間分解能の測定もエネルギー分解能と同様に、Ge-68/Ga-68 の密封点線源を視野中心に置いて、エネルギーウインドウ 450keV~530keV に制限し 128ns の時間ウインドウにて同時計測してデータを収集した。検出時間差のヒストグラムを図 3-8 に示す。時間分解能（半値全幅）は 6.0ns であった。この時間差ヒストグラムから同時イベントであると判断する同時計測の時間差を 6ns（3 クロック分）とした。2 個のイベントで発生時刻が逆転するのでタイムウインドウはその倍で、さらに時間差ゼロでも 1 クロック分（2ns）の時間幅を持つので、実質タイムウインドウ幅を 14ns（=2ns×3 クロック×2+2ns）としたことになる。

また、6.0ns の時間分解能は、従来 PET 装置（シンチレータ検出器）では nsec を切る時間分解能を実現しており、改善が必要な項目の一つである。更に、図 3-8 を見ると、時刻差が大きいところにおいてもある一定頻度でイベントが発生していること（カウントのオフセットがあること）がわかる。このイベントは偶発事象ではなく真のイベントであり、

検出時刻差が一定以内に収まっていないものが多数存在し、装置の感度が大幅に低下している。これは、2. 1. 2で議論しているように、電子寄与率（ガンマ線反応位置）の違いによる検出遅延時間の揺らぎが原因であり、バイパラメトリック信号処理による改善が期待できる。バイパラメトリック信号処理機能は、本プロト機には組み込まれていないので、次項にて説明する頭部用半導体 PET にて実装しその効果を検討した。

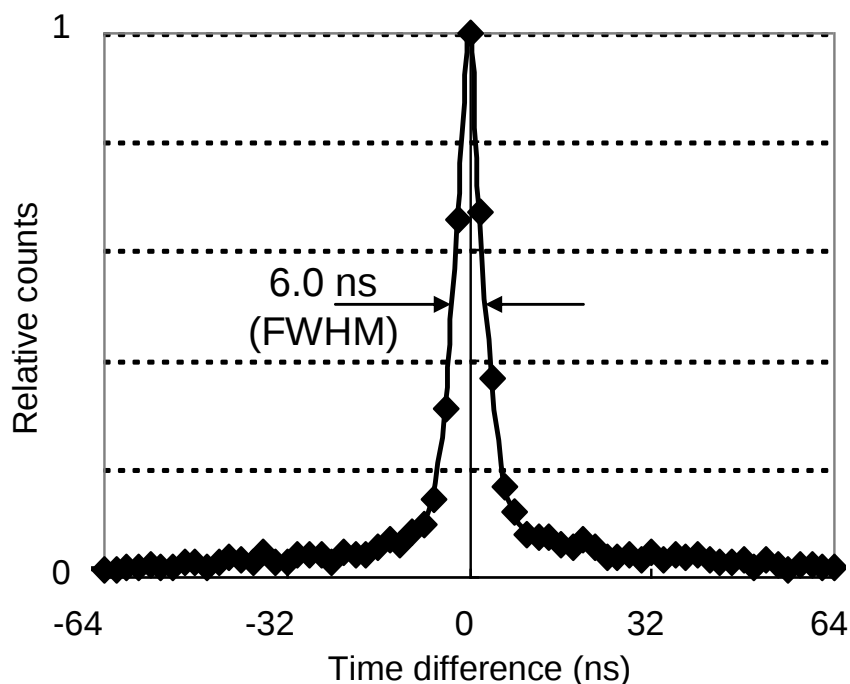


図3－8 検出時間差ヒストグラム

3) 空間分解能

図3－9に空間分解能測定用ファントムの概要を示す。このファントムは、 $\Phi 6\text{mm}$ のアクリル円柱に放射性薬剤を封入可能な $\Phi 1\text{mm}$ の中空部を設け、円盤状の支持台上に挿抜可能に配したものである。薬剤封入部は、回転中心軸上および中心軸から 15mm 、 30mm の三点に設置可能とし、径方向の空間分解能変化を測定可能としている。

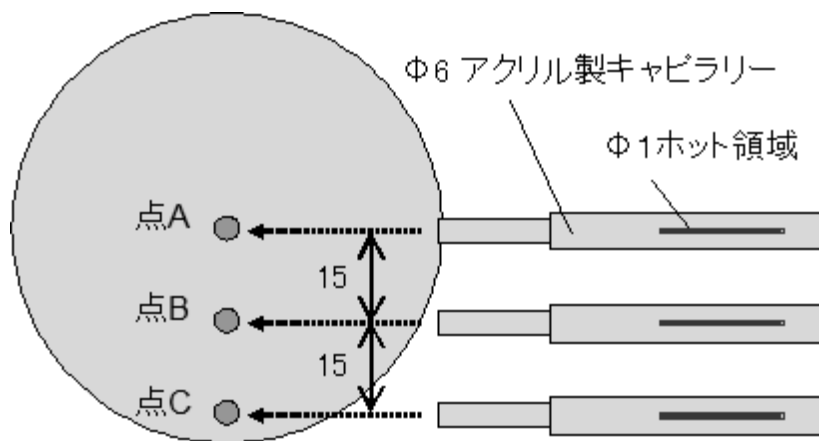


図3-9 空間分解能撮像用ファントム構造

本ファントムを検出器リング中央に配した回転ステージ上に設置し、1度ステップで計60度回転させ、各ステップの撮像時間は10秒でコインシデンスデータを収集した。注入した ^{18}F -FDG (^{18}F -fluoro-2-deoxy-D-glucose) は、 23.2mCi/cc の濃度のものである。

総収集コインシデンスデータは、 2.5×10^5 で、前述の方法で画像再構成を行い、空間分解能は再構成画像プロファイルの FWHM (Full Width Half Maximum) で評価した。図3-10に空間分解能測定結果を示す。図3-10 (a) に示すように FWHM の値には、DOI 効果がほとんど見られず、その分布は視野内ではほぼ一様であった。DOI の効果が見られたのは図3-10 (b) に示す FWTM (Full Width at Tenth Maximum) 値であり、視野内どこにおいても DOI 効果が観察された。一般的に、DOI 効果が見られるのは視野の外側であるが、このように視野中心でも DOI 効果が見られる理由は、図3-11に示すように本プロトタイプで6角形と角数が少なくかつ検出器のリング径が小さいためであると考えられる。

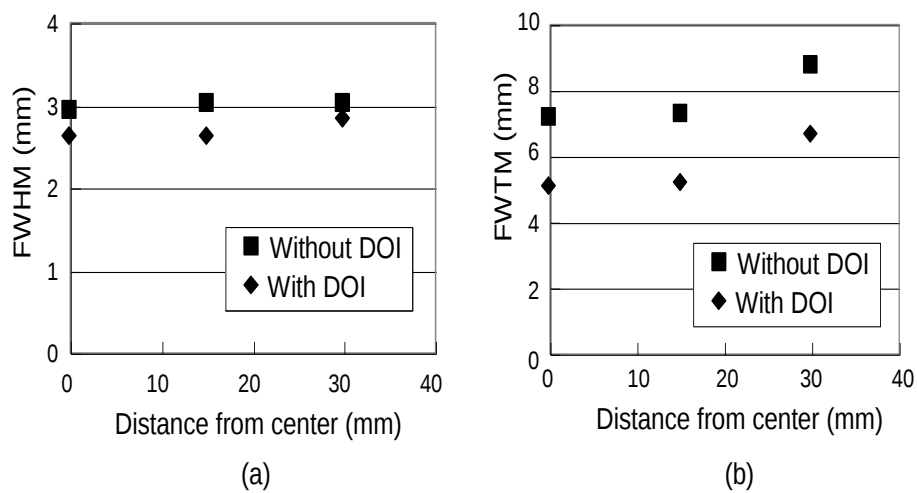


図3-10 空間分解能の視野内プロファイル

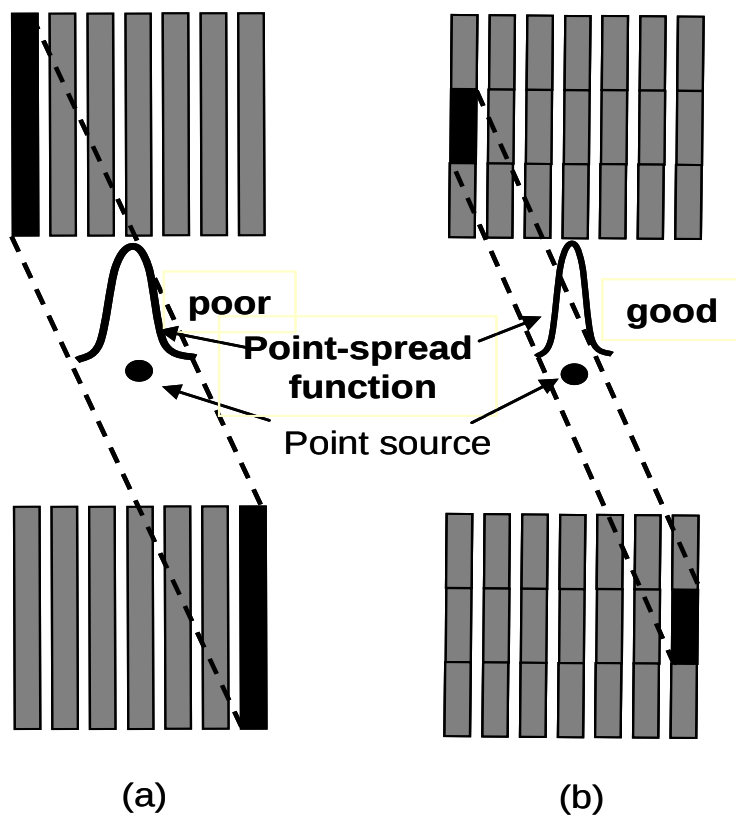


図3-11 本プロトタイプ機における点応答関数の概念図
(a: DOI効果無、b: DOI効果有)

4) ファントム画像評価

図3-12に試験に使用した Derenzo ファントムの概要を示す。このファントムは、バックグランドに放射性薬剤が分布しない状態におけるホット領域の視認性を確認するため

のファントムである。測定にあたっては、ファントムを検出器リング中央に配した回転ステージ上に設置し、1度ステップで計60度回転させ、各ステップ1分間でコインシデンスデータを収集した。前述の方法で画像再構成を行い、サイノグラム変換時にDOI効果を考慮した場合と、DOI効果を考慮せず奥行き方向3段分を一検出器として取り扱った場合を比較した。

図3-13に再構成結果を示す。DOI効果を取り入れた場合、2.0mmまでは一本一本のホット領域が弁別可能である。一方、DOI効果を取り入れなかった場合には、2.0mmのホット領域を弁別することは難しく、DOI方式が有効に機能していることが分る。

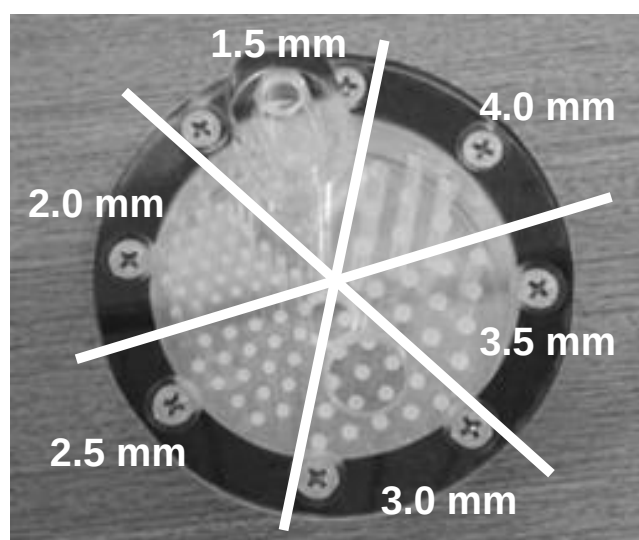
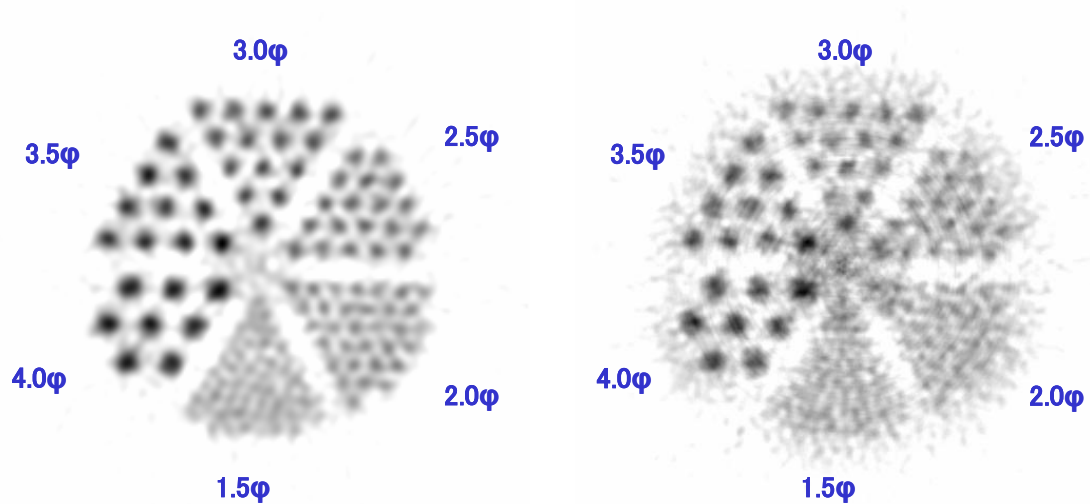


図3-12 Derenzoファントム外観写真



(a) DOI効果を考慮した再構成画像

(b) DOI効果を考慮しない再構成画像

図3-13 Derenzoファントムの再構成結果

3.1.3 ラット撮像による PET 画質評価

1) 心筋イメージング

心筋のエネルギー源は主に脂肪酸とブドウ糖であり、ブドウ糖と同様の振る舞いを示す FDG は心筋に集積し、これをイメージングすることにより心筋糖代謝が測定できる。ラットの心臓は直径 10mm 程度の大きさであり、心室内に存在する血液がコールドスポット、心筋がこれを取巻くリング状のホットスポットとして画像化されることから、分解能やコントラストの良否を判定するには好適な撮像対象である。そこで、今回のラットの撮像試験の第一の対象とした。

試験に当たっては、心筋への FDG の集積度を高めて撮像条件を良好なものとするべく、インシュリン（商品名：ヒューマリン U20）を投与したラットを用いた。インシュリン投与後 1 時間の時点において、FDG を静注した。撮像開始時刻は、FDG の静注後 4 時間 10 分の時点で、撮像開始時の FDG 量は 1.0mCi (37MBq) であった。ラットの体重は 240 g である。ラットは、撮像中に動き出さないようネブタール注射液で全身麻酔を処置し、アクリル製の円筒内部に固定した状態で回転ステージに設置した。これら一連の作業は、北海道大学医学部のスタッフの手によるものである（他の動物撮像も同様）。

撮像にあたっては、まず心臓の位置を決定するため高さ方向にラットの位置を変化させて同時計数データを収集し、最も計数率の高い位置を求めた。次に、一連のファントム試験と同様な回転撮像方法を採用し、一ステップ一分間のデータ収集を 60 回繰り返した。画像再構成も同様である。

全同時計数データ数は 2.0×10^5 であった。再構成結果を図 3-14 に示す。図 3-14

(a)はラットの全身X線透視画像、図3-14(b)は心臓を含む断面のX線CT画像、図3-14(c)は得られたFDG分布画像、図3-14(d)はX線CT画像とFDG分布画像を重ね合わせた画像である。図示したように、直径10mm程度のラットの円環状の心筋を明瞭に画像化することに成功した。

なお、X線透視画像とX線CT画像は、同等の体格の別なラットを用いて北海道大学医学部保健学科の実習用X線CT装置（日立メディコ製1050SR）で撮像したものである。図3-14(d)は、画像処理ソフトウェアを用いて手作業で重ね合わせたものである。

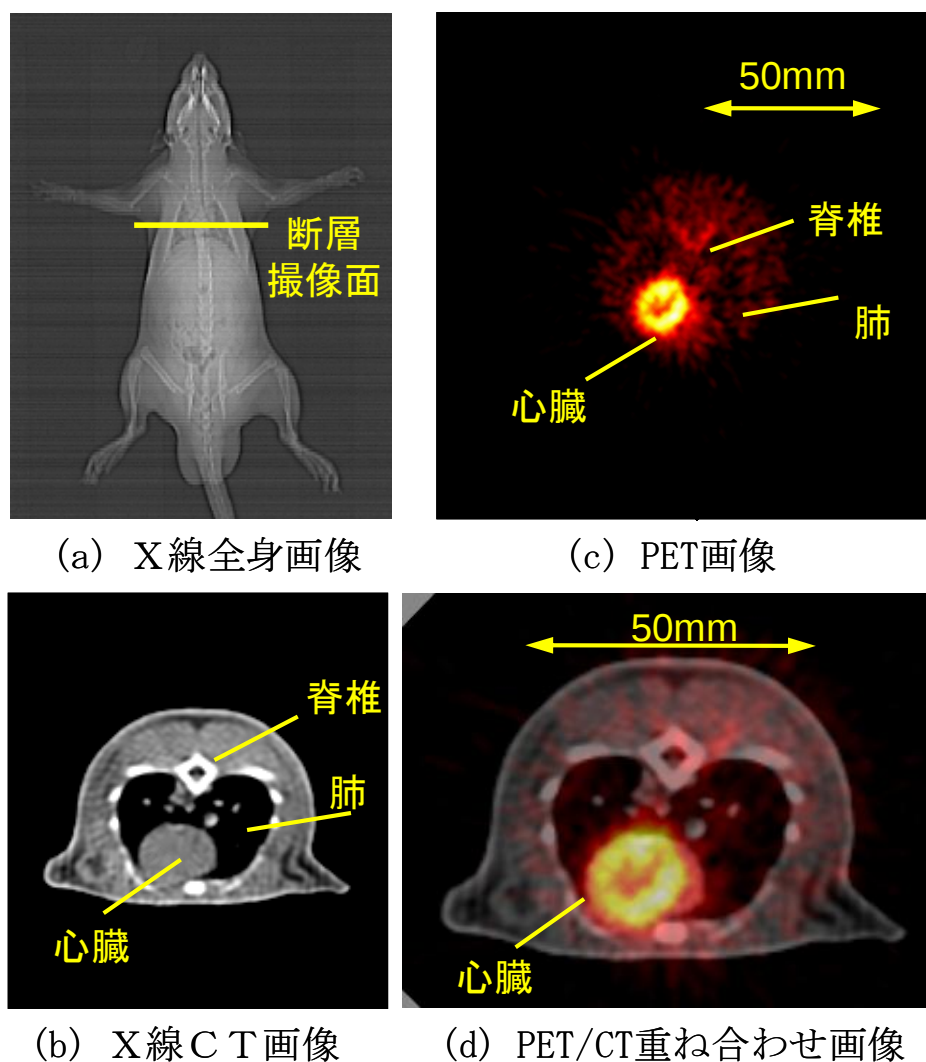


図3-14 ラット心筋のFDG-PET画像

2) 腫瘍イメージング

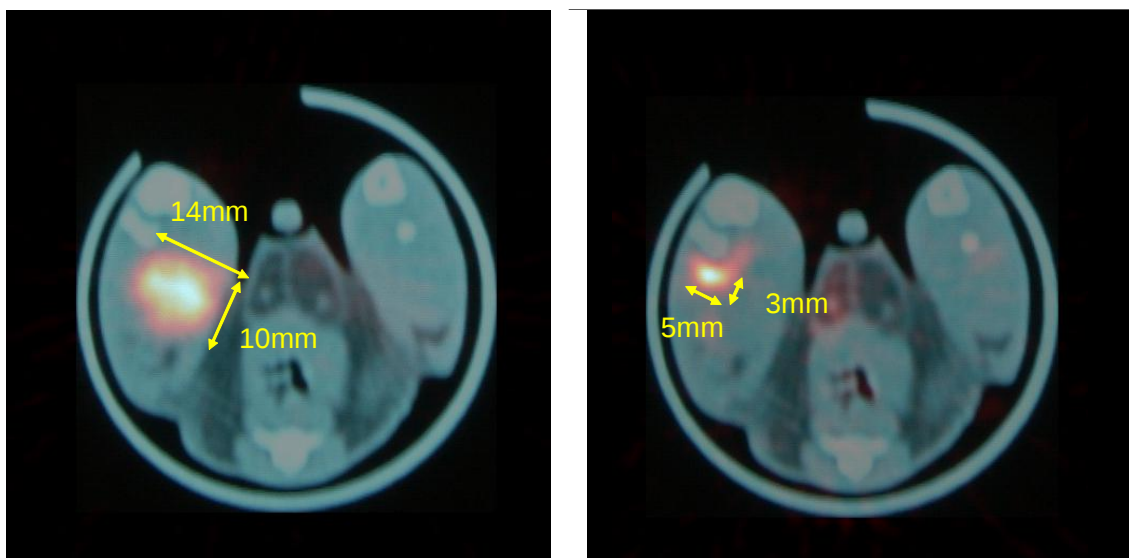
成長中の腫瘍は、心筋と同様に糖代謝が活発であり FDG によるイメージングの好適な対象である。今回の撮像試験では、腫瘍をラットの大腿部に植え込み、数 mm 大に成長した時点（小腫瘍ラット）及び cm オーダーに成長した時点（大腫瘍ラット）でのイメージングを試みた。さらに、撮像後にラットを解剖して、撮像対象となった腫瘍の大きさと再構成画像上の腫瘍の大きさを比較した。

小腫瘍ラットは、肝細胞がんを左ひ腹筋内に移植して 5 日経過した時点のものであり、一晩の絶食後 FDG を静注したものである。体重は約 180 g、撮像開始時の FDG 薬剤量は、1.4mCi である。大腫瘍ラットは、同じ肝細胞がんを左ひ腹筋内に移植して 10 日経過した時点のものであり、一晩の絶食後 FDG を静注したものである。体重は約 250 g、撮像開始時の FDG 薬剤量は、4.0mCi である。

どちらのラットについても FDG 静注後、約 1 時間 30 分の間腫瘍へ取り込みを待ってから撮像を開始した。心筋撮像時と同様、撮像中に動き出さないようネブタール注射液で全身麻酔を処置し、アクリル製の円筒内部に固定した状態で回転ステージに設置した。

撮像にあたっては、まず腫瘍の位置を決定するため高さ方向にラットの位置を変化させて同時計数データを収集し、その場で画像に再構成して最も大きく写っているところを対象とした。続いて、回転撮像法により、一ステップ 1 分間（小腫瘍ラット）または 30 秒間（大腫瘍ラット）のデータ収集を 60 回繰り返した。画像再構成はその他撮像と同様である。

再構成結果を X 線 CT 像と重ね合わせたものを図 3-15 に示す。また、FDG-PET 画像と解剖後に取り出した腫瘍の大きさの比較を図 3-16 に示す。大きな腫瘍の実際のサイズは 15×10×14(mm) であるのに対し再構成結果は 10×14 (mm)、小腫瘍は 8×4×3.5 (mm) と直径約 3×4 (mm) 程度の 2 つ腫瘍がくっついた形に対し、再構成結果は 3×5 (mm) 程度の腫瘍にヒゲ状のものが付随した形となっている。撮像断面と実際に腫瘍のあった位置の関係は不明であるものの、二次元一断面の撮像結果としては十分な精度を有していると考える。



(a) 大腫瘍ラットのPET/CT重ね合わせ画像

(b) 小腫瘍ラットのPET/CT重ね合わせ画像

図3-15 ラット腫瘍のFDG-PET画像とCT画像の重ね合わせ

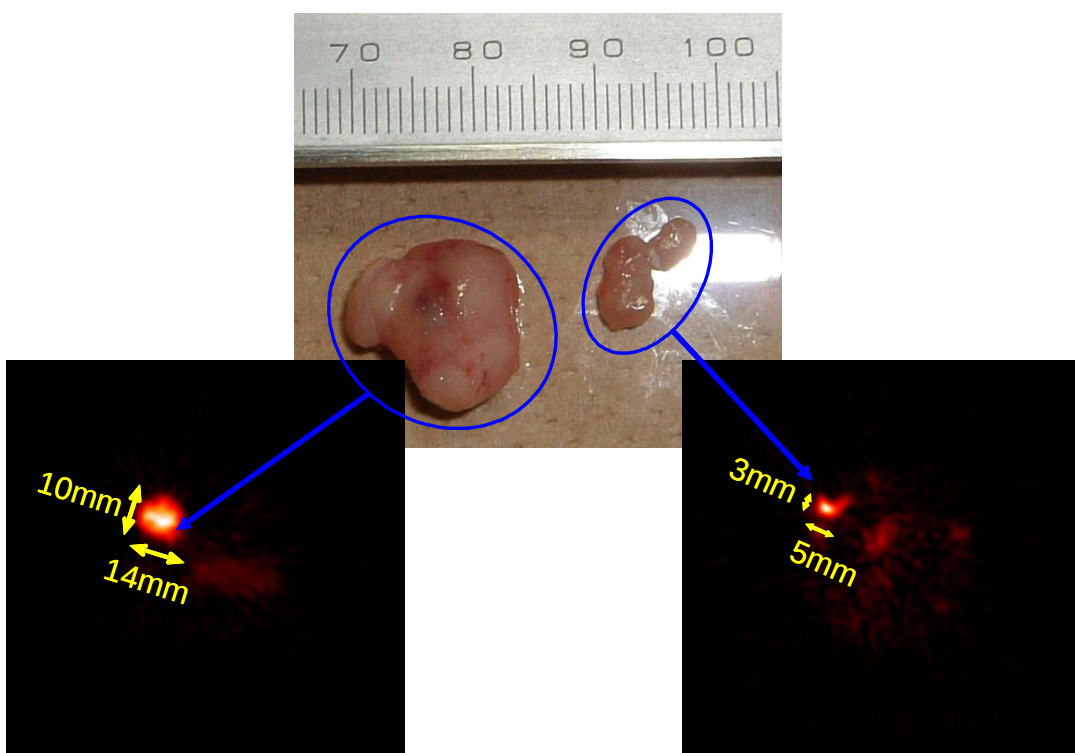


図3-16 腫瘍の再構成画像と取り出した腫瘍の比較

3.2 臨床評価用の 3 次元頭部用半導体 PET 装置

半導体 PET プロト機での評価結果を受け基盤技術を改良し、実際に臨床撮像を実施する為に、寝台や操作卓を含めたシステム化を図り頭部用半導体 PET 装置を開発した。主要な技術的改良点は、CdTe 検出器の基板両面実装技術構築によるガントリの 3D 化、低ノイズ化しバイパラメトリック信号処理回路を実装した改良 ASIC を使用することによる時間分解能の改善、検出器内散乱線処理技術の実装による高感度化等がある。これらの改良技術を中心に以下説明する。

3.2.1 頭部 3 次元撮像用の装置構成

1) 概要

図 3-17 に開発した頭部用半導体 PET 装置の外観、表 3-1 に主な装置スペックをそれぞれ示す。装置は検出器等を収めたガントリ、患者を乗せるベッド、電源を供給する電源ユニット、画像再構成を行うデータ処理ユニット、装置全体の操作を行う操作卓からなる。ガントリには検出器を収めた検出器ユニットが 18 個組み込まれており、被験者開口径は $\Phi 350 \text{ mm}$ で、撮像視野は横断面方向 $\Phi 310 \text{ mm}$ 体軸方向 246 mm の頭部撮像専用装置となっている。冷却は強制空冷方式である。また吸収補正データ撮像用の Cs-137 線源駆動機構を備えている。

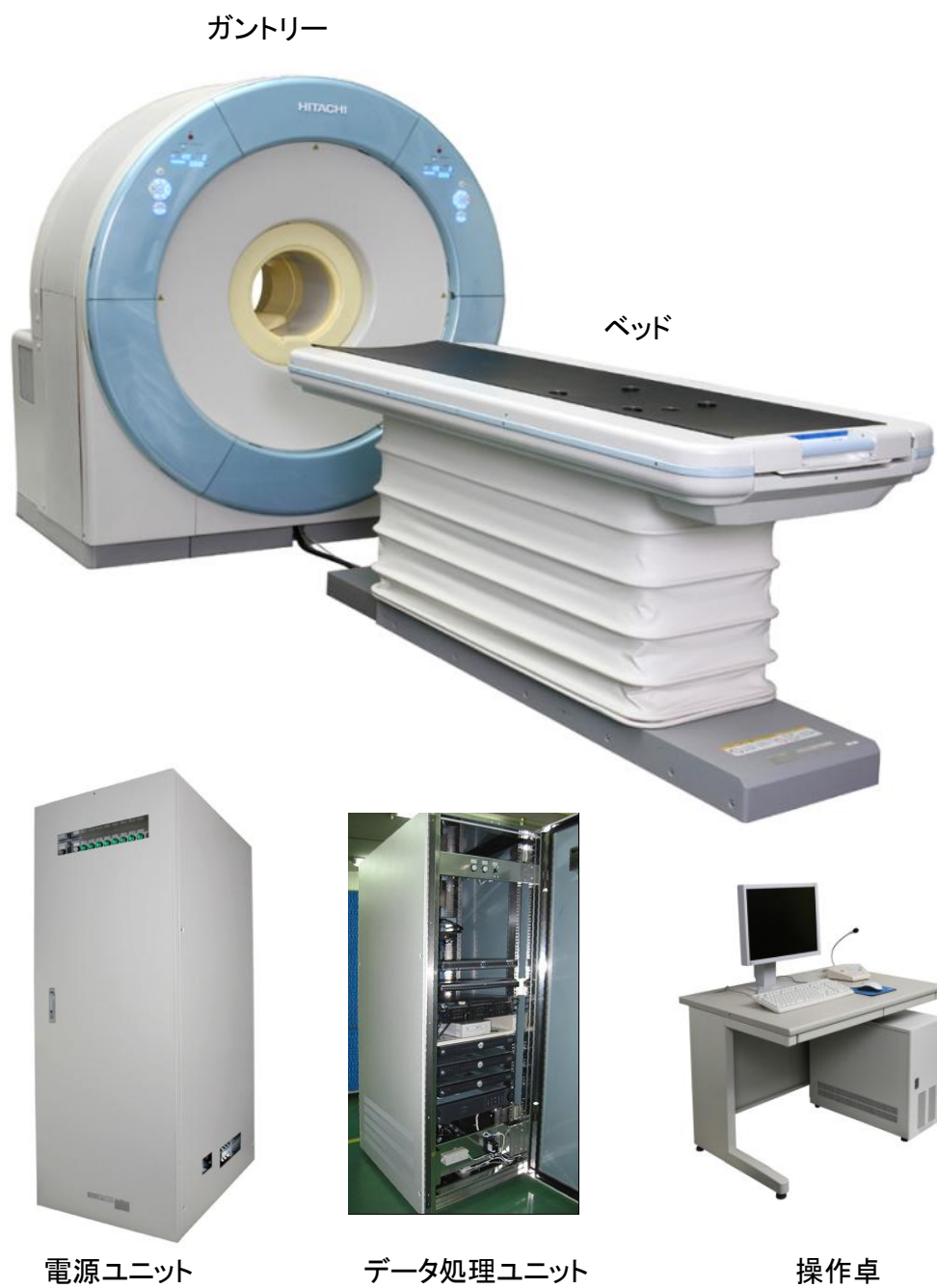


図3-17 頭部用半導体PET装置外観

表3－1 頭部長PET装置の主な仕様

項 目		仕 様
検出器		CdTe
検出方式		3段DOI
撮像方式		3D
被験者開口径		Φ 350mm
視野	横断面方向	Φ 310mm
	体軸方向	246mm
吸収補正データ 収集用外部線源		^{137}Cs
冷却方式		空冷 (室温28℃以下)
検出器ユニット数		18ユニット
総検出チャンネル数		76,032

図3－18に制御及びデータの流れを示す。ガントリ、DAQユニット、データ処理ユニットの制御は制御PCからの信号で行われる。ユーザは操作卓を介して装置をオペレートし、制御PCは必要な情報を操作卓から受け取り、システム全体の制御を行いながらデータ収集を行う。

データ収集について説明する。撮像によって得られた同時計数のデータはガントリからDAQボードを介してDAQ-PCに渡される。そこからさらにLANを経由してサイノグラムPCに転送され、サイノグラム化が行われる。これらの処理は撮像中リアルタイムで行われる。撮像が終了すると、サイノグラムPCはサイノグラムデータをNASへと保存する。画像の再構成を行う際は再構成PCがNASからサイノグラムデータを取得し、再構成演算を行う。演算に必要な各種補正データもNASより取得し、画像再構成結果をNASに書き戻す。また、操作卓に画像を表示する場合はNASに保存されたデータを使用する。このようにすべてのデータをNASに渡すことで各処理の独立性を上げるとともに、データの一括管理を行う構成とした。

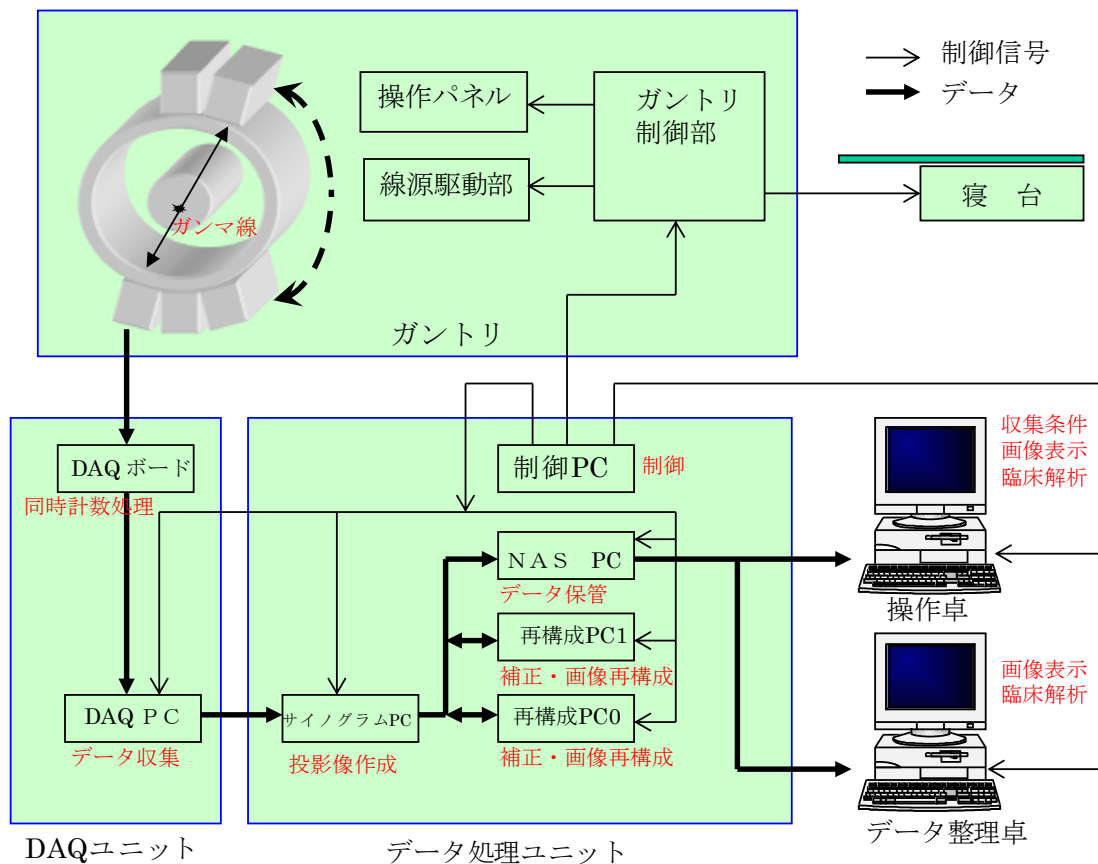


図3-18 制御及びデータ処理フロー

2) 3D 撮像 DOI 実装

プロト機は2D 撮像装置であり、CdTe 半導体検出器を搭載した1枚の基板のみを周上に配置していたが、頭部用半導体 PET 装置では、3次元撮像を実現するために基板両面へのCdTe 半導体検出器の実装を実現した。図3-19に検出器ボードの外観を示すが、紙面の反対側にもCdTe 半導体検出器が実装されている。基本的には検出器モジュールとchの構造はプロト機と同様であり、片面に96個ずつ、両面で合計192個の検出器モジュールが実装されている。検出器ボードへの検出器モジュールの両面実装は、まずボトム面の96モジュールをN₂リフロー（ピーク温度170℃）により実装し、次いでトップ面の96モジュールを、電極板の足に局所的にレーザをあてるレーザーリフローによって実現した。

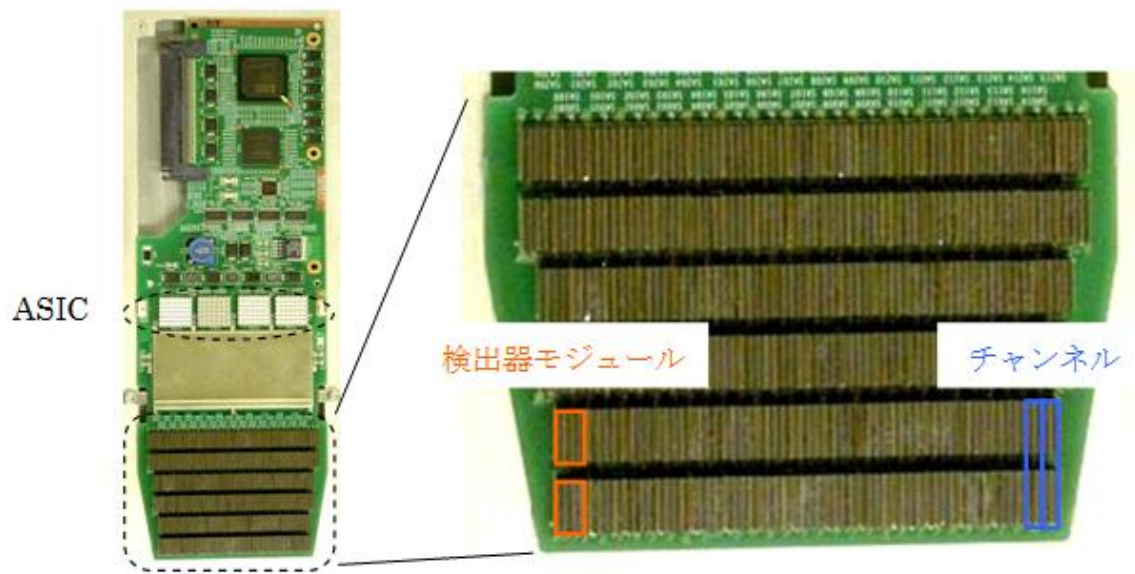


図3-19 検出器ボードの外観および検出器モジュールとチャンネルの関係

図3-20に検出器ユニットの写真を示す。左側が外観、右側がカバーをはずした状態の内部写真である。検出器ユニットは、両面実装した22枚の検出器ボードを積層しており、内部写真の右下部分に検出器領域を構成している。この検出器領域を内側に向けて18個の検出器ユニットを周上に配置してガントリを構成し、3D撮像を実現している。

実装したASICは2.2.2にて説明した改良ASICであり、プロト機で使用した試作ASICと比べてノイズを低減、処理ch数を増大しているとともに、バイパラメトリック信号処理回路を実装している。

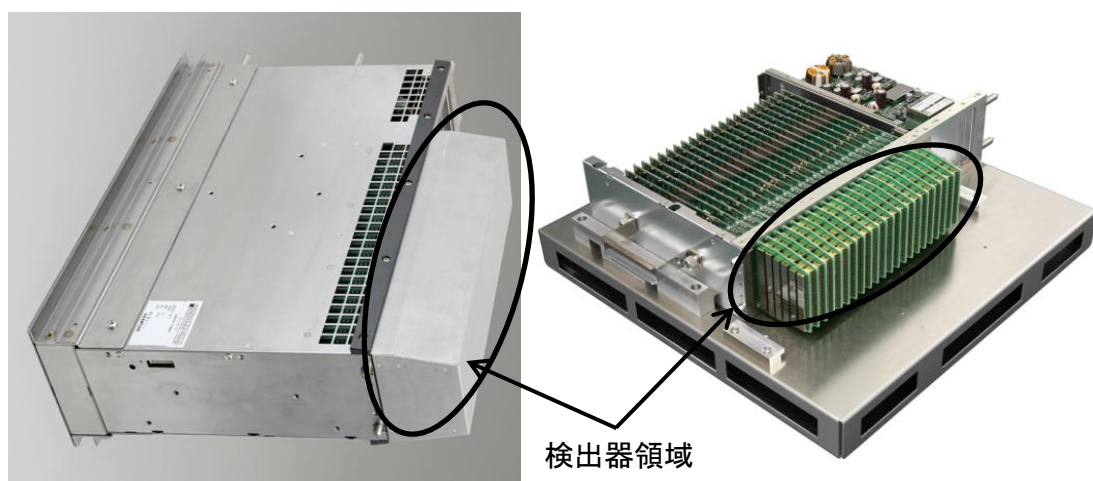


図3-20 検出器ユニット(左:外観写真、右:内部写真)

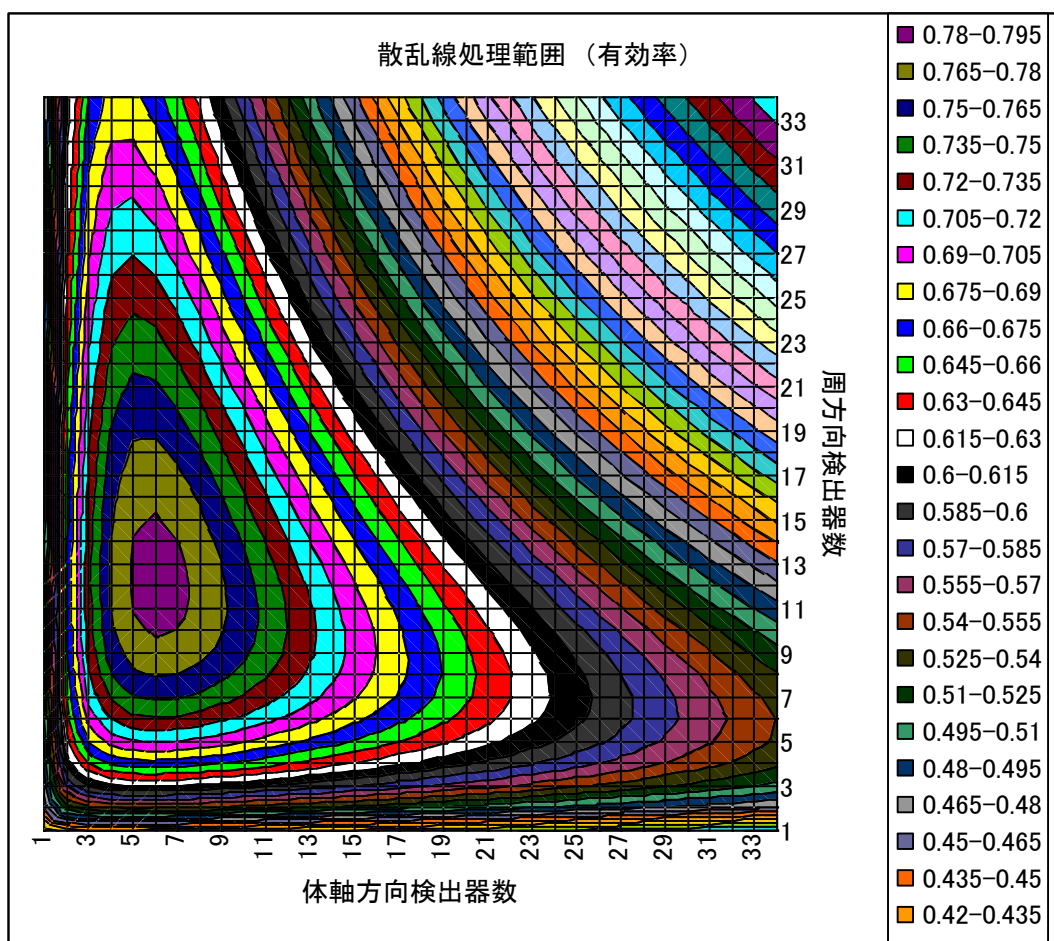
3) 検出器内散乱線処理

感度を増加させるために検出器内での散乱線から有効イベントを合成する散乱線処理を実装した。半導体を用いた個別ピクセルでは、ある検出器で散乱した後に別の検出器で検出されたデータは2つとも、本来のエネルギーより低いため、有効なイベントと認識されず、検出感度が低下する。散乱線処理は同時に発生した2つ、もしくは3つのイベントを見つけだし1つのイベントにまとめることで、感度を向上させる手法であり、具体的な処理方法は、はじめに有効なイベントの組（最大3イベント）を判定し、次に複数の有効イベントの中から最初にガンマ線が検出器とインタラクトした位置と時刻を同定する。

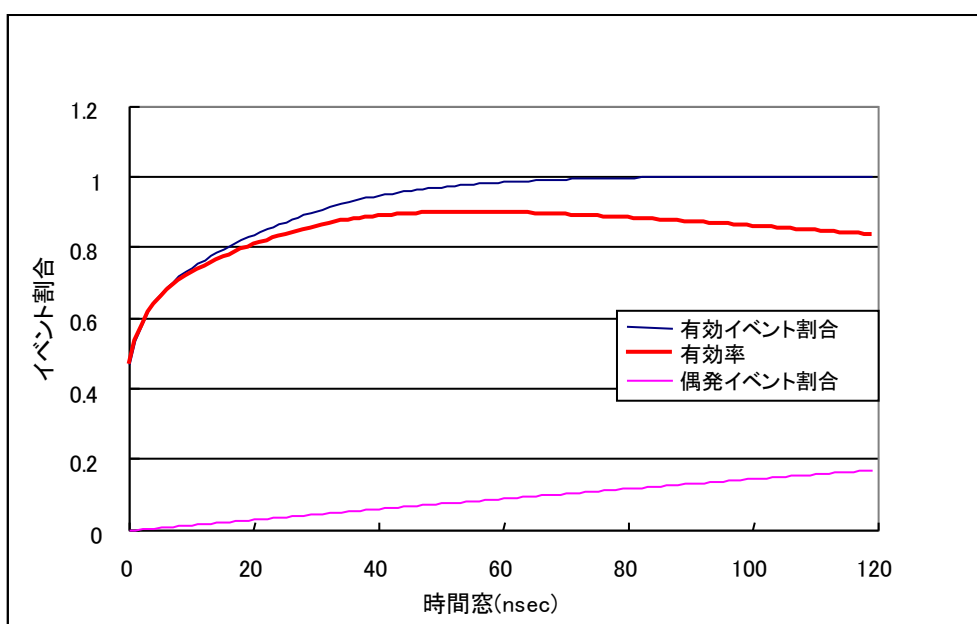
散乱線処理により有効イベントの組であると判断する条件は、イベント間の距離と時間差及び合計のエネルギー値である。合計エネルギーは、シングルイベント同様にエネルギーウインドウが判定基準であり、その他の距離と時間差に付いて以下説明する。モンテカルロシミュレーションにより散乱線の広がりや時間差を評価した。シミュレーションは511keVのガンマ線を想定し、カウントレートとして想定最大値である1.3kcps/chを用いた。図3-21に散乱線と判定すべき位置、及び時間窓を変えた際に正しいイベントが捉えられる確率（有効率）を示す。位置に関して、判定距離が短いと真のデータを捕らえることができず、また距離が大きすぎると偽のイベントを捕らえてしまうため有効率が下がる。グラフで有効率が最大となる体軸方向で8検出器、周方向で16検出器を散乱線処理範囲とした。時間については、64nsecが最大であり、64nsec以内に検出されたイベント同士を散乱線と判定することにした。

散乱線処理により最終的には複数の有効イベントを統合した一つのイベントを同定する必要があるが、それは最初にガンマ線が検出器とインタラクトした位置、時間及び有効イベントの合計エネルギーとなるべきである。統合イベントの位置情報は、コンプトン散乱の原理により有効イベント組の位置とエネルギーを用いて同定する手法が考えられるが、本PET装置においては簡易な判定手法として被検体に近い前段の検出器位置とした。これは、本PET装置の検出器の位置分解能とエネルギー分解能がコンプトン散乱の原理を用いるには十分でなく、またリアルタイムで信号処理するにはコンプトン散乱の原理を用いることは困難であったためである。また、統合イベントの時間情報は、より精度の高いと考えられる時間補正の小さい方の時間情報とした。

また、散乱線処理は理想的にはすべてのデータを1ヶ所に集めて処理するのが望ましいが、大量のデータを転送して一か所で処理することは困難である。このため、本装置ではこの散乱線処理を検出器ユニットで行う。散乱線の中には検出器ユニットをまたいで発生する場合もあるため、検出器ユニット内の処理の後、検出器ユニット間の処理を行う構成とした。ユニット間の散乱線はユニットカバーがあること、ユニット間のギャップがあることなどから発生割合が少ないため、ユニット内のイベントを優先処理している。



(a) 有効率位置依存性



(b) 有効率時間窓依存性

図3-21 散乱線データの有効率

3.2.2 頭部用半導体 PET の基礎特性評価

1) エネルギー分解能

図3-22に Ge-68/Ga-68 を視野中心に置いて測定した全チャンネル合計のエネルギースペクトルを示す。横軸がエネルギー (LSB: least significant bit) であり、縦軸はカウント数である。横軸のエネルギーは keV の単位にはなっておらず、511keV のガンマ線のピークが 480LSB に存在する。散乱線処理前のスペクトルを見ると、480LSB のフォトピーク、300 LSB 辺りのコンプトンエッジ、180 LSB のバックスキャッタピークがきれいに観測されており、エネルギー分解能が優れていることが分かる。また 70 LSB 以上でデータが観測されているが、低エネルギー側においてカウント数の増加が見られないことからノイズレベルが十分に低いことが分かる。右側のグラフは 450keV~530keV のエネルギーウインドウで散乱線処理を行った後のエネルギースペクトルである。散乱線処理を行ってもピークの形は崩れておらず、良好なエネルギー分解能を保っていることが分かる。表3-2にエネルギー分解能の値(FWHM)をユニット毎に計測した結果を示す。散乱線処理前では平均 4.08%、散乱線処理後でも平均 4.30%であり、プロトタイプ機の 5.4%から大幅に改善した。散乱線処理後のエネルギー分解能が悪いのは散乱線処理において 2 つ以上のデータのエネルギー和を用いるため、データに含まれるノイズが増大することが原因である。ユニット毎にエネルギー分解能の値にばらつきが見られたが、0.2%程度の誤差を含んでいること、一部の検出器がノイズを発生する場合がありますそれがエネルギー分解能の評価に影響を与えた為と考えられる。

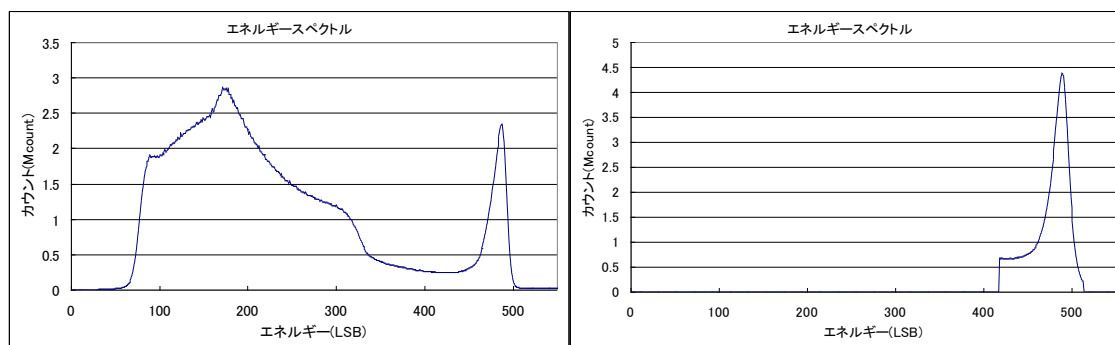


図3-22 エネルギースペクトル(左: 散乱線処理前、右: 散乱線処理後)

表3-2 エネルギー分解能(左: 散乱線処理前、右: 散乱線処理後)

Unit	分解能(%)	Unit	分解能(%)	Unit	分解能(%)	Unit	分解能(%)
0	3.96	9	4.00	0	4.34	9	4.30
1	4.04	10	3.74	1	4.34	10	4.58
2	4.06	11	3.73	2	4.83	11	4.30
3	4.11	12	4.13	3	4.35	12	4.38
4	4.03	13	4.21	4	4.30	13	4.36
5	4.41	14	4.09	5	4.75	14	4.70
6	4.05	15	4.12	6	4.41	15	4.69
7	4.42	16	3.78	7	4.74	16	4.60
8	4.01	17	4.02	8	4.39	17	4.33
		平均	4.08			平均	4.30

2) 時間分解能

散乱線処理を行わない場合の時間分解能について、バイパラメトリック信号処理による時間補正効果を検討した。測定は Ge-68/Ga-68 を視野中心に置いて 250keV 以上のデータを収集して得られた検出時間差のヒストグラムを図3-23 (図2-23) に示す。検出時刻のサンプリング周期は 2nsec である。また、時間分解能と時間ウインドウ ($\pm 6\text{nsec}$) に入る割合 (データ有効率) を表3-3 (表2-2) に示す。補正を行わない場合の、時間分解能は 14nsec であり、補正後は 6.5nsec と大幅に改善し、また時間ウインドウ ($\pm 6\text{nsec}$) に入る割合は、補正前で 56%が補正後は 83%に改善している。

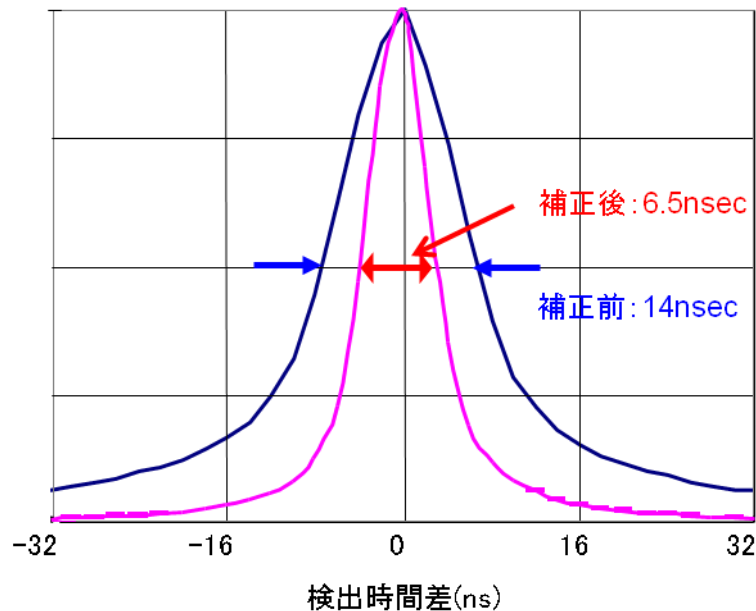


図3-23 検出時間差プロファイル(散乱線処理無)

表3-3 頭部用半導体PETにおけるタイミング補正結果

	時間分解能	データ有効率
補正前	14ns	56%
補正後	6.5ns	83%

次に、散乱線処理後の時間分解能を評価した。同様に Ge-68/Ga-68 を視野中心に置いて測定した検出時間差のヒストグラムの測定結果を図3-24に示す。450keV～530keV で散乱線処理を行った後のデータである。時間分解能は 6.4nsec であり、また時間ウィンドウ ($\pm 6\text{nsec}$) に入る割合は 90%であった。散乱線処理前に比べ時間分解能が高いのは、高エネルギーの信号が多いこと、低エネルギーの信号を使用する場合は、信頼性の高いデータを選択して使用することが影響しているためである。散乱線処理後でも数え落しが若干存在しているものの、CdTe 半導体検出器を用いて、GSO シンチレータ並みの時間分解能を達成した。

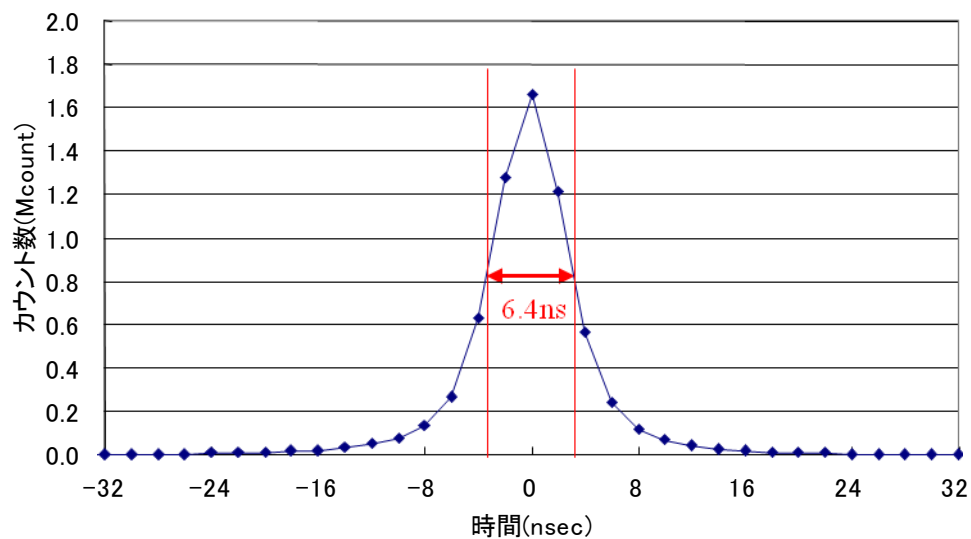


図3-24 検出時間差ヒストグラム

3) 空間分解能

内径 0.5mm のキャピラリチューブを用いて空間分解能の測定を行った。図 3-25 に画像再構成の結果を示す。中心から上方に 10mm 及び 100mm 離れた位置に 1 点ずつ、右側に 100mm 離れた位置に 1 点、合計 3 点に線源を配置した。再構成した画像を見ると、中心付近の点はくっきりしているが、中心から離れた 2 点では径方向に伸びた楕円になっている。それぞれの点での横断方向、および体軸方向の空間分解能を表 3-4 に示す。中心より 10mm の点では空間分解能 2.3mm(FWHM)と高い分解能を持っている。高分解能シンチレータ PET 装置である HRRT[4]を上回る空間分解能をもつことが確認できた。HRRT は、頭部専用の研究用 PET 装置で世界最高水準の空間分解能を有しており、検出器は $2.1 \times 2.1 \times 7.5\text{mm}$ の LSO シンチレータの 2 層 DOI 構造であり、空間分解能は中心で 2.4mm、中心から 10mm 位置で 2.8mm となっている。

中心から 100mm の点では、接線方向は 2.8mm(FWHM)と高い分解能を保っているものの、径方向は 4.8mm(FWHM)と中心付近に比べ倍以上悪い値となっている。これは視野の端に行くほど検出器を斜めから見込むようになり、深さ方向に検出器が長い影響が効いていると考えられる。

体軸方向には中心から 10mm で 5.1mm(FWHM)、中心から 100mm で 5.9mm(FWHM)と横断方向に比べ空間分解能が悪い。これは体軸方向への検出器ピッチが横断方向に比べ広いことによる影響である。

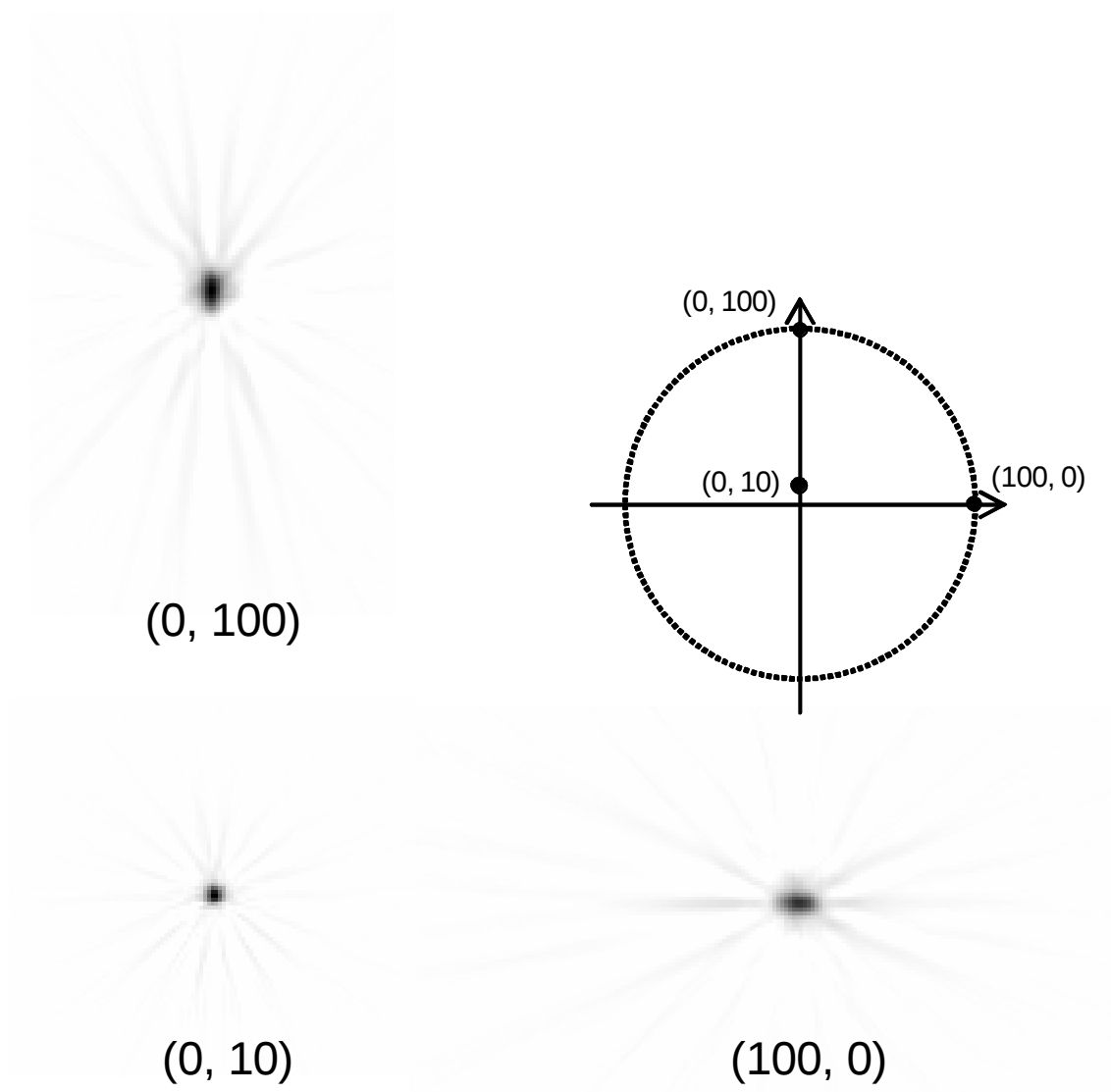


図3-25 空間分解能測定における点線源再構成画像

表3-4 空間分解能測定結果

	横断方向(FWHM)		体軸方向	
	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM
中心より 10mm	2.3mm	5.0mm	5.1mm	9.8mm
中心より 100mm	4.8mm (径方向)	7.9mm (径方向)	5.9mm	12.3mm
	2.8mm (接線方向)	5.3mm (接線方向)		

4) 散乱線処理

散乱線処理回路の特性を見るために散乱線処理前と処理後のエネルギースペクトル測定結果を図3-26に示す。全リストデータを収集し、ソフトにて散乱線処理を模擬した結果である。Single は1つの検出器でとまったもの、Double は1つのガンマ線が2つの検出器に分かれて検出されたもの、Triple は3つの検出器に分かれたものである。また Double の high と low は散乱線処理前のデータでエネルギーの高いほう及び低いほうのスペクトルを示している。エネルギー分解能を見ると Single イベントから Triple イベントになるのに従いホトピークがブロードになっており、ノイズが加算されることが原因と考えられる。また、Single、Double、Triple のカウントは 45%:45%:10% になっており、ガンマ線が1つの検出器でとまらないイベントが半数以上あることがわかる。本散乱線処理によりシングルイベントの有効カウントが 2.2 倍、同時計測することにより感度は 4.9 倍に向上することが分かった。

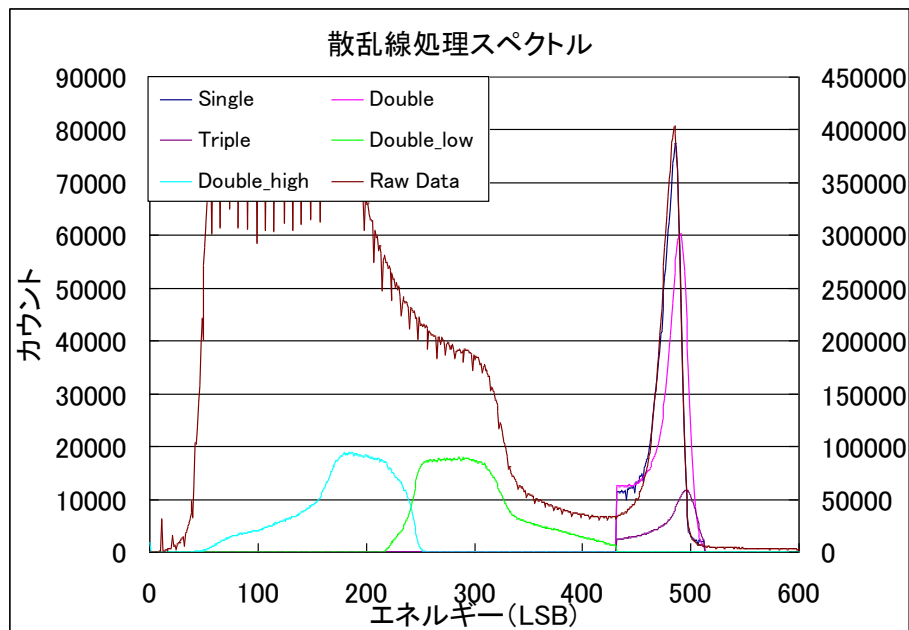


図3-26 散乱線処理前後のエネルギースペクトル

5) 計数率特性

NEMA (National Electrical Manufacturers Association) 1994[5]に規定されたファントムを用いて計数率を測定した。NEMA1994 に規定されたファントムは直径 200mm、長さ 200mm の円柱であり、中に放射性薬剤を混ぜた水を入れて測定を行った。放射性薬剤として約 10mCi の FDG を使用し、放射能を減衰させながら計測を行った。図3-27に計数率測定結果を示す。横軸はファントム内の放射能濃度であり、縦軸はカウントレートである。統計雑音の指標である NEC に関しては右側の軸に示している。測定条件はエネルギー

ウインドウ 450-530keV であり、スキヤッタフラクションの値として 23.55%を使用した。True の値は放射能濃度に対しほぼ直線で延びており、0.85 μ Ci/cc のところで飽和している。Random については濃度に対し 2 次関数的に上昇している。NEC は 2R の評価において最大 47kcps であった。通常の臨床撮像では 0.1 から 0.2 μ Ci/cc 程度の濃度であり、その際の NEC の値はそれぞれ 30kcps、41kcps である。また低放射濃度の立ち上がりである感度は 650kcps/ μ Ci/cc であった。

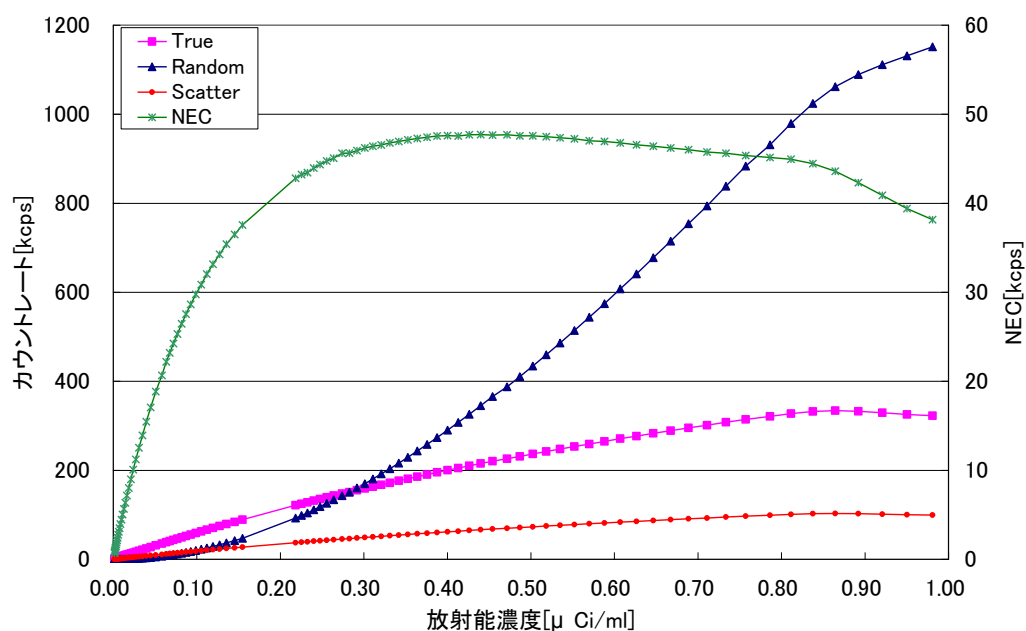


図3-27 NEMA1994計数率測定結果

同様に NEMA2001[6]に規定されたファントムで測定を行った。NEMA2001 のファントムは直径 200mm 長さ 700mm の円柱であり、内部に棒状の線源を入れて測定を行う。測定結果を図 3-28 に示す。横軸が放射能濃度、縦軸がカウント数である。NEC に関しては右の軸を使用している。NEMA1994 の測定結果と同じような傾向を持つが、ファントムの容積が NEMA1994 より大きいため、低濃度で NEC が飽和する。NEC の最大値は 19kcps である。実際に使用する 0.1 μ Ci/cc から 0.2 μ Ci/cc の間において NEC の値は 17~19kcps であった。

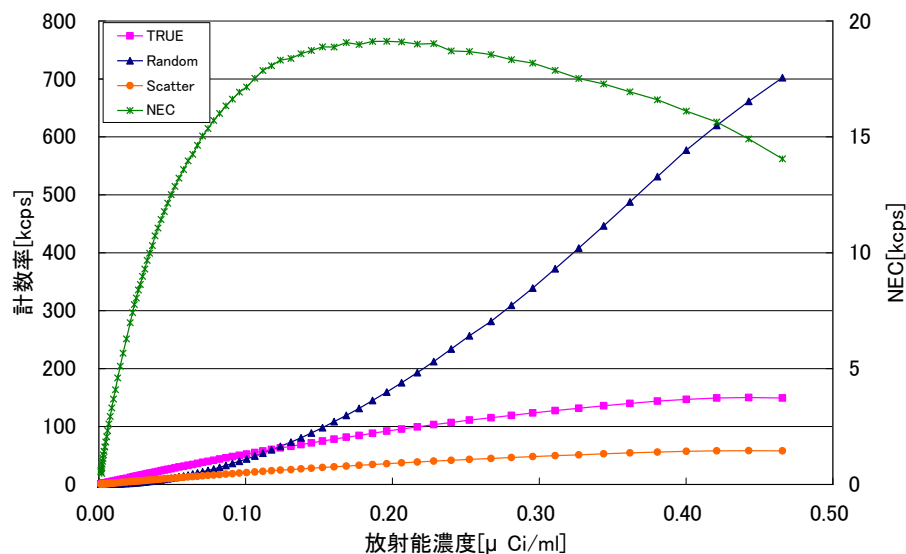


図3-28 NEMA2001計数率測定結果

6) 散乱フラクション

NEMA2001 で規定されたファントムを使用し、中心から 45mm 離れた場所に棒状の線源を置き、撮像を行った。サイノグラム上の各投影方向のデータに関して線源の中心を求め、中心位置を合わせたのちに各投影方向のデータを足し合わせた。図 3-29 に散乱フラクションを測定した際のデータを示す。横軸が位置、縦軸がカウント数である。本開発機では検出器内の散乱線进行处理するため、データに検出器内散乱の成分が含まれてしまう。図のデータは散乱線処理回路を **OFF** にし、測定したデータから検出器内散乱のデータ量を推定した。中心部分のピークが線源からの真の信号であり、体内での散乱も、検出器内での散乱も起こしていないので高い空間分解能をもつ。真の信号の周りに存在しているのが検出器内散乱による劣化分である。検出器内散乱を散乱線処理により収集する場合、散乱線処理において、検出器で最初に反応した位置を特定できれば検出位置の誤差は生じず、空間分解能の劣化は起きないが、実際にはかなりの確率で誤った検出位置となる。このため、散乱線処理を行った場合は真の信号から広がった形となる。ただし、散乱線処理を行わない場合、散乱線処理を行う場合に比べ感度が約 1/5 になるため、本開発機において散乱線処理を行わない事は考えられない。さらに離れた場所では体内での散乱成分が大きくなる。さらに中心から離れた位置ではランダムデータが観測されている。

このグラフから散乱フラクションの値を計算した。NEMA2001 の規定では中心から 20mm 離れたところはファントムによる散乱線の成分のみが存在すると考え、この線を基準に散乱線成分の量を推定する。線より上の部分が直達ガンマ線で、線より下の部分が散乱ガンマ線であると考えて散乱フラクションを算出する。この NEMA の規定を用い、エネ

ルギーウィンドウ 450-530keV にて測定を行ったところ、体内散乱線と直達線の割合を示す散乱フラクションは NEMA1994 の規定で 22.7%、NEMA2001 の規定で 28%であった。従来のシンチレータ式 PET 装置では 50%を超える値であり、半導体検出器のエネルギー分解能の高さによるものである。

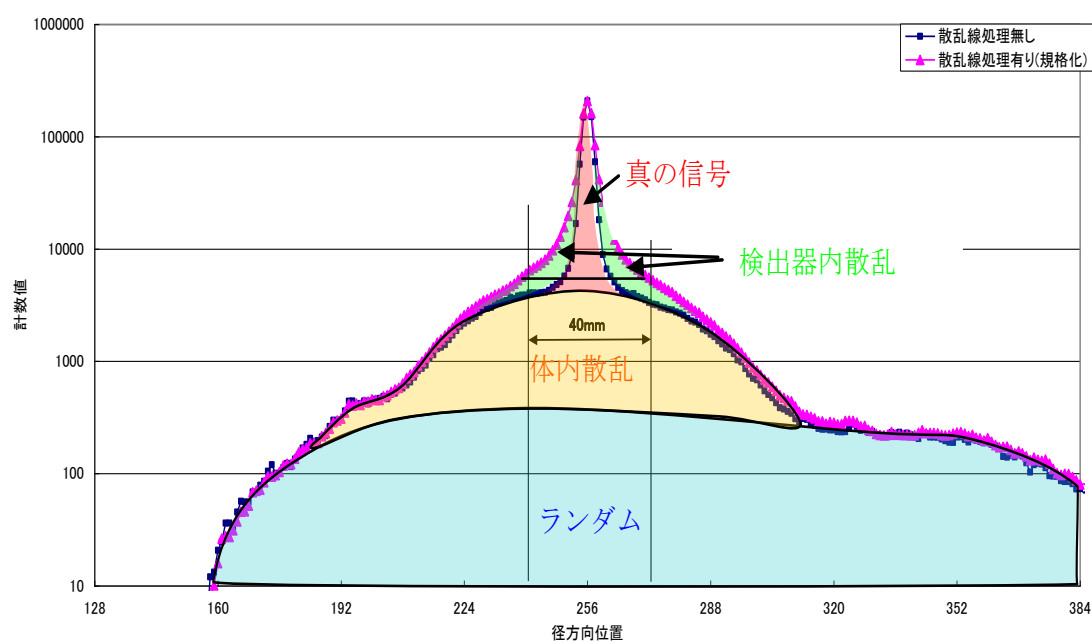


図3-29 散乱フラクション測定データ

3.2.3 ファントム撮像による PET 画質評価

1) ホットロッドファントム

図3-30にホットロッドファントムの画像を示す。このファントムは、直径 1.5mm～4.0mm でその直径と同じ間隔で複数配置した中空管の内部に FDG を封入したものである。得られた画像は、装置の空間分解能の高さを評価する指標となる。図に示したとおり、開発装置では、2.5mm 程度の構造物を分離して視覚化するポテンシャルを有し、従来型の全身用シンチレータ PET 装置と比べ格段に分解能の良い画像が得られている。開発した頭部用半導体 PET 装置の空間分解能 2.3mm に合った画像である。なお、撮像条件は視野内放射能 149MBq で、エミッション撮像の時間は 15 分である。

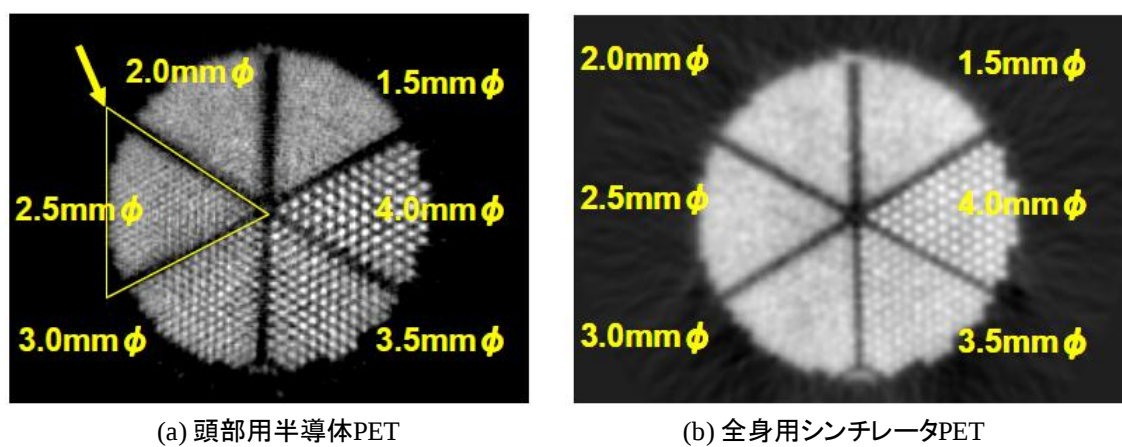
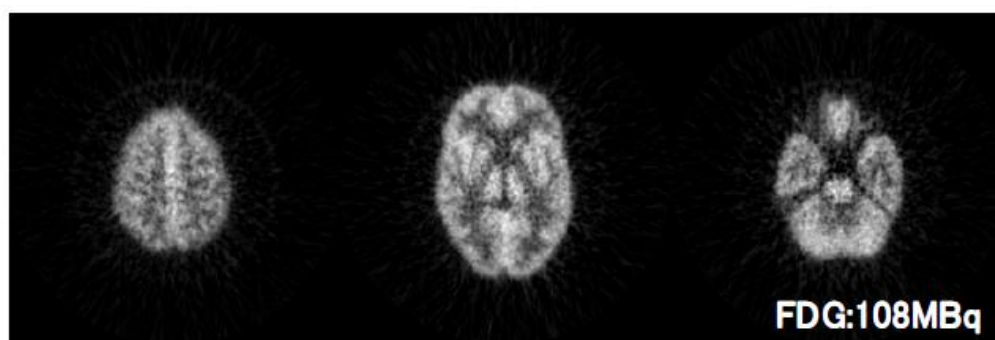


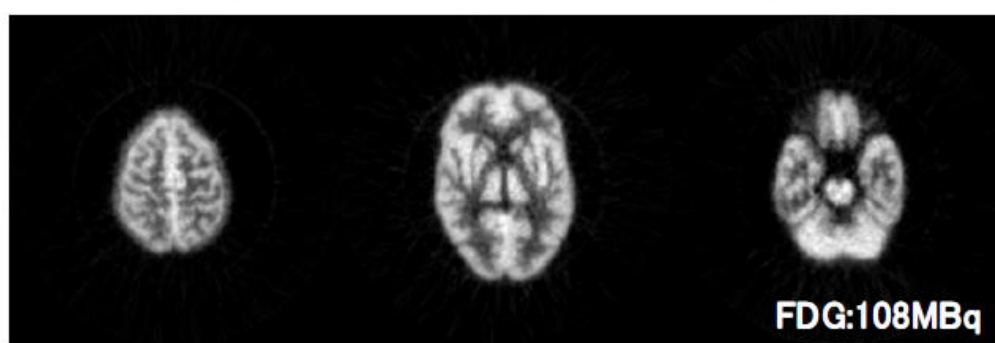
図3-30 ホットロッドファントム画像

2) Hoffman ファントム

図3-31に Hoffman ファントムの画像を示す。このファントムの脳内の白質、灰白質の代謝分布の違いを模擬できるように考案されたファントムであり、このファントムを明瞭に画像化できるかどうかは、実際のボランティア画像を取得可能かどうかを判断するための試金石となる。本装置で得られた画像は、空間分解能の高さを反映したものであり、臨床適用へのポテンシャルを有するものであると判断された。また、通常の臨床撮像時間においては、統計的なノイズを適正に制御して画質の向上を図ることにより、一層装置の特徴を生かすことが出来ると考えられる。



(a) 撮像時間20分



(a) 撮像時間8時間

図3-31 Hoffmanファントム画像

3.2.4 臨床試験による頭部用半導体 PET 装置の総合性能評価

1) 健常ボランティア画像

図3-32に健常ボランティアの FDG-PET 画像を示す。頭頂部から側頭葉、小脳に至る領域で高分解能、高コントラストな画像が得られており、開発装置のポテンシャルを活かした画像が得られている。

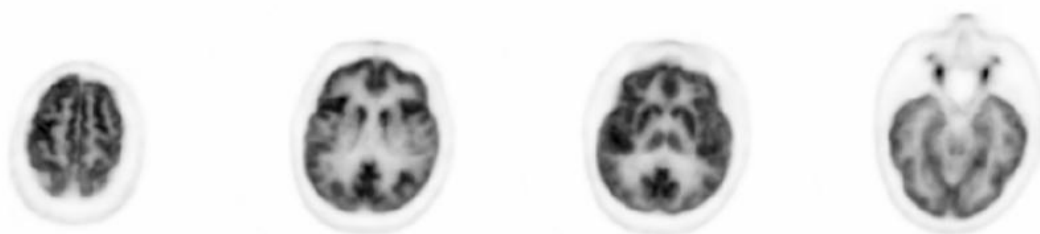


図3-32 健常ボランティアFDG-PET画像

通常の撮像時間で、画質を検討するため健常者の脳内 FDG 分布の抽出能を検討した。ここでは、収集エネルギー幅を 450～530keV とし、健常者 12 例に 18F-FDG400MBq 投与し頭部用半導体 PET 装置と従来型の BGO シンチレータ PET 装置 (Siemens ECAT HR+) で脳の撮像を行い、画像の鮮明さを比較した。撮像時間はエミッション 12 分である。定量的に画像の鮮明さを評価するために脳内 3 箇所のカウント比 (peak/valley) を求めた (図 3-33)。前頭葉内側と全大脳縦裂のカウント比、視床と近傍白質のカウント比、基底核と近傍白質のカウント比は、頭部用半導体 PET は 1.46 ± 0.32 、 4.03 ± 1.30 、 2.52 ± 1.23 、従来 PET は 1.29 ± 0.24 、 2.59 ± 0.58 、 1.68 ± 0.53 で、頭部用半導体 PET で 3 箇所とも有意に高いカウント比を示した ($P < 0.01$)。結果を図 3-34 にまとめる。

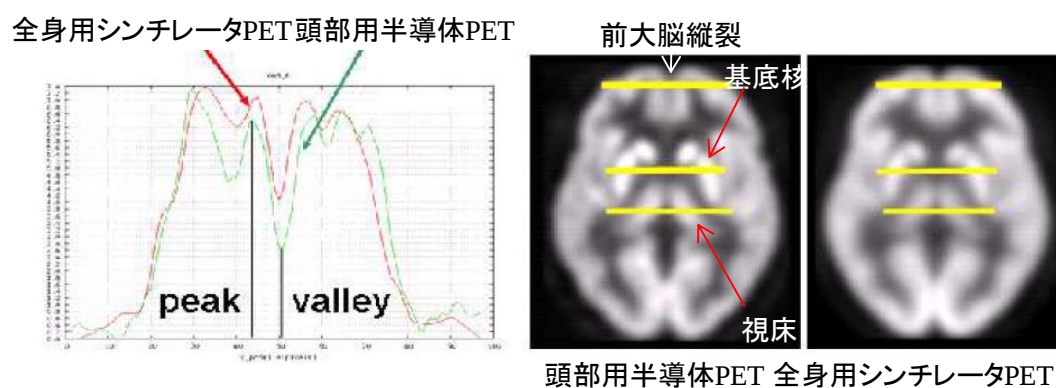


図3-33 脳内FDG分布の比較方法

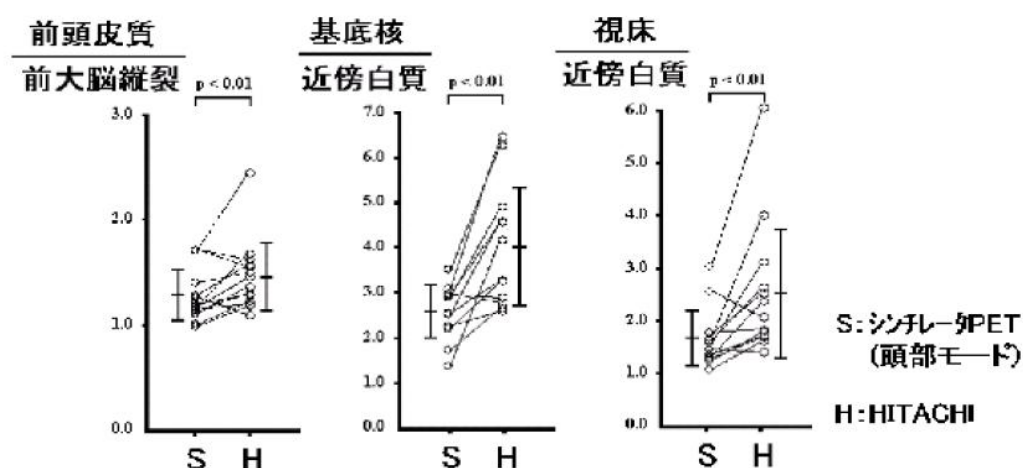


図3-34 カウント比の比較

2) 腫瘍画像

上述のように、開発した頭部用半導体 PET 装置は、病変のコントラストを明瞭に画像化するポテンシャルを有することが分かった。このことは、本機を腫瘍診断へ適用した場合、腫瘍内部の代謝活性の局在、微細な病変の検出等に直結すると考えられる。腫瘍内部の代謝活性の局在同定は放射線治療計画を作成する上で非常に重要である。

そこで、病変部内部のブドウ糖代謝活性の局在診断の可能性を評価するため、上咽頭がん患者の FDG 画像を撮像した。従来シンチレータ装置である Siemens ECAT HR+ PET scanner でも FDG-PET を同日に撮像し、視覚的に評価をおこなった。

その結果、上咽頭がんの症例では腫瘍内部の不均一性が明瞭に認められた症例が複数例存在した。図 3-35 の症例では MRI の T2WI にて腫瘍内部の信号は不均一であり、腫瘍内部の代謝活性は不均一であることが予想されるが、従来型シンチレータ PET では代謝活性の局在を十分提示できていない。従来カメラでは腫瘍内部がほぼ均一となっているのに対し、本機による診断画像では腫瘍内部に集積低下域を認め、MRI と合致する像となっている。

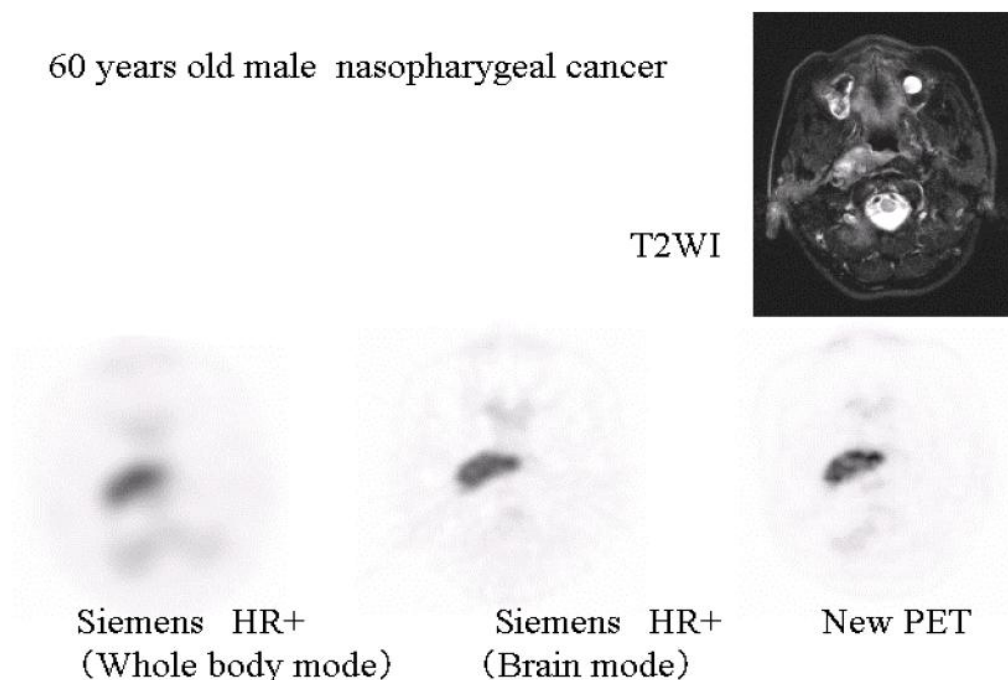


図3-35 半導体PETで糖代謝の不均一が示唆された上咽頭腫瘍画像

3.3 まとめ

2 段階の装置開発を通じて半導体検出器の実用化に必要な基盤技術とともに PET 装置特有の感度向上技術等を構築し、最終的に実臨床試験可能な頭部用半導体 PET 装置を実現した。

はじめに、基盤技術となる ASIC を試作し、また CdTe 検出器の基板上への稠密実装技術の基礎を構築して、小動物撮像用の 2 次元撮像方式の半導体 PET プロト機を開発した。開発した半導体 PET プロト機により、基礎特性試験、ファントム試験及びラット撮像試験を実施し、以下の結論を得た。

- ・半導体検出器のメリットであるエネルギー分解能は、シンチレータ PET に勝る 5.6% を確認。
- ・空間分解能に関しては、DOI 効果による高分解能化を確認し、更にラットによる画像評価試験により、高い空間分解能を確認。
- ・半導体検出器の課題である時間分解能に関しては、6.0ns を確認したが、タイムウインドウから漏れてしまうイベントが多数あることが判明。

また、本開発により臨床に適用可能な半導体 PET 装置を実現するためには、以下の課題とその対策が必要なことが明らかとなった。

1) エネルギー分解能改善

本開発においてシンチレータに勝る分解能を確認したが、CdTe 検出器のポテンシャルはもっと高く、また半導体のメリットを出すために更なるエネルギー分解能の改善が重要であり、対策として、ASIC の低ノイズ化が有効である。

2) 時間分解能改善

本開発では、タイムウインドウから漏れるカウントが多いことが分かった。感度向上のために、取りこぼしを減らすための時間分解能の改善が求められる。対策としてバイパラメトリック信号処理による時間分解能の補正が必要となる。

3) 感度向上

本開発装置は 2 次元撮像体系の PET 装置であり、感度は低く実臨床には適用できるものではなく、3 次元撮像体系の PET 装置の構築が必須である。更にシンチレータ式 PET 装置なみの感度が必要であり、更なる感度向上策が求められる。

そこで、第 2 段の開発として、半導体検出器の基盤技術であるバイパラメトリック信号処理技術を構築し、更にも一つの基盤技術である ASIC を改良（ノイズ及び消費電力低減）し、更に PET 装置特有の技術として高感度化技術を構築して、頭部用の半導体 PET 装置を実現した。開発した装置は、北海道大学病院に設置し北海道大学との共同研究において、ボランティア及び患者診断に適用し、実際の診断画像を評価してその有用性が確認された。頭部用半導体 PET 装置開発において、研究開発した主な半導体検出器技術の内容と検証結

果を以下に示す。

1) ASIC

高密度実装 (48ch/ASIC)、低消費電力 (23mW/ch) 及び低ノイズ化を実現した改良 ASIC を搭載し、高空間分解能 (中心から 10mm の位置で 2.3mm) を達成するとともに、高エネルギー分解能 (4.3%) を達成した。

2) バイパラメトリック信号処理

バイパラメトリック信号処理回路を ASIC 内に実装し時間補正技術を構築して、時間分解能を 14nsec から、GSO シンチレータ並の 6.5nsec に大幅に改善した。また、また時間ウインドウ ($\pm 6\text{nsec}$) に入る割合は、補正前で 56%が、補正により 83%に改善し感度向上にも貢献している。

また、本処理回路による異常イベント除去技術も構築し、各チャンネルのノイズの影響を除去して、約 76,000 チャンネルの巨大システムを実現した。また、本技術によりエネルギーウインドウを広げて (下限: 約 70keV)、散乱線処理に必要な低エネルギーイベントの計測を可能とし、感度向上に寄与している。

3) 感度向上技術

半導体検出器における最大の課題である感度に関して、両面実装技術の構築及び ASIC 改良による低消費電力化等により装置の 3D 化を実現するとともに、検出器内散乱線処理技術を構築した。検出器内散乱線処理技術は、ASIC 技術及びバイパラメトリック信号処理技術を駆使して構築したもので、感度を約 5 倍に向上した。

第 3 章の参考文献

- [1] Y. Ueno, Y. Morimoto, K. Tsuchiya, N. Yanagita, S. Kojima, T. Ishitsu, H. Kitaguchi, N. Kubo, S. Zhao, N. Tamaki, and K. Amemiya, "Basic physical performances of a PET scanner using semiconductor detectors," IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 56, pp. 24-28, 2009.
- [2] N. Yanagita, et al. "Physical performance of a prototype 3D PET scanner using CdTe detectors," IEEE NSS MIC (2007)
- [3] Y. Morimoto, Y. Ueno, W. Takeuchi, S. Kojima, K. Matsuzaki, T. Ishitsu, K. Umegaki, Y. Kiyonagi, N. Kubo, C. Katoh, T. Shiga, H. Shirato, and N. Tamaki, "Development of a 3D Brain PET Scanner using CdTe Semiconductor Detectors and its First Clinical Application," IEEE Trans. Nuc. Sci., vol. 58, No. 5, pp. 2181-2189, 2011.
- [4] K. Wienhard, M. Schmand, M. E. Casey, K. Baker, J. Bao, L. Eriksson, W. F. Jones, C. Knoess, M. Lenox, M. Lercher, P. Luk, C. Michel, J. H. Reed, N. Richerzhagen, J. Treffert, S. Vollmar, J. W. Young, W. D. Heiss, and R. Nutt, "The ECAT HRRT: Performance and first clinical application of the new high resolution research tomograph HRRT," IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 49, pp. 104-110, 2002.

- [5] National Electrical Manufacturers Association, NEMA Standards Publication NU 2-1994: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs. Washington, DC, National Electrical Manufacturers Association, 1994.
- [6] National Electrical Manufacturers Association, NEMA Standards Publication NU 2-2001: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs. Rosslyn, VA, National Electrical Manufacturers Association, 2001.

第4章 高精度計測を可能とした環境用ガンマカメラ

半導体検出器の特徴を活かすことにより高精度化が望めるピンホールタイプガンマカメラを採用し、高線量場と低線量場の相反する環境にそれぞれ適応した、2種のガンマカメラを開発した。

基盤技術である低ノイズ、高集積 ASIC を実装することにより小型コンパクト化を実現した 2 次元ピクセル状の検出器モジュールを用い、もう一つの基盤技術であるバイパラメトリック信号処理におけるエネルギー分解能補正を適用することにより、厚い CdTe 素子 (2.1mm 厚) でのエネルギー分解能向上を図った。

高線量場対応としては、原子力建屋内の 1,000mSv/h もの高線量場で飽和せずにロボットに搭載し遠隔操作にて正常動作することが求められる。そこで、ピンホールコリメータ及びシールド厚を最適化して、更に ASIC の高計数率化の改良も行い、使用可能な環境線量率の向上を図った[1]。また、低線量場対応としては、福島などの原発周辺の数 $\mu\text{Sv/h}$ 環境での短時間撮像が求められており、感度向上技術を検討した。具体的には、三つの手法（バイパラメトリック信号処理の異常イベント低減によるエネルギーウインドウの拡大、感度及び空間分機能の評価しピンホール径の最適化、統計ノイズを抑制するスムージングフィルタ）を検討した。

以下では、両環境に共通の基礎技術を考察した後に、それぞれ環境（目的）に適応したガンマカメラ技術について説明する。

4.1 ピンホールタイプガンマカメラの基礎技術考察

共通の基礎技術である半導体検出器モジュール及びピンホール径（空間分解能と感度）について以下考察する。

4.1.1 小型コンパクトな 2 次元ピクセル状半導体検出器モジュール

本検出器モジュール（図 4-1 参照）は、医療応用を最終目的に開発したもので小型高性能を実現したものである。検出器カードの設計コンセプトにて検出素子の電極面がガンマ線の入射方向と平行なエッジオン型（図 4-2 参照）と呼ばれる方式を採用し、2.5 mm ピッチの 2 次元検出器配列を実現している。

検出器モジュール一つは、 $16 \times 16 = 256$ ピクセルから成る。CdTe 素子一つは、溝によって 4 ピクセルに分割されており、この素子を薄いカード基板の両面に 4 つずつ（計 8 つ）実装することによって $2 \times 16 = 32$ ピクセルからなる検出器カードを構成する。8 枚の検出器カードをカードエッジコネクタに挿して並べることで検出器モジュールができる。なお、CdTe 素子は応力に対して弱いため、CdTe 素子をカード基板に実装する際には、キュア温度が低く柔らかい銀ペーストを用いて電氣的なコンタクトを取るよう工夫している。また素子部を直に触らなくて済むように、検出器カードの挿抜には専用のジグを用いる。

CdTe 素子一つの厚みは約 2.1 mm となっており、これは CdTe 検出器の一般的な厚さ（約

1 mm 以下) に比べて倍ほども厚い。これにより、通常の使用法では優れた性能を発揮できないため、前述 (2. 1. 2) のバイパラメトリック信号処理法を開発することでこれを克服している。

検出器モジュールを構成する基板には、前述 (2. 2. 2) の改良 ASIC が実装されており、256 ピクセル分の処理回路を検出器モジュール内でコンパクトに完結させることができる。これにより、ピクセルピッチを乱すことなく四方向に検出器モジュールを敷き詰めることができる (いわゆる 4-side buttable) 構造となっており、視野を容易に広げることができる設計である。環境用のガンマカメラでは、使用する検出器モジュールは一つのみであるが、医療用のガンマカメラや SPECT 装置用[2-4]の大面積検出器パネルを構成できるように設計されている。

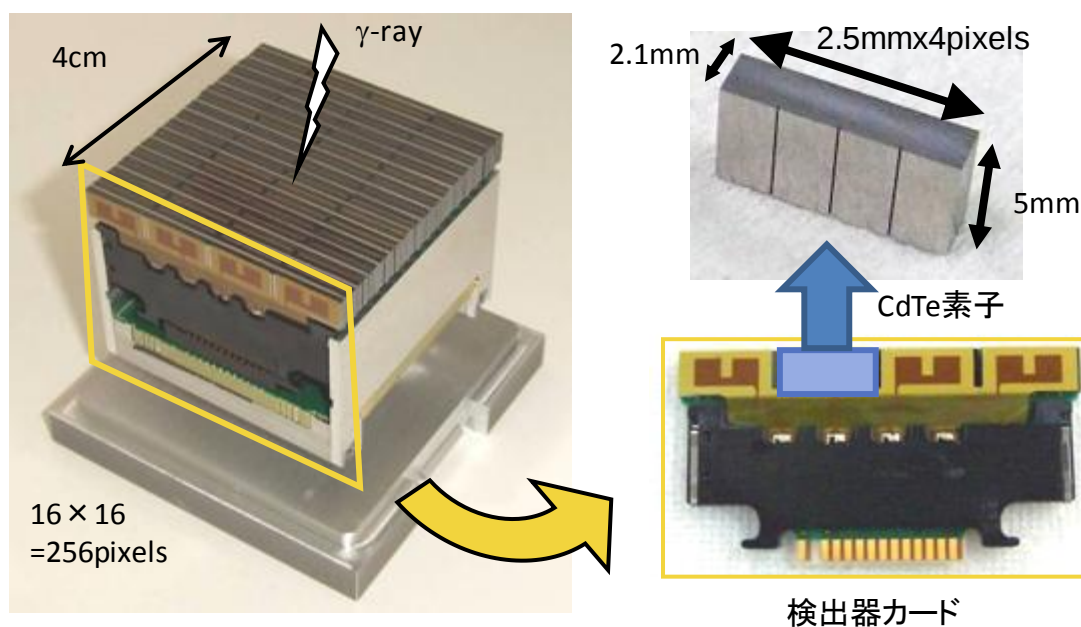


図4-1 検出器モジュール外観写真

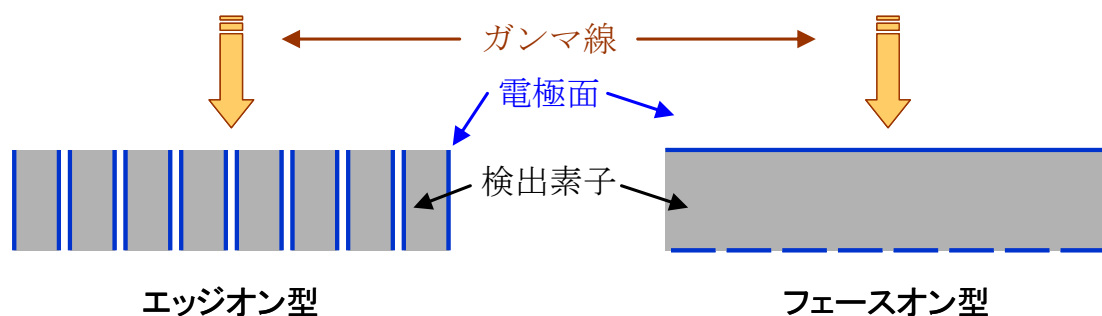


図4-2 半導体検出器の方式

4.1.2 空間分解能と感度を決定するピンホールコリメータ

ガンマカメラの空間分解能と感度は、ピンホールコリメータの直径に依存している。図4-3にピンホールコリメータの概略図を示す。ピンホールコリメータ直径を b 、検出器とピンホール間距離を r 、ピンホールと測定対象までの距離を R とすると、空間分解能 X は、以下となる。

$$X = B + BR/r \quad (1)$$

ただし、ここで B は実効的なコリメータ直径である。図4-3に示すようにピンホールコリメータはナイフエッジ形状であり、ガンマ線は平均自由行程 (μ^{-1}) だけ遮蔽体を通過することを考慮して、実行コリメータ直径 B は、

$$B = b + \mu^{-1} \tan(\alpha) \sim b + 3.0\text{mm} \quad (2)$$

となる。ここで、ピンホールはタングステン製であり、Cs-137 (662keV) の平均自由行程 (μ^{-1}) は 5.3mm であり、10m 先で 8m の撮像視野を確保するために α は 29.5° となる。

一方感度は、距離 R 離れた点からのピンホールの立体角に依存するので、感度 S は以下のように表せる。

$$S \sim 2\pi (b + 3.0)^2 / (4\pi R^2). \quad (3)$$

式(1)(2)及び(3)から、ピンホールコリメータ直径と空間分解能及び感度の関係式が導かれた。感度はコリメータ直径の二乗で増大するが、空間分解能はコリメータ直径の増加とともに低下してしまう。空間分解能と感度はコリメータ直径を介してトレードオフの関係にあり、ガンマカメラの適用先（必要性能）に応じて、式(1)(2)及び(3)を用いて適切にコリメータ直径を設定する必要がある。

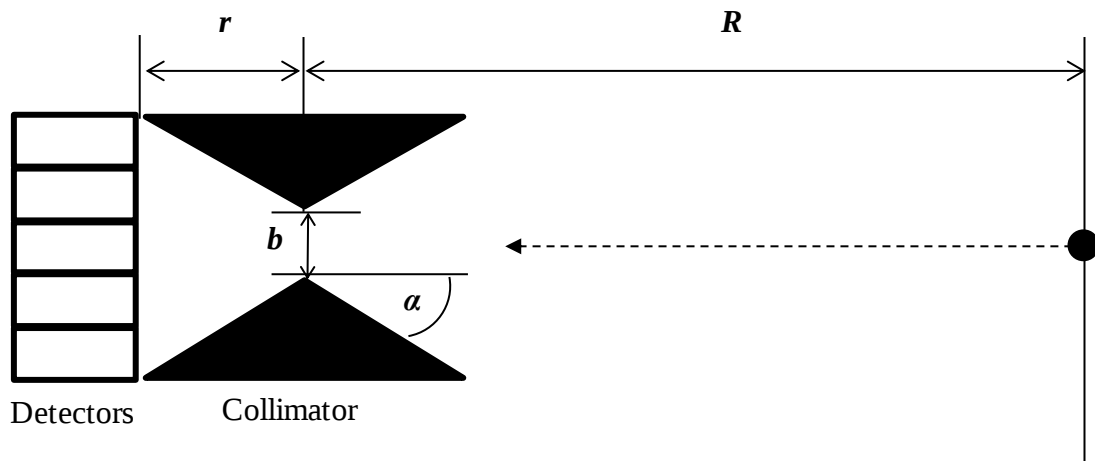


図4-3 ピンホールコリメータの概念図

4.2 原子力プラント用の高線量対応ガンマカメラ

4.2.1 遠隔コントロールによるロボット搭載装置構成

1) 装置コンセプト

福島第一原子力発電所での適用に際して、ガンマカメラは以下の性能が求められる。

- (1) 高線量場環境へ対応
- (2) 汚染源を特定するために高い定量性、エネルギー分解能及び空間分解能
- (3) リモートコントロールが必須であり、ロボット搭載可能な装置構成

そこでこれらの要求性能を実現するために、ピンホールタイプのガンマカメラを開発した。また、上述の要求性能に対応して以下を装置目標とした。

- (1) 使用可能な最大環境線量率：1000mSv/h
- (2) 汚染源を特定するための高い空間分解能：1m 以下（10m 距離にて）
- (3) ロボット搭載可能な重量：100kg 以下

ピンホールタイプガンマカメラのキーコンポーネントは、検出器、ピンホールコリメータ及びシールドであり、それぞれ上記要求性能、装置目標を達成すべく以下のコンセプトで装置を開発した。

2) 2次元ピクセル状半導体検出器モジュール

検出器は、ガンマカメラのもっとも重要な構成要素であり、小型コンパクト、高いエネルギー分解能と空間分解能そして高いカウントレートへの対応が望まれる。そこで、これらの特性を有する 4. 1. 1 記載の半導体検出器モジュールを採用した。

本 ASIC は医療用に開発されたもので、モジュール全体での飽和計数率が 250kcps であり、高線量場での高い計数率には不十分であった。そこで、本 ASIC は出力ピン数を低減するためにトリガ出力をグルーピングしているが、2 倍の高計数率化の効果を期待してグルーピングチャンネル数を 8 本から 4 本に低減した。

3) ピンホールコリメータ

ピンホールコリメータは、ガンマカメラの画像特質（空間分解能、視野の大きさ）及び感度を決定するものである。4. 1. 2 記載のように、空間分解能と感度はトレードオフの関係にあり、本高線量場用のガンマカメラでは、カウントは十分に稼げるので感度ではなく空間分解能優先で設計した。

具体的なピンホールコリメータの形状は、必要な空間分解能と視野の広さから 4. 1. 2 の考察を用いて決定した。式（1）及び（2）から、空間分解能とピンホール径の関係を図 4-4 に示す。目標の空間分解能（1m@距離 10m）を達成するためにピンホール径を 2mm とした。

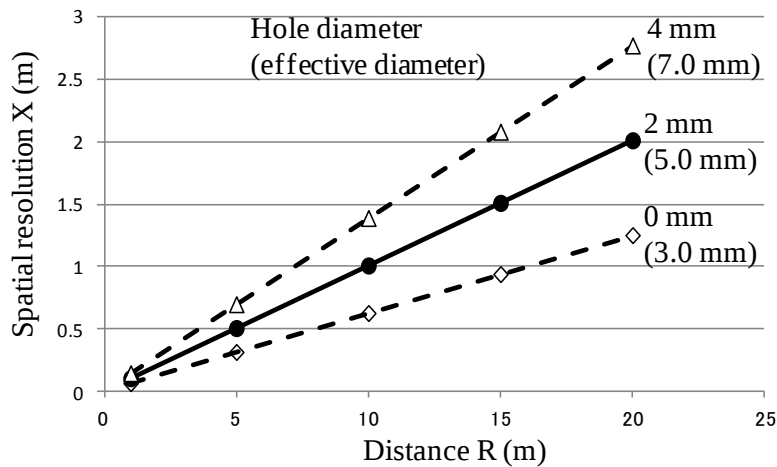


図4-4 空間分解能の距離及びピンホール径依存性

4) シールド

検出器を覆うシールドは、装置重量とともに使用可能な最大の環境線量率を決定する。装置の最大の環境線量率は、シールドを通過して計測されてしまうノイズ（バックグラウンドカウント）で決定される。バックグラウンドカウントが増加すると、ノイズが増えて計測の定量性等の計測精度が低下するとともに全体の計数率が増加し、検出器モジュールが飽和して計測不能となる。従って、システム重量が増えすぎないように、計数率を検討して最小限のシールド厚を設定した。具体的には、目標の最大環境線量率 1000mSv/h を達成するために、シールドを通過して計測されるバックグラウンド（BG）カウントとピンホールを通過して計測されるシグナル（SG）カウントを以下のように考察し、必要最低限のシールド厚さを決定した。また、福島第一原発内における汚染源は主に Cs-137 であり、以下では線源を Cs-137 として考察した。

Q (MBq) の Cs-137 点線源が距離 R (m) の位置にあると仮定すると、線量率 E ($\mu\text{Sv/h}$) は、 $E = \Gamma Q/R^2$ となる。ここで Γ ($\mu\text{Sv m}^2/\text{MBq/h}$) は Cs-137 の 1cm 線量当量率定数である。従って、ガンマカメラへ入射するフラックス F (counts/s/m²) は以下となる。

$$F = QI/(4\pi R^2) = EI/(4\pi\Gamma) \quad (I: \text{Cs-137 の放出率}) \quad (4)$$

Cs-137 の Γ は 0.0927 ($\mu\text{Sv m}^2/\text{MBq/h}$)、 I は 0.851 なので、式 (4) から、1 mSv/h の環境線量率場においてフラックス F は 0.73×10^5 (counts/s/cm²) と計算される。もし、シールド無しでこのフラックスが直接半導体検出器モジュールに照射されると、半導体検出器モジュールの量子効率及び面積がそれぞれ 0.2、16 (cm²) なので、計数率は 2.3×10^5 (cps) となる。これは、線量率当たりの計数率が、230 kcps h/mSv であると言い換えられる。ピンホール径 2mm の時の実効ピンホール径が、式 (2) より 5mm なので、全周から一様なフラックスが来ると仮定すると、SG と BG カウントの比は、ピンホールの立体角から 6.2×10^{-4} であり、トータルカウントレートは以下のように計算される。

$$(230\beta \times (1 - 6.2 \times 10^{-4}) + 230 \times 6.2 \times 10^{-4}) \text{ kcps h/mSv} \quad (5)$$

ここで β はシールドの減衰率である。改良により ASIC の最大計数率は 500 kcps であり、1000mSv/h で飽和しない条件から、シールド減衰率 β は以下となる。

$$\beta < 1.6 \times 10^{-3} \quad (6)$$

そこで、シールドとして 27.5mm のタングステンと 20mm の鉛を用い、合計で β は 1×10^{-3} とした。ここで内側のシールドとしてタングステンをを用いたのは軽量化のためであり、シールドだけの重量は、55kg である。

5) システム構成

開発したガンマカメラの外観写真を図 4-5 に、主な仕様を表 4-1 に示す。上述のように、開発したガンマカメラは、半導体検出器を 27.5mm のタングステンと 20mm の鉛で覆ったピンホールタイプである。また、ガンマカメラは光学カメラとレーザ距離計と鉛のシャッターを備えており、総重量は 80 kg である。

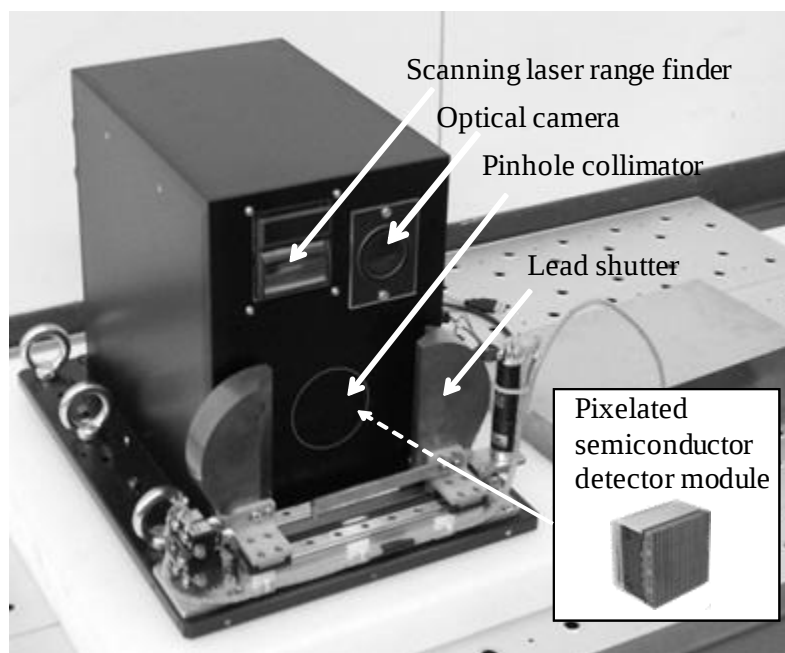


図4-5 高線量場用ガンマカメラ外観写真

表4－1 高線量場対応ガンマカメラの主な仕様

	仕様
寸法	34 cm (W) x 43 cm (D) x 33 cm (H)
重量	80 kg
視野角 (Field of view)	59° (= 8 x 8 m at 10 m)
シールド	タングステン27.5 mm、鉛 20 mm
エネルギーウインドウ	300 to 1,500 keV
半導体検出器	CdTe (5mm thickness) 16 x 16 pixels
ピンホールコリメータ	材質：タングステン ピンホール径：2mm

このガンマカメラは、測定対象の線量率を距離 50cm 離れた位置の点線源換算で算出する機能を有するが、精度よく算出するために、検出器ピクセルごとの感度、線源までの距離及び BG カウントを補正している。検出器感度のばらつきは、検出器ピクセル固有の感度だけでなく、ピンホールからの幾何学的な入射立体角の違いにより発生する。そこで、事前に計測して得られたピクセルごとの補正係数を装置に保持しており、感度補正している。装備しているレーザ距離計で線源までの距離を測定し、ピクセルごとに距離補正を行っている。また、高線量場環境では BG カウントが増加するので、定量性を保つには BG 補正が必要不可欠である。そこで、鉛シャッターを装備しており、鉛でピンホールの前面を覆って直接 BG カウントを計測し、BG カウントを差し引くことにより BG 補正を実施している。

収集データハンドリングを含めたガンマカメラの制御は、ガンマカメラ本体と USB ケーブルで接続されたノート PC (コントロール PC) により実施される。計測結果は、コントロール PC にて計算して 1 秒ごとに表示更新している。また、作業者が入れない高線量場環境での測定を実施するために、ガンマカメラはロボットに搭載しリモートコントロールを可能とした。図 4－6 に福島第一原子力発電所内の高線量場調査を行ったときのシステム構成を示す。コントロール PC は、図 4－6 には明示していないが、ロボットに搭載されており、オペレーティング PC と LAN 接続されている。リモートディストロップソフトウェア

アを用いてコントロール PC の画面をオペレーティング PC 画面上に表示し、ガンマカメラを制御するとともに計測結果を確認する構成となっている。

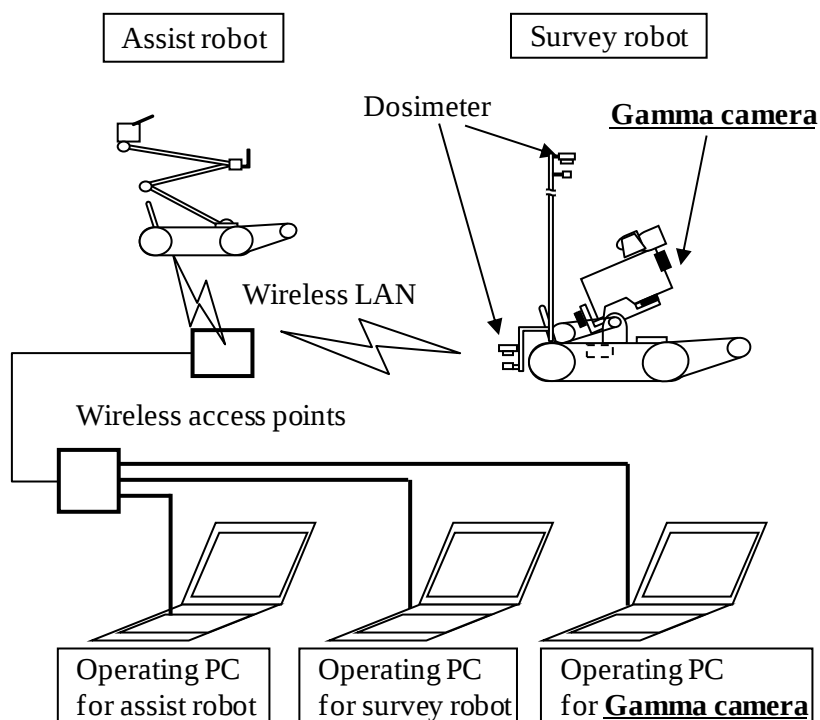


図4-6 福島第一原子力発電所内調査時のシステム構成

4.2.2 高線量場に対応するための諸特性評価

前項にて述べた三つの要求性能及び装置目標に関して、開発したガンマカメラの特性試験を実施し評価した。(1) 高線量場環境への対応については、計数率特性及びシールド効果試験、(2) 高い定量性、エネルギー分解能及び空間分解能については、それぞれエネルギー分解能、空間分解能及び定量性試験、そして(3) ロボット搭載可能な装置構成に関しては、次項のフィールド試験にてそれぞれ評価した。

1) 計数率特性

計数率特性改善のために改良した ASIC (ここで計数率特性の改良対象の ASIC とは 2.2.2 にて記載のノイズ低減を済ませた ASIC のことである) の効果を確認するために、ガンマカメラの計数率特性を評価した。Cs-137 や Cs-134 を用いた評価は困難のため、医療にて良く使われている Tc-99m (ガンマ線: 140.5keV、半減期: 6 時間) を代わりに用いて計数率特性を評価した。シールド無しで 25cm の距離に 1GBq の Tc-99m を置いて計測を開始し、1 時間おきに、1/4096 に減衰してデッドタイムが無視できる (入力と出力カウントが等しくなる) 3 日後まで測定した。入力カウントレートに対する出力カウントレートの測

定結果を図4－7に示す。入力カウントレートは、各測定での Tc-99m の減衰を考慮して求めた値である。比較のために改良前の ASIC の特性も図4－7にプロットした。改良前の ASIC では、入力カウントレートが 300kcps の時に最大出力カウントレート 154kcps (デッドタイム：49%) であり、これ以上の入力では出力が減少している。一方、改良 ASIC では、入力カウントレートが 300kcps の時に出力カウントレートが 249kcps (デッドタイム：17%) と改善が見られた。しかし、入力カウントレートが 300kcps 以上で 900kcps までの間は、出力カウントレートが一定となっている。これは、後段のデジタル信号処理部 (FPGA によるデータ転送) が飽和し、新たなボトルネックが発生したためである。改良前の ASIC と同様に改良後の ASIC でも入力カウントレートが 900kcps 以上では、出力カウントレートの減少がみられる。もしもこの新たなデジタル系のボトルネックが解消されたら、改良 ASIC では入力カウントレートが約 600kcps で最大の出力カウントレートとなると予想される。これは改良前の約 2 倍のカウントレートである。

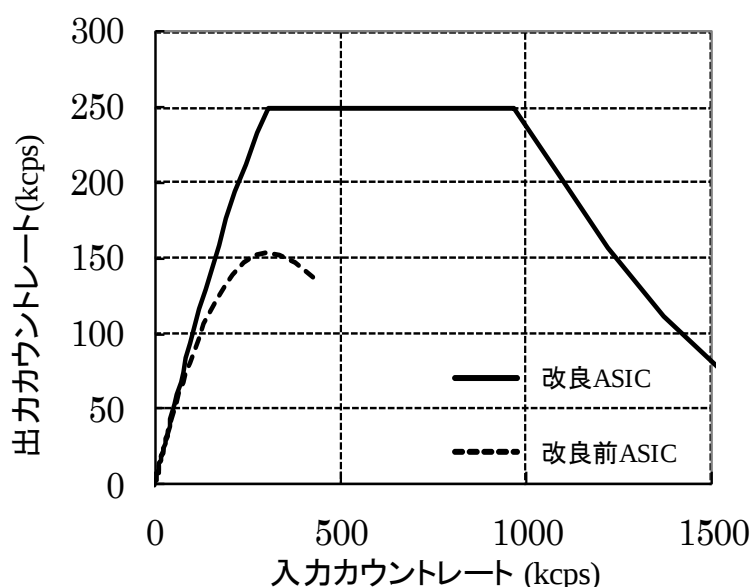


図4－7 計数率特性測定結果(改良前後の ASIC 比較)

2) シールド効果

開発したガンマカメラが耐えうる最大の環境線量率を確認する目的で、293MBq の Cs-137 点線源を図4－8に示すようにガンマカメラの周辺に設置して、カウントレートを測定した。図4－9は、 Cs-137 の 1cm 線量当量率定数から算出した各測定におけるガンマカメラ位置での環境線量率とカウントレートをプロットしたものである。線量率当たりのカウントレートは、シールドに垂直に入射する場合に最大で 220 kcps h/mSv である。ガンマカメラの左前方に線源を置いた場合は、実効的なシールド厚が増えるので、カウントレートはこれよりも小さい値となっている。前項記載のように、シールドがない場合は、230

kcps h/mSv であり、シールドの減衰率 β は 9.6×10^{-4} となり、想定通りのシールド効果となっていることが確認された。

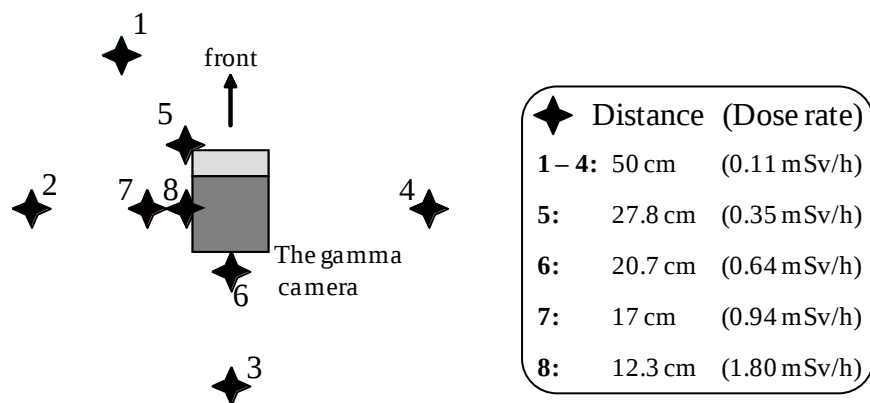


図4-8 シールド効果試験でのCs-137(293MBq)点線源の設置位置

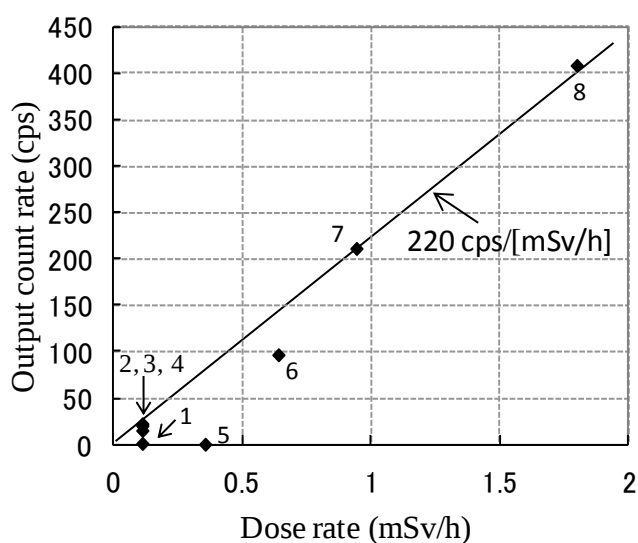


図4-9 環境線量率と出力カウントレートの関係

3) エネルギー分解能

Cs-137 点線源を用いてピンホールコリメータ無しで測定した全 256 ピクセルの合計のエネルギースペクトルを図 4-10 に示す。662keV のフォトピークの FWHM で、エネルギー分解能は 2.3% である。また、図 4-10 には、福島事故で汚染された土壌によるエネルギースペクトルも合わせて表示している。Cs-137 の 662keV と Cs-134 による 605keV のフォトピークが明瞭に分離できており、開発したガンマカメラは核種弁別できることが確認された。

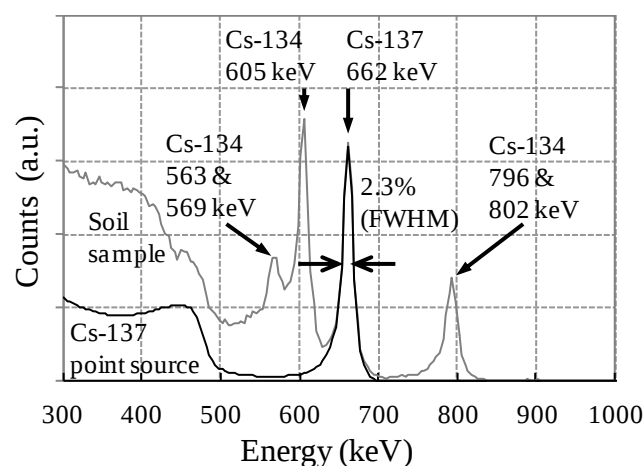


図4-10 エネルギースペクトル(全256ピクセルの合計)

4) 空間分解能

図4-11に5m距離におけるCs-137点線源のガンマカメラ画像を示す。ガンマカメラ画像と光学画像の点線源位置がきちんと一致しており、線源位置同定可能なことが分かる。

空間分解能を評価するために、図4-11の水平方向(青枠内)の1次元プロファイルを図4-12に抽出した。図4-12から、空間分解能は点線源応答曲線のFWHMから1.72ピクセル(4.9°)であり、これは10mの距離にて0.86mに相当し、目標1m以下を達成した。

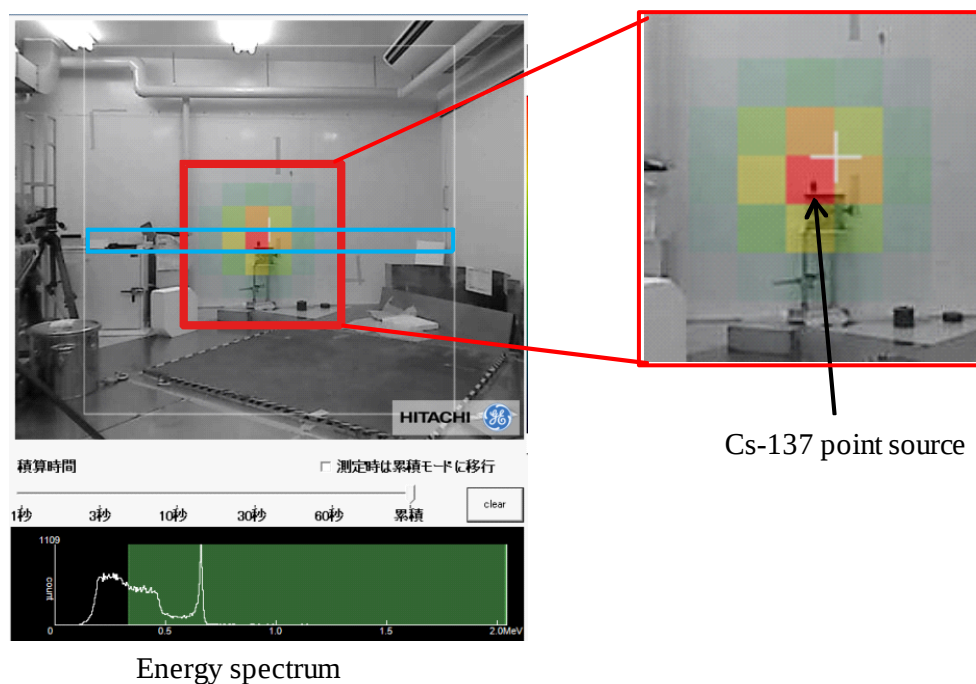


図4-11 Cs-137点線源のガンマカメラ画像

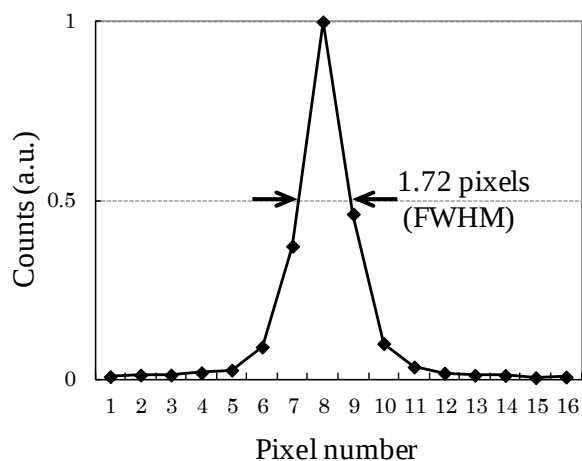


図4－12 線線源撮像時のカウントプロファイル

5) 定量性

測定の定量性を確認するために、293MBq の Cs-137 点線源を図 4－1 3 に示す 1.5m 距離の平面上に 9 か所及び視野中心で距離 5m の合計 10 か所に置いて、測定し各測定において距離 50cm 換算の線量率を算出した。線量計にて線源から 50cm 距離での線量率を測定したところ 110 μ Sv/h (1cm 線量当量率定数から算出した値は 109 μ Sv/h) であり、線量計との誤差を図 4－1 4 に示す。線量計測定値 110 μ Sv/h との誤差は 5%以内であり、十分な精度の定量性を有することを確認した。

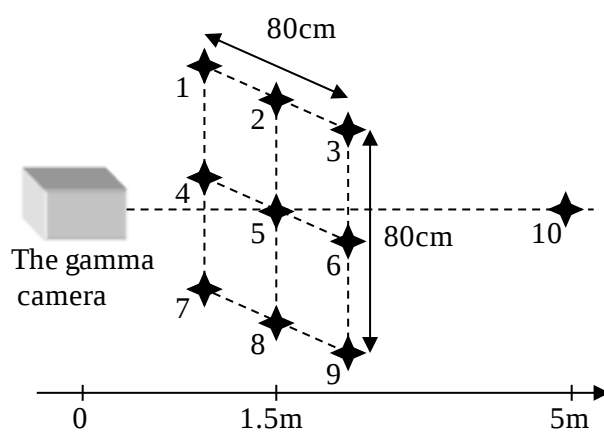


図4－13 定量性評価試験におけるCs-137点線源設置位置

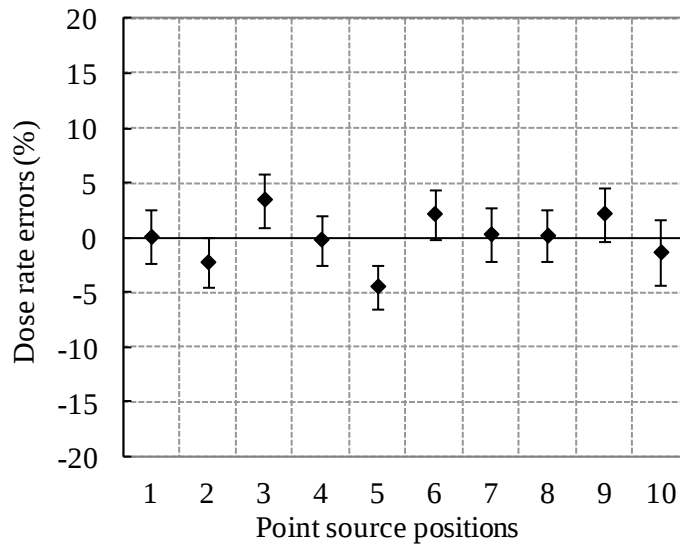


図4－14 測定した線量率の線量計との誤差

4.2.3 フィールド試験による総合性能評価

2013 年 12 月に、開発したガンマカメラを用いて福島第一原子力発電所 1 号機内の調査を実施した。図 4－6 のシステム構成にて、図 4－1 5 に示すようにガンマカメラをロボットに搭載して遠隔操作にて調査を実施した。図 4－1 6 に測定ポイントを示す。測定は、福島第一原子力発電所 1 号機内の南側領域であり、線量率が高く十分な調査が実施できていなかった領域である。測定点 1 及び 2 においては全方位を測定し、測定点 3 においてはホットスポット方向のみを測定した。測定点 1 及び 2 においては、ガンマカメラの視野 44° で全半球を測定するために仰角 10° 及び 50° のそれぞれで 30° 刻みで 12 方向、更に真上（仰角 90° ）の合計 25 測定を実施した。各測定方向で通常の測定と BG 測定をそれぞれ 15 秒ずつ実施した。

表 4－2 に各測定点でのロボットに搭載していた線量計測定の線量率とガンマカメラの平均及び最大のカウントレートを示す。測定点 3 がもっとも線量率が高かったが、そこにおいても最大のカウントレートは 122kcps ($<249\text{cps}$) であり、ガンマカメラは飽和しなかった。

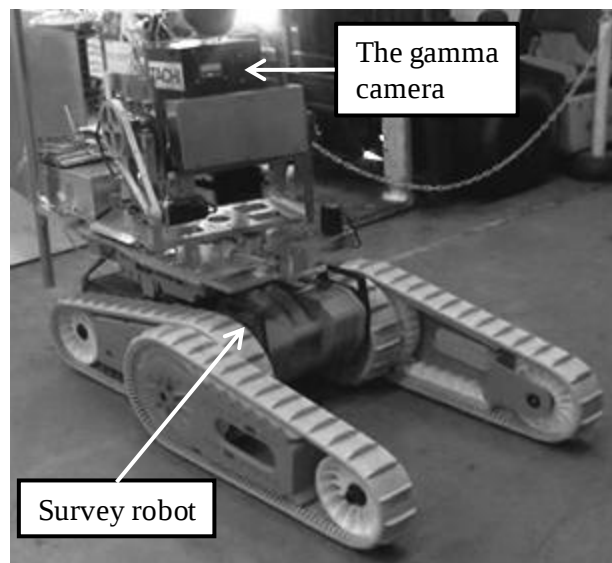


図4-15 調査ロボットに搭載されたガンマカメラ写真

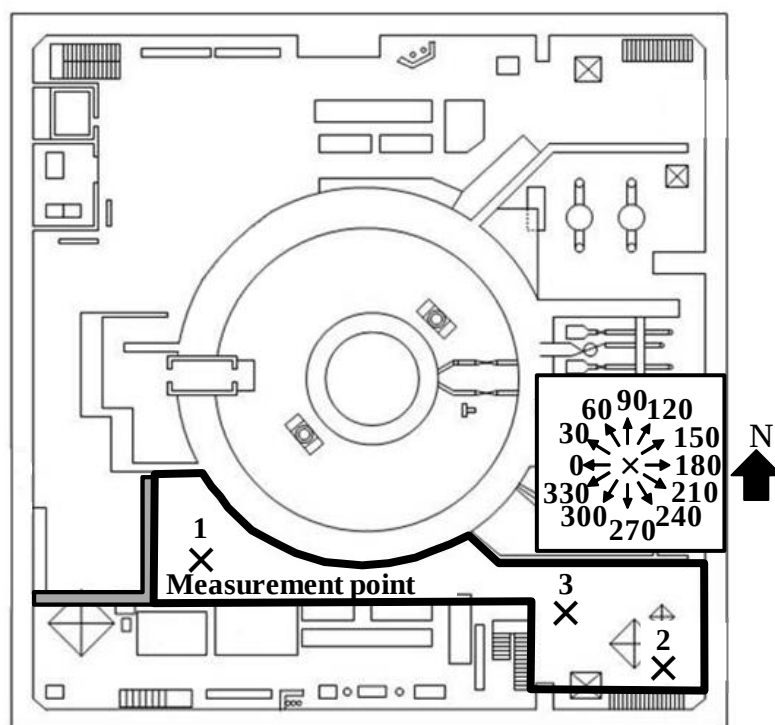


図4-16 福島第一原子力発電所1号機内調査ポイント

表4-2 各測定点での線量率とカウントレート

Measurement point	Dose rate (mSv/h)	Ave. count rate (kcps)	Max. count rate (kcps)
1	13.0	2.2	14.5
2	167	15.0	66.8
3	659	81.4	122

測定点1における全方位での測定結果の和のエネルギースペクトルを図4-17に示す。各フォトピークカウントを高エネルギー側の散乱線を図4-17に示すように差し引いて求めて、Cs-134のフォトピーク(796keV、802keV)とCs-137のフォトピーク(662keV)のカウント比を求めると0.37であった。この値から福島事故当時のCs-134とCs-137の存在比率を、ガンマ線の分岐比、減衰、実効的なピンホールコリメータ直径及び検出効率(エネルギーにより変動)を考慮して求めると、0.95となった。これは、一般的に言われている比率1.0[4・5]と一致した。実際はCs-134とCs-137のホットスポットを分離する必要はないが、この検討結果は、開発したガンマカメラが複数の核種を定量的にエネルギー弁別できることを示唆するものである。

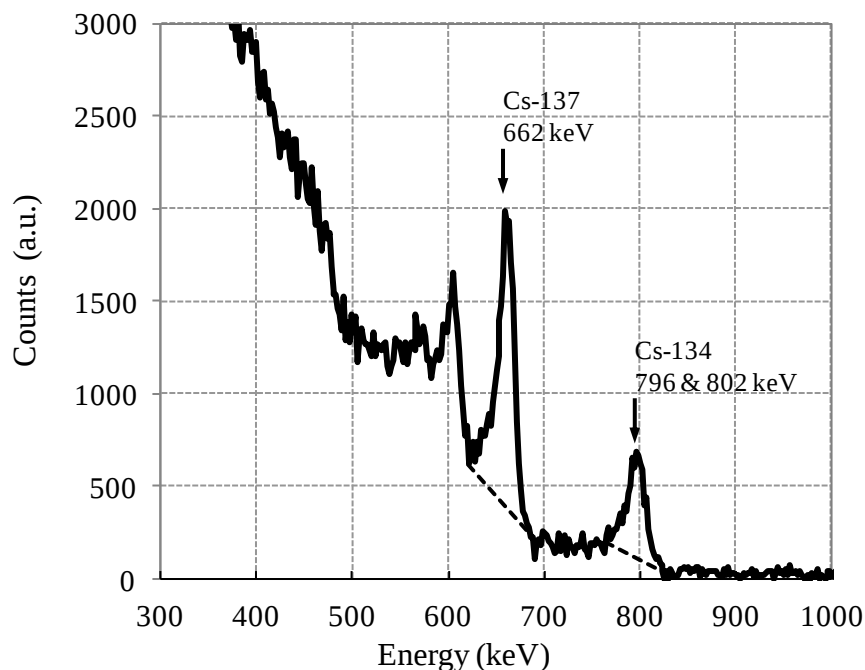


図4-17 測定点1における全方位測定結果の合計エネルギースペクトル

測定点2の全方位のガンマカメラ画像を図4-18に、測定点3のガンマカメラ画像を図4-19に示す。いくつかの画像に渡って、天井近くの配管が赤く表示されていて、その他の強い汚染源がないことが分かる。従って、この配管がこの領域の高線量の原因であることが分かる。

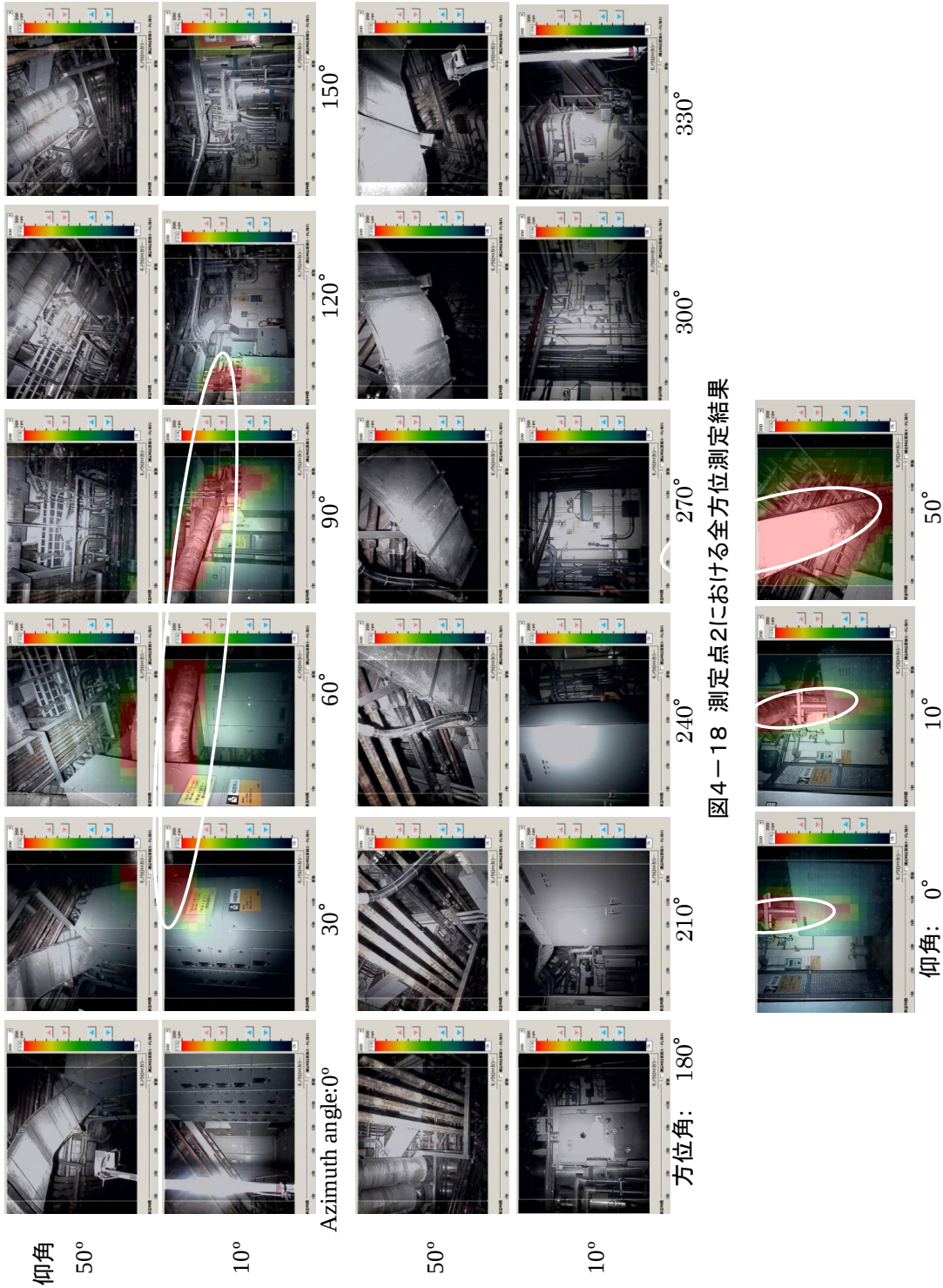


図4-18 測定点2における全方位測定結果

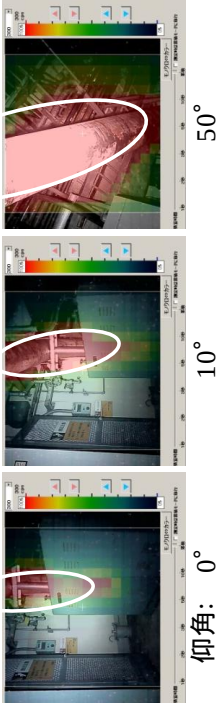


図4-19 測定点3におけるガンマカメラ測定結果

4.2.4 考察

非常に高い線量率（1000mSv/h）環境にて測定可能なガンマカメラを開発した。ここでは、最大の関心事であった最大環境線量率に関して、ガンマカメラの計数率から再考する。計数率特性試験及びシールド特性試験から、飽和しない最大の入力カウントレートは 300 kcps であり、線量率当たりのカウントレートは 220 cps h/mSv なので、本ガンマカメラが飽和せずに使用可能な最大の環境線量率は、1.4 Sv/h と予想される。しかしながら、計数率特性は Cs-134 や Cs-137 ではなく Tc-99m で測定したものであり、線源の違いを考慮する必要がある。Cs-134 や Cs-137 は Tc-99m と比較して、散乱線が多く同時イベントを計測する可能性が高くデッドタイムが増加する。従って、Cs-134 や Cs-137 の計数率特性カーブの傾きは Tc-99m よりも小さくなると考えられる。一方、出力の飽和はデジタル系の限界で起きているので、Cs-134 や Cs-137 の最大の出力カウントレートは Tc-99m と同じである。つまり、Cs-134 や Cs-137 の場合は、入力カウントレートが 300 kcps よりも大きな値で最大値 249 kcps で飽和すると予想される。従って、本ガンマカメラの飽和点は、1.4Sv/h よりも高いと考えられる。更に、カウントレートのボトルネックであるデジタル系の問題が解消されると、入力最大のカウントレートは 600 kcps と現状の 2 倍に改善されるので、使用可能な最大の環境線量率も 2 倍の 2.8 Sv/h となると考えられる。

開発したガンマカメラを用いて福島第一原子力発電所の 1 号機を調査したが、最大の線量率 659 mSv/h においても飽和することなく動作し、高線量場の原因の汚染源を特定できた。シールド特性試験結果から、659 mSv/h の環境下で、ガンマカメラの入力カウントレートは 150 kcps でこの時の出力カウントレートは図 4-7 から 140kcps と予想される。実測の最大及び平均のカウントレートは 122 kcps 及び 81.4 kcps であり、その違いは上述の Tc-99m と Cs の線源の違いと、シールド試験は最もシールドの弱い方向での結果を用いていることによると考えられる。つまり、実環境における開発したガンマカメラの最大の環境線量率は、予想値の 1.4 Sv/h 以上であると考えられる。

4.3 一般環境用の高感度ガンマカメラ

前節の高線量場対応のガンマカメラでは、BG 成分の影響を低減することが重要であったが、一般環境の低線量場においては SG 成分をどれだけ増やせるかがポイントなる。そこで、感度を向上するための技術を考案し、ピンホールタイプの高感度ガンマカメラを開発した。

4.3.1 ピンホールタイプガンマカメラの高感度化技術

三つの高感度化手法を構築した。具体的には、エネルギーウインドウの下限值（LLD）の低減、必要な空間分解能を確保しつつピンホールコリメータ直径の拡大、及び統計誤差を低減する画像フィルタリングであり、以下にその詳細を記す。

1) LLD 低減

2. 1. 3 記載のバイパラメトリック信号処理による異常イベント除去手法を搭載して、ノイズイベントを増やすことなく LLD を低減し、感度向上を図った。具体的には、高線量場対応ガンマカメラで LLD : 300 keV を 170 keV まで低減した。

2) 高感度ピンホールコリメータ

4. 1. 2 の考察のように、空間分解能と感度はトレードオフの関係にある。式 (1)、(2) 及び (3) からピンホールコリメータ直径に対する空間分解能と感度の関係を図 4-20 の (a) 及び (b) にそれぞれ示す。低線量場ガンマカメラの必要空間分解能は 5m 先で 1m であり、図 4-20 (a) からその他の高感度化手法で空間分解能の低下の可能性が予想されるので、ピンホールコリメータ直径は少々余裕のある 6mm とした。図 4-20 (b) から、ピンホールコリメータ直径を高線量場用の 2mm から 6mm に拡大することにより、感度は 3.2 倍に向上することが期待される。

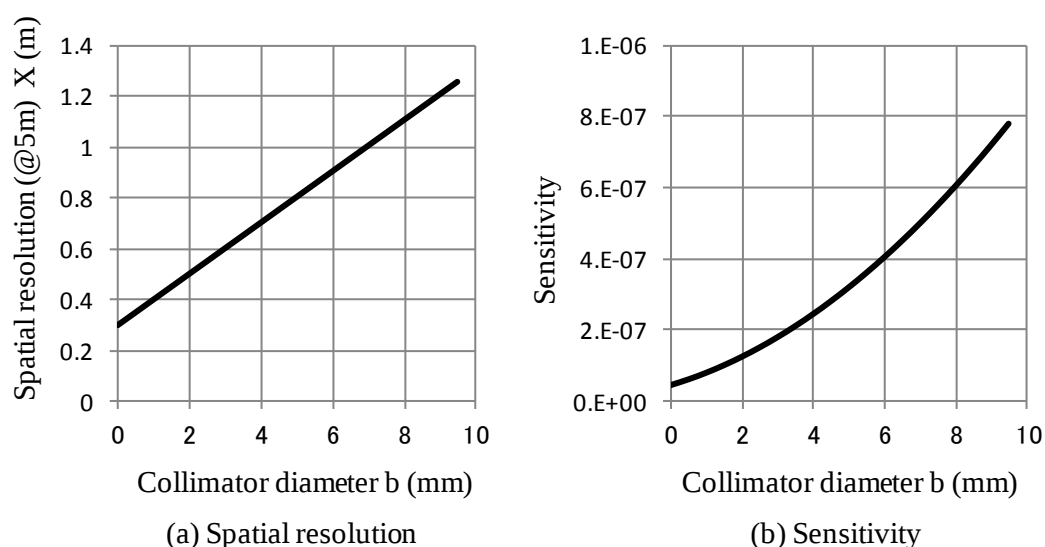


図4-20 ピンホールコリメータ直径と空間分解能及び感度の関係

3) 画像フィルタリング

画像の質を決める重要な要素の一つとして、画素値の統計誤差がある。画素毎の十分なカウント値を得て、画質が十分となるように統計誤差を減らすことが重要であり、その制約により低線量場における測定時間が決定される。従って、画像の統計誤差を低減する画像フィルタリングは測定時間低減の効果が期待される。しかし、画像フィルタは空間分解能を低下させるのでその選択には注意が必要である。そこで、空間分解能よりも細かいピクセル情報は意味を持たないので、目標空間分解能である 1m@5m が 3.2 ピクセル分に相当することよりカーネルサイズ 3×3 ピクセルのスムージングフィルタを採用した。具体的

には、 i 行 j 列のフィルタリング後のピクセルカウント値 $FC(i,j)$ は、

$$FC(i,j) = \sum_{m=-1}^{+1} \sum_{n=-1}^{+1} C(i+m, j+n) / 9, \quad (7)$$

ここで $C(i,j)$ はフィルタリング前のカウント値である。このフィルタリングは周辺の 9 ピクセルを平均化し最外周のピクセル以外では統計誤差を 1/3 に低減する。コーナーの 4 ピクセルと外周の 56 ピクセルは、それぞれ 4 ピクセルと 6 ピクセルの平均値となるので、全 256 ピクセルのスミージングピクセル数の平均値は 8.2 ピクセルとなる。従って、このスミージングフィルタは 8.2 倍の実効感度向上の効果が期待される。

4.3.2 一般環境での実用性を考慮した高感度で軽量な装置構成

図 4-21 に開発した低線量場対応の高感度ガンマカメラの構成概念図を示す。基本構成は高線量場用ガンマカメラと同等であり、4.1.1 にて説明した半導体検出器モジュールをピンホールと鉛シールドで覆い、ラップトップ PC でコントロールする構成である。異常イベント除去に関しては、2.2.2 にて説明した改良 ASIC を搭載しており、バイパラメトリック信号処理回路が実装されているので、二つのアナログ出力信号を ADC でデジタル化して FPGA にてデジタル信号処理により異常イベントを除去している。ちなみに、バイパラメトリック信号処理回路は異常イベント除去のためだけでなく、エネルギー補正にも使用している。3×3 のスミージングフィルタリングは、ラップトップ PC 中でソフト処理により実行している。

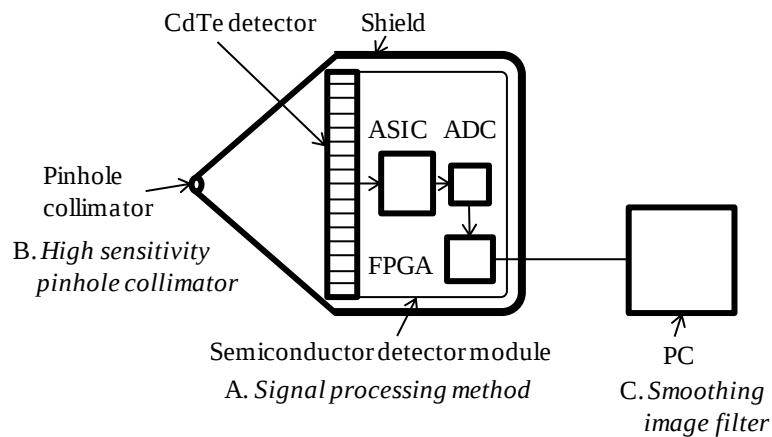


図4-21 高感度ガンマカメラの構成概念図

開発したガンマカメラ及びその主なスペックをそれぞれ図 4-22 及び表 4-3 に示す。ピンホールコリメータと半導体検出器モジュールに加えて、光学カメラとレーザ距離計を装備している。シールドは 40mm 厚の鉛で BG カウントを 1/100 に低減している。ピンホールコリメータの開口角度は 59° であり、高線量場ガンマカメラと同様で視野サイズは 5m 距離にて 4m×4m となっている。

各種補正は、感度補正及び距離補正は高線量場対応ガンマカメラと同様であるが、鉛シャッターは搭載していないので BG 補正は実施していない。

また、ガンマカメラの制御及び測定結果の表示も高線量場対応ガンマカメラと同様に USB 接続されたラップトップ PC にて実行する構成である。

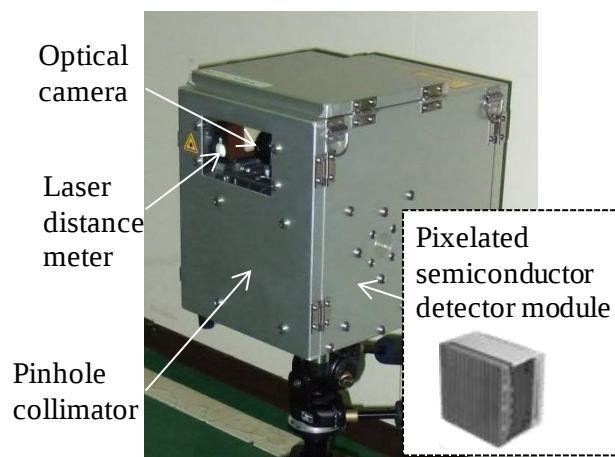


図4－22 高感度ガンマカメラの外観写真

表4－3 高感度ガンマカメラの主な仕様

	仕様
寸法	24 cm (W) × 34 cm (D) × 34.5 cm(H)
重量	40 kg
視野角	59° (4 m × 4 m at 5 m)
シールド	鉛40 mm (<1/100 attenuation at Cs-137)
半導体検出器	CdTe (5mm thickness) 16 × 16 pixels
エネルギーウインドウ	170 keV to 1,000 keV
ピンホールコリメータ	材質：タングステン ピンホール径： 6mm
画像フィルタ	3 x 3 smoothed filter

4.3.3 低線量場へ適応するための諸特性評価

開発した三つの感度向上策を評価するための感度試験、感度とトレードオフの関係にある空間分解能試験及びガンマカメラの重要な性能である定量性とエネルギー分解能試験をそれぞれ実施した。試験は主に 293MBq の Cs-137 点線源を使用し、結果は前節に記載の高線量場対応ガンマカメラと比較評価した。

1) 感度

開発した高感度化手法である LLD 低減、高感度コリメータ及び画像フィルタリングについて、それぞれ感度向上効果を評価した。

a) LLD 低減

LLD を 300keV から 170keV に低減した効果を評価した。5m 先に Cs-137 点線源を置いて測定し、256 ピクセルの合計のエネルギースペクトル及びガンマカメラ画像を図 4-23、図 4-24 にそれぞれ示す。図 4-23 のエネルギースペクトルから、LLD を 170keV まで低減すると、バックスキャッター成分が含まれることが分かる。増加した分は散乱して不正確な位置情報を示している可能性がある。そこで、散乱して不正確なカウントを除くためにカウントの最大値周辺の 25 ピクセルに領域を限定して評価した結果（図 4-24 の点線四角で囲まれた合計カウント値から）、LLD 低減により感度は 1.7 倍となることが分かった。

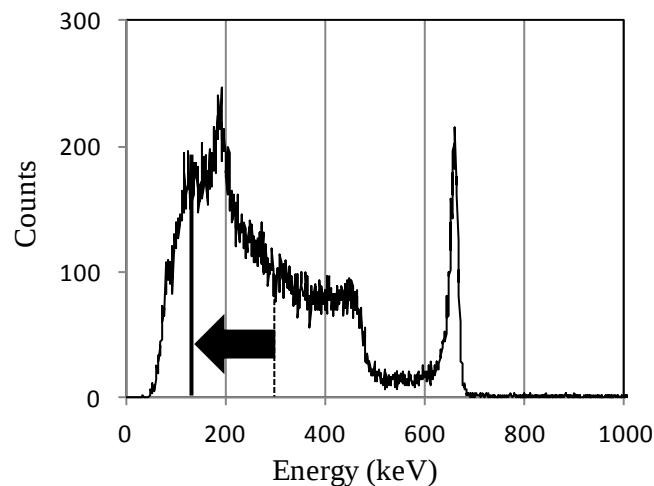


図4-23 256chの合計エネルギースペクトル
(5m位置の293MBqCs-137点線源)

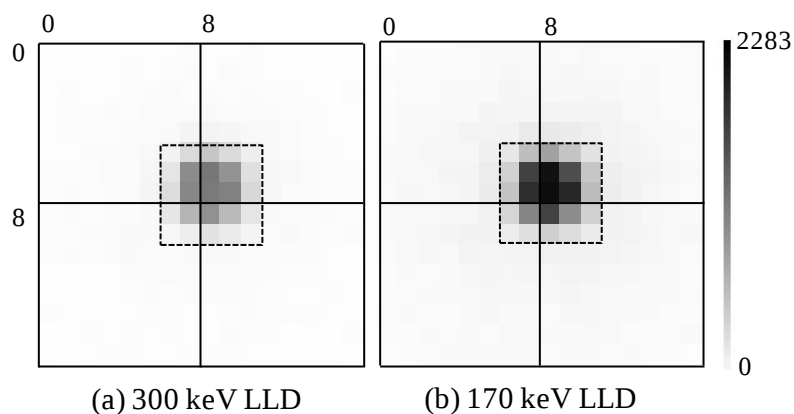


図4-24 ガンマカメラ画像のLLD依存性
(5m位置の293MBqCs-137点線源)

b) 高感度ピンホールコリメータ

Cs-137 点線源を 5m 先に置いて LLD は 300keV の条件にて、直径が 2mm と 6mm のピンホールコリメータのカウントを測定した。図 4-25 にガンマカメラ画像を、表 4-4 に最大カウントピクセル周辺の合計カウント数をそれぞれ示す。図 4-25 及び表 4-4 から、ピンホールコリメータ径を拡大すると、カウントしているピクセルが広がると共にカウントも増加することがわかる。加算ピクセルエリアが 3×3 及び 5×5 の場合、ピンホールコリメータ径を 2mm から 6mm に拡大すると、カウントは 2.2 倍となるが、全ピクセルの加算値では、1.6 倍である。これは、シールドを通過した BG 成分がオフセットカウントとして全ピクセルで計測されている為である。4.3.1 で予想した解析的な感度向上は 3.2 倍であり、実測の 2.2 倍との違いについては以下の 4.3.4 考察にて詳細を検討、評価する。

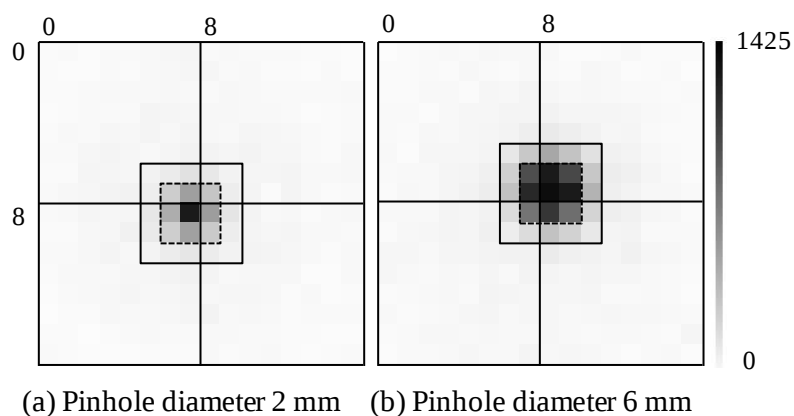


図4-25 ガンマカメラ画像のピンホール径依存性
(5m位置の293MBqCs-137点線源)

表4-4 カウント最大ピクセル周辺の合計カウント数

Pixel size	Counts		Count ratio 6mm/2mm
	Φ2 mm	Φ6 mm	
3 x 3	4779	10388	2.2
5 x 5	6652	14914	2.2
all	17082	26708	1.6

c) 画像フィルタリング

低線量率である実際の野外のホットスポットの撮像結果を用いて、画像フィルタリングの効果を検討した。撮像場所の写真を図4-26に、周辺の線量率を表4-5示す。木の根元のホットスポットから5.2m離れた線量率0.29 μ Sv/hの位置にガンマカメラを設置して撮像した。スムージングフィルタの有りの無しのそれぞれのガンマカメラ画像を図4-27に示す。十分な時間（カウント）で画像が収束していると考えられる380分の画像と比較して、それと同程度の画像となった時間をみると、フィルタリング無しでは120分程度であるのに対し、フィルタリング有りでは45分程度に短縮される。つまり、スムージングフィルタにより感度は約3倍向上したと考える。4.3.1で予想した解析的な感度向上は8.2倍であり、この違いについても4.3.4考察にて詳細を検討、評価する。



図4-26 野外ホットスポット撮像場所の写真

表4-5 ホットスポット周辺の線量率

Points	Dose rate
Measurement point Tree root (Hot spot)	0.90 $\mu\text{Sv/h}$ (at a 0.5 m distance)
Position of the gamma camera	0.29 $\mu\text{Sv/h}$

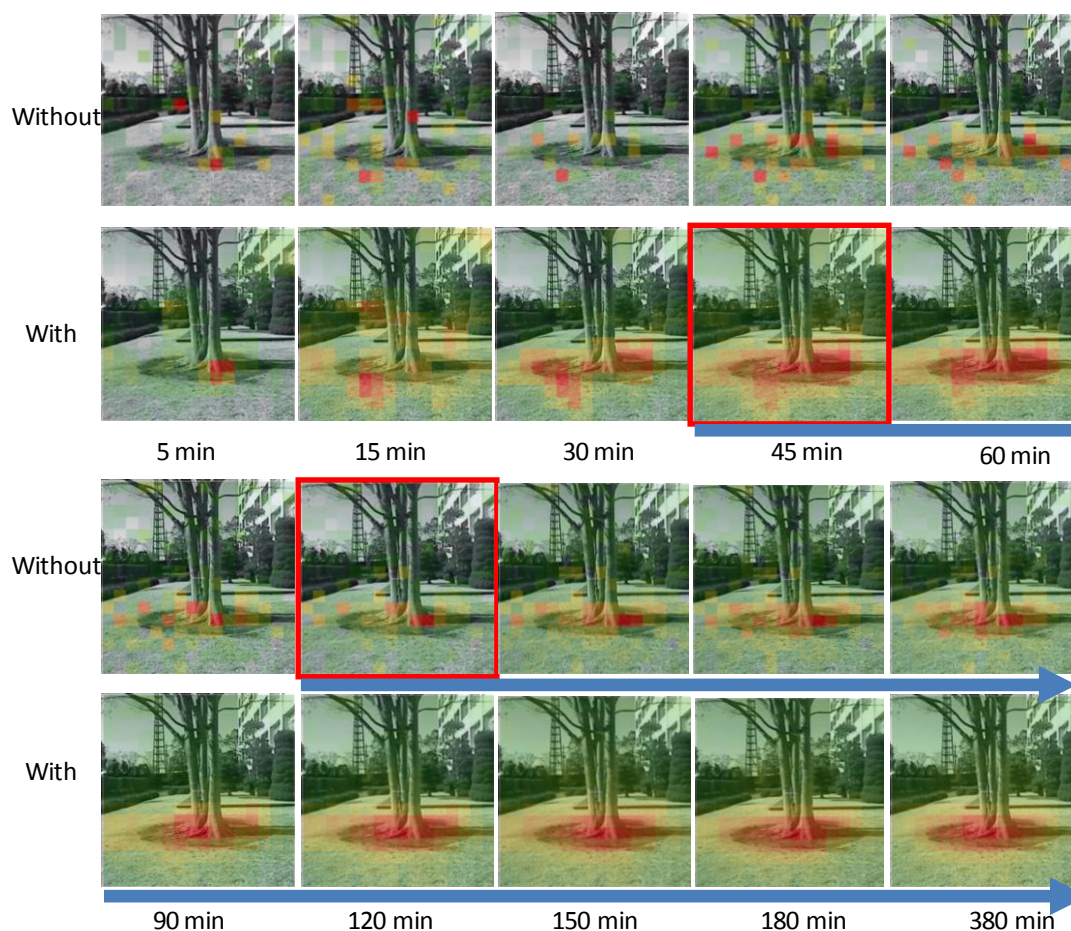


図4-27 野外ホットスポット撮像結果(スムージングフィルタの有無の違い)

2) 空間分解能

空間分解能と感度はトレードオフの関係にあるので、各感度向上策が空間分解能にどのような影響を与えたか評価した。

はじめにピンホールコリメータ径の影響を評価した。図4-25に示すガンマカメラ画像の最大カウントピクセルを含む水平方向の1次元プロファイルを図4-28に示す。予

想通りピンホールコリメータ径の増加に伴い空間分解能は低下している。ピンホールコリメータ径 2mm 及び 6mm の 5m 位置での空間分解能 (FWHM) は、それぞれ 0.41m 及び 0.83m である。この値は図 4-20 にて予想した値よりも若干良い値となっている。

次に LLD 低減の影響について、上記と同様に図 4-24 に示すガンマカメラ画像から水平方向の 1 次元プロファイル (図 4-29) を求めて評価した。LLD が 170keV 及び 300keV (ピンホールコリメータ径はどちらも 6mm) の空間分解能は、それぞれ 0.81m、0.83m である。LLD を低減しても空間分解能はほとんど影響を受けないことが分かった。

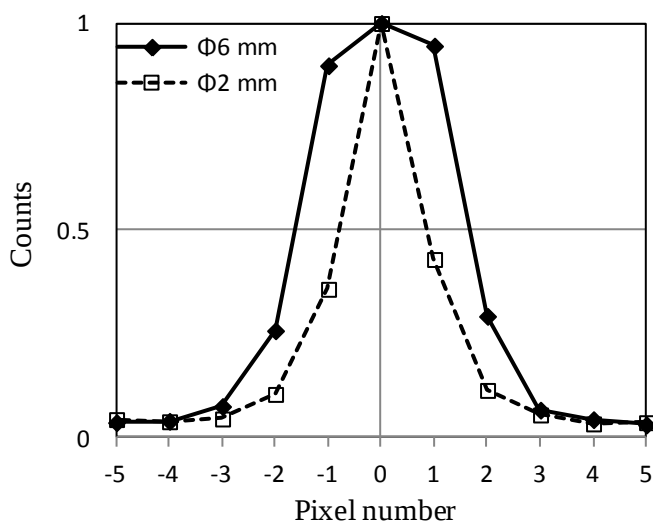


図4-28 水平方向の点線源カウントプロファイルのピンホールコリメータ径依存性

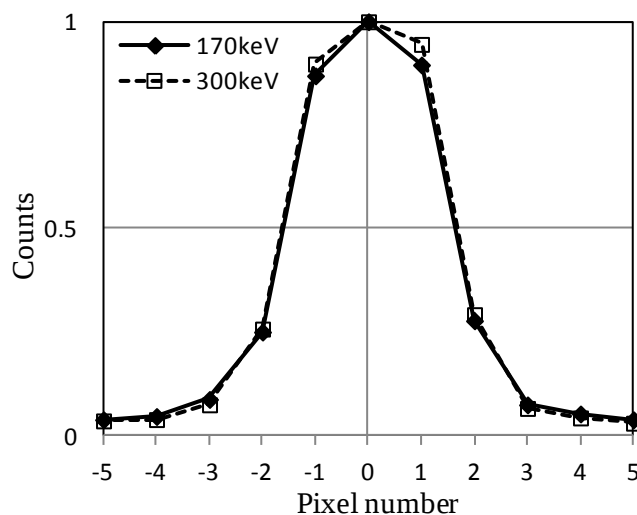


図4-29 水平方向の点線源カウントプロファイルのLLD径依存性

最後に、スムージングフィルタの空間分解能に対する影響を評価する。図4-30は、ピンホールコリメータ径 6mm で LLD が 170keV の条件で、スムージングフィルタの有無でのガンマカメラ画像である。図4-30から上記と同様にして得られた 1 次元プロファイルを図4-31に示す。スムージングフィルタ無し及び有りでの、空間分解能はそれぞれ 0.81m、0.90m となる。スムージングフィルタではさほど空間分解能は劣化しないことが分かった。これは、スムージングフィルタ無しの空間分解能 0.81m は 3.2 ピクセル相当であり、この値がスムージングフィルタの 1 次元のカーネルサイズである 3 ピクセルよりも大きいためである。フィルタリングにより、フィルタサイズよりも小さい画像情報は失われるが、フィルタサイズよりも大きな情報は影響を受けないためである。

三つの感度向上策により、最終的なシステムの 5m 位置での空間分解能は、0.41m から 0.90m へ低下したが、目標空間分解能 1m 以下を達成している。

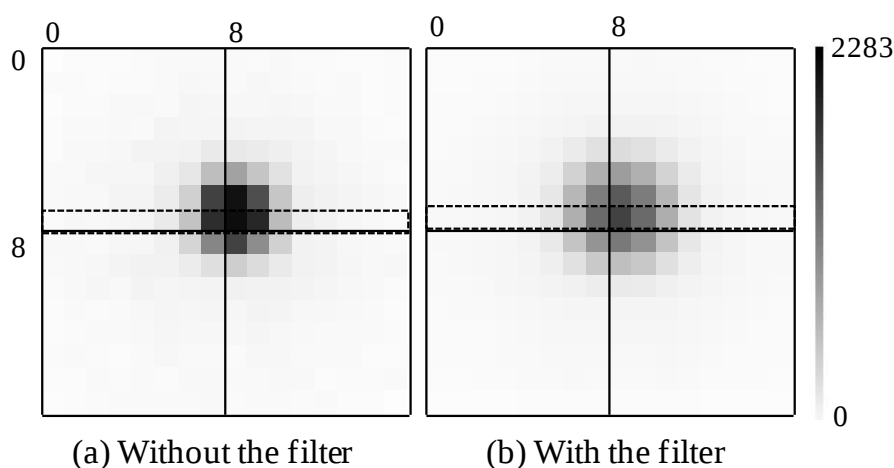


図4-30 ガンマカメラ画像のフィルタリング依存性
(5m位置の293MBqCs-137点線源)

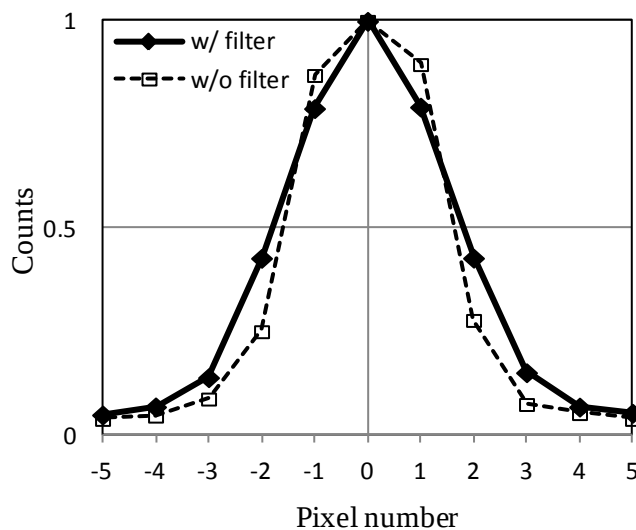


図4-31 水平方向の点線源カウントプロファイルの
スムージングフィルタ有無依存性

3) 定量性

感度向上したガンマカメラの定量性を評価するために、Cs-137 点線源を、視野中心の距離 0.5、1.5 及び 5m、更に距離 1.5m の平面上の 9 点（図 4-3 2 参照）にそれぞれにおいて線量率を測定した。1.5m 距離の線源を線量計で測定した値を基準として、各測定点での測定誤差を図 4-3 3 に示す。図 4-3 3 より、線量率の測定誤差は、-7%~4%以内であり、十分な線量率定量性を有していることが分かった。

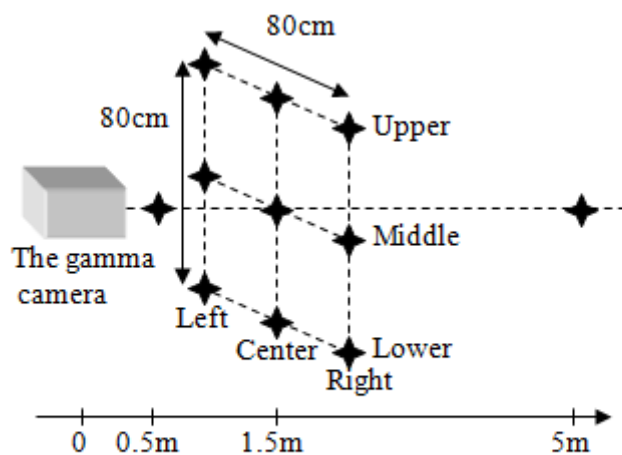
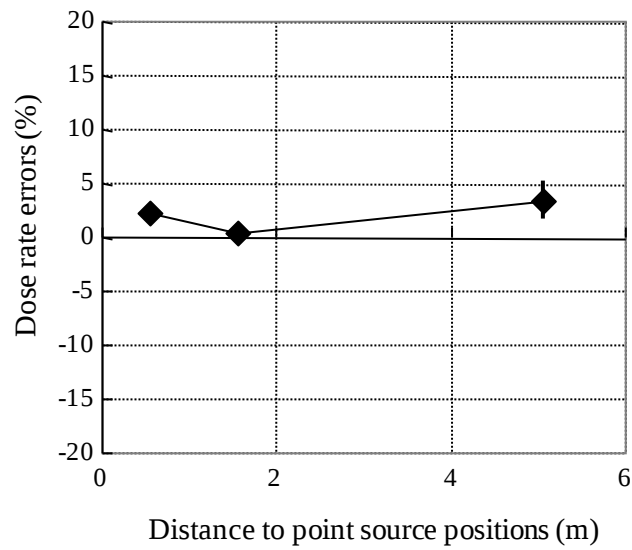
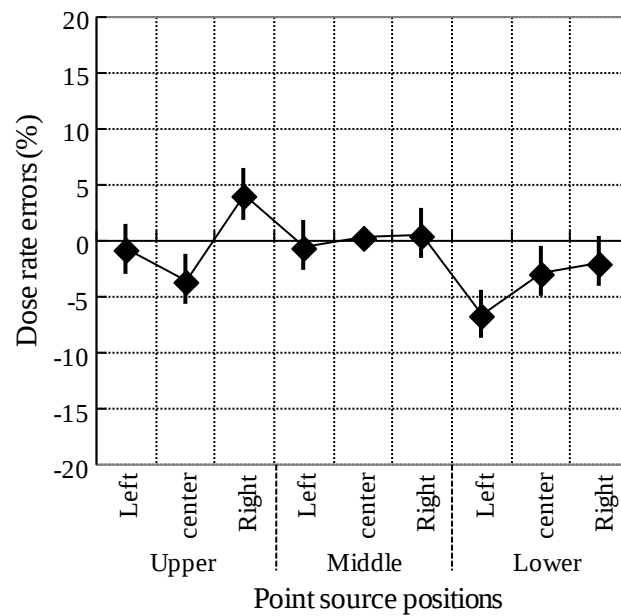


図4-32 定量性評価試験におけるCs-137点線源設置位置



(a) 視野中心における線量率測定誤差



(b) 距離1.5m平面上の線量率測定誤差

図4-33 293MBqCs-137点線源における線量率測定誤差

4) エネルギー分解能

バイパラメトリック信号処理のエネルギー補正の効果を検討するために、Cs-137 点線源の測定結果の 2 次元波高値ダイアグラムとエネルギースペクトルについて、エネルギー補正前と後の結果をそれぞれ図4-34、図4-35に示す。図4-34及び図4-35は、

全検出器（256 ピクセル）の加算結果である。本エネルギー補正により、662keV におけるエネルギー分解能は、7.8%から 2.7%に大幅に改善した。本補正により、トラップされたホールの影響を補正しエネルギー分解能が改善したものとする。

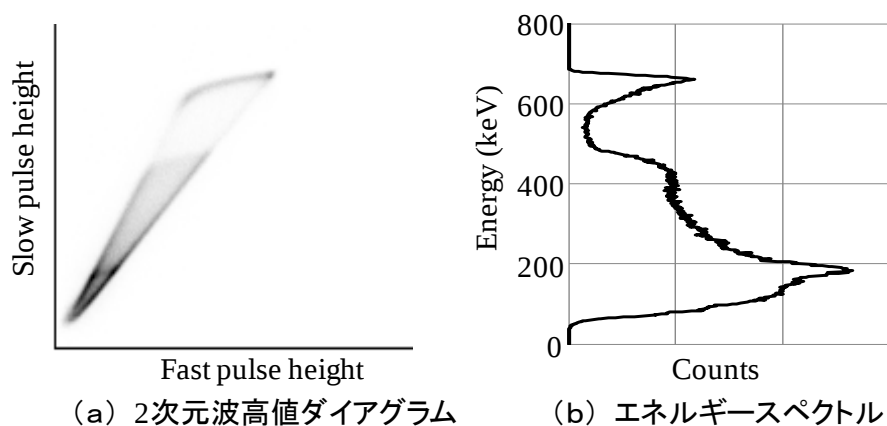


図4-34 補正前のエネルギースペクトル及び2次元波高値ダイアグラム
(293MBqCs-137点線源)

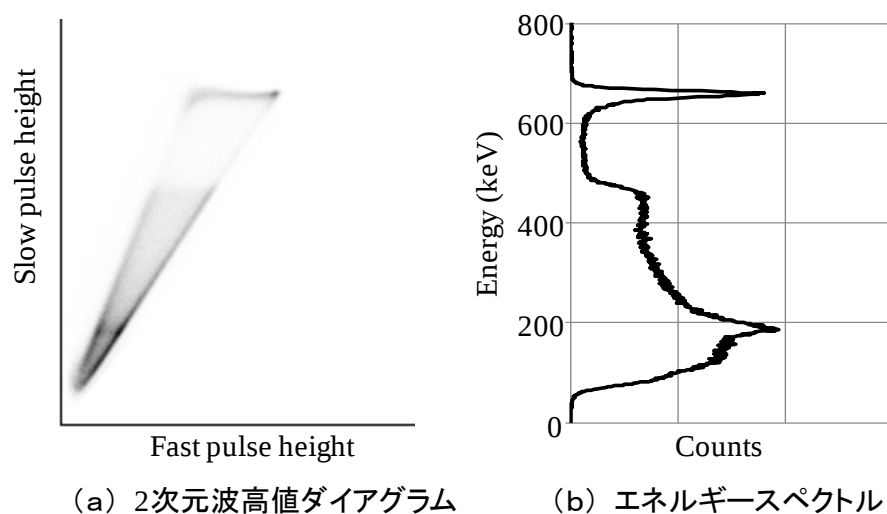


図4-35 補正後のエネルギースペクトル及び2次元波高値ダイアグラム
(293MBqCs-137点線源)

4.3.4 考察

開発した三つの感度向上策に関して、理論的な考察から検証試験まで実施した。そこでここでは、感度に関する理論値と実測値の誤差について考察する。

ピンホールコリメータ径に関しては、直径を 2mm から 6mm に拡大して感度向上を図っ

たが、その効果は理論値で 3.2 倍に対し実測値は 2.2 倍であった。理論値はコリメータ穴の立体角から非常にシンプルかつ原理的に求めたもので基本的にそのロジックは正しいが、問題は BG 成分を考慮していないところにあると考える。ピンホールコリメータのタングステン壁を通過して計測される BG 成分の影響が無視できないためである。そこで、この BG 成分の影響を小さくするために、点線源を撮像した際の広がり considering 最低限のピクセルにて SG 成分を算出した。具体的には、点応答関数の FWHM（空間分解能）よりも若干広い、直径 2mm の場合には 3 x 3 ピクセル、直径 6mm の場合には 5 x 5 ピクセル中のカウントを合計して SG とすると、その比は 3.1 倍（表 4-4 参照）となりほぼ理論値と一致した。より詳細の定量的解析をするには、シミュレーション（レイトレースやモンテカルロ法）を実施する必要があると考える。

画像フィルタリングに関しては、理論的な期待値と実測値に大きな違いがみられた。スムージングフィルタによる感度向上効果は、理論的な期待値で 8.2 倍であったのに対して、実測値は約 3 倍にしかならなかった。理論的に算出した統計的誤差の低減による実効的なカウント増加の効果は、感度向上効果の最大値であり、実施の画像では様々なカウント分布が存在しその効果が薄れる方向である。また、実測値が小さかった最大の原因は、人の目による判断に有ると考える。我々が木の周りのガンマカメラ画像を見る際に、木の根元の集積を予め予想し、自ら画像にフィルタをかけているので、画像フィルタリングの効果は薄められていると考えられる。従って、画像フィルタリングの効果は、人の判断によって薄められると共に、様々な種類の画像に応じて変動するもので、この効果を定量的に正確に評価することは困難であると考ええる。

4.4 まとめ

基盤技術であるバイパラメトリック信号処理技術及び改良 ASIC を実装した 2 次元ピクセル状半導体検出器モジュールを適用し、高線量場と低線量場それぞれに対応した高精度ピンホールタイプガンマカメラを開発した。これらの基盤技術は、小型コンパクトで高性能ガンマカメラ実現に以下のように寄与している。

1) バイパラメトリック信号処理

厚い CdTe 素子 (2.1mm 厚) でのエネルギー分解能を向上 (662keV において 2.7%) し、ガンマカメラにおける核種同定を可能とした。また、異常イベント除去機能により、LLD を低減して、ガンマカメラの高感度化 (1.7 倍の感度向上) に寄与した。

2) ASIC

多ピクセルで小型コンパクトな半導体検出器モジュールを実現させたことはもちろんだが、高計数率化の改良 (トリガのグルーピング数低減) を実施し、ガンマカメラの高線量場対応に大きく寄与した。

また、福島第一原子力発電所内外での実活用を図るために、高定量性、高空間分解能及

び高エネルギー分解能であり、高線量場と低線量場の相反する環境への適応を目指し、ピンホールタイプのガンマカメラについて以下の技術開発を行った。

1) ピンホールコリメータ及びシールド厚

理論的な考察を行いピンホールコリメータ径による感度と空間分機能のトレードオフの関係を定量的に評価し、要求性能に応じた適切なピンホールコリメータを選定した。また、BG と SG カウント数を解析的に算出し、必要な遮蔽厚を見出してハンドリング可能な重量のガンマカメラを実現した。

2) 高線量対応

上記のようにピンホールコリメータ及びシールド厚を最適化して、総重量 80kg を実現し、ロボットに搭載してリモートコントロールによる撮像を可能とした。また、ASIC の高計数率化の改良も行い、最大の環境線量率を 1.4Sv/h まで改善した。実際に福島第一原子力発電所 1 号機の高線量領域の調査を実施し、659mSv/h の高線量環境においても飽和することなく正常に動作して、未知の汚染源を特定することができた。

3) 高感度化

福島等の低線量場使用のために、以下の三つの手法を開発しガンマカメラの高感度化（合計で従来比約 11 倍）を実現した。

- LLD 低減

バイパラメトリック信号処理実装により異常イベントを低減し、LLD を 300keV から 170keV に低減して、感度を 1.7 倍に向上した。

- 高感度ピンホールコリメータ

感度及び空間分機能の評価し、必要な空間分機能を実現可能な値としてピンホール径を 2mm から 6mm に拡大し、感度を 2.2 倍に向上した。

- 画像フィルタリング

スムージングフィルタを適用し、空間分解能を劣化させることなく約 3 倍に感度を向上した。

開発した 2 種のガンマカメラは、実際に福島第一原子力発電所内および福島エリアでそれぞれ活用されており、除染作業に活用されると共に住民や各種作業者の安心・安全の為に計測に寄与しており、福島復興に貢献している。

- [1] Y. Ueno, I. Takahashi, T. Ishitsu, T. Tadokoro, K. Okada, Y. Nagumo, Y. Fujishima, Y. Kometani, Y. Suzuki, K. Umegaki, “Spectroscopic gamma camera for use in high dose environments,” Nucl. Instr. Meth. in Phys. Res. A, vol. 822, pp. 48-56, 2016.
- [2] K. Tsuchiya, I. Takahashi, T. Kawaguchi, K. Yokoi, Y. Morimoto, T. Ishitsu, A. Suzuki, Y. Ueno, and K. Kobashi, “Basic performance and stability of a CdTe solid-state detector panel,” Ann. of Nucl. Med., vol. 24, No. 4, pp. 301-311, 2010.

- [3] T. Seino, and I. Takahashi, "CdTe Detector Characteristics At 30°C and 35°C When Using The Periodic Bias Reset Technique," IEEE Trans. Nuc. Sci., vol. 5, pp. 777-781, 2007.
- [4] M. Komori, K. Shozugawa, N. Nogawa and M. Matsuo, "Evaluation of Radioactive Contamination Caused by Each Plant of Fukushima Daiichi Nuclear Power Station Using $^{134}\text{Cs}/^{137}\text{Cs}$ Activity Ratio as an Index," Bunseki Kagaku, vol. 62, No. 6, pp. 475-483 2013.
- [5] K. Tagami, S. Uchida, Y. Uchihori, N. Ishii, H. Kitamura, and Y. Shirakawa, "Specific activity and activity ratios of radionuclides in soil collected about 20 km from the Fukushima Daiichi Nuclear Power Plant: Radionuclide release to the south and southwest," Science of the Total Environment, vol. 409, pp. 4885-4888, 2011.

第5章 総括

近年注目を集めると共に実用化の期待が高まっている CdTe 半導体検出器に着目し、実用化のための基盤技術を構築した。基盤技術は、半導体放射線検出器の実用化を目的に、半導体検出器のメリットを伸ばしデメリットを改善するための基礎技術であり、具体的には、電子と正孔の移動度の違いを利用したバイパラメトリック信号処理技術と多チャンネルシステムの構築には必要不可欠な ASIC 技術である。更に、CdTe 半導体検出器を用いた医療及び産業応用機器である PET 装置及び環境用ガンマカメラについて、半導体検出器を適用する上での装置特有の特性改善技術をそれぞれ構築し、頭部用半導体 PET 及びピンホールタイプガンマカメラを開発した。以下、それらの結果について総括する。

1) 基盤技術

半導体放射線検出器を用いたシステムを構築する上で必要不可欠な基盤となる技術として、バイパラメトリック信号処理技術と ASIC 技術を構築した。

a) バイパラメトリック信号処理

電子と正孔の移動度の違いに着目し、電子と正孔の割合（電子寄与率）を求めることにより、各種特性改善を図る技術を構築した。具体的には、二つの時定数の異なるシェーピングアンプ出力を得て、2次元の波高値ダイアグラムを作成して電子寄与率を判定して、エネルギー補正、時間分解能補正及び異常イベント除去を実施する技術である。構築技術の評価結果を以下に記す。

①エネルギー補正

2.3mm 厚の CdTe 素子において、Co-57 (122keV) のガンマ線にて、-1000V 印加でもエネルギー分解能が 9%であったものが、補正により -600V ではエネルギー分解能 6%以下、-800V 及び -1000V では 5%以下が得られた。2.3mm の厚い CdTe 素子でありながら、バイパラメトリック信号処理によるエネルギー補正によりスペクトル形状が大幅に改善し、1.2mm 厚 -500V 補正無しの場合 (6%程度) よりも良好なエネルギー分解能を実現できた。

②時間分解能補正

線源に Ge-68/Ga-68 を使用し、散乱線処理に必要な 250keV 以上のデータで評価した結果、補正を行わない場合の時間分解能が 14nsec に対し、補正後は 6.5nsec に大幅改善した。また、時間ウインドウ ($\pm 6\text{nsec}$) に入る割合は、補正前で 56%であり、補正後は 83%に改善した。

③異常イベント除去

正常なチャンネルでは本異常イベント除去処理の前後で差がないが、不良チャンネルでは数割のノイズを減らすことができおり、特に高エネルギー側では効果が大きいことを確認した。

b) ASIC

半導体検出器を利用した高精度な放射線計測システムを実現するために、高集積、低消費電力で低雑音な ASIC 技術が必要不可欠であり、2 回の開発にて PET 用とガンマカメラ用の 2 種類の ASIC を開発した。それぞれの ASIC は、PET 装置及びガンマカメラに搭載されて、それぞれ以下に示すように高精度システムの実現に大きく寄与した。

2) 半導体 PET 装置

2 段階の装置開発（半導体 PET プロト機及び頭部用半導体 PET）を通じて、半導体検出器の実用化に必須な基盤技術及び PET 装置特有の特性改善技術を研究・開発した。以下、開発装置毎に、結果を総括する。

a) 半導体 PET プロト機

本開発において、基盤技術となる ASIC を試作し、また CdTe 検出器の基板上への稠密実装技術の基礎を構築して、小動物撮像用の 2 次元撮像方式の半導体 PET プロト機を開発した。ファントム試験、ラット撮像試験等を実施し、以下の結論を得た。

- ・半導体検出器のメリットであるエネルギー分解能は、シンチレータ PET に勝る 5.6%を確認。
- ・空間分解能に関しては、DOI 効果による高分解能化を確認し、更にラットによる画像評価試験により、高い画質を確認。
- ・半導体検出器の課題である時間分解能に関しては、6.0ns を確認したが、タイムウインドウから漏れてしまうイベントが多数あることが判明。

また、本開発により臨床に適用可能な半導体 PET 装置を実現するためには、以下の課題とその対策が必要ながことが明らかとなった。

・エネルギー分解能改善

本開発においてシンチレータに勝る分解能を確認したが、CdTe 検出器のポテンシャルはもっと高く、また半導体のメリットを出すために更なるエネルギー分解能の改善が重要であり、対策として ASIC の低ノイズ化が必須。

・時間分解能改善

本開発にてタイムウインドウから漏れるカウントが多いことが判明。

感度向上のために、取りこぼしを減らすための時間分解能の改善が必須で、対策としてバイパラメトリック信号処理による時間分解能の補正が必要。

・感度向上

本開発装置は 2 次元撮像体系の PET 装置であり、感度は低く実臨床には適用できないので、まずは 3 次元撮像体系の PET 装置の構築が必須。

更にシンチレータ式 PET 装置並みの感度が必要であり、更なる感度向上策が必要。

b) 頭部用半導体 PET

上記のプロト機開発にて明らかとなった課題解決のために、半導体検出器の基盤技術である ASIC を改良及びバイパラメトリック信号処理技術を構築し、更に半導体 PET 装置特

有の特性改善技術として検出器内散乱線処理技術を構築して、頭部用の半導体 PET 装置を実現した。開発した装置は、北海道大学病院に設置し北海道大学との共同研究において、ボランティア及び患者診断に適用し、実際の診断画像を評価してその有用性が確認された。本頭部用半導体 PET 装置開発において研究開発した主な半導体検出器技術の内容と検証結果を以下に示す。

- ・ ASIC

高密度実装 (48ch/ASIC)、低消費電力 (23mW/ch) 及び低ノイズ化を実現した改良 ASIC を搭載し、高空間分解能 (中心から 10mm の位置で 2.3mm) を達成するとともに、高エネルギー分解能 (4.3%) を達成した。

- ・ バイパラメトリック信号処理

バイパラメトリック信号処理回路を ASIC 内に実装し時間補正技術を構築して、時間分解能を 14nsec から、GSO シンチレータ並の 6.5nsec に大幅に改善した。また、また時間ウィンドウ ($\pm 6\text{nsec}$) 内に入る有効データの割合は、補正前で 56% が、補正により 83% に改善し感度向上にも貢献した。

また、バイパラメトリック信号処理回路による異常イベント除去技術も構築し、約 76,000 チャンネルの巨大システムの安定動作を実現した。また、本技術によりエネルギーウィンドウを広げて (下限: 約 70keV)、散乱線処理に必要な低エネルギーイベントの計測を可能とし、感度向上に寄与した。

- ・ 感度向上技術

半導体検出器における最大の課題である感度に関して、両面実装技術の構築及び ASIC 改良による低消費電力化等により装置の 3D を実現するとともに、検出器内散乱線処理技術を構築した。検出器内散乱線処理技術は、ASIC 技術及びバイパラメトリック信号処理技術を駆使して構築したもので、感度を 4 倍に向上した。

3) 環境用ガンマカメラ

基盤技術であるバイパラメトリック信号処理技術及び改良 ASIC を実装した 2 次元ピクセル状半導体検出器モジュールを適用し、高線量場と低線量場それぞれに対応した高精度ピンホールタイプガンマカメラを開発した。以下、ガンマカメラ開発における基盤技術の適用結果をまとめる。

- ・ ASIC

装置開発のキー技術であり、多ピクセルで小型コンパクトな検出器モジュールを実現し、ガンマカメラの小型・軽量及び高性能化を実現した。更に高計数率化の改良 (トリガのグルーピング数低減) を実施し、ガンマカメラの高線量場対応に大きく寄与した。

- ・ バイパラメトリック信号処理

厚い CdTe 素子 (2.1mm 厚) でのエネルギー分解能を向上 (662keV において 2.7%) し、ガンマカメラにおける核種同定を可能とした。また、異常イベント除去機能により、LLD

の低減を可能として、ガンマカメラを高感度化（1.7 倍の感度向上）した。

また、福島第一原子力発電所内外での実活用を図るために、高定量性、高空間分解能及び高エネルギー分解能であり、高線量場と低線量場の相反する環境への適応を目指して、ピンホールタイプのガンマカメラ特有の特性改善技術開発を行った。以下に結論を示す。

a) ピンホールコリメータ及びシールド厚

理論的な考察を行いピンホールコリメータ径による感度と空間分機能のトレードオフの関係を定量的に評価し、要求性能に応じた適切なピンホールコリメータを選定した。また、BG と SG カウント数を解析的に算出し、必要な遮蔽厚を見出してハンドリング可能な重量のガンマカメラを実現した。

b) 高線量対応

上記のようにピンホールコリメータ及びシールド厚を最適化して、総重量 80kg を実現し、ロボットに搭載してリモートコントロールによる撮像を可能とした。また、ASIC の高計数率化の改良も行い、最大の環境線量率を 1.4Sv/h まで改善した。実際に福島第一原子力発電所 1 号機の高線量領域の調査を実施し、659mSv/h の高線量環境においても飽和することなく正常に動作して、未知の汚染源を特定することができた。

c) 高感度化

福島等の低線量場使用のために、以下の三つの手法を開発しガンマカメラの高感度化（合計で従来比約 11 倍）を実現した。

- ・ LLD 低減

バイパラメトリック信号処理実装により異常イベントを低減し、LLD を 300keV から 170keV に低減して、感度を 1.7 倍に向上した。

- ・ 高感度ピンホールコリメータ

感度及び空間分機能を評価し、必要な空間分機能を実現可能な値としてピンホール径を 2mm から 6mm に拡大し、感度を 2.2 倍に向上した。

- ・ 画像フィルタリング

スムージングフィルタを適用し、空間分解能を劣化させることなく約 3 倍に感度を向上した。

以上、開発した半導体検出器の基盤技術である ASIC やバイパラメトリック信号処理技術及び、半導体 PET 装置やガンマカメラを実現した高感度化技術等の有効性が示された。これらの技術は、開発した PET やガンマカメラはもちろんその他の放射線計測関係機器の半導体検出器による高精度化・高度化に寄与するものとする。

謝辞

本開発遂行にあたり、北海道大学の諸先生方並びに(株)日立製作所の皆様等、非常に多くの方々のご指導及びご協力を頂きました。改めて、皆様方に深く感謝いたします。

本研究にあたり、(株)日立製作所における半導体 PET 装置開発の立ち上げ時のプロジェクトリーダーであり、また本研究の指導教官である北海道大学の梅垣菊男教授には、研究の進め方だけでなく社会生活の全般にわたり幅広くご指導頂きましたこと、深く感謝いたします。

半導体 PET 装置開発においては、(株)日立製作所の山田直之氏、雨宮健介氏及び小橋啓司氏には開発プロジェクトのリーダーとして開発をリード頂くと共に多大なご指導を頂きました。(株)日立製作所の高橋勲氏には半導体検出器技術のみならず論文の書き方等まで幅広くサポート頂き、清野知之氏、横井一磨氏及び小南信也氏には半導体検出器技術について、石津崇章氏には特に回路技術について、土屋一俊氏及び柳田憲史氏にはハード一般の開発等について、森本裕一氏、鈴木敦郎氏、竹内渉氏、小嶋進一氏及び松崎和喜氏には画像再構成等のソフト技術と共に北海道大学での臨床試験等につきまして、幅広く多大なご協力とご助言を頂きましたことを心より感謝申し上げます。

また、旧(株)日立メディコの井上慎一氏、川口常昭氏及び田口正俊氏には、核医学診断装置に関してご指導頂くと共に同床執務頂いて装置開発に参画頂いたこと、深く感謝いたします。

環境用ガンマカメラ開発においては、(株)日立製作所の田所孝広氏、岡田耕一氏及び名雲靖氏には、設計部との連携を図ると共に放射線計測技術全般について、日立 GE ニュークリア・エナジー(株)の藤島康剛氏、米谷豊氏、及び旧(株)日立製作所の長島賢一氏には特に物づくりに関して、多大なご助言とご協力を頂きましたことを深く感謝いたします。

本研究は、ここにお名前を上げられなかった(株)日立製作所の研究所や設計部の方々、更には北海道大学や北海道大学病院のスタッフの方々等の非常に多くの皆様の尽力によるものであり、改めて心から感謝申し上げます。