

修士論文

アバランシェ・フォトダイオード・アレーを用いた
次世代PETの開発

東京工業大学大学院

基礎物理学専攻 河合研究室

田中 識史

概要

わが国の死亡率第一位を占める癌は早期に発見・治療をすれば決して不治の病ではなく、その手段として近年、陽電子断層撮影 (PET) と呼ばれる癌検診法が関心を集めている。PET は多数のシンチレータと光電子増倍管を組合わせたガンマ線カメラで構成され、癌の位置・形状だけでなく活動性も知ることができる。しかし PET 装置の大型化や高コスト化が問題となっており、検出性能の向上も含めたさらなる改良が望まれている。そのような中、従来の光電子増倍管に代わる新しい検出器としてアバランシェ・フォトダイオード (APD) と呼ばれる内部増幅機能を有する半導体検出器が注目されている。APD は無機シンチレータと組合わせたガンマ線検出器としても優れた性能を発揮することが実証されており、我々はこの APD をアレー化して用いることで低コストかつ高い汎用性をもつ「拡張型モバイル PET」が実現可能であると、目下開発中である。

拡張型モバイル PET のコア技術である APD アレーと LYSO シンチレータ・アレーとを組合わせたガンマ線検出ユニットの各ピクセルには、PET 画像を劣化させないために均一な特性を有していることが求められる。そこで本研究では拡張型モバイル PET の実現に向けて、コア技術であるガンマ線検出ユニットの試作品に対し様々な特性評価試験を実施した。その結果、センサヘッドである LYSO アレーは 8×8 、 16×16 チャンネルともにシンチレーション光量出力のばらつきが $\pm 5\%$ (相対誤差) と、十分に均一な性能を有していることが分かった。また将来、飛行時間型 PET への応用のために蛍光減衰時定数の短い LuAG シンチレータの利用を検討しており、本研究において LYSO と同様の特性試験を実施したところ、工作精度にやや難があるものの、反射材の選び方次第では LYSO に劣らない性能を発揮しうることが判明した。さらに本研究の中核とすべき APD+LYSO アレー検出ユニットに関しては、同時並行で開発を進めている APD-PET 専用 LSI の試作品で、実際に照射したガンマ線による信号を読み出すことに成功している。そして本研究の締めくくりとして、専用 LSI を用いた 8×8 、 16×16 チャンネルの検出ユニットの全ピクセルに対する特性評価試験を実施した。その結果、 8×8 チャンネルにはほぼ均一な特性が認められたものの、 16×16 チャンネルに関しては LYSO ピクセルの加工精度のずれに起因するシンチレーション光の漏れ出しが確認された。この結果を受けて我々は現在、LYSO アレーの次回試作に向けて改善策を検討している。

目次

第1章	はじめに	8
1.1	がん検診とPET	8
1.2	アバランシェ・フォトダイオード	9
1.3	拡張型モバイルPET	10
1.4	本論文の構成	11
第2章	陽電子放出断層撮影 (PET)	12
2.1	PETの原理	12
2.2	PETの特徴	14
2.2.1	他の断層撮影法との比較	14
2.2.2	PETの長短所	16
2.3	次世代型PETの開発	17
2.3.1	Depth-Of-Interaction型PET	17
2.3.2	Time-of-Flight型PET	20
第3章	アバランシェ・フォトダイオード (APD)	21
3.1	半導体検出器	21
3.1.1	半導体検出器の原理	21
3.1.2	半導体検出器の特徴	23
3.1.3	シンチレータとの組み合わせ	24
3.2	アバランシェ・フォトダイオード (APD)	25
3.2.1	APDとは	25
3.2.2	増幅過程と増幅率	26
3.2.3	暗電流と印加電圧	27
3.2.4	過剰雑音係数	27
3.2.5	APDの種類	28
3.3	PETへの応用	32

3.4	APD の宇宙利用	33
3.4.1	次世代 X 線天文衛星 NeXT	33
3.4.2	大学主導による小型観測衛星の開発	34
第 4 章	拡張型モバイル PET	37
4.1	構想	37
4.2	開発体制	39
4.3	開発方針	40
4.4	シンチレータ・センサヘッド	42
4.4.1	シンチレータの選択	42
4.4.2	LYSO 単結晶	43
4.4.3	LYSO アレー	44
4.5	Pr 添加 LuAG	46
4.6	APD アレー	47
4.6.1	開発の意義	47
4.6.2	APD の選択	47
4.6.3	試作 APD アレーの概要	48
4.6.4	LYSO アレーとの接合	49
4.6.5	APD アレーの基礎特性	50
4.7	APD-PET 専用 LSI	51
4.7.1	開発目的	51
4.7.2	様式の選択	52
4.7.3	LSI 設計の流れ	52
4.7.4	システム設計の概要	54
4.7.5	全体構成	55
4.7.6	専用 LSI 開発の進捗	59
第 5 章	実験	60
5.1	本研究の目的	60
5.2	LYSO アレーのシンチレーション特性評価	61
5.2.1	目的	61
5.2.2	測定系のセットアップ	61
5.2.3	信号経路	65

5.2.4	測定結果	66
5.3	LuAG シンチレータの特性試験	72
5.3.1	目的	72
5.3.2	LuAG 単ピクセルの読出し	73
5.3.3	8×8 チャンネル LuAG アレーのシンチレーション特性	75
5.3.4	BaSO ₄ 塗布 3×3 チャンネル LuAG アレー	78
5.4	8×8 チャンネル APD アレーの読出し試験	81
5.5	APD-PET 専用 LSI の信号読出し試験	84
5.6	APD + LYSO アレーの出力特性の測定	87
5.6.1	検出ユニットの読出し確認	88
5.6.2	8×8 チャンネル APD+LYSO アレーの出力特性評価	91
5.6.3	16×16 チャンネル	95
5.7	光漏れの検証	97

第 6 章 まとめ

103

目 次

1.1	癌による死亡率の推移	8
1.2	APD と PMT の容積比較	9
1.3	4×8 チャンネル APD アレーを用いた γ 線カメラ	9
1.4	拡張型モバイル PET の 3 要素	10
2.1	PET の原理	12
2.2	PET による画像の例	13
2.3	X 線 CT の検査方法	14
2.4	X 線 CT、MRI による頭部の断層画像	15
2.5	DOI 型 PET の検出位置精度	17
2.6	DOI 型 PET の例	19
2.7	DOI 型 PET の例	19
2.8	TOF-PET の原理	20
3.1	バンド構造	21
3.2	p-n 型半導体のバンド構造	22
3.3	半導体検出器の構造	22
3.4	APD と他の検出器との比較	26
3.5	APD の種類	29
3.6	X 線天文衛星 NeXT	33
3.7	APD 搭載小型衛星 Cute-1.7	35
3.8	偏光観測衛星 Cute2「燕」	36
4.1	ハイブリッド・センサユニット	37
4.2	拡張型 PET の概念	38
4.3	開発体制	40
4.4	BGO および GSO 単結晶	42
4.5	LYSO 単結晶	43

4.6	LYSO ピクセルシンチレータ・アレー	44
4.7	LYSO ピクセルの寸法	45
4.8	LSO の γ 線透過率	45
4.9	LuAG 単結晶	46
4.10	試作 APD アレー	48
4.11	APD アレーとLYSO アレーの接合	49
4.12	8×8 チャンネル APD アレーの暗電流と相対増幅率分布	50
4.13	16×16 チャンネル APD アレーの暗電流と相対増幅率分布	50
4.14	VA32TA チップ	51
4.15	LSI 設計の流れ	53
4.16	APD-PET 専用 LSI のシステム全体図	55
4.17	CHAIN 1 における信号処理の流れ	56
4.18	時間電圧変換回路 (TAC) と TOF 情報	57
4.19	信号モニタシステム	58
5.1	XY ステージとコントローラ	62
5.2	XY ステージ用コントロールパネル	62
5.3	測定系のセットアップ	63
5.4	LYSO アレーの光量測定系のセットアップ	64
5.5	8×8 チャンネルLYSO アレーのシンチレーション特性	67
5.6	8×8 チャンネルLYSO アレーのシンチレーション特性 (グラフ)	67
5.7	8×8 チャンネルLYSO アレーの ^{241}Am 照射スペクトル	68
5.8	16×16 チャンネルLYSO アレーのシンチレーション特性	69
5.9	16×16 チャンネルLYSO アレーのシンチレーション特性 (グラフ)	70
5.10	16×16 チャンネルLYSO アレーの ^{241}Am 照射スペクトル	71
5.11	LuAG シンチレータ単ピクセルの測定セットアップ	73
5.12	LuAG シンチレータ単ピクセルの ^{137}Cs 照射スペクトル	74
5.13	8×8 チャンネルLuAG アレーのシンチレーション特性	75
5.14	LYSO アレーとLuAG アレーのシンチレーション特性比較	75
5.15	8×8 チャンネルLuAG アレー	76
5.16	8×8 チャンネルLuAG アレーの ^{241}Am 照射スペクトル	77
5.17	3×3 チャンネルLuAG アレーの ^{241}Am 照射スペクトル	78

5.18	シンチレータ・アレー 3 種の特性比較	79
5.19	反射材の違いによる LuAG スペクトルの比較と BaSO ₄ の透過率	79
5.20	8×8 チャンネル APD アレーの測定用治具	81
5.21	8×8 チャンネル APD アレーの基礎特性分布	82
5.22	8×8 チャンネル APD アレーの基礎特性のばらつき	82
5.23	8×8 チャンネル APD アレーの ⁵⁵ Fe 照射スペクトル	83
5.24	第一段階試作チップ用性能評価基板	84
5.25	LabVIEW のフロントパネル画面	85
5.26	2×2 mm APD + 2×2 mm LYSO の ¹³⁷ Cs 照射スペクトル	86
5.27	検出ユニット	88
5.28	ソケット付き変換基板	89
5.29	8×8 チャンネル APD+LYSO アレーの ¹³⁷ Cs 照射スペクトル(プリアンプ使 用)	89
5.30	検出ユニット測定用治具	91
5.31	8×8 チャンネル APD+LYSO アレーの出力特性の分布	92
5.32	8×8 チャンネル APD+LYSO アレーのシンチレーション特性(グラフ)	92
5.33	8×8 チャンネル APD+LYSO アレーの ¹³⁷ Cs 照射スペクトル	94
5.34	a1 ピクセルから d4 ピクセルまでの領域の ¹³⁷ Cs 照射スペクトル	95
5.35	16×16 チャンネル APD+LYSO アレーの ¹³⁷ Cs 照射スペクトル	96
5.36	漏れ込み発生時の波形比較	97
5.37	シンチレーション光の漏れ込みを落とすための反同時計数回路	98
5.38	反同時計数によって隣接ピクセルからの漏れ込みを除去したスペクトル	99
5.39	光漏れの様子	100
5.40	16×16 チャンネル検出ユニットのずれ具合	101
5.41	LYSO ピクセル幅の計測値	102

表 目 次

2.1	断層撮影法の比較	15
3.1	シンチレーション検出器の比較	25
4.1	主要なシンチレータの特性	42
4.2	Pr 添加 LuAG シンチレータの特性	46
4.3	試作 APD アレーの仕様	49
4.4	APD-PET 読み出し回路チップパラメータ	55

第1章 はじめに

1.1 がん検診とPET

癌(がん)は昭和56年頃から日本人の死因の第一位を占め、現在では年間約50万人が罹患し、そのうち約30万人が死亡している。図1.1に日本における癌の死亡率の推移を示す。実に日本人の3人に1人は癌で死亡していることが分かる。

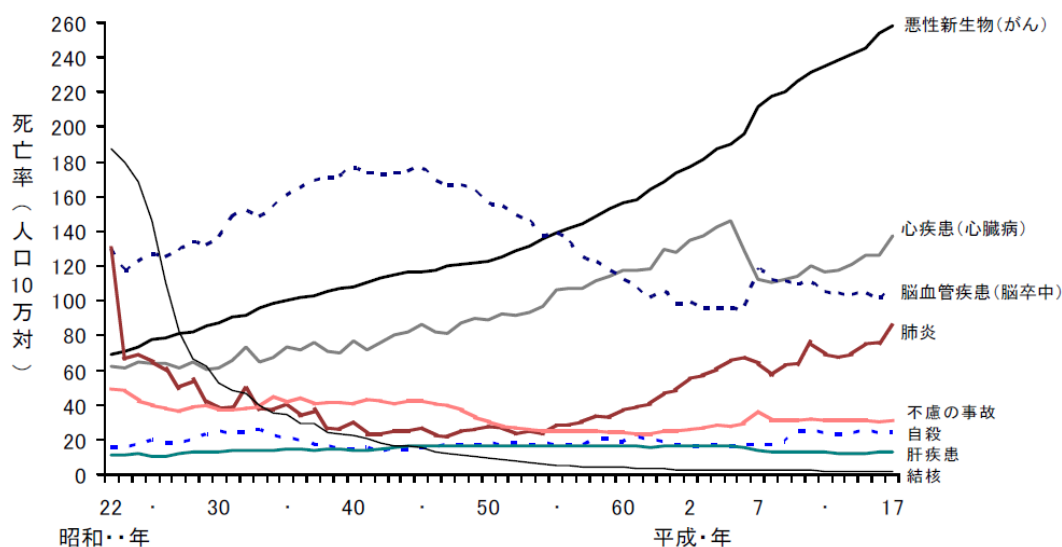


図 1.1: 癌による死亡率の推移 [1]

しかし癌は早期に発見・治療を行えば決して不治の病ではない。体内の癌細胞の検診には現在CTスキャンなどの種々の医療機器が利用されているが、その中でも近年、陽電子放出断層撮影(PET)を利用した癌診断が注目されている。PETとは、陽電子を放出する半減期の短い放射性同位体元素を利用した画像による診断方法である。従来の癌検診法に比べて約10倍の発見率があると言われ、癌の早期発見を実現する上で欠かせない存在になりつつある。

一方で、検査装置の大型化や高い検査コストなどといった問題がPETの広い普及を妨げており、とりわけ発展途上国や地方医療の現場において十分な活躍をしているとは言え

ず、誰もが気軽に検査を受けられる状況ではないのが現状である。また、空間分解能の制限から PET で確実に捕えることができる腫瘍は少なくとも 5~10 mm 程度の大きさが必要であり、これ以上小さな癌や、薄く広がった癌には対応することができない。そのため撮像技術の根本的な見直しが必要である。

1.2 アバランシェ・フォトダイオード

近年、光電子増倍管 (PhotoMultiplier Tube, PMT) に代わる優れた光検出器としてアバランシェ・フォトダイオード (Avalanche Photo Diode, APD) が注目を集めている。APD は微弱な信号を内部増幅する Si 半導体検出器であり、光電子増倍管の約 4 倍もの優れた感度と低い雑音レベルを同時に実現する。本研究室ではコンパクトで高感度な APD の特性を生かし、図 1.3 のような 4×8 チャンネルにアレー化した APD アレー素子を用いて、数 mm オーダーの空間分解能を持つ γ 線カメラの試作に成功している [2, 5]

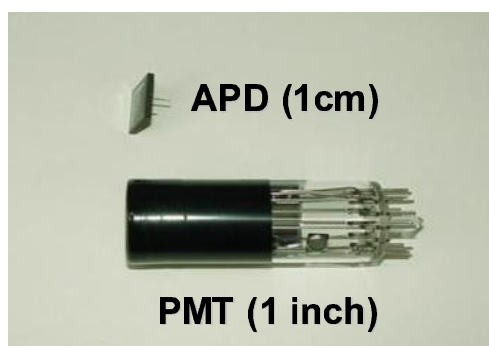


図 1.2: 同じ集光力の APD と PMT の容積比較

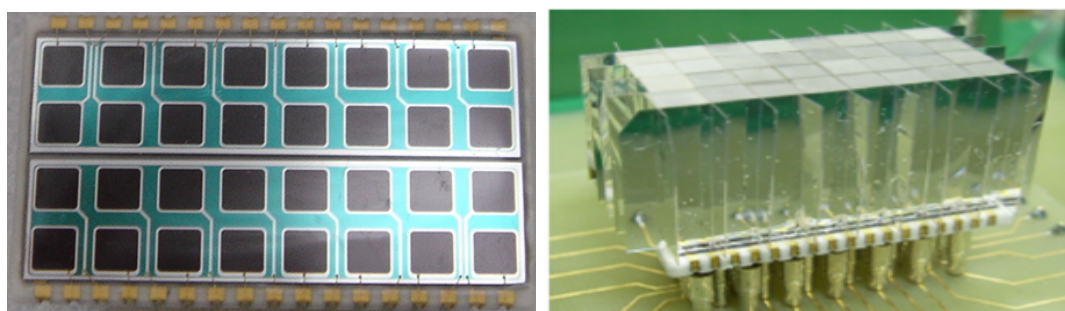


図 1.3: 4×8 チャンネル APD アレーを用いた γ 線カメラ。(左)4×8 チャンネル APD アレー素子 (右) シンチレータ・アレーとの組み合わせ

1.3 拡張型モバイルPET

従来技術では、PET用の放射線検出器としてシンチレータに光電子増倍管を組み合わせたものが用いられていた。しかし光電子増倍管は複雑な構造のため量産が難しく、またシンチレータと合わせて15 cm程度のスペースが必要となってしまうため、PET装置の大型化と高価格化の原因になっていた。一方APDアレーは量産すれば製造コストを下げることができ、コンパクトで消費電力も小さいため、検出器部分の大幅な小型化が可能である(図1.2)。また検出器の1ピクセル当たりのサイズも小型化できるので、空間分解能も大幅に向上させることができると考えられる。そこで我々は、これまでにない多チャンネルのAPDアレーを用いた小型かつ低コストな高汎用PET装置、「拡張型モバイルPET」の開発を提案する。この拡張型モバイルPETは図1.4に示したシンチレータ・センサヘッド、多チャンネルAPDアレー、APD-PET専用LSIの3つの要素で構成される。

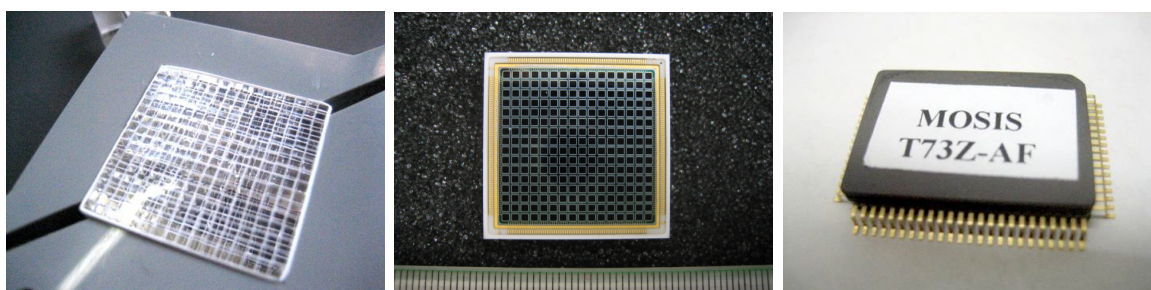


図 1.4: 拡張型モバイルPETの3要素。左から順に、16×16チャンネルLYSOシンチレータ・アレー、16×16チャンネルAPDアレー、APD-PET専用アナログ信号処理LSI

撮像検出器の大型化には読み出し回路の複雑化・多チャンネル化にも原因がある。従来のPETでは、光電子増倍管から引き出した数万チャンネル分の生の信号を一同に集め、外部で解析を行う手法が取られる。当然ながら装置の大型化は免れず、そのうえ汎用性のない高額な装置となってしまう。一方で近年におけるアナログ回路集積技術の進展は目覚しく、国内でも数mmサイズの低雑音・多チャンネルLSIが開発され始めている。もしも8×8、あるいは16×16チャンネル程度のAPDアレー素子を多チャンネルのアナログ信号処理LSIと組み合わせ、1つの検出器ブロック単位で信号処理を行うことができれば、PETの処理システムが大幅に簡略化される結果、PET装置全体を小型化することが可能になる。しかしながら、APDの読み出し用に特化したLSIはいまだに普及していない。そこで本研究室では、多チャンネルAPDアレーを撮像検出器として用いるAPD-PETの実現に向けて、APDアレーの読み出しに特化した低雑音・多チャンネルアナログ信号処理LSI

の開発を進めている [6]。2008 年 1 月の時点でアナログ信号処理 LSI の第一段階試作品 (図 1.4 右) に対する様々な性能評価を終えており、現在は第一段階の問題点を修正した第二段階試作品の設計に着手している。

我々の目標は PET 装置そのものの開発ではなく、あくまでも APD アレーを用いた PET の要素技術となる γ 線撮像カメラの開発、及びその撮像性能の評価である。APD - PET の実現のためには前述の専用 LSI の件も含め、解決・検証すべき課題がいくつかある。本研究では今回試作した 8×8 、 16×16 チャンネルの APD アレー (図 1.4 中央) と LYSO シンチレータ・アレーに主眼をおき、それらの示す特性が PET 用 γ 線撮像カメラとしてどの程度の性能を発揮し得るかを種々の実験を通じて検証した。

1.4 本論文の構成

本論文のおおまかな構成は以下の通りである。まず第 2 章、第 3 章で PET と APD の基本的な原理と特徴についてまとめ、第 4 章で我々の提案する拡張型モバイル PET の意義と開発の方向性について述べる。第 5 章では今回実施した 8×8 、 16×16 チャンネルの APD アレー、及び LYSO シンチレータ・アレーの特性測定と、それらを専用 LSI (第一段階試作) と組合わせての信号読出し試験の結果について解説し、撮像性能の検証を行う。そして最後に、第 6 章にて本研究の総括を述べる。

第2章 陽電子放出断層撮影 (PET)

2.1 PET の原理

陽電子放出断層撮影 (Positron Emission Tomography, PET) とは、陽電子放出核種から放出された陽電子が体内の電子と対消滅する際に放出される対消滅 γ 線を検出することで、放射性薬剤の体内分布の画像化を行い様々な病気を診断する最新の検診法である。PET をがん検診に用いる場合、まず陽電子放出核種 (^{11}C 、 ^{15}O 、 ^{18}F など) をブドウ糖と合成した薬剤 (フルオロデオキシグルコース : FDG^1 など) を体内に投与する。がん細胞は正常な細胞よりも活動性が高く、ブドウ糖を異常に多く取り込む性質があるため、一定時間経つと放射性薬剤である FDG はがん細胞に多く集積されていく。その結果、がん組織からは正常組織の 3 ~ 20 倍ほどの強い放射線が放出され、画像診断によってその位置を特定することが出来る。

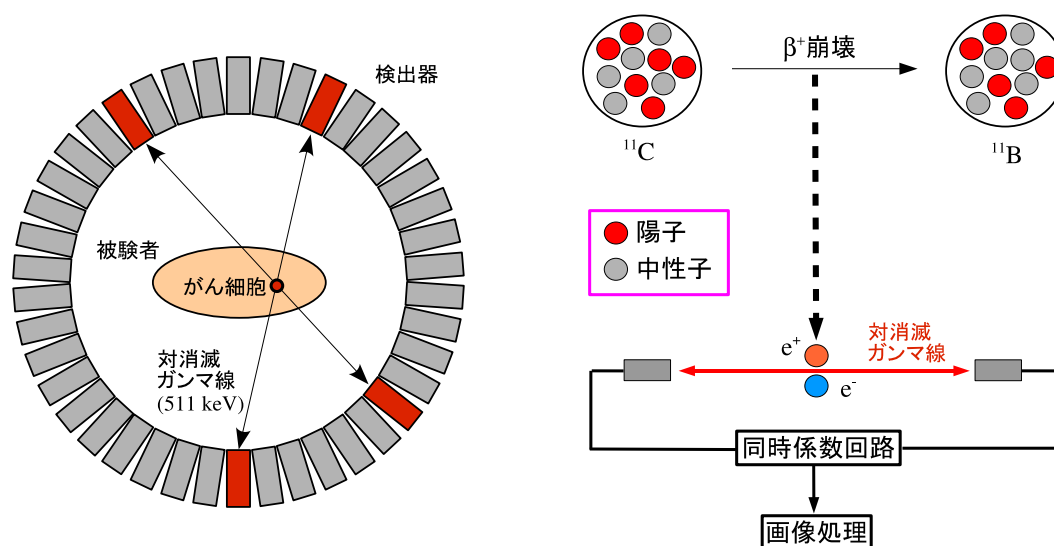


図 2.1: PET の原理。 (左) リング状に配置された検出器、(右) 同時係数の仕組み

¹厳密には ^{18}F - FDG 、グルコースの分子構造の一部を陽電子放出核種 ^{18}F で置き換えた陽電子放射薬品

PET の基本原理を図 2.1 に示す。陽電子放出核種 (図 2.1 では ^{11}C) が β^+ 崩壊する際に放出された陽電子が反粒子である電子と結合すると、電子と陽電子の全質量エネルギーが 2 個の光子に変換され、511 keV の対消滅 γ 線が 180 度対向方向に 1 対放出される。その 2 本の対消滅 γ 線を、被験者を取り囲むようにリング状に配置した検出器を用いて検出する。同時係数回路はある一定の時間幅の中で起こったイベントのみを計数する仕組みになっており、同一の対消滅によって生じた 2 本の γ 線は同時に 2 つの検出器を鳴らす。したがって、その 2 つの検出器を結ぶ線上 (Line Of Response, LOR) のどこかに陽電子放出核種が存在することになる。このようなイベントを多数集積しコンピュータ処理を行うことで様々な方向からの投影データ (放射性薬剤の体内分布) が得られる。PET の場合は同時計数によって γ 線の入射方向を決めるため、コリメータが不要²で感度が高く、 γ 線検出の構造も単純であるという特長がある。図 2.2 に実際に PET 検診で見つかったがんの症例を示す³。

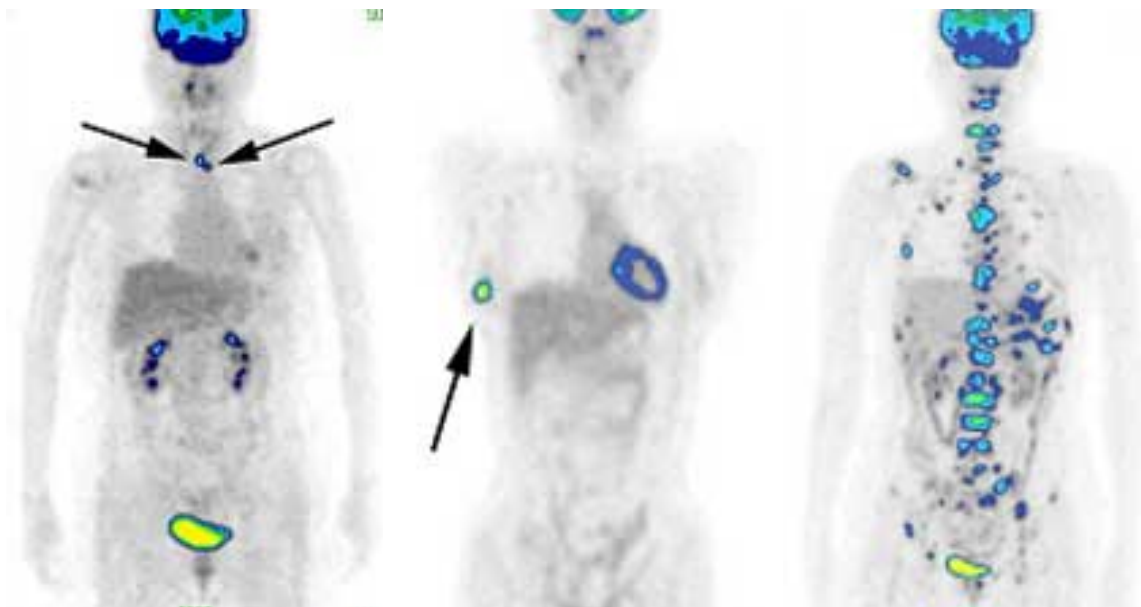


図 2.2: 実際の PET 画像 [7]

²コリメータ構造を取り入れた PET もある。

³左図中の腎臓の部分は正常 (がんではない) であるにも関わらず PET に反応してしまっている。PET 検診では放射性薬剤の集まった部分が画像中で光るため、腎臓や膀胱などの排泄に関係した臓器や、元々ブドウ糖の消費量が多い部位に発生したがんは PET 検診単独では発見しにくい場合がある。

2.2 PETの特徴

2.2.1 他の断層撮影法との比較

科学技術が急速に進歩している近年では、以下に挙げる2つの断層撮影法(X線CT、MRI)がPETに先駆けて広く利用されている。PETも含めどの手法も一長一短であるため、検査の目的・対象に応じて使い分けるか、あるいは2つの技術を相補的に用いることもある。

X線CT(Computed Tomography: コンピュータ断層撮影)

X線CT⁴とは、人体に照射したX線の吸収率の違いを画像化する手法である。基本的にはレントゲン撮影(単純X線撮影)と同じ原理であるが、レントゲン撮影が一方向からのみの照射であるのに対し、X線CTは人体に様々な方向からX線を照射してそれぞれの方向におけるX線吸収率データを取得し、それらをコンピュータで統合処理することで体の断層画像を得ることができる(図2.2.1)。さらに近年では、単純な断層画像だけでなく立体的な画像に変換することも可能となった。違う体組織でもX線吸収率が近いと同じように見えてしまうこともあるが、そのような場合、組織の位置や形状で判別するほか、ヨード造影剤を血液中に投与して画像のコントラストを高めるといった方法も用いられる。PETに比べると放射線被曝量が多いが、空間解像度が高く、なにより安価であるため、PETやMRIよりも広く普及している。また医療目的以外にも、非破壊検査などには同様の技術が欠かせない存在となっている。

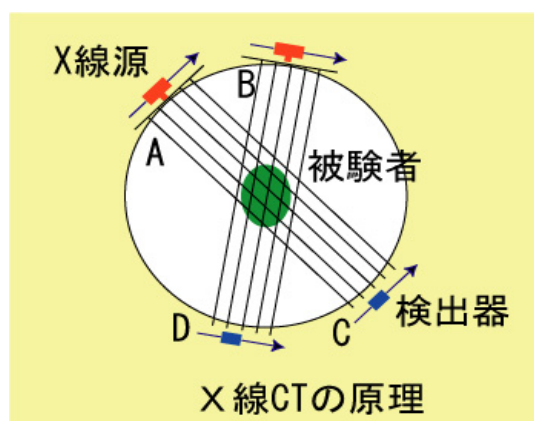


図 2.3: X線CTの検査方法 [9]。

Aの位置でX線源が直線状に動き、それと同時にCの位置で検出器が直線状に動いてX線画像を作る。同様の動作をBでも行い、円周に沿って各方向からX線を照射したときの画像をコンピューター処理することにより、被験者の断層のX線画像を作ることができる。

⁴広義にはPETやMRIもCTに含まれる。これら広義のCTの中で最初に実用化されたのがX線CTであり、現在では単にCTと言った場合にはX線CTを指す。

MRI(Magnetic Resonance Imaging：核磁気共鳴画像法)

MRI は核磁気共鳴現象を利用した断層撮影法である [10]。人体の組織中にある水素原子はそれぞれ磁気モーメントを持ち、静磁場内においてはそれぞれの磁気モーメントがランダムな方向を向いた平衡状態にある。そこに高周波磁場をパルス状に加えると核磁気共鳴現象が起こり、磁場によって磁気モーメントの向きが強制的に揃えられたいわば励起状態になる。ここで高周波磁場を切ると、水素原子が共鳴周波数と同じ周波数の高周波磁場を発生しながら元の平衡状態に戻ろうとし、このとき受信コイルで時間と共に指数関数的に減衰する誘導電流が信号として検出される。この信号の減衰の状態を緩和過程といい、緩和に要する時間(緩和時間)は体組織の(水素原子の)状態によって異なる。MRIはこの緩和時間を計測して断層画像化するもので、X線CTと違って人体を任意の方向で切った断面を見ることができるといった特徴を持つ。X線CTよりも画像のコントラストが高く、磁場を利用するため放射線被曝は無いが、ペースメーカーや人工内耳等の使用者は検査を受けられない場合がある。また検査時間もX線CTに比べると長めである。

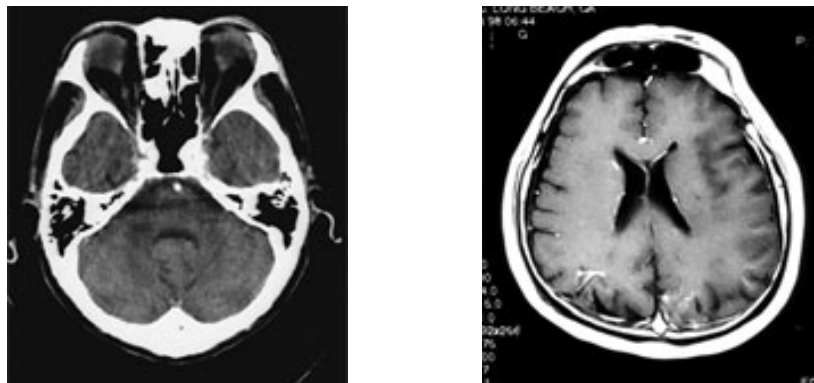


図 2.4: X線CT(左)とMRI(右)による頭部の断層画像 [8]

	PET	X線CT	MRI
分解能	4～8 mm	0.3 mm	1 mm
検査時間	15～30 分	5～10 分	10～20 分
被曝の程度	2 mSv	数 10 mSv	被曝なし
何を診ているか	機能	形態	形態(機能)

表 2.1: 断層撮影法の比較 [8]

2.2.2 PET の長短所

PET は非常に有効ながん検診法であるが万能ではない。したがって、従来のPET を超える次世代型PET を開発するためには、従来PET の持つ長所と短所を把握しておく必要がある。以下に従来PET の特徴を列挙する。

長所

1. X線CTでは基本的に腫瘍の「形態」を見るだけだが、PETの場合は活動性の高い腫瘍ほど多くの放射性薬剤が集まり、放射線の強度が増大するため、腫瘍の形態のみならず「活動性」、すなわち「悪性度」まで見ることができる。
2. 一度に全身を検査できるため、予期せぬ場所に生じた転移や再発を早期に発見可能である。従来のがん検診に比べて10倍の発見率があるとされる。
3. 1回の検査で受ける放射線の量は全身で2 mSv程度であり、体の一部を撮影するだけで数10 mSv程度被爆してしまうX線CTに比べると被爆量は格段に少ない。

短所

1. 使用する放射性核種は人体への影響を考慮して半減期の短いものを使用する必要があるため、小型のサイクロトロン等でその都度、生産しなければならない。その他にも放射性薬剤を合成するための自動合成装置、放射性薬剤の動態を画像化するための撮像装置など大がかりな設備が必要となるため、結果として検査費用も高くなってしまふ。ちなみに現在のPETの検査費用は1回あたり10万円前後である。
2. 感度と分解能の両立が難しく、用途に応じて全身用・頭部用・動物用など細分化されており汎用性に乏しい。
3. 健康な人でもFDGが集積してしまう腎臓や膀胱のがん、組織の表面に沿って薄く広がってしまう傾向のある胃がんなど、特定のがんに対して有用性が低い。
4. 検出器のピクセルサイズの制限、及び陽電子の体内中での飛程と対消滅放射線の角度揺動のため、1 mm以下の腫瘍を検出することは難しい。現状では少なくとも5~10 mm以上の大きさが必要である。

2.3 次世代型 PET の開発

2.2 で述べたように PET はがん検査に有効な技術であるが、克服すべき課題も少なくない。特に、症状のあまり進行していない早期にがんを発見するためには、数 mm レベルのまだ小さな腫瘍を識別できるだけの高い空間分解能が求められる。実際のところ、現行の PET は大小様々ながんを発見するのに十分な空間分解能を有しているとは言えず、少なくとも 10 mm 以上の大きさの腫瘍でなければ判別は困難である。そのため現在、様々な工夫によって空間分解能を向上させた「次世代型 PET」の開発が進められている。そのうちの一部を以下で簡潔に説明する。

2.3.1 Depth-Of-Interaction 型 PET

Depth-Of-Interaction 型 PET(以下、DOI 型 PET) とは、微小なシンチレータを立体的に組み上げることで深さ方向の位置弁別を可能にし、空間分解能を向上させた次世代型 PET のことである。PET 装置の空間分解能は陽電子の飛程や角度揺動、シンチレータ結晶ブロック内での散乱などの影響も受けるが、シンチレータ結晶のサイズによる制限が特に大きい。現在実用化されている PET の中には、この結晶サイズを 1.5~2mm 角程度まで小さくすることによって空間分解能を高めているものもあるが、装置の感度や視野周辺部の空間分解能は十分とは言えないのが現状である。これは PET で計測する γ 線が高いエネルギー (511 keV) を持つため、検出効率を高めようとシンチレータを厚く (細長く) すると斜め入射の γ 線に対する検出位置精度が劣化してしまうという PET の本質的な性質によるものであり [11]、この問題を解決しようと考案されたのが DOI 型 PET である。

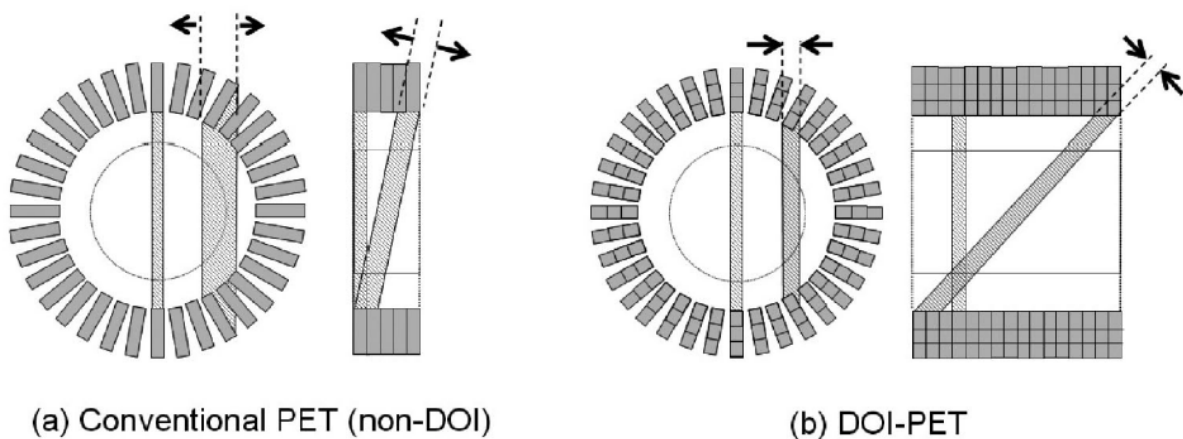


図 2.5: DOI 型 PET の検出位置精度 [12]。(a) 通常の PET (b) DOI 型 PET (3 層)

通常、PETの検出器は一種類のシンチレータ結晶が1層のみであるが、DOI型PETでは異なる種類の微小シンチレータ結晶を2層以上に組み上げた構造になっている。積層方向に並んだ種類の異なるシンチレータ結晶群を一纏まりのブロックと考え、各層で発生したシンチレーション光を1層目の結晶と光学結合してある受光素子で読み取る。このとき出力されるアナログ信号はシンチレータの減衰時間の違いから波形弁別することが可能であり、どの結晶層で γ 線相互作用が起きたのかを割り出すことができる。この波形弁別方式により得た「深さ」方向の位置情報と従来PETと同じ二次元位置情報とを統合することで「三次元」位置情報とし、従来PETを超える高い空間分解能を持ったPET画像を構成する。また現在では、光分配方式と呼ばれる手法を波形弁別方式と組合わせた検出器の開発も進められている[12]。光分配方式は結晶種類の組合わせが限定される波形弁別方式と違い、結晶種類を問わないという利点がある。

三次元データ収集が可能なPET装置の普及と共に、体軸視野を拡大して感度を一層高めることが期待されたが、従来PETのようなシンチレータの単層構造ではシンチレータ素子が細長い形状をしているため、高感度と高解像度を同時に達成することができないという問題を抱えていた。しかしDOI型PETならば、シンチレータ層を厚くし体軸方向視野角を拡げて、検出器応答の広がりを抑制できることから、感度と空間分解能を共に高めることが可能である。既に2層DOI型の人間頭部用PETが欧米のグループによって実用化されているほか、国内でも村山秀雄氏(放射線医学総合研究所、分子イメージング研究センター)らのグループによる小動物用の4層DOI型PETの研究結果が報告されている[25]。

DOI型PETの難点は使用するシンチレータ結晶の個数が非常に多いことである。結晶数が多いと同時計数を取る結晶のペア数も膨大となるため、ただでさえ高計数率なPETの信号処理系にさらなる高速性が求められることになるうえ、検出器自体の構成も複雑にならざるをえない。また、シンチレータ・ユニットの組み上げにも特殊な工程を要する場合があるため、従来PETとは異なる効率的かつ新たな製造手法や画像解析システムの開発も平行して進められている。

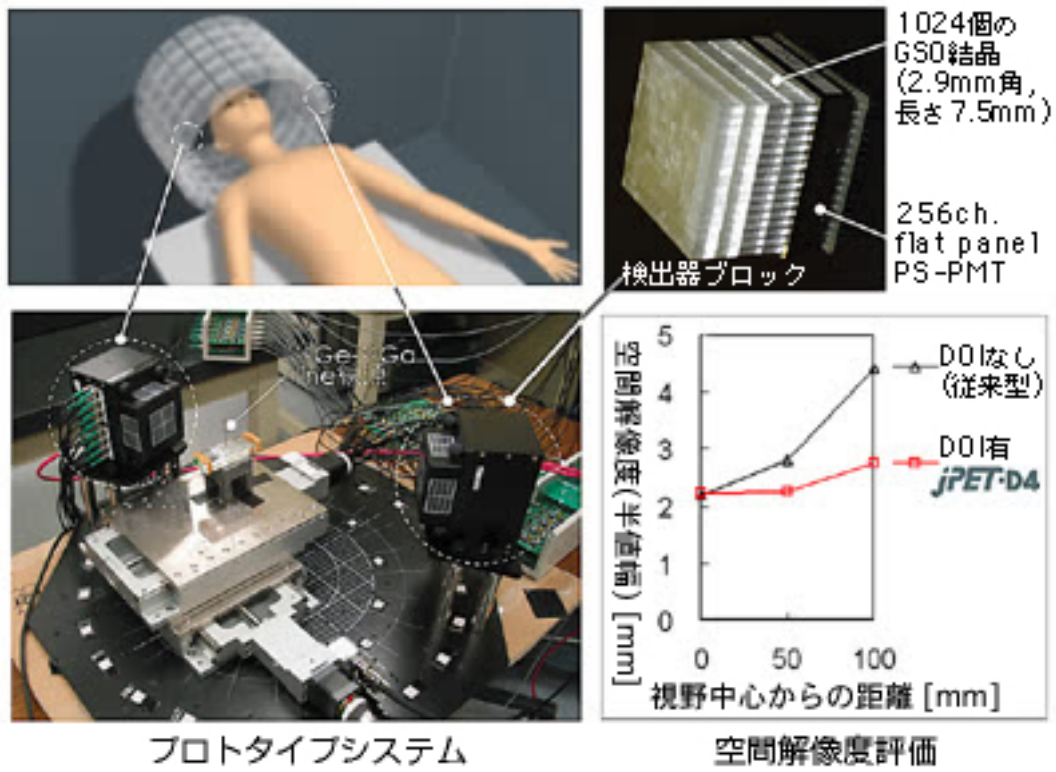


図 2.6: 放射線医学総合研究所で開発された DOI 型 PET 「jPET-D4」 [25]

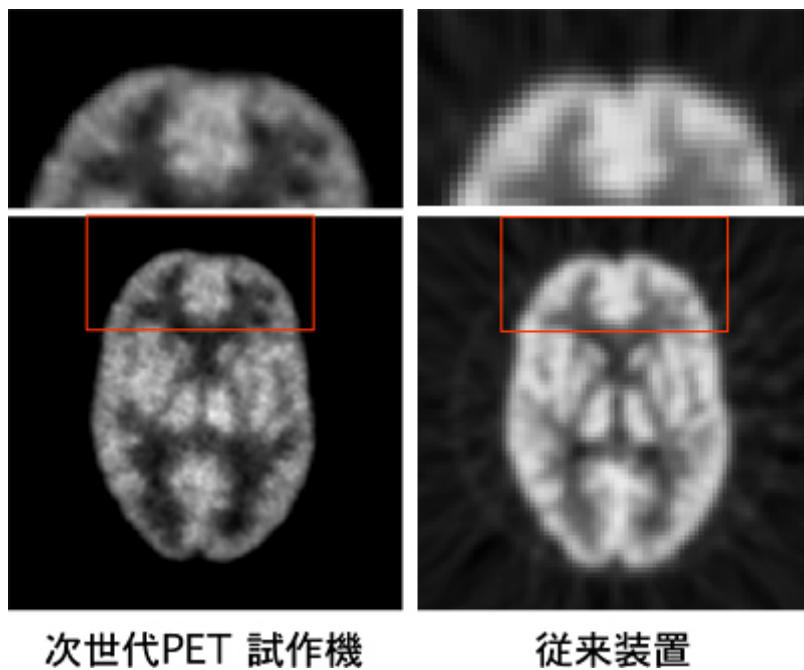


図 2.7: 脳を精巧に模擬した模型を用いた実験結果 [25]。従来 PET(右) に比べて DOI 型 PET 「jPET-D4」 (左) は視野周辺部での解像度が格段に向上している。

2.3.2 Time-of-Flight 型 PET

近年、PETの再構成画像の画質向上を目的として、従来のLOR情報に加えて消滅 γ 線が検出器に到達するまでの飛行時間(TOF: Time of Flight)情報を利用するPET装置の研究が行われ始めている[13]。従来のPET装置では、複数の放射線検出器を用いて一対の消滅放射線のある時間の枠内で同時計測し、LOR上に等しい確率で線源の存在を仮定している。これに対してTOF-PETでは、図2.8のように相対する検出器の計測時刻の差から線源の位置を求め、LORに沿って検出器の時間分解能に相当するガウス関数でぼかした分布を位置情報として用いる。これによってノイズの寄与を軽減することができ、画像再構成後の画質を格段に向上させることが可能である[14]。

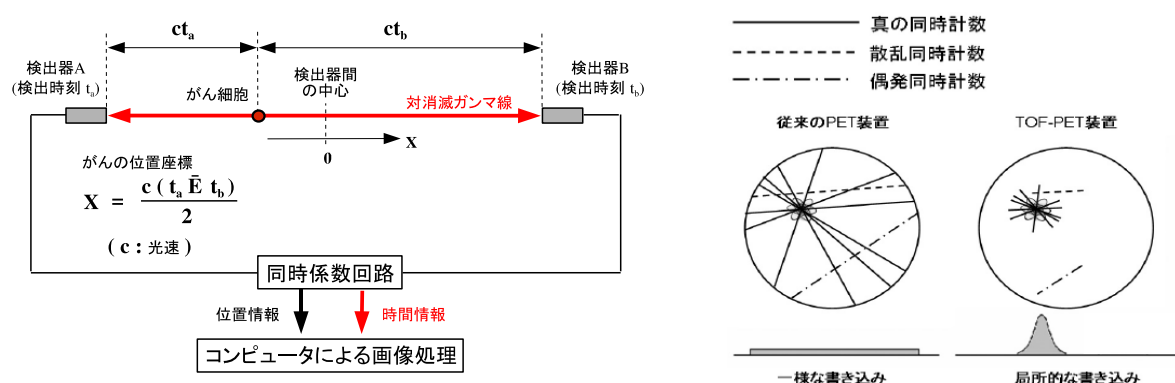


図 2.8: TOF-PET の原理

(左) 対消滅 γ 線は近い方の検出器に先に到達し、その後僅かに遅れて遠い方の検出器に到達する。したがって、両検出器間の計測時刻の差からLOR上の線源の位置座標Xを求めることができる。

(右) 従来のPET装置とTOF型PET装置における位置情報の書き込み方の違いを表している[14]。

TOF情報を利用するというアイデアはPET研究の当初から提案されており、1980年代を中心に幾つかの研究グループによりCsI(Tl)やBaF₂等のシンチレータを用いてTOF型PETの開発が行われたが、当時は十分な発光量と高速な時間特性を両立するシンチレータが存在せず満足な性能は得られなかった。以来TOF型PETの研究は長らく停滞していたが、最近になって珪酸ルテチウム(LSO: Lu₂SiO₅)や臭化ランタン(LaBr₃)等の発光量が大きく、時間特性の良いCe添加シンチレータが開発され、TOF-PETへの応用が検討され始めた。我々はLSOにイットリウムを添加してコストを下げたLYSOピクセルシンチレータを用いて、TOF情報を活用することも視野に入れている。

第3章 アバランシェ・フォトダイオード (APD)

3.1 半導体検出器

3.1.1 半導体検出器の原理

半導体も含む結晶性の物質中における電子のエネルギー準位は、束縛状態にある価電子帯と自由に動き回ることの出来る伝導帯の2層の構造を持つ。そして半導体や絶縁体の場合、この2つの準位間には電子が存在することの出来ない、禁制帯と呼ばれるエネルギーギャップが存在する(図3.1)。

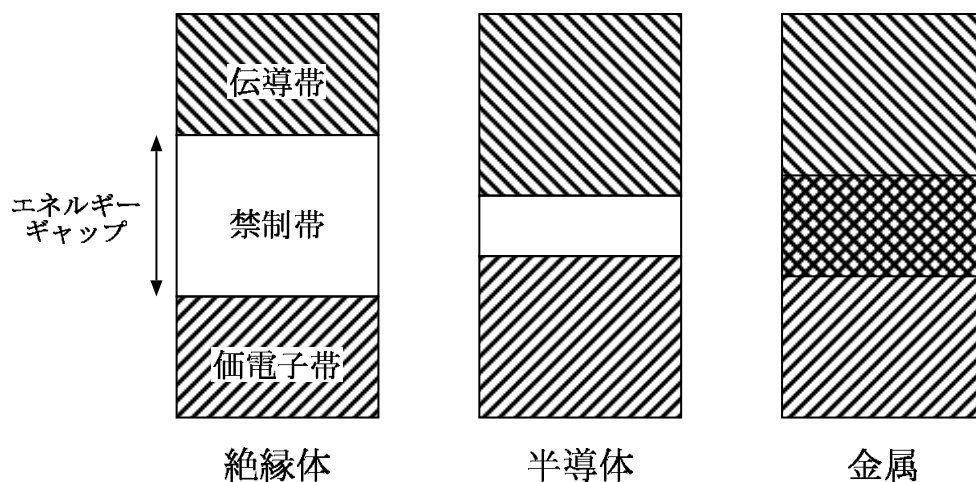


図 3.1: 絶縁体・半導体・金属のバンド構造の略図

励起がない場合、結晶中の電子が低準位の価電子帯を満たしており、高準位の伝導帯には電子は存在しないため、この状態では電流は流れない。しかし、価電子帯にある電子が熱や入射放射線によってギャップ以上のエネルギーを受け取ると、禁制帯を飛び越えて価電子帯から伝導帯に遷移する。その結果、電子が結晶中を自由に動き回ることが出来るようになり、電流が流れる。また電子が伝導帯に励起される際、価電子帯で電子がそれまで

存在していた場所は正孔（ホール）と呼ばれる空席となり、その正孔に近くの電子が移動することであたかも正電荷のような振る舞いをする。絶縁体ではこのエネルギーギャップが5 eV 以上であるが、半導体は通常 1 eV 程度と小さいため、僅かな入射エネルギーでも電流が流れる。半導体の例としては単体では Si や Ge、化合物では CdTe などがある。

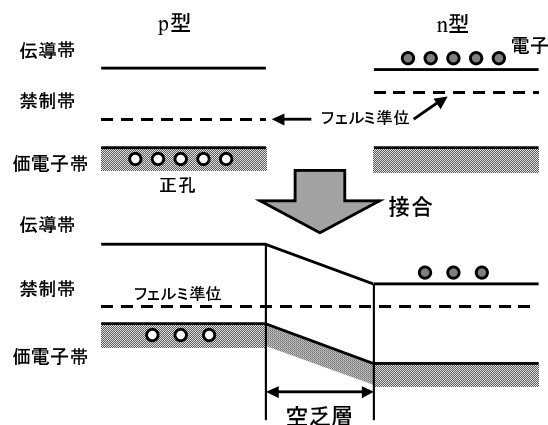


図 3.2: p-n 型半導体のバンド構造

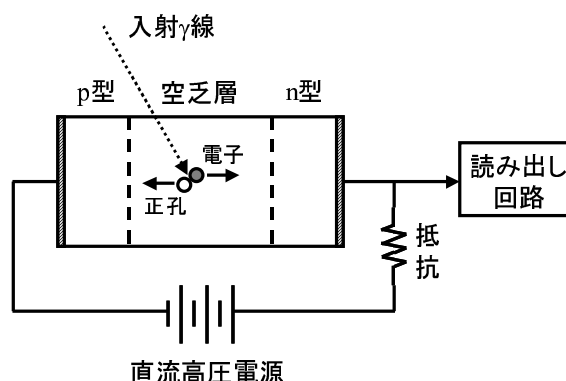


図 3.3: 半導体検出器の構造

半導体の中で不純物をほとんど含まないものは真性半導体と呼ばれる。これとは対照的に、半導体に B, Al, Ga などの価電子が一つ少ない元素 (アクセプタ) をドーピングしたものを p 型半導体、P, As などの価電子が一つ多い元素 (ドナー) をドーピングしたものを n 型半導体と呼び、区別される。これら p, n 型の半導体中ではドーピングされた物質は結晶に取り込まれ、禁制帯の中に新たなエネルギー準位を作り出し、結果として p 型では正孔が、n 型では電子が余分な電荷キャリアとしてできる。真性半導体に電圧を印加すると半導体内部で熱電子が多く発生し信号が雑音に埋もれてしまうため、放射線検出器では上記の p 型半導体と n 型半導体を接合した pn 型半導体がよく使われる。pn 型半導体では、接合部における電子密度の急激な変化によって n 型から p 型への電子の拡散移動が起こる。これにより不純物による電荷が打ち消し合い、空乏層と呼ばれる電荷キャリアのない領域が生まれる。この電子の拡散移動は、電子の移動によって生じる内部電場と拡散力が釣り合うところ ($\sim 1\text{V}$) で平衡状態になる。

空乏層に放射線が入射すると、光電効果などの電離作用により層内に落としたエネルギーに比例した数の電子正孔対が生成され、内部電場によって対向方向にそれぞれ移動する。しかし、この時点での空乏層はまだ薄く放射線を止めるには不十分である上、内部電場も放射線入射によって生成されたキャリアを収集するには弱いので、放射線検出器としての使用には適さない。そこで通常は、この pn 接合に逆バイアス電圧をかけることによ

り p, n 側のキャリアの結合を促進させて空乏層を広げ、それと同時に半導体内部に高い電場勾配を発生させる。これによって半導体内部の広い領域で生成される電子正孔対を収集できるようになり、pn 接合両端の電極から回収された電荷信号を読み出すことで入射した放射線のエネルギーを求めることができる。これが半導体検出器の原理である。ここでは構造が最も単純な pn 型半導体について述べたが、一般的には、p 型半導体と n 型半導体の間に真性半導体 (intrinsic semiconductor) を挿入した PIN 型半導体が広く利用されている。PIN 型半導体は pn 型半導体に比べて電圧の安定性や空乏層領域の大きさなどの点で優れている。

3.1.2 半導体検出器の特徴

現在広く利用されている放射線検出器の代表例として光電子増倍管が挙げられる。光電子増倍管は、光電面における光電効果で生じた光電子を 1000 V 前後の高い印加電圧によって段階的に加速、増倍する仕組みになっており、 10^6 倍にもなる非常に高い電荷増幅率が特長である。その反面、構造的な制限によって低い量子効率しか得られないことが弱点であり、最新のものでもその値は 40 % 程度である。これに対し半導体検出器は、シンチレータと組合わせた場合などにおいて光電子増倍管の 2 倍近い 80 % 程度まで高めることが出来る点が最大の特長である。

半導体は平均電離エネルギー (一組の電子正孔対を生成するために必要な平均のエネルギー) が数 eV と小さいため、放射線が入射したときに生成される一次キャリア数が多く、数十 eV 必要なガス検出器や 100 eV 近くにもなるシンチレータ検出器に比べて生成キャリアの統計的な揺らぎを小さくすることができ、結果として非常に優れたエネルギー分解能を得ることができる。また半導体検出器は、実際に生成される電子正孔対の数のばらつきが統計的な揺らぎによって予想されるばらつきよりも小さくなる。このばらつき方の異なる度合いをファノ因子と呼び、以下のように表される。

$$\text{ファノ因子} : F = \frac{\text{ばらつきの観測値}}{\text{統計的な揺らぎによる予測値}}$$

ちなみに、Si 検出器ではこの値が 0.1 程度である。このファノ因子の物理的な解釈として、統計的な揺らぎでは全ての電子正孔対が独立に生成されるとしているが、実際の現象では電離過程が相互に影響を及ぼし合っているためであると考えられている。このことも半導体検出器が他の検出器よりも優れたエネルギー分解能を示す要因となっている。

生成キャリアの数の多さによって、理想的には最高の放射線検出器となり得る半導体検出器だが、実際にはさまざまなノイズの影響を受けてエネルギー分解能は悪化する。理想

的な Si 検出器を考えた場合、エネルギー分解能は生成キャリアの統計的な揺らぎとファノ因子だけで決まり、5.9 keV では 110 eV 程度の分解能となるが、これに検出器の暗電流や容量などによる回路雑音加わる。そのため、低エネルギー X 線のような信号電流が非常に微弱なものはこれらのノイズに簡単に埋もれてしまい、計測できる放射線のエネルギー範囲を狭めてしまう。この回路雑音を抑える方法としては、冷却して暗電流を減らす、検出器のサイズを小さくして容量を減らすなどがある。実際、CCD は -90°C 程度まで冷却することにより Si の限界性能に近い値 ($\sim 130\text{ eV}$) まで分解能を上げることができるが、冷却装置のために構造が複雑化、大型化してしまう、読み出しが複雑になり時間が掛かるなど、問題も少なくない。

3.1.3 シンチレータとの組み合わせ

半導体検出器はそれ単体で X 線検出器として用いられるが、シンチレータと組み合わせることでより広いエネルギー帯域に対応した光検出器としても用いることができる [15]。シンチレータとは電離放射線が入射すると蛍光を発する物質のことであり、用途に応じて固体、液体、気体と様々な種類のものが用いられる。一般にシンチレーション検出器と呼ばれているものはシンチレータと光電子増倍管とを組合わせたものを指し、光電子増倍管の高い増幅率を活かした放射線検出器として現在も広く利用されている。これに対しシンチレータと半導体検出器 (フォトダイオード) を組合わせたものは、その高い量子効率によってシンチレータから発せられた光を効率良く回収し、電荷信号に変換することが出来る。ちなみに、半導体の平均電離エネルギーは小さく (Si では 3.6 eV)、典型的なシンチレーション光が持つエネルギーは $3\sim 4\text{ eV}$ 程度なので半導体中の価電子帯の電子を励起させるのには十分である。また半導体検出器で代替することで、光電子増倍管のそれと比べて非常にコンパクトで頑丈な検出器を構成することができ、さらには光電子増倍管では電子の飛程が歪められてしまうような強磁場中でも使用が可能である。動作させるのに必要な印加電圧も半導体検出器では数十 V 程度と低く、電力消費が少なく済む。このように、光電子増倍管と比べて数多くの長所を併せ持つ半導体検出器であるが、短所も存在する。典型的なシンチレータでは 1 MeV の γ 線に対して数千個程度の光子しか生成されないため、通常フォトダイオードは光電子増倍管に比べて出力信号が小さい。そのため、検出器から出力された信号は後段の回路雑音によって容易に歪んでしまう。特に大面積の検出器や、放射線の信号が回路雑音と同程度の大きさになる低エネルギー領域では雑音による波形への影響は著しく、性能が光電子増倍管よりも劣ってしまう。そのためフォトダ

イオードは検出範囲が高エネルギー領域に限られてしまい、このことが各種測定における利用の幅を狭めていることも否めない。

3.2 アバランシェ・フォトダイオード (APD)

3.2.1 APD とは

検出器で生じる雑音を抑える方法の一つとして、半導体の冷却が挙げられると述べた。検出器の分解能を改善するもう一つの有効な手段は、信号を検出器自体が増幅することである。アバランシェ・フォトダイオード (APD) とは、半導体内部に高い電場勾配を持たせることで電荷の内部増幅機能を備えた半導体検出器であり、高い増幅率を持つ光電子増倍管と、量子効率が高いフォトダイオードの両方の長所を併せ持っている (表 3.1)。光や放射線によって生成された電子正孔対は APD 内部の電場によって十分に加速され、電極に到達するまでの間に多数の価電子帯の電子を伝導帯に叩き上げて信号をなだれ増幅させる。信号を検出器内部で増幅させれば回路内で生じる雑音を相対的に小さく抑えることが出来るため、通常のフォトダイオードよりも遥かに優れた S/N 比 (雑音に対する信号の波高比) が得られる。APD の性質を特徴づけるぞ往復率、暗電流、増幅揺らぎは素子内部の電場勾配に依存するため、APD 素子の構造によって性能が異なる。

表 3.1: シンチレーション検出器の比較

	光電子増倍管	フォトダイオード	APD
量子効率	≤ 25 %	≥ 80 %	≥ 80 %
増幅機能	(~ 10 ⁶ 倍)	× (なし)	(~ 100 倍)
印加電圧	~ 1000 V	≤ 100 V	~ 300 V
容積	× (大)	(小)	(小)
磁場の影響	× (大)	(小)	(小)
構造	× (複雑)	(単純)	(単純)
消費電力	× (大)	(小)	(小)

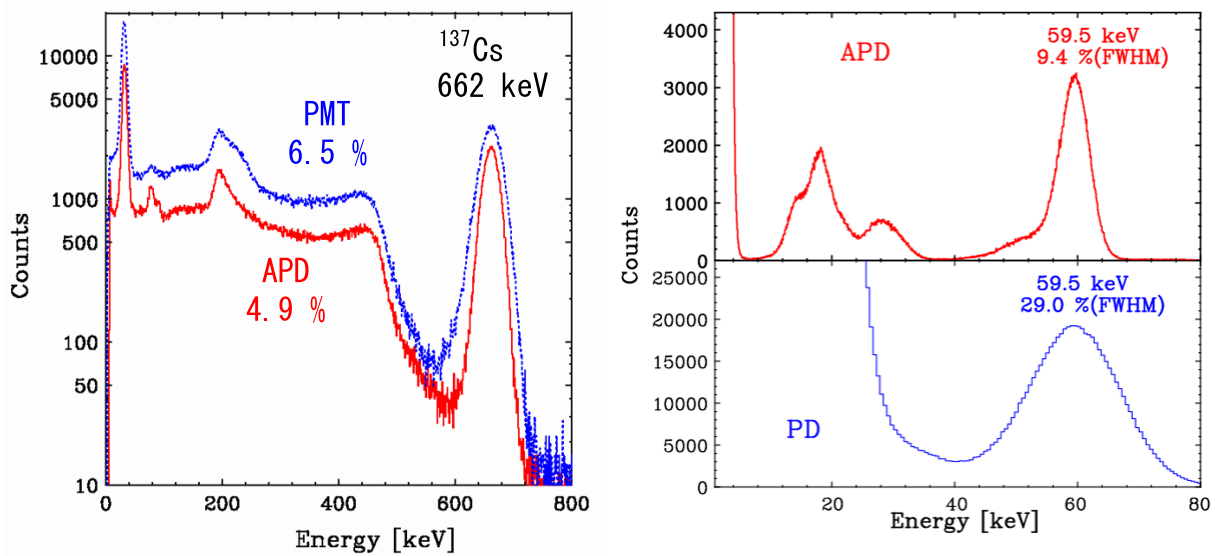


図 3.4: シンチレータと組合わせた場合の光電子増倍管、PIN 型フォトダイオードと APD のスペクトル比較。APD の優れた分解能と低ノイズ特性がうかがえる [2, 3, 4]。

3.2.2 増幅過程と増幅率

電子及び正孔の電離する確率は磁場の強さに依存し、電場が強いほど励起されやすくなる。距離 dx の間に電子と正孔が衝突して電離を起こす確率は、電子と正孔の電離係数 α 、 β を用いて αdx 、 βdx と表される。電荷を位置 0 に入射した場合、距離 x における増幅率 $M(x)$ は電子に対する正孔の電離係数の割合を表す k_0 、

$$k_0 = \frac{\int_0^x \beta dx}{\int_0^x \alpha dx} \quad (3.1)$$

電離係数の重みつき平均である k_1 、

$$k_1 = \frac{\int_0^x \beta M(x) dx}{\int_0^x \alpha M(x) dx} \quad (3.2)$$

を用いて次のように表される。

$$M(x) = \frac{1 - k_1}{\exp[-\delta(1 - k_0) - k_1]} \quad (3.3)$$

但しここで、

$$\delta = \int_0^x \alpha dx \quad (3.4)$$

である。電子に対する正孔の電離係数の割合が大きくなれば k_0 、 k_1 の値も増加する。内部にかかる電場を大きくすると電子と正孔の電離係数は大きくなり、増幅率は増加す

る。正孔の電離係数は0よりも大きいので、電離係数が増加するにつれて増幅率は大きくなり、やがて無限に近づいて絶縁破壊を起こす。

一方、正孔の入射位置を0とした場合の正孔の増幅率 M_h は、電子の増幅率 M_e を用いて、

$$M_h = 1 + (M_e - 1)k_1 \quad (3.5)$$

と表される。一般的に、正孔の電離係数は電子に比べて非常に小さく、簡単のため $k_1 \approx \beta/\alpha$ と近似すると $k_1 \sim 0.001 - 0.01$ である。そのため、正孔はほとんど増幅には寄与せず電子のみが増幅される。例えば、電子の増幅率が100のとき正孔の増幅率はせいぜい1~2程度であり、収集される正孔の数は電子のわずか数%にすぎない。

3.2.3 暗電流と印加電圧

APDの回路雑音を決定する要素は、主に検出器の暗電流や容量、前置増幅器の雑音特性である。そのうち暗電流は、熱などによって電子正孔対が定常的に発生するもので、表面に発生する表面暗電流 (surface current) と半導体内部で発生するバルク電流 (bulk current) に分けられる。表面暗電流は増幅されないが、バルク暗電流は信号と同様に電場の加速を受けて内部増幅される。しかし、APDの暗電流の大部分が表面暗電流であるため、増幅率が増加しても雑音は信号に比べて増幅されず S/N 比を上げることができる。

APDの唯一の弱点といえるのが増幅率の温度依存性である。一般的な光電子増倍管の温度による増幅率揺らぎは0.3 %/deg程度であるが、APDの場合3 %/deg程度も変動してしまう。またその増幅揺らぎは印加する電圧が上がるにつれて増加する。増幅揺らぎが大きくなると生成された電子正孔対の数の揺らぎも大きくなり、エネルギー分解能を低下させる要因となる。したがってAPDに印加する電圧には最適値があり、できるだけ温度変化の少ない環境で S/N 比が高く増幅揺らぎが小さい領域に電圧を設定して使用することが望ましい。

3.2.4 過剰雑音係数

内部増幅機能をもった検出器では、初めの信号が増幅されると出てくる信号は増幅揺らぎを伴う。増幅揺らぎは過剰雑音係数 (excess noise factor) F を用いて表され、

$$F = \frac{\langle m^2 \rangle}{\langle m \rangle^2} = \frac{\langle m^2 \rangle}{M^2} \quad (3.6)$$

と定義されている。通常のフォトダイオードのような増幅機能を持たない検出器では $F = 1$ 、典型的な光電子増倍管では $F \simeq 1.2$ である。APD の場合、電荷は電子、正孔とも増幅されるため電子及び正孔の過剰雑音係数 F_e 、 F_h は、新たに導入する電離確率の重みつき平均 k_2 、

$$k_1 = \frac{\int_0^x \beta M dx}{\int_0^x \alpha M dx} \quad (3.7)$$

を用いて次のように表される [17]。

$$F_e = k_{eff} M + (2 - 1/M_e)(1 - k_{eff}) \quad (3.8)$$

$$F_h = k_{eff'} M + (2 - 1/M_h)(1 - k_{eff'}) \quad (3.9)$$

ここで、

$$k_{eff} = \frac{k_2 - k_1^2}{1 - k_2} \approx k_2 \quad (3.10)$$

$$k_{eff'} = \frac{k_{eff}}{k_1^2} \approx \frac{k_2}{k_1^2} \quad (3.11)$$

これらの式から明らかなように、 k_2 が最小のとき、大雑把に言えば正孔の電離係数が電子よりもはるかに小さいときに過剰雑音係数 F は小さくなる [18]。つまり、正孔の電離する確率が増幅揺らぎを決定する要因であり、正孔の増幅が電子に比べて十分小さければ増幅によって生じる揺らぎを軽減することができる。Si は電子に対する正孔の電離係数が非常に小さいため、現在一般的に市販されている APD には Si 半導体が多く用いられている。

3.2.5 APD の種類

APD にはその内部構造の違いからいくつかの種類が存在する [18][19]。代表的なものとしては斜めエッジ型、リーチスルー型、リバース型の 3 種類が挙げられ、主に増幅領域と空乏層の位置及び大きさで特徴づけることができる。以下でこの 3 種類の APD の基本的な特徴について述べる。

斜めエッジ型

斜めエッジ型 APD (図 3.5 左) は、n 型半導体の結晶の片面に不純物 (3 価の元素) をドーピングして p^+ 領域を生成した p^+n 型半導体で構成される。 p^+ 型領域と n 型領域の接合部に空乏層が形成され、高電圧 (~ 2000 V) を印加することで高い電場勾配が生じてなだれ (ア

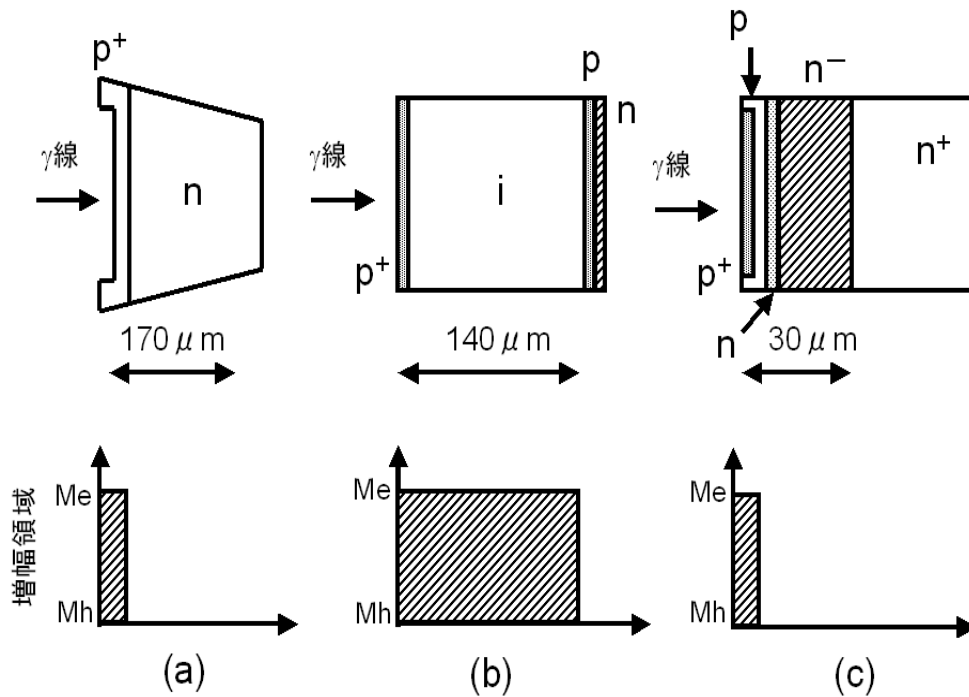


図 3.5: APD の種類 (a) 斜めエッジ型 (b) リーチスルー型 (c) リバース型 [16]

バランス) 増幅を起こす。印加電圧が非常に高いため、比抵抗の大きな半導体を用いる、半導体の縁を斜めに加工するなどの工夫で接合表面での電圧降伏を防ぐ仕組みになっている。受光面は p^+ 側で、増幅を生じる光子の大部分は p^+ 層で光電変換される。 p^+ 層の表面には比抵抗が小さいために電場が弱く電荷収集率の低い不感層が存在しており、表面を削ってこの不感層を薄くする必要がある。また、空乏層が約 $170 \mu\text{m}$ と X 線を検出するのに十分な厚さを持つが、増幅領域が広いために X 線がどこで反応したかによって増幅率にばらつきが生じてしまい、その結果、増幅領域中に入射したイベントは十分な増幅をされずスペクトルが低エネルギー側に裾を引くという現象も見られる。

この斜めエッジ型 APD は最も初期に開発された APD であり、これまでに数多くの研究、実験が行われてきた。特にシンチレータと組み合わせることで光電子増倍管と同程度かそれ以上のエネルギー分解能を得られることが分かっている [20]。しかし、広い増幅領域で熱励起による電子も増幅されてしまうため、ノイズレベルが高め ($10 \text{ mm}\phi$ で 40 nA 程度) である。また、完全空乏層化のために 2000 V もの高電圧を要することも欠点である。

リーチスルー型

リーチスルー型 APD(図 3.5 中央) は高い電場勾配を持つ狭い増幅領域 ($25 \sim 30 \text{ V}/\mu\text{m}$) とその手前にある広いドリフト領域が特徴である。中央に大きな高純度半導体があり、受光面側に p^+ 型、その反対側に p 型、 n 型半導体が並んでいる。高純度領域の比抵抗は pn 接合部ほど大きくはなく、なだれ増幅を起こすほどの高電場にはならない ($\sim 2 \text{ V}/\mu\text{m}$)。そのため、この部分は光や放射線で生じた電荷を高速で移動させるドリフト領域となり、ドリフト領域の後方にある狭い pn 接合部で完全に増幅される [17]。広いドリフト領域によって半導体の広い領域で発生した電子正孔対を完全増幅させるため、 X 線を直接入射した場合でも高い検出効率を得られる。また、ほぼ全ての X 線が増幅領域の手前で止まることになるので斜めエッジ型のような裾は見られず、ピークのみきれいなスペクトルを得ることができる。しかし、内部で発生する熱励起電子も信号と共に完全増幅しバルク暗電流を大きくしてしまうため (室温、 $3 \text{ mm}\phi$ で 10 nA 程度)、リーチスルー型 APD はシンチレーション検出にはあまり適さない。また後述のリバーstypeと比べて、製造過程において各素子の歩留まりを高水準で確保することが難しいという点も今後の課題として残っている。

このようにリーチスルー型 APD はそれ単体で X 線検出器として用いられ、 5.9 keV の X 線に対してエネルギー分解能 6.5% 、閾値 0.5 keV という優れた性能を達成している [21]。また、軟 X 線をリーチスルー型 APD で直接検出し、硬 X 線、 γ 線を組にしたシンチレータを介して検出することで、数 $\text{keV} \sim$ 数百 keV までの広いエネルギー範囲に対応した広帯域分光器としても十分な性能を示すことが分かっている [22]。

リーチスルー型 APD の構造がもたらすもう一つの特長として、完全空乏層化に必要な印加電圧が低いことが挙げられる。浜松ホトニクス製の APD SPL2407 では、 500 V 程度の印加電圧で空乏層を約 $130 \mu\text{m}$ の厚さまで完全に広げることができる。また時間応答も速く、かなりの高計数率にも耐えられることが確認されている [23]。

リバーstype

リバーstype APD(図 3.5 右) はリーチスルー型 APD の増幅領域を受光面側に移動させてシンチレーション光の検出用に特化させたもので、表面から $5 \mu\text{m}$ 程度の深さに狭い増幅領域が存在する。一般的なシンチレータの出力波長は 550 nm よりも短く、シンチレーション光は受光面から $1 \sim 3 \mu\text{m}$ の領域で電子正孔対に変換されるため、シンチレータから発せられたほぼ全ての光が増幅領域の手前で電子に変換されて完全に増幅される。この

ように増幅領域を受光面側に配置することで完全増幅を起こす暗電流は正孔のみとなり、暗電流の主成分である熱電子はほとんど増幅を受けず (3.2.2 を参照)、結果として暗電流を低く抑えることができる。そのため、リバー型 APD は他のタイプの APD よりもノイズレベルが低く、低エネルギー領域における性能が非常に優れている。

また空乏層の厚さが $40\ \mu\text{m}$ 程度と薄く、 $300\ \text{V}$ 程度の低い電圧で十分な増幅率が得られる。空乏層が薄いと容量が大きくなるが、増幅領域の後方に n 型半導体を挿入して容量を小さくすることで印加電圧の変動に対する安定性を持たせ、かつ前置増幅器の雑音特性を低減させている。

APD を PET 用の検出器として用いる場合、 $511\ \text{keV}$ のガンマ線を止められるだけの密度の高いシンチレータと組み合わせる必要があるため、我々はシンチレーション光の検出に最も適したリバー型の APD を用いることにした。

3.3 PET への応用

ここまでで述べたように APD は、既存の光電子増倍管やフォトダイオードと比較して数々の優れた特性をもち、APD をアレー化して γ 線撮像検出器として用いることで PET 装置の飛躍的な性能向上が期待できる。

1. 高い量子効率

小さなピクセルからのシンチレーション光でも効率良く集光できるため、小ピクセル化によって PET 画像の空間分解能を向上させることができる。

2. 優れたエネルギー分解能

VALID 判定領域を絞り込むことで 511 keV の光電ピークのみを正確に取り出すことができるので、正しい LOR 情報を持たない散乱フラクシオン¹によるイベントを落とすことができる。

3. 高速性

半導体内部の強磁場によって増幅を引き起こしているため電荷の収集時間が高速 (数 ns) であり、同時計数の時間幅を狭く設定することで偶発的な同時計数を抑えることができる。また時間分解能が良いため、TOF 型 PET にも対応できる。

4. 価格

PMT よりも量産化が容易で 1 素子あたりの低価格化が期待でき、PET 装置のコストダウンに繋がる。

5. 磁場耐性

磁場に強いので、MRI との併用が可能である。

6. 持ち運び

コンパクトかつ頑丈であり、ユニット化して持ち運ぶことができる。

ここで挙げたような PET 装置における APD の優位性に着目し、既にいくつかの研究チームが我々に先駆けて、APD アレーを用いた PET 用 γ 線撮像検出器の開発に乗り出している [24]。

¹ 1 回もしくは数回コンプトン散乱された後に、本来のピクセルとは別の違うピクセルで光電効果を起こし、同時計数されてしまうイベント。LOR 情報が正しくないため、画質の低下を招く。

3.4 APDの宇宙利用

利便性の高いAPDは宇宙物理の分野への利用も数多く検討されており、本研究室でも積極的な研究開発が進められている。以下で代表的なものを挙げる。

3.4.1 次世代X線天文衛星 NeXT

NeXT(Non-thermal energy eXploration Telescope)衛星はAstro-E II衛星に続く日本で6番目のX線天文衛星であり、2011年頃の打ち上げを目指している。NeXT衛星打ち上げの第一目的は、宇宙における高エネルギー粒子、とくに宇宙線の加速機構を調べ、「非熱的」な宇宙の姿を明らかにすることである。一般に、エネルギーの低い領域では「熱的」な現象が支配的であり、硬X線以上の高エネルギー領域で初めて「非熱的」現象が姿を現してくる。しかし従来の衛星では10 keVを超える硬X線の観測が難しく、未だ精度の良い観測は未だ十分に行われていない。NeXT衛星は80 keVまでの硬X線領域において、世界で初めて撮像観測を行うとともに、数100 keVの γ 線領域を過去にない精度で観測することを目標としている。

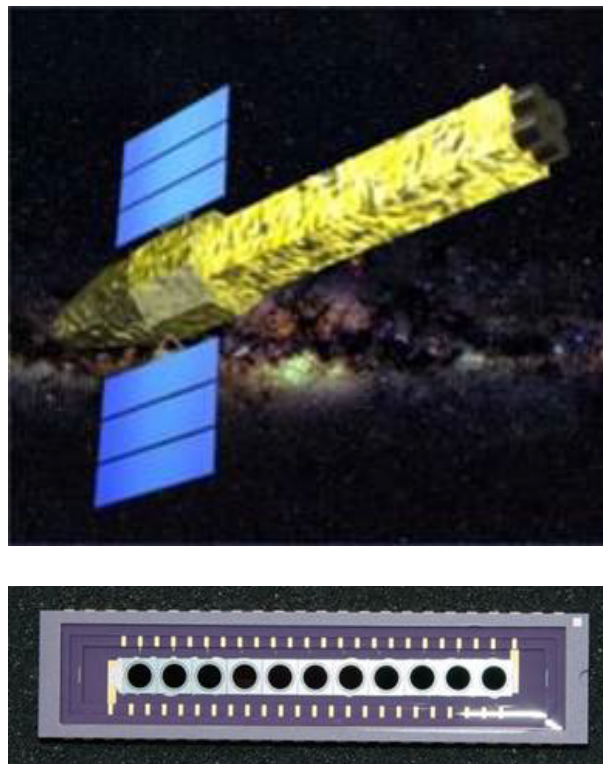


図 3.6: (上)X線天文衛星 NeXT (下)NeXT衛星で利用予定のストリップ型 APD アレー

NeXT 衛星はあらゆる X 線波長で今までよりも一桁以上高い感度の観測を目標に掲げているが、この高感度を実現するためには軌道上における高エネルギーのバックグラウンドを効率よく除去する新たな検出器が必要不可欠である。しかし、従来用いてきた光電子増倍管では容積が大きいためこのような読み出しが難しく、結果的にバックグラウンドの除去性能が低下してしまう。そこで白羽の矢が立ったのが APD である。その量子効率の高さからシンチレーション検出器としても優れた性能をもつ APD は、コンパクトで形状も自在に変えることができるためシールド部の検出器に直接貼り付けて信号を読み出すことが可能であり、バックグラウンド除去において優れた性能を発揮するものと期待されている。

本研究室では現在、NeXT 衛星の軟 γ 線検出器 (Soft Gamma-ray Detector: SGD)、および硬 X 線撮像検出器 (Hard X-ray Imager: HXI) での使用が検討されている、APD の試作品を用いた性能評価試験を進めている。

3.4.2 大学主導による小型観測衛星の開発

日本初の X 線天文衛星「はくちょう」(1979 年) や 2005 年度に打ち上げられた「Astro-E II」などに代表される大型衛星は、期待される科学的成果が大きい反面、打ち上げまでには膨大な時間とコストがかかる。もし大学の研究室規模の予算とマンパワーで衛星を短期間に作ることができれば、宇宙物理の敷居を下げることになり、科学的成果の迅速なフィードバックが可能となる。東京工業大学の本研究室では現在、同大学光学部の松永研究室と連携して「小型大学衛星プロジェクト」を推進しており、大きさ 50 cm 立方、重量 50 kg 程度の小型衛星開発を行っている。既に打ち上げに成功した衛星もあり、さらに改良を加えた次期の小型衛星の開発に力を入れている。

Cute-1.7

Cute-1.7 は大きさが $10 \times 10 \times 10 \text{ cm}^3$ 、重量 1 kg の立方体を 2 機連結した小型衛星である。1 機は工学系のバス衛星、そしてもう 1 機が理学衛星という構成になっている。Cute-1.7 プロジェクトではこの理学衛星の方に APD を世界で初めて搭載し、地球近傍の低エネルギー荷電粒子分布を調査する荷電粒子モニタとして用いることで、放射線検出器としての APD の宇宙利用試験を行うとする計画が持ち上がった。

APD はコンパクトかつ低消費電力であるほか、放射線にも十分な耐性をもつことが確認されており、小型衛星に搭載する検出器としての要求をほとんど満たしているが、APD

の唯一の弱点といえる増幅率の温度依存性が最後の課題であった。地上の実験室のように気温の変動がほとんどない環境に比べ 90 分おきに気温が 20 度も変わる小型衛星の軌道上では、印加電圧が一定であってもこの温度変化によって APD の増幅率が大きく揺らいでしまう。この問題に対して本研究室では、APD の印加電圧を温度の関数としてリアルタイムで調節し、自動的に増幅率を一定に制御するフィードバック機構を開発した [4]。これにより Cute-1.7 衛星の軌道上で予測される温度変化が生じて、増幅率をほぼ一定に保つことが可能となり、小型衛星搭載における全てのハードルをクリアすることとなった。

そして 2006 年 2 月、Cute-1.7 衛星の 1 号機が JAXA の M-V ロケット 8 号機のサブペイロードとして無事打ち上げられ、約一ヶ月間の運用が行われた。残念ながら通信システムのトラブルにより APD の動作検証を実施することはできなかったが、2008 年 3 月の打ち上げを目指して現在開発中の Cute-1.7 衛星 2 号機にも APD を搭載予定であり、1 号機では実現しなかった APD の宇宙での実用性検証に再び挑むことになっている。

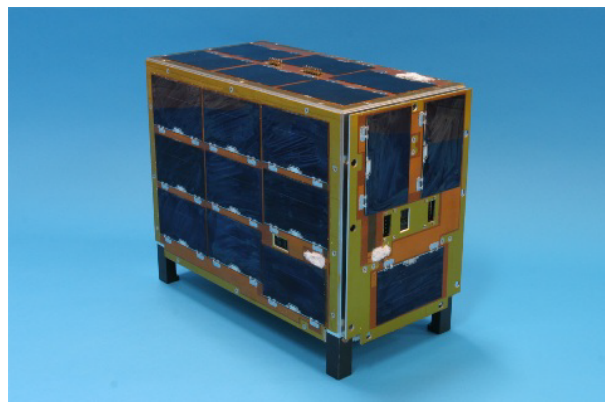


図 3.7: APD 搭載小型衛星 Cute-1.7

偏光観測衛星 Cute2「燕」

本研究室では現在、上記の Cute-1.7 プロジェクトに続く次のプロジェクトとして、APD を搭載した偏光観測衛星 Cute2「燕」の開発を進めている。「燕」は大きさが $30 \times 30 \times 20$ cm³、重量が約 20 kg と Cute-1.7 衛星より一回り大きいが、小型 CMG² を搭載することで高速な姿勢制御が可能であり、定常天体だけでなく、 γ 線バーストなどの突発的に発生する天体現象に対しても即座に対応できる仕様となっている。

² 「Controle Moment Gyro」。ジャイロの回転軸をコントロールして衛星の姿勢を制御する。

偏光観測は測光、分光、撮像に並ぶ「第4のアプローチ」として天体の物理現象を解明する手がかりとなる重要な観測方法である。しかしX線は高いエネルギーを持つがゆえに電波や可視光と同じ観測方法では偏光を捕えることができず、技術的にも難しいため、現在までで観測に成功したものは1例のみしか報告されていない。2009年には天体硬X線偏光検出器 PoGOLite (Polarized Gamma-ray Observer - Light version) による観測が計画されているが、気球では観測できる時間が限られてしまうため、人工衛星による宇宙からの観測が必要である。

「燕」では偏光の検出にX線のコンプトン散乱を利用し、プラスチックシンチレータを散乱体、CsI(Tl)シンチレータを吸収体として散乱X線とコンプトン電子を検出し、同時トリガーをかけることで天体からの信号とバックグラウンド粒子による信号とを区別する。プラスチックシンチレータは光電子増倍管と、CsI(Tl)シンチレータはAPDと合わせて信号の読出しを行う。この方法で「燕」は、50~300 keVのエネルギーを持つX線、 γ 線を対象に偏光観測を行う予定である。



図 3.8: 偏光観測衛星 Cute2「燕」の模型

第4章 拡張型モバイルPET

4.1 構想

第2章で述べたように、PETはがん検診の有効な手段でありながらも数々の問題を抱えており、必ずしも万能ではない。とりわけ、PET装置自体が高額であるがゆえに被験者が高い検査費用の支払わねばならない点は、経済的に恵まれない人々が最先端医療の恩恵を受ける機会を喪失することになりかねず、PETがもつ最大の欠点と言える。そこで本研究室では、従来PETの特長を損なうことなく上記の問題をクリアする方法として、アレー化したアバランシェ・フォトダイオード(以下、APD)を利用した「拡張型モバイルPET」の開発を提案する。

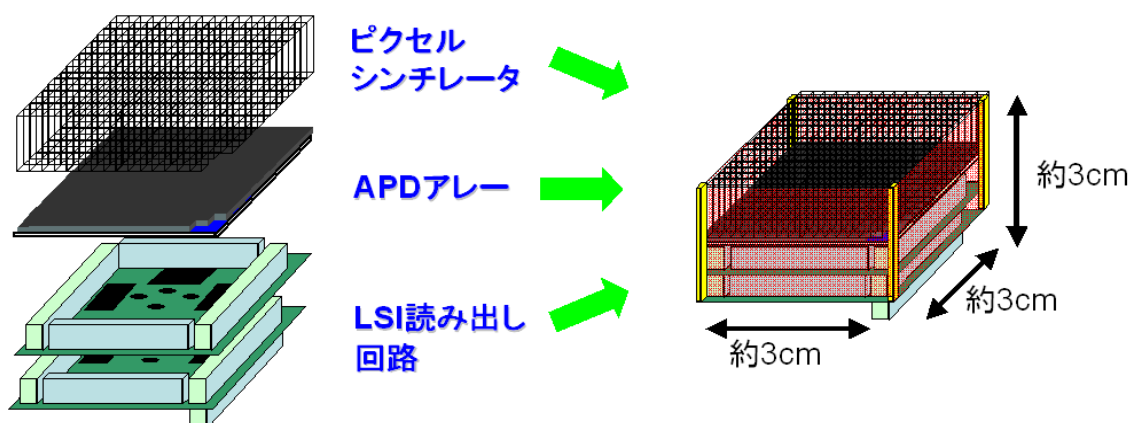


図 4.1: ハイブリッド・センサユニット

我々の提案する拡張型モバイルPETの最大の特長は、その広い汎用性にある。従来のPET装置は図4.2のように装置としての形状が固定化されており、小動物用なら小動物用、全身用なら全身用といった具合に用途が装置固有のものに限定されていた。一方、拡張型モバイルPETは図4.1のように、対消滅 γ 線を検出するシンチレータ・センサヘッド、シンチレーション光を電気信号に変換するAPDアレー、信号処理を行う専用LSI搭

載の読出し回路の3つを一体化させた、わずか3cm角程度のハイブリッド・センサユニットで構成され、このセンサユニットを用途に応じた直径のリング状に連結させることで様々な大きさの被検体に対応することができる。これは従来PETに用いられている光電子増倍管(PMT)に比べてAPDが非常にコンパクトな形状であるために、上述のセンサユニットの大幅な小型化が実現できることに起因する。またAPDはPMTよりも小ピクセル化が容易であり、大量生産によって1素子あたりの価格を低く抑えることができるため、結果としてPET装置自体のコストを格段に下げることができる。このように拡張型モバイルPETは、広い汎用性に加え小型かつ低価格の新しいタイプのPETとして、がん検診におけるPETの利用拡大に大きく貢献しうるものと期待できる。

さらに拡張型モバイルPETではユニット毎に信号処理系が独立しているため、故障時などにおける保守性も大幅に向上させることができ、運用コストの削減にも効果が期待できる。さらに遠隔地への輸送も可能となり、地方医療の向上にも貢献することができると考えられる。

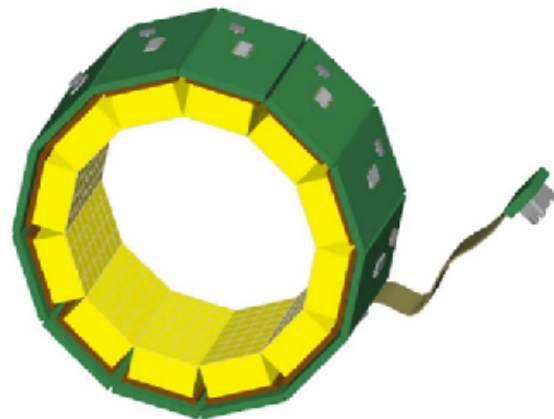


図 4.2: 拡張型PETの概念 (左) 従来のPET装置 [25] (右) 拡張型モバイルPET

4.2 開発体制

本プロジェクト「サブミリ分解能をもつ拡張型高速 PET の要素開発」は東京工業大学大学院理工学研究科の本研究室を中核機関に据え、本プロジェクトの立案者である片岡淳助教を中心として開発を進めていく。その他、下記の参画機関と連携して拡張型モバイル PET の要素技術確立を目指す (図 4.3)。

APD アレー

今回使用する APD アレーの製作は浜松ホトニクス社に依頼した。同社は高性能の APD 開発において数多くの実績を持ち、これまでも放射線検出器用光センサとしての APD の開発において本研究室と密に連携を取ってきた。今回同社には、2 mm 角 8×8 チャンネル、1 mm 角 16×16 チャンネル、0.5 mm 角 16×16 チャンネルの APD アレー 3 種を提供して戴いた。また同社では PET 関連技術の研究開発も行っており、ハイブリッド化後の撮像性能試験に際しては読出し回路出力から画像化までの信号処理系のセットアップに関して協力を仰ぐことも検討している。

専用 LSI

APD アレーを用いた PET 検出器の実現には多チャンネル APD のアナログ信号処理に特化した専用 LSI の開発が不可欠である (後述)。しかし LSI の設計・開発には高度な専門的知識を要するため、全く経験の無い本研究室で短期間に開発を行うことは極めて困難である。そこで今回は、過去に Astro-E 衛星搭載用の硬 X 線検出器に用いられるピークホールド IC や、64 ch マルチアノード PMT 読み出し用のアナログ信号処理 LSI を独自に設計・開発した実績を持つ ISAS/JAXA の池田博一教授に協力を依頼した。池田教授との共同研究によって我々は短期間に目標の回路を設計することに成功している。

PET 関連

我々は PET 開発の知識・経験を持ち合わせていないため、国内における PET 装置開発の第一人者である放射線医学総合研究所の村山秀雄氏から助言を得ることにした。同氏の研究グループは第 2 章で述べた DOI 型 PET の開発を中心として数々の研究成果を収めており、今後はハイブリッド化後の画像化技術に関してさらなる助言を賜りたいと考えている。

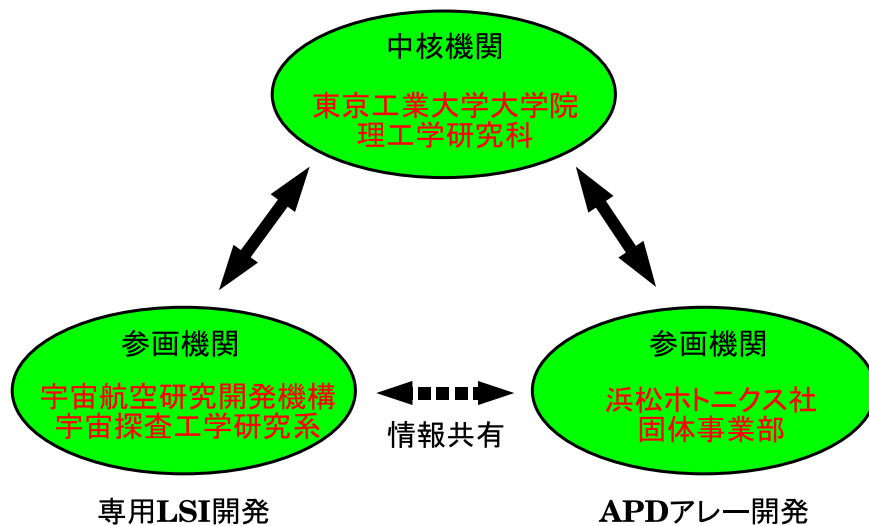


図 4.3: 開発体制の概略

4.3 開発方針

本プロジェクトの目的は PET 装置そのものの開発ではなく拡張型モバイル PET の要素技術となるハイブリッド・センサユニットの開発にあり、ハイブリッド・センサユニットを二個一対作製してその撮像性能を評価することを最終目標に据えている。

前述したようにハイブリッド・センサユニットは3つの要素で構成され、本プロジェクトではそれら3要素の開発を完全同時平行で進める。各要素の開発方針を以下で簡潔に述べる。

シンチレータ・センサヘッド

8×8 チャンネル、16×16 チャンネルのLYSOシンチレータ・アレーを試作し、実際に放射線を照射して各ピクセルが示す基礎特性の均一性チェックを行う。

APDアレー

2 mm 角 8×8 チャンネル、1 mm 角 16×16 チャンネル、0.5 mm 角 16×16 チャンネルの計3種類のAPDアレーを試作する。当初はこのAPDアレー試作品に対してシンチレータ・センサヘッドと同様に均一性チェックを行う予定であったが、APD開発担当の浜松ホトニクス社側で既に測定済みであったため、シンチレータ・センサヘッドと接合してか

らの特性評価に予定を変更した。

専用 LSI

専用 LSI の開発は、LSI を搭載する読み出し回路基板等も含め、設計は全て池田教授主導のもと行われる。また設計に際して必要となる回路の動作シミュレーションと完成した試作品に対する性能テスト等は本研究室学生が行う。

上記 3 要素のうち専用 LSI の試作品が完成する毎に 3 要素を組合わせての性能テストを実施する。なお本プロジェクトでは専用 LSI の試作を 2 段階に分けて実施することを予定しているが、ハイブリッド化は第二段階試作でのみ行う。第一段階試作ではハイブリッド化はせず、シンチレータ・センサヘッドと APD アレーを光学結合させたものに放射線を照射したとき、現設計の LSI で問題なく信号が読出せるか否かを第二段階試作の前に確認することを目的とする。

4.4 シンチレータ・センサヘッド

4.4.1 シンチレータの選択

放射線検出に用いられるシンチレータはその化学組成の違いによって実に多種多様な特性を示す。また同じ化学組成であっても混合する不純物の種類や濃度などによってシンチレーション特性が変化するものもあり、放射線検出器の開発においては「最適な」シンチレータを選択することも重要なテーマである。一般的にはまず、検出対象となる放射線や組にする光センサの波長特性に合うものに絞り、その中からより発光量の多いもの、より安価なものなどが選ばれる傾向にある。表 4.1 に主要なシンチレータの諸性能を示す。

PET 用シンチレータとして以前は $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ (BGO) が主流であったが、最近では Ce 添加 Gd_2SiO_5 (GSO) や Lu_2SiO_5 (LSO) の単結晶が対消滅 γ 線を高感度かつ高速に検出できる最先端のシンチレータとして広く利用されている (図 4.4)。



図 4.4: PET に用いられるシンチレータ [29, 30] (左) $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ (BGO) (中) Gd_2SiO_5 (GSO) (右) Lu_2SiO_5 (LSO)

シンチレータ	LSO	YSO	GSO	BGO	CsI(Tl)	NaI(Tl)
密度 [g/cm^3]	7.4	4.45	6.71	7.13	4.5	3.67
有効原子番号	65	34	60	74	54	51
蛍光減衰時定数 [nsec]	40	40	60	300	1000	230
出力光子数 [個/keV]	10–15	46	10	8–10	52	38
出力波長 [nm]	420	420	430	480	550	415
屈折率	1.82	1.80	1.85	2.15	1.80	1.85

表 4.1: 主要なシンチレータの特性 [27, 28, 35]

PET 検出器に用いるシンチレータには主に次のような要素が求められる。

1. 高密度である
2. 原子番号が大きい
3. 蛍光減衰時定数が短い
4. 発光量が大きい
5. 安価である

まず、1. と 2. については PET で検出対象となる 511 keV の対消滅 γ 線をより高感度で捕えるため、高エネルギー γ 線検出器には普遍的に求められる特性である。3. の蛍光減衰時定数は PET が非常に高計数率のイベントを扱うがゆえに要求されるもので、この時定数が短いほど高速で信号処理を行うことができ、検査時間の短縮に繋がる。また時間分解能の向上という点で見れば、TOF 型 PET にとっては最も重要な特性であると言える。4. の発光量は PET 検出器のエネルギー分解能に直結していて、これが大きいほど S/N 比 (回路等のノイズに対する 511 keV γ 線の信号波高比) が高くなり、結果として PET 画像の画質向上に繋がる。最後に 5. の価格については、とにかく大量のシンチレータを必要とする PET にとって軽視できない要素であり、PET 装置の低コスト化のために出来るだけ安価なものを選択する必要がある。

4.4.2 LYSO 単結晶

そして今回、拡張型モバイル PET に用いるために我々が選択したのが LYSO 単結晶 (図 4.5) である。LYSO は LSO と YSO の混晶で、短い蛍光減衰時定数 (40 ns) など LSO とほぼ同程度のシンチレーション特性を示す。また LSO よりも融点が低く加工しやすいために比較的 low コストで入手できる点を考慮し、本プロジェクトでの採用を決定した。

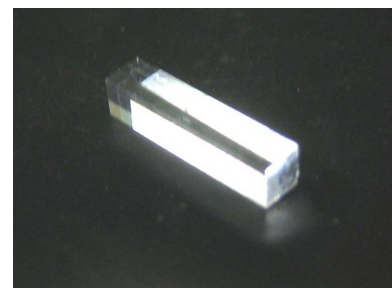


図 4.5: LYSO 単結晶

4.4.3 LYSO アレー

今回我々はハイブリッド・センサユニットのセンサヘッドとして、図 4.6 のような 8×8 チャンネル、及び 16×16 チャンネルの LYSO アレーを試作した。個々の LYSO ピクセルはサンゴバン社で製作されたもので、6 面すべての表面に研磨加工が施されている。これらの LYSO ピクセルをワールドエンジニアリングシステム社 (以下、WES) に持ち込み、図 4.6 のようなアレー状に組み上げてもらった。

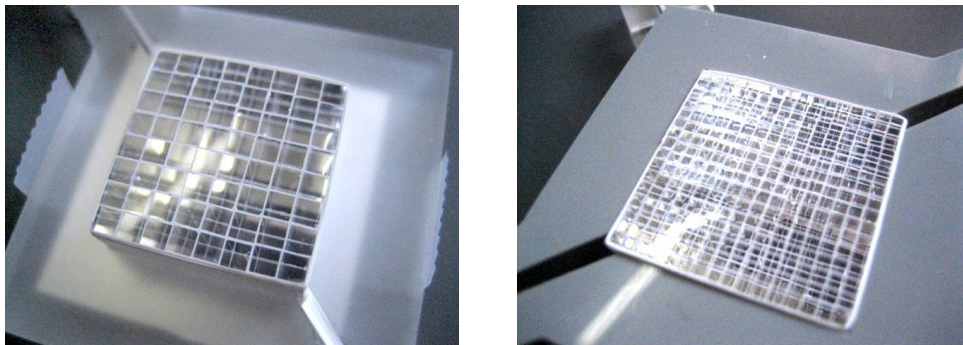


図 4.6: 試作した LYSO ピクセルシンチレータ・アレー。左が 8×8 チャンネル、右が 16×16 チャンネル。写真ではアレー形状が崩れないよう専用治具で固定してある。

図 4.7 に LYSO ピクセルとアレーの各寸法を示す。各 LYSO ピクセルの寸法は 8×8 チャンネル用が 2.2 mm × 2.2 mm × 10.0 mm (縦・横・長さ)、16×16 チャンネル用が 1.3 mm × 1.3 mm × 10.0 mm で、工作要求精度は ± 0.1 mm 以内としている。シンチレータがこのような細長い形状になるのは γ 線阻止能と小ピクセル化を両立させるためで、PET で捕える 511 keV 対消滅 γ 線に対する LYSO (図 4.8 では LSO のデータを掲載) の透過率はピクセル長の 10.0 mm で約 45 %¹ である。各ピクセル間には ESR (Enhanced Specular Reflector) フィルムと呼ばれる反射材が挟まれており、APD との接合面を除いた外面はすべてこの ESR フィルムで覆ってある。ESR フィルムは可視光領域で高い反射率を有しており、これによって γ 線入射で生じるシンチレーション光を効率よく回収し APD で電気信号変換することができる。今回試作した LYSO アレーには厚さ 0.065 mm (公差 ± 0.02 mm、篠崎製作所) の ESR フィルムを用いているが、LYSO ピクセルの加工精度のばらつきなどを考慮して各ピクセル間のギャップを 0.1 mm とした。

¹ γ 線阻止能を高くするためにピクセル長を極端に長くしすぎると、 γ 線がピクセルに対して斜め入射する際の断面積が広くなるため γ 線の検出位置不定性が大きくなってしまい、結果として PET の視野周辺部における空間分解能の悪化を招く。

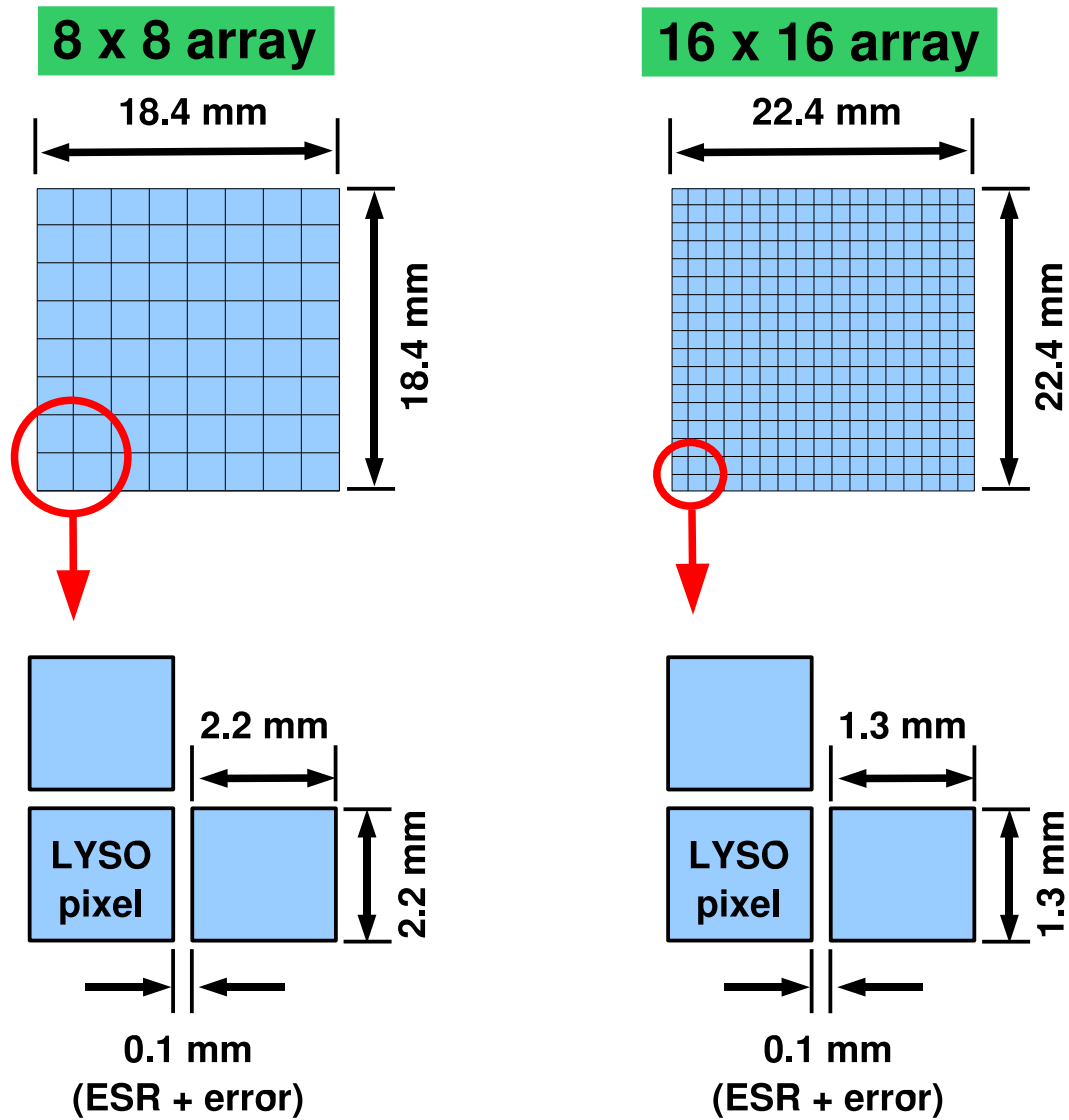


図 4.7: LYSO アレーの寸法。(左)8×8 チャンネル (右)16×16 チャンネル

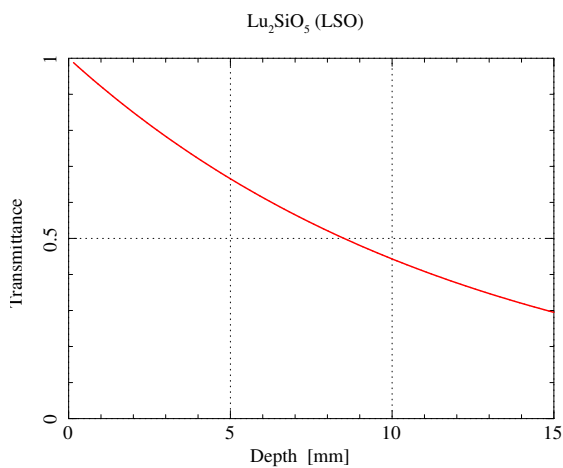


図 4.8: 511 keV 対消滅 γ 線に対する Lu₂SiO₅(LSO) の透過率。透過率の計算には 511 keV での質量減衰係数の値 ($\mu_m = 0.111 \text{ cm}^2/\text{g}$) を用いた [31]。

4.5 Pr 添加 LuAG

本プロジェクトでは拡張型モバイルPETに TOF 機能を持たせることを見据えて、Pr 添加 LuAG (Pr:Lu₃Al₅O₁₂、図 4.9) と呼ばれる新しいタイプのシンチレータの利用を検討している。LuAG シンチレータは東北大学多元物質科学研究所の福田承生教授らの研究グループによって開発され、現在も研究・開発が進められている「純国産」のシンチレータである [33, 34]。密度や発光量が最先端の Ce 添加系 (LSO、GSO など) と同等でありながら蛍

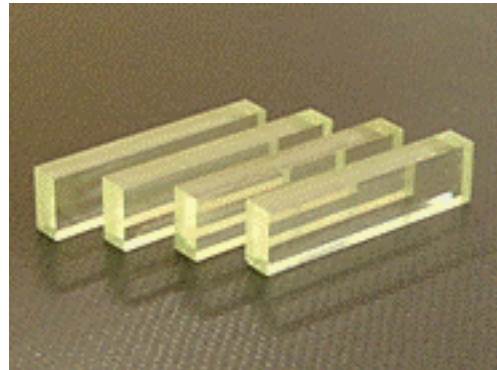


図 4.9: LuAG 単結晶 [35]

光減衰時定数は半分以下という優れた特性を示すことが報告されており (表 4.2)、さらには量産によって価格が現行 LYSO の半分以下となる見込みである点も我々にとって非常に魅力的である。またこれらの優れた特性を持つ LuAG シンチレータは、従来 PET 以上の高速処理化が求められる DOI 型や優れた時間分解能を要する TOF 型といった次世代 PET の開発にはまさにうってつけの素材と言える。PET 用としての LuAG シンチレータの需要が高まる中、古河機械金属が 2008 年度からの量産を開始する予定であることを発表した。今後は GSO、LSO の代替として国内を中心に広く普及していくと予想される。

LuAG シンチレータは出力蛍光波長がやや短めであるので、APD の量子効率特性との相性や反射材選びの際には注意する必要がある。また現在発展中の技術ということでピクセルの加工精度が十分でないという懸念もあるが、こちらは今後量産化が進むにつれて改善に向かうものと期待している。

シンチレータ	LuAG	LSO	GSO	BGO
密度 [g/cm ³]	6.68	7.4	6.71	7.13
有効原子番号	61	65	60	74
蛍光減衰時定数 [nsec]	< 25	40	60	300
発光量 (BGO = 100)	330	400	200	100
出力波長 [nm]	310	420	430	480

表 4.2: PET に用いられる主要シンチレータと Pr 添加 LuAG との特性比較 [35]

4.6 APD アレー

4.6.1 開発の意義

本プロジェクトにおいて我々が最も強調すべきは、この大規模 APD アレーを用いた点にある。拡張型モバイル PET の実現にはセンサユニットの小規模化が前提条件であるが、現状以下の小型化が困難といわれる光電子増倍管や増幅率が低いために検出器ノイズによって PET 画像の画質が劣化する恐れのあるフォトダイオードでは我々の目標を達成できないと予想される。

その点 APD ならば、光電子増倍管よりもコンパクトかつ内部増幅機能による低ノイズ・高速な特性を活かし、我々の目指すセンサユニットの小規模化が十分に可能である。コストについても量産化が進んでいる現在では 1 素子あたり数万円程度で手に入れることができる。今回のような大規模 APD アレーは提供元の浜松ホトニクス社でもまだ試験段階にあるが、本プロジェクトにおいて γ 線撮像カメラとしての大規模 APD アレーの実用性の高さを実証することが出来れば今後の量産化・低コスト化に繋がる「きっかけ」となることも期待でき、そのような意味でも本プロジェクトで大規模 APD アレーを用いる意義は大きいと言える。

4.6.2 APD の選択

現在 APD には第 2 章で挙げた斜めエッジ型、リーチスルー型、リバーズ型の 3 つのタイプが存在する。今回は PET 用検出器ということで 511 keV の高エネルギー γ 線を止めることができるシンチレータと組み合わせることを考慮し、シンチレーション光の検出に最も適したリバーズ型の Si-APD をアレー化することにした。ちなみにリバーズ型は生産工程上の違いから、リーチスルー型よりもアレー化したときの素子の歩留まりが良いとされている。

4.6.3 試作 APD アレーの概要

我々は今回、浜松ホトニクス社と共同で 8×8 個および 16×16 個のリバーズ型 APD 素子を 1 枚のセラミック基板上に収めた、ピクセルサイズの異なる 3 種類の APD アレーを開発した。図 4.10 その外観を示す。図の左から順に 2 mm 角 8×8 チャンネル、1 mm 角 16×16 チャンネル、0.5 mm 角 16×16 チャンネルとなっている。なお、これらのうち最もピクセルサイズの小さい 0.5 mm 角アレーは組にする LYSO アレーを試作していないため、本研究では取り扱わない。

アレー素子の外形は 8×8 、 16×16 チャンネルともに 1 辺が $27.4 (\pm 0.3 \text{ mm})$ の正方形であり、真裏に信号を読出すためのアノード電極および高電圧印加用のカソード電極が 1.27 mm ピッチで配列されている。アノード電極は各ピクセルごとに独立しているがカソード電極は 1 つのアレーに 4 本のみで、各素子に共通の高電圧を印加できる仕様になっている²。アレーの表面全体は受光面保護のためにエポキシ樹脂でコーティングされていて、LYSO アレーが直接 Si ウェハと接触しないようになっている。アレーを構成する各 APD 素子間には配線のためのギャップが設けられており、2 mm 角 8×8 チャンネルでは 0.3 mm、1 mm 角 16×16 チャンネルでは 0.4 mm と幅が異なる (図 4.11)。表 4.3 に各 APD アレーの基本仕様を示す。

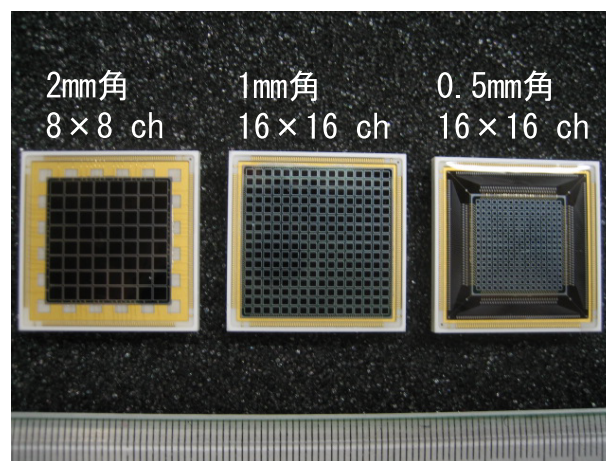


図 4.10: 今回試作した 3 種類の APD アレー (浜松ホトニクス製)。APD 素子のサイズや間隔はそれぞれ異なるが外形は 1 辺 $27.4 \pm 0.3 \text{ mm}$ の正方形で統一されている。

²素子に印加する電圧が低いときは各ピクセルが弱い抵抗で繋がっているような状態になっていて、印加電圧が高くなり APD 素子の空乏層が広がってくると各ピクセルが分離する機構になっている。

素子のサイズ [mm]	2	1	0.5
素子数	8 × 8 ch	16 × 16 ch	16 × 16 ch
素子間のギャップ [mm]	0.3	0.4	0.4
ブレークダウン電圧 : V_B [V]	379	376	380
逆電圧 : V_R [V]	354.7	332.6	355.6
素子の種類	リバーstype		

表 4.3: 試作 APD アレーの仕様 (浜松ホトニクス仕様書より抜粋)

4.6.4 LYSO アレーとの接合

2 mm 角 8×8 チャンネル、1 mm 角 16×16 チャンネルの 2 種類のアレーは LYSO アレーと図 4.11 のように接合される。LYSO ピクセルで 511 keV 対消滅 γ 線を捕え、発生したシンチレーション光を真下にある APD 素子で電気信号変換する。ただし LYSO のピクセルサイズよりも APD 素子の受光面のほうが小さいため、発生したシンチレーション光すべてを APD 素子で回収することはできない。またこのとき、LYSO アレーと APD アレーの間にあるエポキシ樹脂がライトガイドの役割を果たすことでシンチレーション光の一部が周囲に散逸してしまう。これは次章で検証する「シンチレーション光の漏れ込み」として、隣接するピクセルの出力に影響を及ぼすことになる。

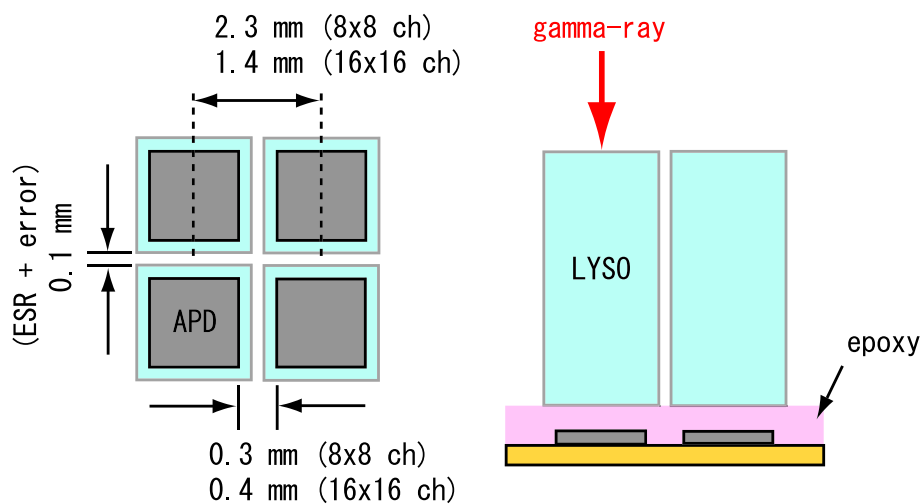


図 4.11: APD アレーと LYSO アレーを光学接合した様子。LYSO アレーではピクセル間のギャップが一律 0.1 mm であったが、APD アレーの場合は 8×8 チャンネル (ギャップ 0.3 mm) と 16×16 チャンネル (ギャップ 0.4 mm) とで異なる。

4.6.5 APD アレーの基礎特性

当初我々は試作した各 APD アレーに対して独自に基礎特性評価を行う予定であったが、本研究室への納品前に APD アレーを製作した浜松ホトニクス社側ですでに厳密な測定が行われていたため、本研究ではそのデータをそのまま採用することにした。図 4.12 は 2 mm 角 8×8 チャンネル、図 4.13 は 1 mm 角 16×16 チャンネルの暗電流と相対増幅率の各素子毎のばらつきを示したものである。2つの図から、APD アレーの各素子が低ノイズな特性を均一に有していることが分かる。

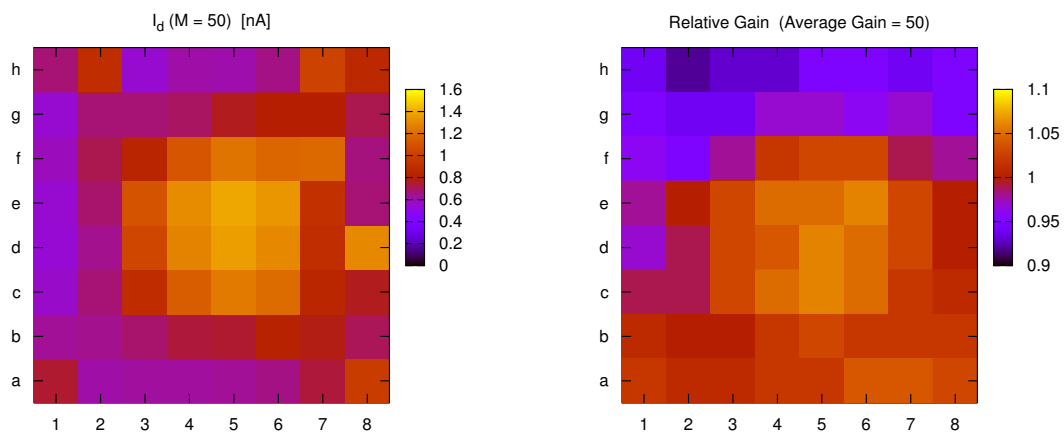


図 4.12: 8×8 チャンネル APD アレーの暗電流 (左) と相対増幅率 (右) の分布。相対増幅率は増幅率の平均値が増幅率 50 であるとして計算している。ちなみに暗電流の値は $I_D = 0.85 \pm 0.25$ nA であった。

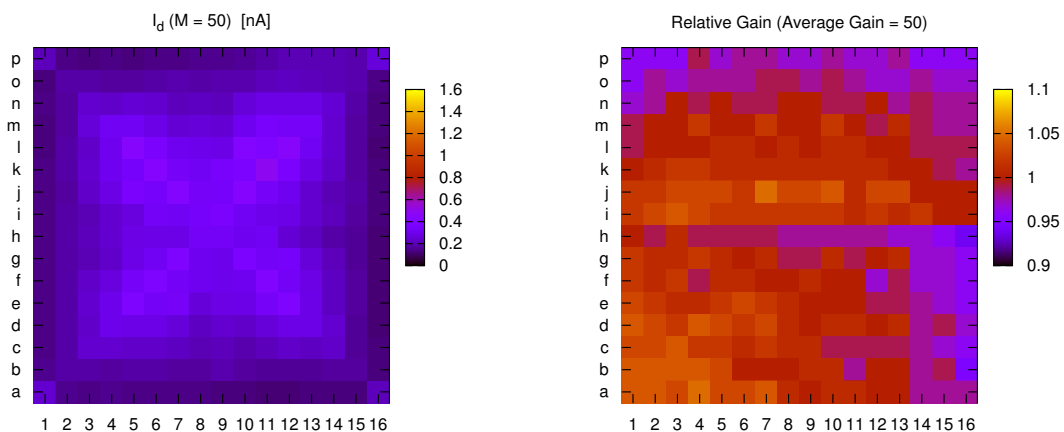


図 4.13: 16×16 チャンネル APD アレーの暗電流 (左) と相対増幅率 (右) の分布。暗電流の値は $I_D = 0.23 \pm 0.08$ nA であった。

4.7 APD-PET 専用 LSI

この節では APD-PET の実現に向けたアナログ信号処理回路について触れる。ただし開発する専用 LSI の細部設定や動作シミュレーションの詳細に関しては本論文の主旨を逸れるので割愛し、概要を述べるに留める。より詳細は [6] を参照されたい。

4.7.1 開発目的

PET では装置全体で 1 万チャンネル以上もの膨大な信号を高速に処理する必要があるため、検出器セル毎に個別に信号処理回路を設ける事はスペース及び消費電力の点でも現実的とは言えない。特に我々が目指す検出器のハイブリッド・センサユニット化に当たっては、信号処理部分の小型化と低消費電力化が必要不可欠であるため、アナログ信号処理システムを高密度に集積しつつ低消費電力を実現できる専用 LSI の導入は必須である。

代表的な多チャンネルのアナログ信号処理 LSI としては、IDEAS 社の Viking シリーズを元に開発された VA32TA 等が挙げられる [26]。VA32TA チップ 4.14 は 32 チャンネルの読み出し回路を備えており、低雑音、低消費電力を実現している。しかしながらシリコンストリップセンサの読み出し用に最適化されているため電荷増幅器の増幅率が高く、信号を内部増幅する事が特徴である APD の読み出し用にはそのまま適用することができない。また信号の整形時定数も長く設定されており、PET のように高速な処理が必要とされる用途には適さない。そこで今回は APD の読み出し用に特化した多チャンネルのアナログ信号処理 LSI そのものを開発することにした。

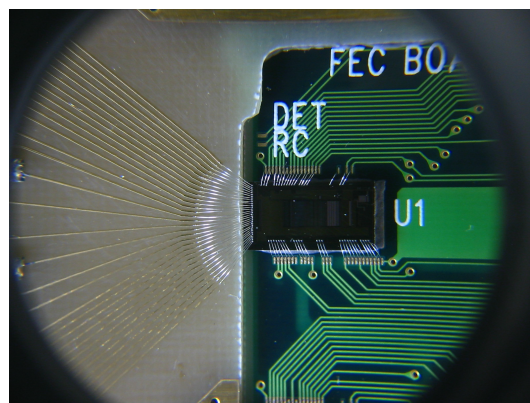


図 4.14: VA32TA チップ (中央)

4.7.2 様式の選択

本プロジェクトで開発する LSI(以下、本チップ)は APD-PET という特定の用途のためだけに設計、製造される集積回路であり、一般に ASIC (Application Specific Integrated Circuit) と呼ばれるタイプに分類される。この ASIC には「セミカスタム IC」と「フルカスタム IC」の二種類があり、このうち「セミカスタム IC」は予め特定の機能を持つ回路を組み合わせた製造途中段階の製品に対し要望に応じた変更を後から加えるもので、低コストで開発を行えるという利点がある。しかし今回のように繊細なアナログ信号処理回路の開発には適さないため、本プロジェクトでは自由度が高く高精度を実現可能なフルカスタム IC の開発を行うことにした。

本チップのアナログ信号処理回路を構成する基本要素には CMOS³ プロセスを採用した。CMOS はゲートのスイッチングの瞬間にしか電力を消費しないため、消費電力が非常に小さい回路を実現できるという長所を持つ。また製造コストや動作速度といった面でも通常の MOSFET より優れていることが知られており、現在では CMOS を基本とした LSI が広く使用されている。

4.7.3 LSI 設計の流れ

LSI 設計のおおまかな流れを図 4.15 に示す。

まず、信号処理回路の仕様やチャンネル数、消費電力といったチップに要求される仕様を確定する。次にシステム設計の要求を満たす回路を、トランジスタ、抵抗、コンデンサ等の基本素子で構成する。この際の回路の記述には SPICE⁴を利用した。

回路ブロックの構成後、SPICE のネットリストを用いて回路シミュレーションを行い、回路の動作検証を行う。確認事項はパルス波形の容量依存性や線形性、雑音特性、温度特性まで多岐にわたり、入力パラメータ等を変更しながらそれらの一つずつ検証していく。検証によって回路の誤作動が認められた場合はその都度、設計回路に修正を加えていく。

シミュレーションによって回路の正常動作が確認されたら、SPICE 記述を元にして物理的な素子や配線のレイアウト設計を行う。アナログ信号処理回路のレイアウト設計には各チャンネルの配線の長さを揃えたり、抵抗や容量のばらつきを抑える工夫など、設計者

³相補型金属酸化膜半導体 (CMOS : Complementary Metal Oxide Semiconductor)。電子をキャリアとする n-MOSFET と、ホールをキャリアとする p-MOSFET という性質の異なる 2 種類の電界効果トランジスタ (FET : Field Effect Transistor) を組み合わせて同一の基板上に形成したもの。

⁴回路シミュレータの入力言語。回路設計の場では標準的に用いられる。

の経験や勘に頼った領域が存在しているため自動化が困難である。そのため我々は株式会社デジアン・テクノロジーにレイアウト設計を依頼した。レイアウトの完成後には、最終作業としてDRC⁵及びLVS⁶と呼ばれる確認作業を行う必要がある。

完成したレイアウトデータを、露光マスクデータに変換してLSIの製造会社に提出し、製作を依頼する。我々はTSMC社(Taiwan Semiconductor Manufacturing Company)に製作を依頼した。通常、マスクデータの提出からLSIの完成までには3ヶ月程度かかる。

最後に、完成したLSIチップに対して様々な角度から性能評価を行い、次回試作で改善すべきポイントをリストアップしていく。

ここまででLSI開発の1サイクルが終了する。本プロジェクトでは2段階の試作を予定しているため、このサイクルを2周することになる。以上のLSI設計のおおまかな流れを図4.15に示す。

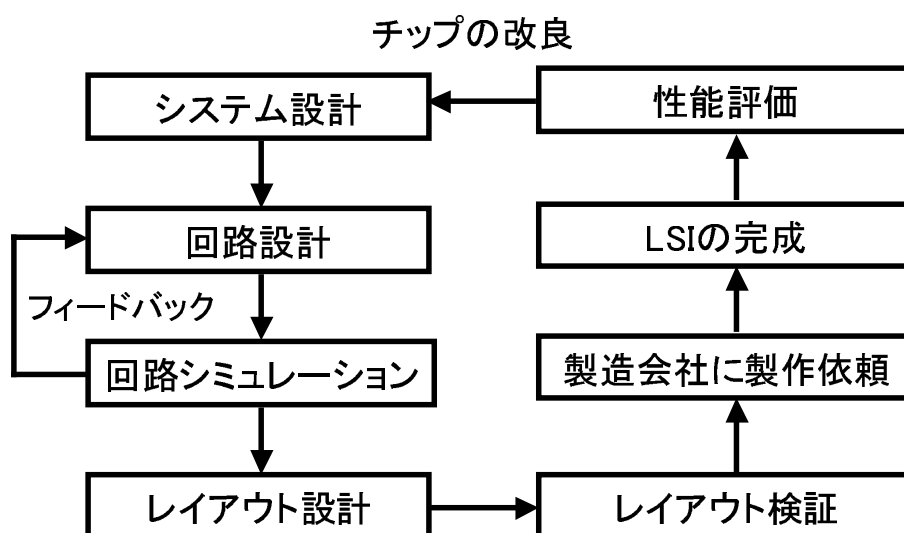


図 4.15: LSI 設計の流れ

⁵Design Rule Check。レイアウト設計データが製造工程の基準を満たしているかどうかの検証を行うこと。具体的には、配線の幅、配線間の距離、素子または打ち込み領域間の非干渉性等が対象となる。

⁶Layout Versus Schematic。回路設計で作成した SPICE ネットリストとレイアウトから抽出した SPICE ネットリストを比較照合し、必要な修正を行う

4.7.4 システム設計の概要

PET で用いられる放射線源の放射強度は約 10 億 Bq という非常に高いカウントレートであるため、シンチレータや整形回路の時定数が長いと容易に信号が重なり合ってしまう。そのため PET 用の信号処理回路には、何よりもまず高速な処理速度が必要とされる。今回我々がセンサヘッドに選択した LYSO シンチレータは蛍光減衰時定数が 40 ns と短いため、整形回路の時定数は 100 ns 程度に設定することができた。

また、もし 1 つの検出器ブロックで同時に 2 つの放射線が検出された場合、どちらが正しい LOR 情報を持っているのか判別できないという問題がある。よって放射線の HIT アドレスの他にダブルトリガ判定の結果を出力するよう設定し、もし同じ検出器ブロックで同時にトリガが生成された場合には容易に判別できるようにした。

511 keV のガンマ線が LYSO シンチレータで光電効果を起こした場合、APD から出力される標準入力電荷量は -18 fC 程度であると概算される (後述) が、APD アレー特有の問題としてピクセル毎に APD のゲインにばらつきが見られる場合がある。そのため電荷増幅器のゲインを 0.6 倍 ~ 2.5 倍の間で調整できるようにした。TOF-PET として用いる場合には、さらに放射線の HIT 時間情報も出力する必要がある。その際の時間分解能は 600 ps 以内を目標としている。

本チップに要求される大まかな仕様を以下に、基本的なパラメータを表 4.4 にまとめた。

- 入力信号：APD、テストパルス
- 標準入力電荷量： -18 fC @ 511 keV
- 出力信号：HIT アドレス、ダブルトリガ判定、HIT 時間情報
- 1 チップあたりの実装チャンネル数：8 チャンネル
- ゲイン可変範囲：0.6 倍 ~ 2.5 倍
- プリアンプ減衰時定数： $10 \mu\text{s}$ 程度
- 整形時定数：100 ns 程度
- 時間分解能：600 ps 以内
- 保護機能：入出力用端子に静電気保護回路を実装

表 4.4: APD-PET 読み出し回路チップパラメータ

会社名	TSMC (Taiwan Semiconductor Manufacturing Company)
デザインルール	0.35 μm
ピン数	80 pin QFP (Quad Flat Package)
チップサイズ	3 mm \times 3 mm
電源電圧	3.3 V (VDD=1.65 V, VSS=-1.65 V, GND=0 V)
搭載チャンネル数	8 チャンネル

4.7.5 全体構成

図 4.16 に本チップのシステム全体図を示す。回路は大きく CHAIN 1 と CHAIN 2 の 2 つの信号処理系統に分けられる。

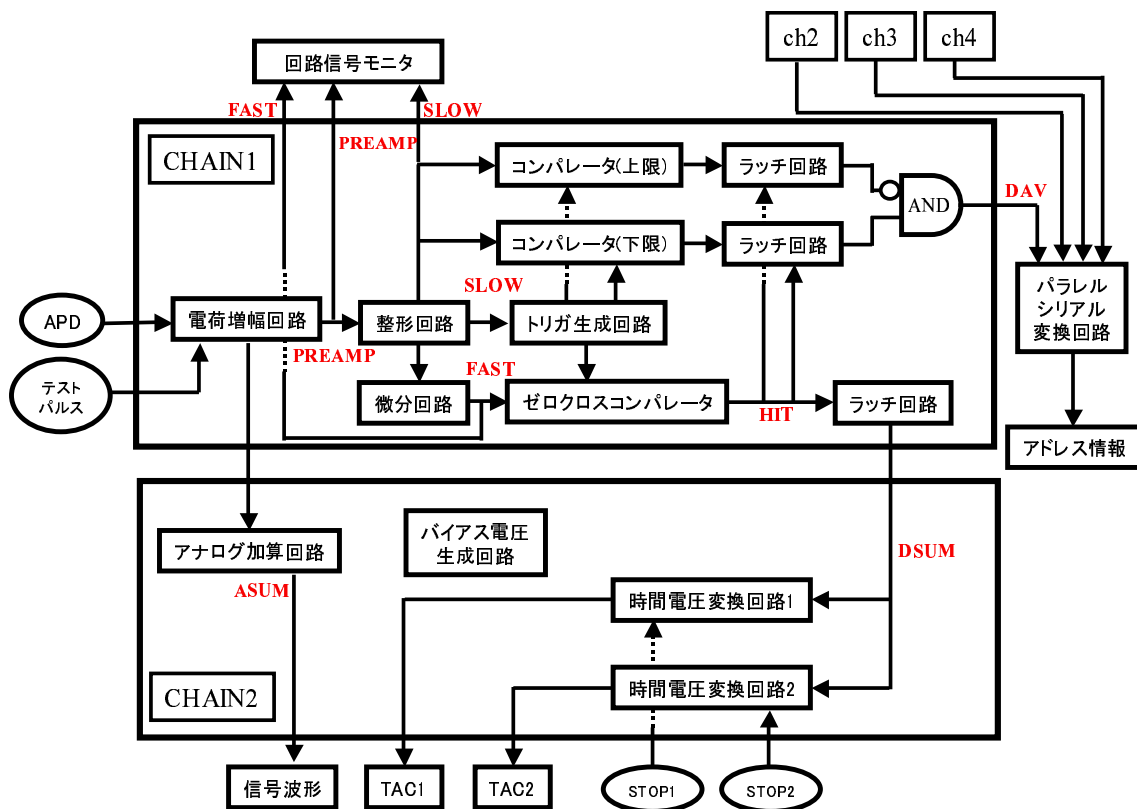


図 4.16: 本チップのシステム全体図

1 チップに 8 つ存在する CHAIN 1 と、1 つだけ存在する CHAIN2 では信号の処理内容が大幅に異なる。CHAIN1 はガンマ線の位置情報を、CHAIN2 は時間情報とエネルギー情報をそれぞれ出力する。どちらの処理を行う場合にも、入力信号のピーク位置を正確に検出することが鍵となる。

CHAIN 1

図 4.17 に CHAIN 1 における信号処理の流れを示す。CHAIN 1 は 8 チャンネル分用意されている。

APD から入力された信号電荷は、電荷増幅器で増幅された後、整形回路にて高速に波形整形される。次に整形された波形 (SLOW) をさらに微分器に通す (FAST) と、SLOW のピークにおいて波形の傾きは 0 となるため、FAST はゼロ点を通過する。したがって FAST がゼロ点とクロスした瞬間に SLOW の波高を取り出せば、信号の大小に関わらず波形のピーク位置を精度良く検出することができる。そして、FAST のゼロクロス時におけるピーク波高が LOW より高く HI より低い場合は VALID であると判定され、最終的に HIT アドレス情報がデジタル出力される。

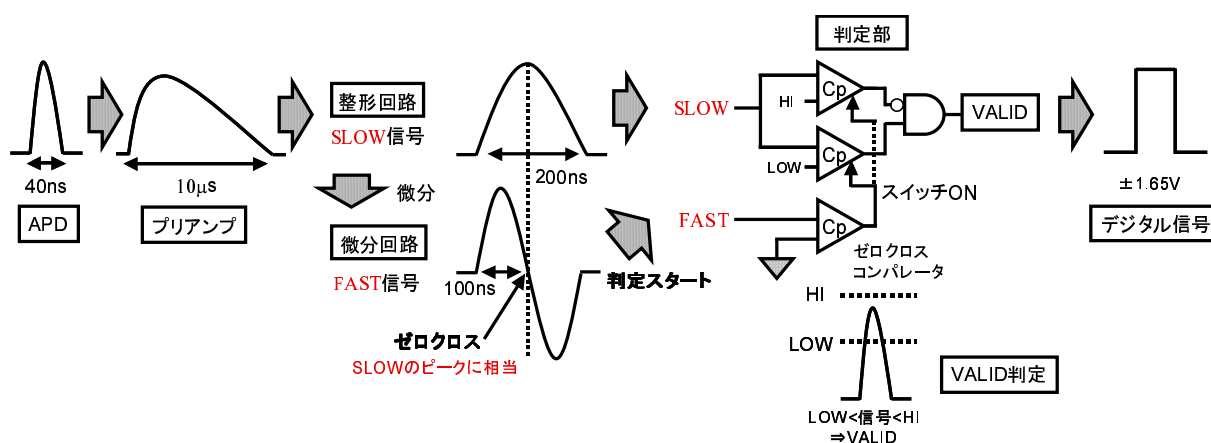


図 4.17: CHAIN 1 における信号処理の流れ

CHAIN 2

CHAIN2 はアナログ加算回路と時間電圧変換回路 (TAC: Time-to-Amplitude Converter) から構成される。

アナログ加算回路は、LSI で処理されたアナログ信号出力をスペクトル波形に起こして信号処理動作の確認を行うために設けられたもので、本来 PET には必要ないものである。加算回路には電荷増幅器からの出力が 8 チャンネル分入力されており、スイッチを切り替えることで波形をモニタするチャンネルを選択することが可能となっている。

時間電圧変換回路は TOF 情報を得るために設けられたもので、一方の検出器がガンマ線を検出してから、相対するもう一方の検出器でガンマ線が検出されるまでの時間差の情報を得ることができる。TAC 回路を用いて TOF 情報を得る方法の概念図を図 4.18 に示

す。TAC回路はスタート信号が入力されてからSTOP信号が入力されるまで参照電流を一定の速度で積分し、STOP信号が入力されるとその瞬間の電圧値を保持する機能を持っており、時間情報を非常に高い精度で電圧値に変換することが可能である。実際に100 ps程度の時間分解能を達成したとの報告例がある [32]。光の速度は 3.0×10^8 m/s であるので、100 ps の時間分解能を確保することは1.5 cm の位置分解能を得ることに相当する。

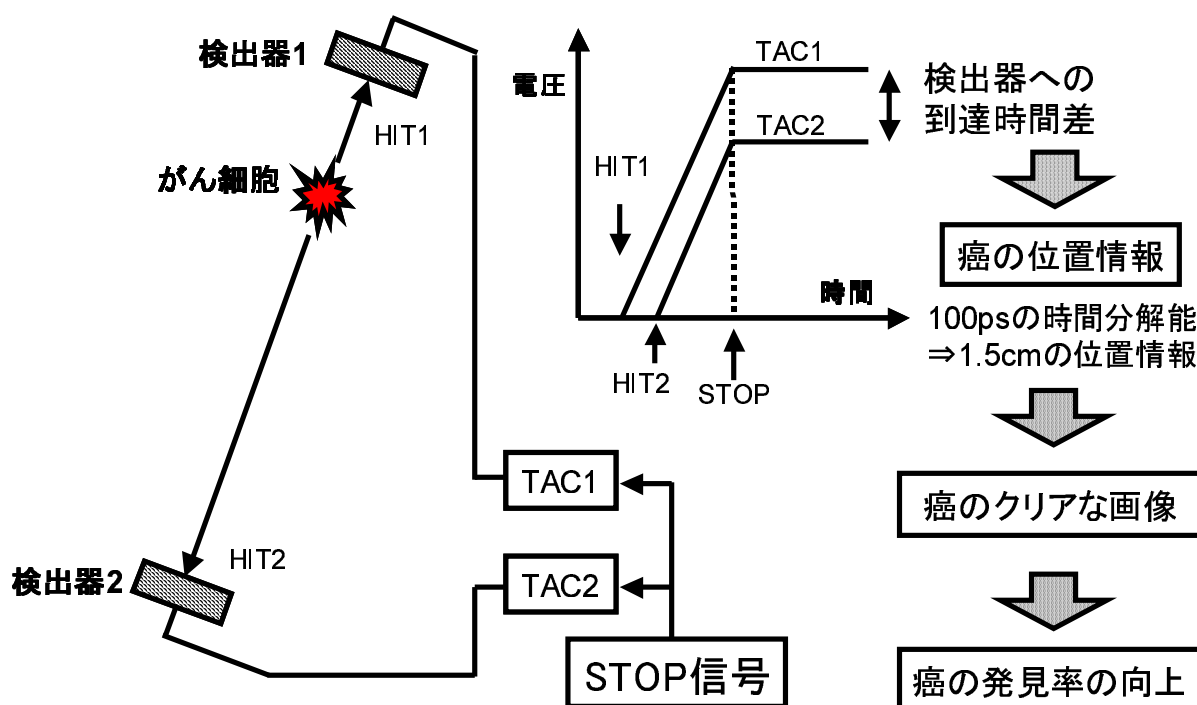


図 4.18: 時間電圧変換回路 (TAC) と TOF 情報

がん細胞から対向方向に放出された γ 線が、まず最初に近い方の検出器1で検出されると、TAC1の出力電圧は一定の速度で上昇していく。次に遠い方の検出器2で γ 線が検出されると、今度はTAC2の出力電圧が同じ速度で上昇を始める。これらの電圧値は、外部から一定の間隔で入力されるSTOP信号が入力されるまで上昇を続け、信号が入力された後はその時点での電圧値を維持する。従ってSTOP信号の入力後に2つのTAC回路の出力電圧を比較することで、 γ 線が検出器に到達するまでの時間差情報が得られる。

TAC 回路のスタートのタイミングは、波形整形後の信号 (SLOW) をさらに微分したものの (FAST) が、ゼロ点をクロスするタイミングに設定してある。つまり SLOW がピーク波高に達した瞬間に TAC 回路のカウントが開始され、外部から全ての検出器に共通な STOP 信号が入力されるまでの時間を電圧に変換して出力する仕組みになっている。

またチップ全体に関わる設計として、電荷増幅器出力や整形回路出力、微分回路出力など、回路上の重要なポイントは外部からモニタできるように構成した。その結果、チップの完成後に詳細な特性評価を行うことが可能になる。図 4.19 に本チップの信号モニタシステムとそれぞれの信号の名称を示す。

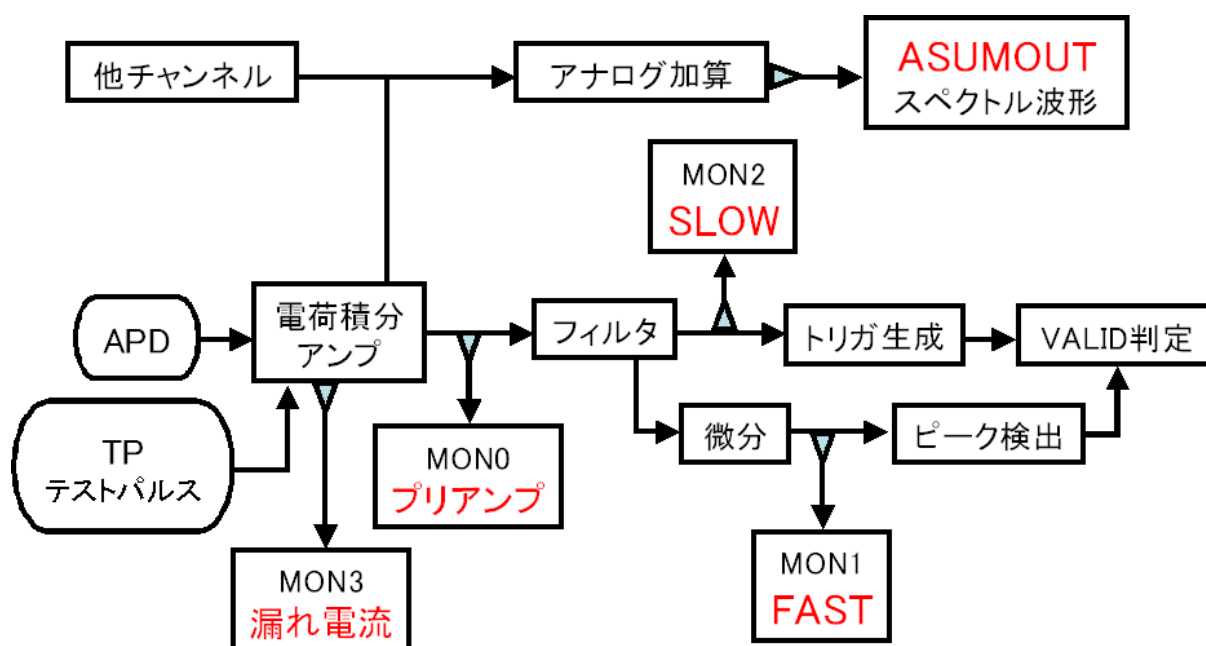


図 4.19: 信号モニタシステム

LSI チップの場合は個別に回路素子を組む場合と異なり、回路上でモニタしたい場所があっても自由にテスタやオシロスコープで観察するわけにはいかない。従って、最低限必要な回路上の要点だけチップの製作後もモニタ可能なように設計を行う。本チップの場合、電荷増幅器出力 (PROUT)、整形回路出力 (SLOW)、微分回路出力 (FAST)、漏れ電流 (LKMON)、アナログ加算出力 (ASUMOUT) の 5 点に関して、チップ製作後もモニタ可能となるよう設計を行った。

4.7.6 専用 LSI 開発の進捗

現時点 (2008 年 1 月) で我々は 2 段階の試作のうち第一段階を終え、第二段階試作のレイアウト設計に入っている。これは当初の予定を大きく上回る早さであり、池田教授の全面的協力と本研究室学生の鋭意努力が成果として表れた形となっている。

第一段階試作チップに関してはまず、製作した 40 個のチップ全てに対しテストパルス入力による基本性能のチェックを行った。その結果、8 チャンネル全てのモニタアウト信号が確認できたチップ数は全 40 個のうち 8 個で、試作チップの歩留まり率は 20 % であった。本研究ではこの 8 個のうちの 1 つを用いて試験を行っている。

また、試作した APD アレーの構造上、APD 入力による信号は正極性であるが、今回の第一段階試作チップでは負極性の信号に対して VALID 判定をかける設計となっているため、APD 入力では VALID 判定数を計測することができない。そのため、LYSO アレーと ADP アレーを光学結合させた検出ユニットの信号を讀出す試験 (次章で述べる) では、アナログ加算出力をセンサユニットの出力と見立てて考察を行っている。この問題は第二段階試作チップで改善される予定である。

第5章 実験

5.1 本研究の目的

PETでは、被検体を取り囲む多数の検出器ピクセルのうち、同時に511 keV γ 線が検出された2つのピクセルを結ぶ線分(LOR)上に放射性核種があるとし、このLOR情報を多数統合してがんの位置情報を画像化する。このLOR情報は検出器ピクセルと同じ幅の不定性を持つため、幾何学的な原理に基づいた場合、PETはピクセル幅¹と同じ空間分解能を有することになる(図2.5)。しかし実際には、バックグラウンドや散乱フラクション、後述するシンチレーション光の漏れ込みなどによって出力された「偽のLOR情報」が原因となり、空間分解能はピクセル幅と一致せず、「真のLOR情報」に対する「偽のLOR情報」の割合が大きいほどPET画像はぼやけてしまう。これは全てのPET装置に共通の課題であり、このような「偽のLOR情報」の影響を軽減する方法として第4章で述べたDOI型やTOF型といった次世代PETの開発が進められている。

本実験の段階では、APDアレーとLYSOアレーを組合わせた検出ユニットは 8×8 、 16×16 チャンネルそれぞれ1個しかないため、LOR情報を多数重ねて作られるPET画像の空間分解能を定量することは難しい。しかし逆に言えば、検出ユニット単体の段階で「偽のLOR情報」となり得る光の漏れ込みなどが「真のLOR情報」の元である γ 線に対してどの程度の割合で含まれるのかを定量しておくことは、後にセンサユニット2個1対で空間分解能の検証を行う際に重要となってくる。

そこで本実験ではまず、試作したLYSOアレー及びAPDアレーそれぞれに対し、要素単体での特性評価を行う。また、専用LSI第一段階試作チップによるAPD信号の読出しテストを行い、第一段階試作チップが正常に信号処理を行えているかどうかを確認する。その後、APDアレーとLYSOアレーを組合わせた検出ユニットに γ 線を照射して検出ユニットの各ピクセルの出力を比較し、漏れ込みなどの影響がどの程度生じているかを検証した。

¹厳密にはピクセル幅ではなく、 γ 線の入射方向に垂直なピクセルの断面積である。つまり空間分解能は γ 線の入射角度依存性を持ち、入射角が大きくなる視野周辺部は視野中心部より空間分解能が悪くなる。

5.2 LYSO アレーのシンチレーション特性評価

5.2.1 目的

本実験ではセンサヘッドとなる LYSO アレーに放射線をあて、各 LYSO ピクセルがどの程度均一な特性を示すかを検証する。LYSO アレーを構成する各結晶は結晶サイズの微妙な誤差やシンチレータ内部の密度の偏りなどが原因で、たとえ同一のシンチレータ結晶から削り出されたものであったとしても、その特性には少なからず「ばらつき」が生じてしまう。さらには後述するシンチレーション光の漏れ込みも加わることで、各ピクセルの出力信号の大きさは推定値以上の分散を持つと考えられる。専用 LSI による VALID 判定の中心値と幅は各ピクセル毎に個別に設定できる仕様になる予定である。しかしこの分散があまりにも大きいと、VALID 判定の個別設定だけでは補正しきれないセンサヘッドの「感度ムラ」として再構成画像の画質を劣化させてしまう恐れがある。したがって試作した LYSO アレーに対し各結晶のシンチレーション光量を測定によって求め、その分散が VALID 判定に影響を及ぼし得る程度であるか否かを確認しておく必要がある。

5.2.2 測定系のセットアップ

この実験では個々の LYSO ピクセルの純粋なシンチレーション光量を測定することが目的であるため、隣りのピクセルからの漏れ込みが極力ないように放射線を十分にコリメートして対象ピクセルのみに照射する必要がある。そこで我々は図 5.4 にあるような測定系を組み、個々のピクセルに放射線を照射したときの出力信号波高の計測を行った。

LYSO アレー

LYSO アレーは形状が崩れないよう専用の固定治具に挟まれている。またこの固定治具はそのまま測定治具のアルミ天板の下部に取りつけられるようになっており、反射材の付いていない面を上に向けて固定する。

検出器

この LYSO アレーが完成した時点では APD アレーが完成していなかったため、LYSO ピクセルのシンチレーション光の検出には光電子増倍管 (H7195、浜松ホトニクス、以下 PMT) を用いた。この PMT の受光面は LYSO アレーの面積より大きく、LYSO アレーの接合断面との間にはシリコングリースを塗布してある。使用時には -1500 V の電圧を印加する。

線源移動用ステージ

線源の照射位置を変えるためのXYステージとして、図5.1にあるステッピングモータ駆動ステージ(SGSP20-85、シグマ光機)を用いた。XY方向の位置決定精度が0.01mm以下と本実験で扱うピクセルシンチレータの幅1.3mmに比べ十分小さく、ステージ本体も小型軽量である。このXYステージは専用ソフトウェア(SGEMCS、シグマ光機)をインストールしたPCからコントローラ(SHOT-602、シグマ光機)を介してコマンドを送送することで操作でき、論理原点や移動速度などの変更も可能である(図5.1)。なお、このステージは測定治具のアルミ底板にしっかりと固定されている。



図 5.1: 測定に使用したXYステージ(左)と専用コントローラ(右)

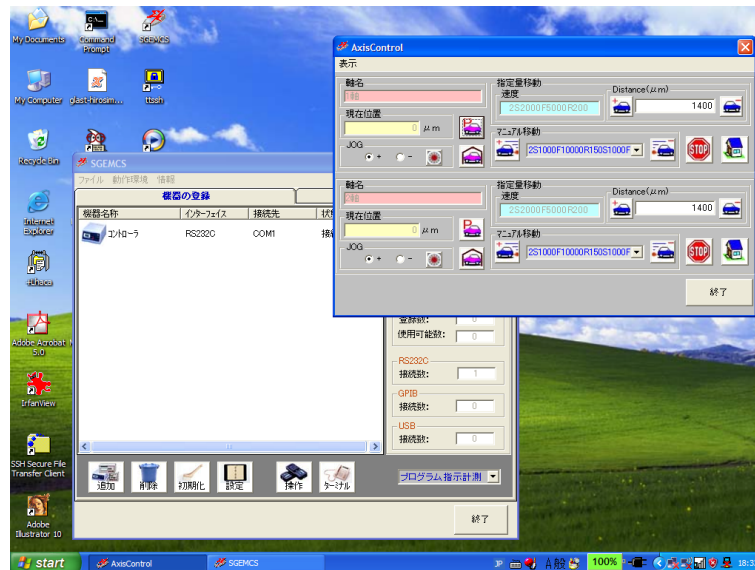


図 5.2: PC上で起動するXYステージ用コントロールパネル(図右上)

γ線源

この測定に用いたγ線源は59.5 keVの原子核崩壊γ線を放つ ^{241}Am である。本来ならばPETで捕える511 keV対消滅γ線で測定すべきであるが、511 keVのような高エネルギーγ線を十分にコリメートするためには鉛の厚さを4 cm以上にしなければならない。またピクセル幅の0.1 mmφ以下にコリメートするとLYSOアレーに届くγ線の計数率が大幅に下がるため、コリメートしてもバックグラウンドに統計負けしないような強いγ線源を使う必要があるが、現段階において4 cm厚以上の鉛コリメータやγ線源を用意することができなかった。また出力信号のS/N比が高い光電子増倍管ならば低エネルギーのγ線でも光電ピークがノイズに埋もれることなく判別できると判断したため、 ^{241}Am で代替することにした。

コリメータ

信号を読み出すLYSOピクセルのみにγ線を照射するため、鉛コリメータを用意した。このコリメータの開口直径は1 mmφである。また線源からコリメータ上面までの厚みは3 mmで、これは59.5 keVのγ線を止めるのに十分な厚さである。測定時はこのコリメータをステージ台に取りつけられた線源ホルダーに差し込み、ステージを移動させてγ線の照射位置を変える。なおコリメートしたγ線ビームの拡散を防ぐためと、より高い計数率で測定するために、コリメータ表面の高さはLYSOアレーの底面ぎりぎり(約1 mm)のところまで近接させている。

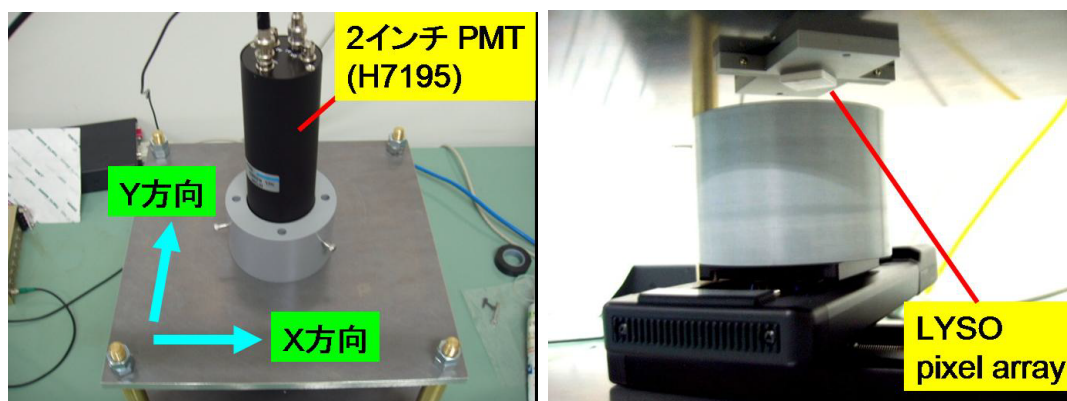


図 5.3: 測定系のセットアップ

(左) 測定系を上から見た図。天板中央には穴があり、その上から光電子増倍管を下向きに差し込んである。

(右) 測定系を下から見た図。天板中央下部に専用治具で挟んだLYSOアレーを取りつける。図の下方に見えるのは線源ホルダーを載せたXYステージ。

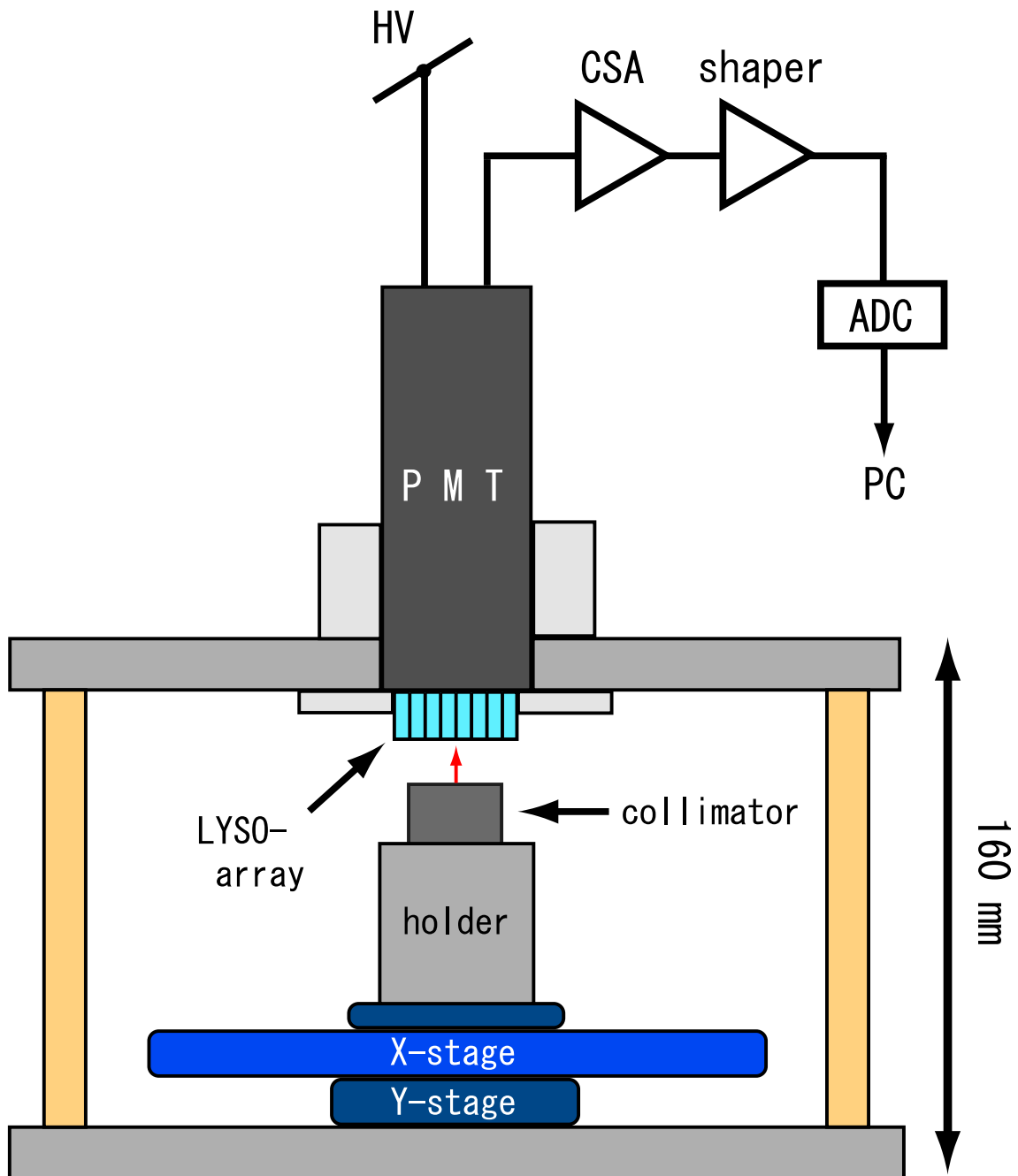


図 5.4: LYSO アレーの光量測定系のセットアップ。

XY ステージは測定治具に固定されており、線源を載せたまま X 方向、Y 方向に自由に動かせる。PMT から出力された電荷信号は直後のプリアンプ (CSA) で電圧信号に変化され、さらに波形整形増幅器 (shaper) で整形・増幅されてからアナログ・デジタル変換器 (ADC) で波形整形される。ADC の計数結果は接続された PC 上でスペクトルとして見る事ができる。

5.2.3 信号経路

59.5 keV γ 線ビームの照射によって発生したシンチレーション光は、LYSO アレーに接合した PMT に回収され、受光面で光電荷に変換されたのちに PMT 内部で大幅に増幅される。PMT から出力された信号電荷は後段にある電荷感受型前置増幅器 (Charge Sensitive Preamplifier; CSA、以下プリアンプ) で積分され、今度は電圧信号として出力される。プリアンプの出力信号波形は立ち上がり時間が早く (\sim 数 10 ns)、立ち下がり時間が遅い形状をしているため、波形整形増幅器 (Shaping Amplifier) で整形・増幅された後、アナログ・デジタル変換器 (Analog-Digital converter; ADC) で波高弁別され、スペクトルの形で PC に出力される。以下に使用した機器の諸設定を示す。

- 557 型 8ch 前置増幅器 (クリアパルス製)
負帰還抵抗: $R_f = 280 \text{ k}\Omega$ 、負帰還容量: $C_f = 56 \text{ pF}$
- 波形整形増幅器 (ORTEC 製)
整形時定数: $\tau = 0.5 \text{ }\mu\text{s}$ 、増幅率: $G = 50 \times 0.7$
- 1114 型 4096ch アナログ・デジタル変換器 (クリアパルス製)
入力パルス波高値: $0 \sim +10 \text{ V}$ 、AD 変換率: 12 ビット / 10 V

5.2.4 測定結果

以下で 8×8 、 16×16 チャンネルLYSO アレーに1ピクセルずつコリメートされた 59.5 keV の γ 線を照射した結果を述べる。まず測定前にLYSO アレーの各ピクセルにAPD アレーと共通のIDを割り振っておき、APD アレーと接合する際に同じIDをもつLYSO ピクセルとAPD 素子が重ねられるようにしておく。

8×8 チャンネル

図 5.5 の左側のマップは、 8×8 チャンネルLYSO アレーの各LYSO ピクセルのスペクトルから 59.5 keV の γ 線による光電ピーク中心値に対応するADC チャンネル値 ch を求め、アレー状に表したものである。 8×8 チャンネルLYSO アレーの各LYSO ピクセルのシンチレーション光量をADC チャンネルで比較したものである。LYSO ピクセルのシンチレーション光量 N_{pixel} は (PMT の量子効率が光電面のどの場所でも一定であるとする) PMT の出力する信号電荷 Q に比例し、その電荷信号 Q をプリアンプで積分したものである電圧信号 V_{CSA} もまたシンチレーション光量 N_{pixel} に比例する。波形整形増幅器での信号増幅も線形増幅であるとしてよいので、その波形整形増幅器の出力信号波高 V_{shape} を線形デジタル変換したものであるADC のチャンネル値 ch は結局、最初のLYSO ピクセルのシンチレーション光量 N_{pixel} に比例していることになる。

$$N_{pixel} \propto Q \propto V_{CSA} \propto V_{shape} \propto ch \quad (5.1)$$

改めて図 5.5 の左のマップを見ると、光電ピーク中心に対応するADC チャンネル値 ch がアレー全体でほぼ均一であるように見える。これは各LYSO ピクセルが発したシンチレーション光量がほぼ均一であることを示しており、各LYSO ピクセルがもつシンチレーション特性にほとんどばらつきが無いことが確認できる。

次に図 5.5 の右のマップを見る。このマップは各LYSO ピクセルのスペクトルから求めたエネルギー分解能の分布を示している。このエネルギー分解能は 59.5 keV の γ 線による光電ピークのFWHM²から求められる。このマップを見ると、エネルギー分解能もシンチレーション光量と同様にアレー全体で均一な値を示しており、 8×8 チャンネルLYSO アレーの均一性の高さがうかがえる。

8×8 チャンネルLYSO アレーの均一性をもう少し定量的に評価するため、図 5.6 に図 5.5 をグラフ化したものを示す。シンチレーション光量の値のばらつきを定量したところ、

²Full Width at Half Maximum (半値幅)、ガウス分布の最大値のちょうど半分の値をとるところの幅。

455 ± 22 ch であり、相対誤差 (ばらつき具合) は 4.8 % と求まった。つまり、各 LYSO ピクセルのシンチレーション光量の値は 455 ch の周り ±10 % の相対範囲以内にほとんど収まっており、十分に高い均一性を有していることが示された。またエネルギー分解能も同様に定量したところ、そのばらつきは 26.7 ± 1.1 % (FWHM) であり、相対誤差は 4.0 % とこちらも十分に均一であることが示された。

最後に、8×8 チャンネル LYSO アレーの全スペクトルを図 5.7 に示す。

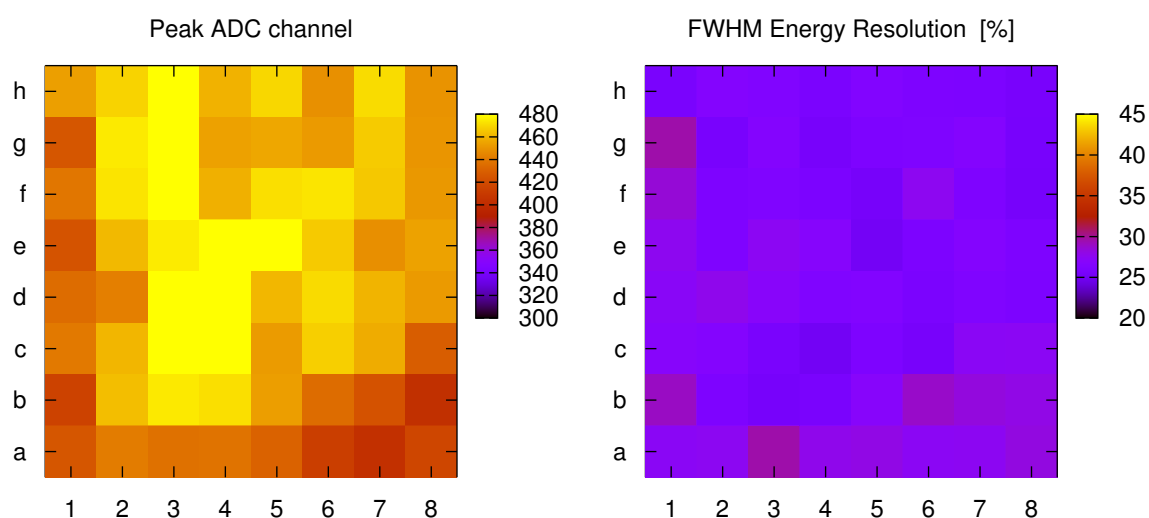


図 5.5: 8×8 チャンネル LYSO アレーのシンチレーション特性。左が各 LYSO ピクセルのシンチレーション光量のばらつき、右がエネルギー分解能のばらつきを示しており、アレー全体でほぼ均一であることが確認できる。

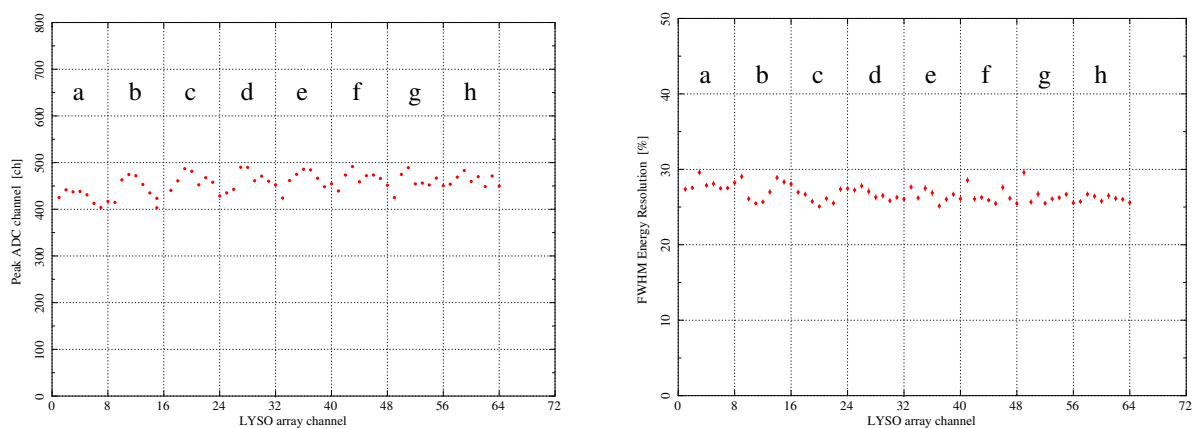


図 5.6: 図 5.5 をグラフ化したもの。8×8 チャンネル LYSO アレーはシンチレーション光量、エネルギー分解能ともに十分な均一性を示している。

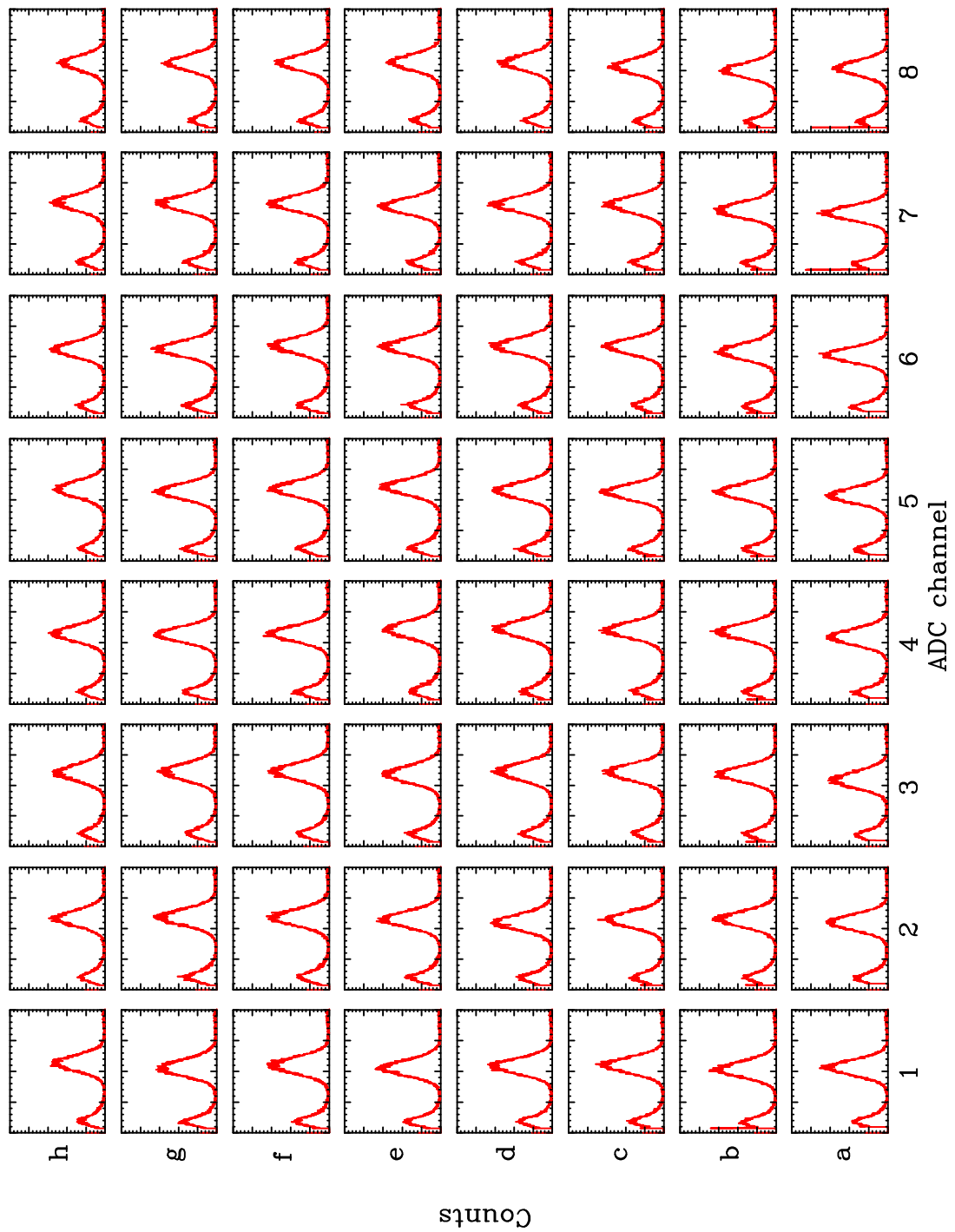


図 5.7: 8×8 チャンネルLYSO アレーの ^{241}Am 照射スペクトル

16×16 チャンネル LYSO アレー

次に 16×16 チャンネル LYSO アレーのシンチレーション特性を見てみる。

まずシンチレーション光量のばらつきであるが、8×8 チャンネルがアレー全体で均一に見られたのに対し、16×16 チャンネルでは少し分布に偏りが見受けられる。図 5.8 左側のマップでいうと、マップ北東部でシンチレーション光量が高く、その北東部からアレー外縁に向かうにつれて低下していく様子が分かる。特に a 列と b 列では、最も値が高い j11 付近の値に比べて 20 から 30 % ほど低いという結果になっている。エネルギー分解能も同様に、図 5.8 右側のマップにおいて a 列と b 列の分解能が他のピクセルに比べてやや劣化していることが分かる。

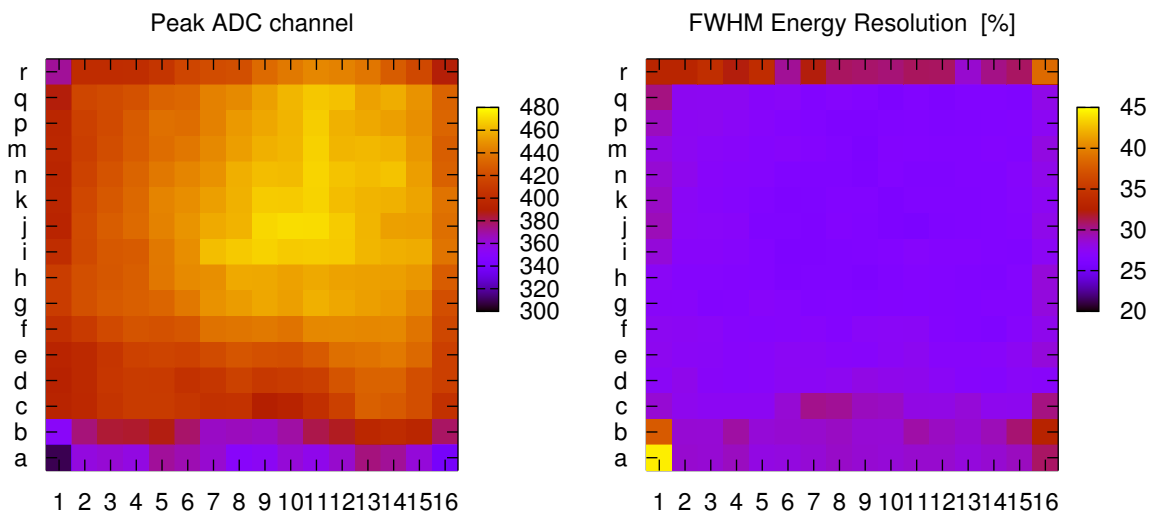


図 5.8: 16×16 チャンネル LYSO アレーのシンチレーション特性。左が各 LYSO ピクセルのシンチレーション光量のばらつき、右がエネルギー分解能のばらつきを示している。8×8 チャンネルと異なり分布に偏りが見られるが、恐らくは反射材のずれによるシンチレーション光の漏れ出し等が原因であると予想する。

このように 16×16 チャンネルでは見かけ上、LYSO アレーのシンチレーション特性が大きくばらついているように見える。しかし、もし仮に LYSO ピクセルにそのようなシンチレーション特性のばらつきがあったとすると、光量の多いピクセルと少ないピクセルは図 5.8 のような偏った分布にはならず、アレー全体に無規則に散らばるはずである。したがってこの偏った分布は LYSO アレーのシンチレーション特性のばらつきによるものではないと類推する。このような偏った分布になった要因としては、例えばアレーに巻いてある反射材が a 列付近だけずれていて、隙間からシンチレーション光が一部漏れ出した

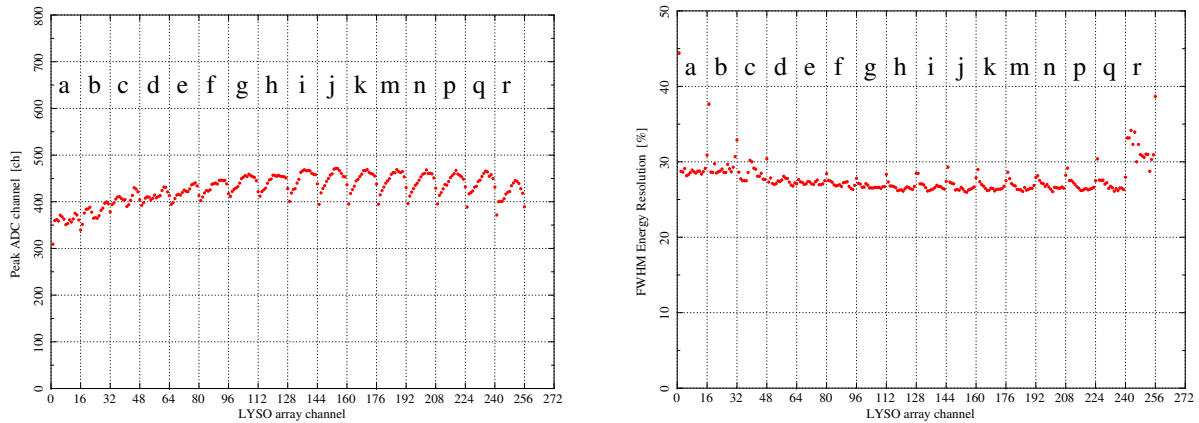


図 5.9: 16×16 チャンネル LYSO アレーのシンチレーション特性 (グラフ)

か、あるいはPMTとの間に塗布したシリコングリースの量が不均一なために、うまく光学結合できている領域とそうでない領域があるため、等が考えられる。いずれにしても主たる問題ではなく、数値の高いマップ北東部周辺で無規則かつ大きなばらつきは見受けられないため、16×16 チャンネル LYSO アレーのシンチレーション特性もアレー全体で均一であると考えられる。

16×16 チャンネル LYSO アレーでも定量評価を行うため、図 5.8 をグラフ化したものを図 5.9 に示す。16×16 チャンネル LYSO アレーでは先に述べたシンチレーション光の漏れ出しの影響が見受けられるため、影響の大きい a 列と b 列を除いて定量評価を行った。その結果、シンチレーション光量の値のばらつきは 435 ± 22 ch であり、相対誤差は 5.1% と求まった。8×8 チャンネルよりもばらつきがやや大きいですが、こちらも 435 ch の周り ± 10 % の相対範囲以内にほとんど収まっており、本プロジェクトで用いるには問題ない程度の均一性を有していると言える。またエネルギー分解能のばらつきは 27.4 ± 1.6 % (FWHM)、相対誤差は 5.9% と求められ、16×16 チャンネル LYSO アレーでもシンチレーション光量、エネルギー分解能ともに十分に均一と言える性能が示された。

図 5.10 に 16×16 チャンネル LYSO アレーの全スペクトルを示す。

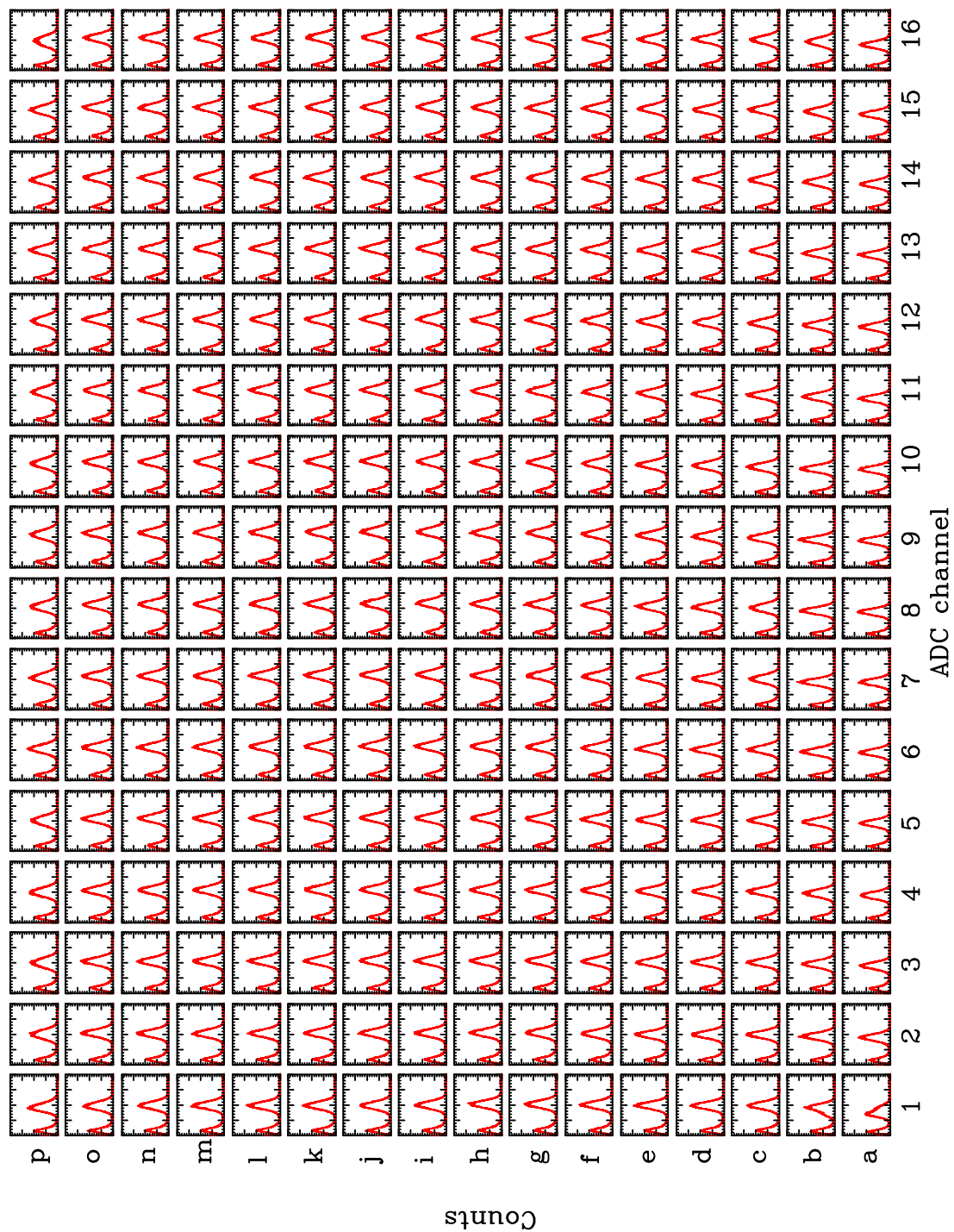


図 5.10: 16×16 チャンネル LYSO アレーの ^{241}Am 照射スペクトル

5.3 LuAG シンチレータの特性試験

5.3.1 目的

本プロジェクトでは APD-PET 専用 LSI の第二段階試作品に検出器の TOF 情報を利用する機能を持たせる予定である。TOF 型 PET は同一起源の対消滅 γ 線の到達時間差を計測して LOR 情報に制限をかけ、バックグラウンド等が原因の「偽の LOR 情報」の影響を軽減することができる。光速で伝搬する γ 線の TOF 情報を得るには非常に優れた時間分解能を要し、センサヘッドとなるシンチレータにも可能なかぎり短い蛍光減衰時定数のものが望まれる。本プロジェクトで我々が選択した LYSO シンチレータは 40 ns という非常に短い蛍光減衰時定数を示すが、信号処理のさらなる高速化を目指し、より蛍光減衰時定数の短い Pr 添加 LuAG(以下、LuAG) シンチレータの採用を検討している。LuAG シンチレータは発光量こそ LYSO にやや及ばないが、密度などその他の特性はほぼ同等であり、LYSO の約半分 (20 ns) という短い蛍光減衰時定数が最大の特長である。この特長は DOI 型や TOF 型 PET の高速性・高時間分解能という要求に合致しており、次世代 PET 用シンチレータとして今後主流となり得る可能性を秘めている。

ただ LuAG は、まだ本格的な量産がなされておらず、今回のような非常に小さいピクセルサイズ (2.2 mm 角、1.3 mm 角) に加工した場合のシンチレータ特性のばらつきが懸念される。そこで本研究では、2008 年度での量産化を目指している古河機械金属の協力のもと、試験的に製作した 8×8 チャンネル LuAG アレーのシンチレーション特性評価を実施した。また得られた試験結果を LYSO アレーの結果と比較し、アレー化した場合でも LYSO に引けをとらない特性を発揮しうるかを検証した。

5.3.2 LuAG 単ピクセルの読出し

まずはアレー化していない LuAG シンチレータの単ピクセルに ^{137}Cs を照射し、光電子増倍管 (H7195、以下 PMT) と APD(リバース型 S8664-55) の 2 つの検出器でシンチレーション光を読出してスペクトルを取得した。

図 5.11 に PMT を用いた測定の概観を示す。PMT の受光面にシリコングリースを塗布し、その上から LuAG ピクセルを差し込んだ発泡スチロールを貼り付け、さらにテープで固定した。なお測定中は PMT 全体をブラックシートで遮光している。信号処理に用いたプリアンプや波形整形増幅器の種類および設定は LYSO アレーの測定時と同じにしてあり、測定時の印加電圧は PMT が -1300 V 、APD には 360 V で使用した。また、使用した APD の諸元を以下に記す。

- APD タイプ: リバース型 $5\times 5\text{ mm}$ 角、S8664-55、浜松ホトニクス
- 暗電流: $I_D = 1.52\text{ nA}$ ($M = 50$)
- 逆電圧: $V_R = 365.3\text{ V}$ ($M = 50$)
- ブレークダウン電圧: $V_B = 405\text{ V}$

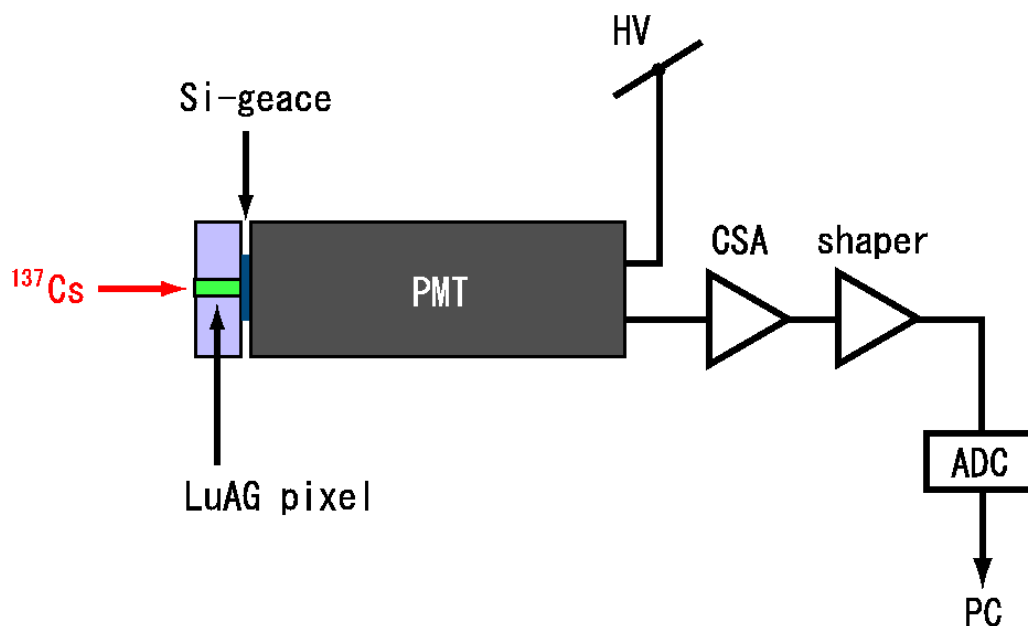


図 5.11: LuAG シンチレータ単ピクセルの測定セットアップ

測定結果を図 5.12 に示す。LuAG シンチレータは出力蛍光波長が LYSO などに比べて 100 nm ほど短く、 $\lambda \sim 310$ nm 程度である。最大で 80 % 程度の量子効率を示す APD もこの波長域での量子効率は低くなり、LYSO ほどにはシンチレーション光を効率良く集めることができないと予想される。しかし図 5.12 を見る限り、LuAG に APD を組合わせたシンチレーション検出器は、LuAG に PMT を組合わせたそれと同等以上のエネルギー分解能を発揮し得ると考えられ、LuAG と APD との間に懸念された相性の不一致は認められないことが分かった。

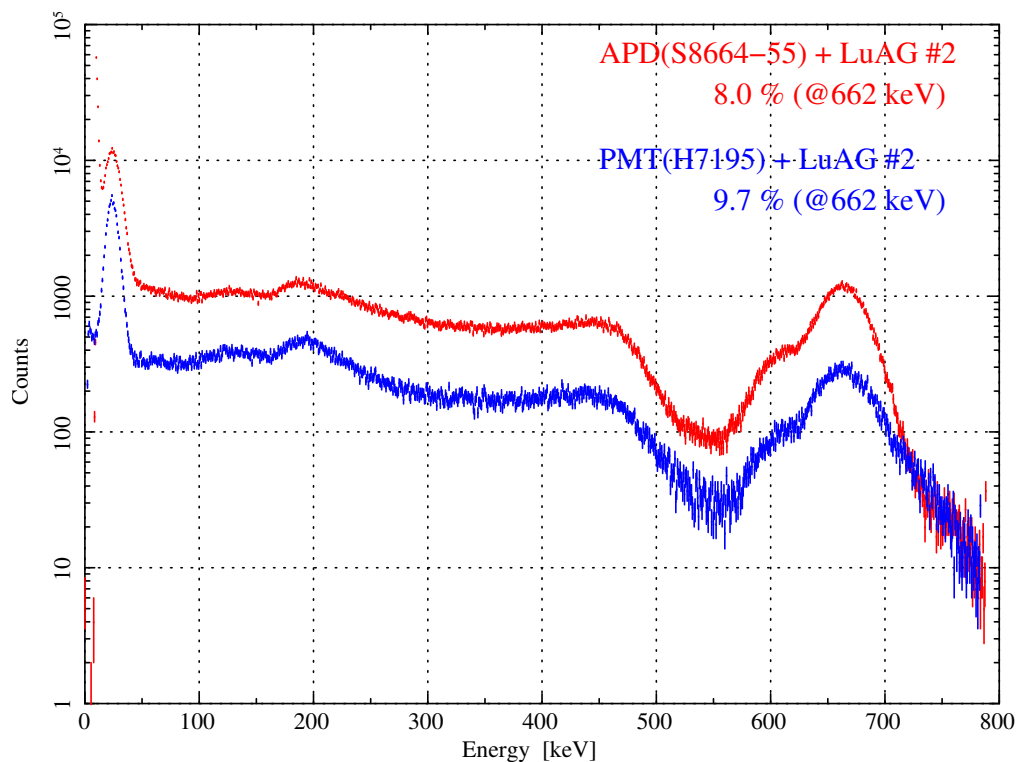


図 5.12: LuAG シンチレータ単ピクセルの ^{137}Cs 照射スペクトル。

5.3.3 8×8 チャンネル LuAG アレーのシンチレーション特性

続いて今回試作した 8×8 チャンネル LuAG アレーのシンチレーション特性の均一性を評価する。この 8×8 チャンネル LuAG アレーのピクセルサイズ及びアレーの寸法は 8×8 チャンネル LYSO アレーと同じであり、反射材も ESR フィルムを使用している。測定は LYSO アレーのときと同じ測定治具 (図 5.4) で行い、 γ 線源も同じく ^{241}Am をコリメートして照射した。測定結果を図 5.13 にマップで記す。

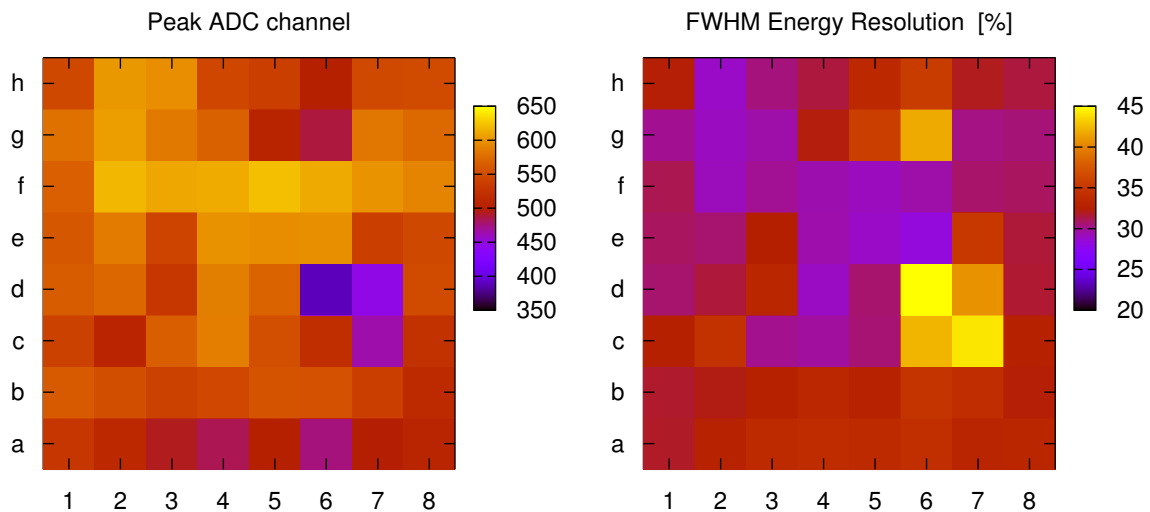


図 5.13: 8×8 チャンネル LuAG アレーのシンチレーション特性。左が各 LuAG ピクセルのシンチレーション光量のばらつき、右がエネルギー分解能のばらつきを示している。

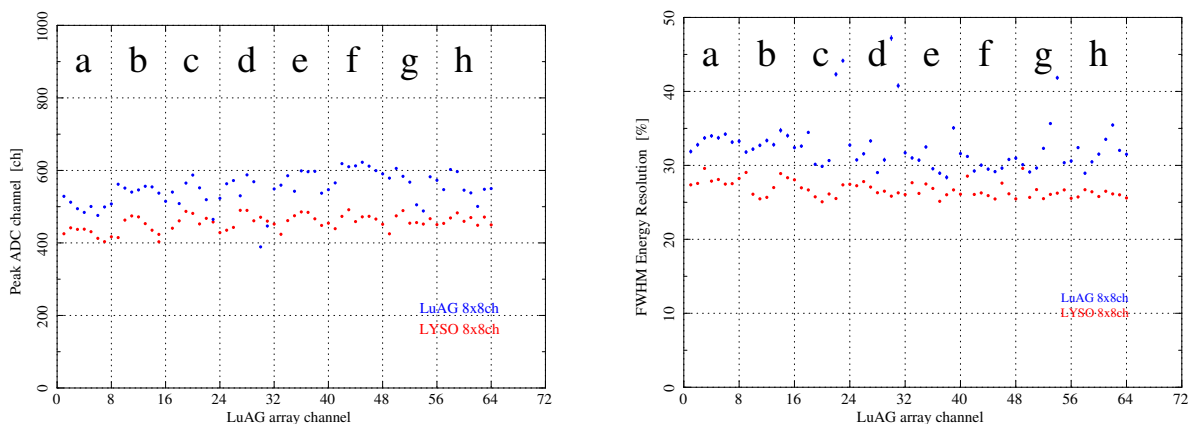


図 5.14: LYSO アレーと LuAG アレーのシンチレーション特性比較

まず先に図 5.14 を見ると、LuAG アレーのほうが LYSO アレーよりも ADC チャンネルの平均値が高く、よりシンチレーション光を集光できているという結果になった。これは、LuAG シンチレータの発光量は LYSO シンチレータより少ないという当初の予想に反する結果である。原因としては 16×16 チャンネル LYSO アレーの時のように、アレーと PMT の間に塗られたシリコングリースの付き具合が LYSO アレーの測定時のほうが不十分であった、などが考えられる。今後、再実験して上記の真偽を確かめる必要がある。

この 8×8 チャンネル LuAG アレーのシンチレーション光量のばらつきは 549 ± 45 ch であり、その相対誤差は 8.2 % と求まった。これは 8×8 チャンネル LYSO アレーよりも大きなばらつきであり、その様子は図 5.14 から伺える。またエネルギー分解能のばらつきは 32.6 ± 3.6 % (FWHM) で、相対誤差 11.1 % と、やはりばらつきは大きいようである。

図 5.13 を見ると、マップ南東部に 4 ピクセルほど著しく光量が少ない領域がある。これは恐らく、PMT 受光面に接触する側のピクセルの並びが凸凹 (図 5.15) していて、PMT へのシンチレーション光の受け渡しに差が生じているためであると考えられる。また、図 5.14 の LYSO アレーとの比較から、前述のような著しく光量が少ないピクセルを除けばそれ以外のピクセルのシンチレーション特性のばらつきは LYSO アレーと同程度であると推測される。

今回は初期試作ということもあり LYSO アレーと同等までのアレーの組み立て精度は要求していなかったが、TOF 型 PET として APD アレーとの組み合わせを検討している次回作では、アレー化に際して現状よりもうワンランク上のアレー組精度が求められるものと思われる。



図 5.15: 試作した 8×8 チャンネル LuAG アレー

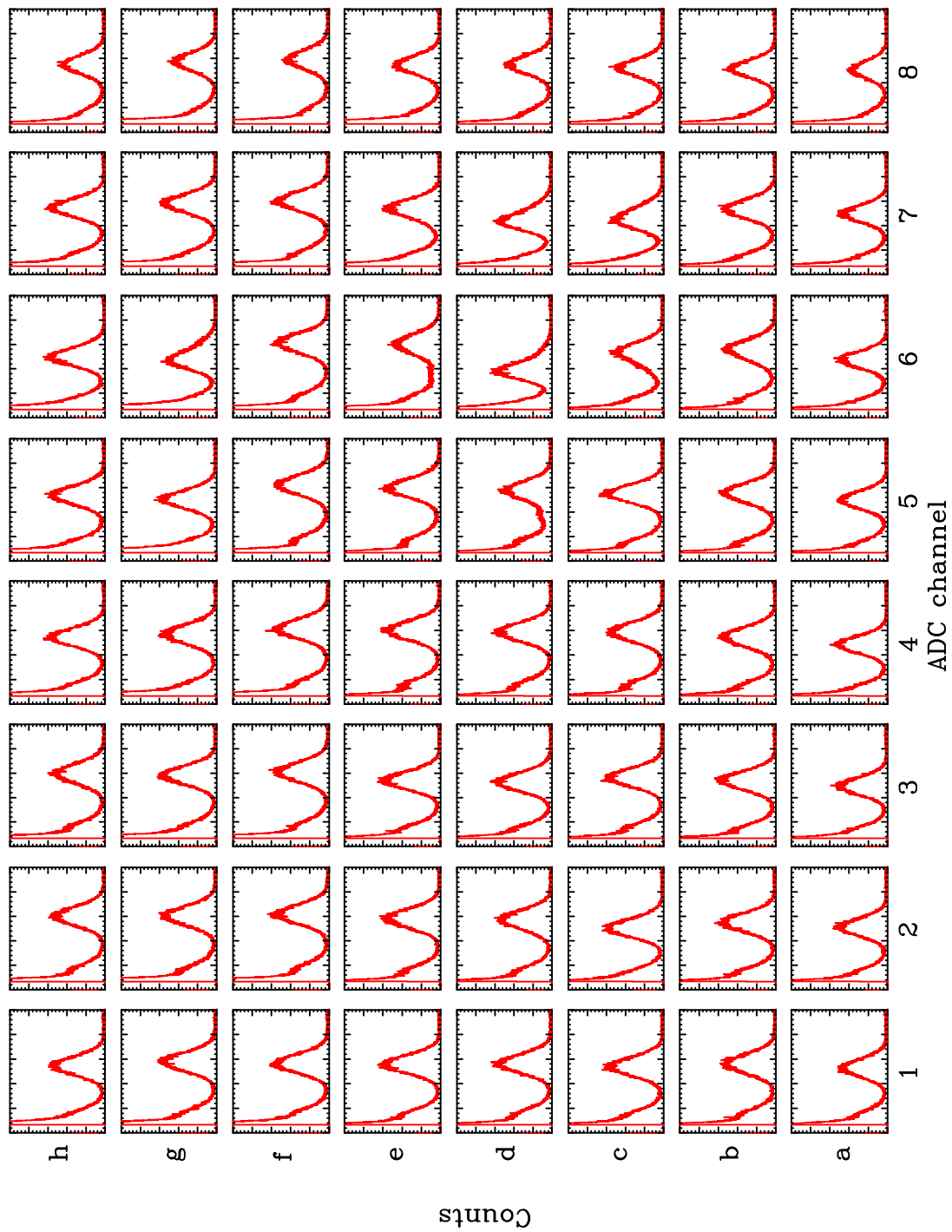


図 5.16: 8×8 チャンネル LuAG アレーの ^{241}Am 照射スペクトル

5.3.4 BaSO₄ 塗布 3×3 チャンネル LuAG アレー

8×8 チャンネル LuAG アレーでは反射材に LYSO アレーと同じ ESR フィルムを用いている。しかし実際のところ、ESR フィルムは短い波長のシンチレーション光に対して反射率がやや低下するという性質がある。したがって、LuAG シンチレータの出力蛍光波長 (~ 310 nm) を考慮すれば、短波長側で反射率の高い硫酸バリウム (BaSO₄) のほうが LuAG アレーに巻く反射材として適していると推測される。ただ加工精度の高い ESR フィルムに比べ BaSO₄ は結晶表面に均一に塗布することが難しく、完成した LuAG アレーの組み立て精度が芳しくない恐れがある。

そこで、試験的に BaSO₄ を反射材として塗布した 3×3 チャンネル LuAG アレーと、先の ESR フィルム使用 8×8 チャンネル LuAG アレーとでシンチレーション光量を比較し、組み立て精度の難を負ってでも反射材に BaSO₄ を使用する意義があるかどうか、実験により検証を行った。測定にはこれまでと同じく図 5.4 の測定系を使用し、 γ 線源も ²⁴¹Am を用いている。図 5.17 に全ピクセルのスペクトルを示す。

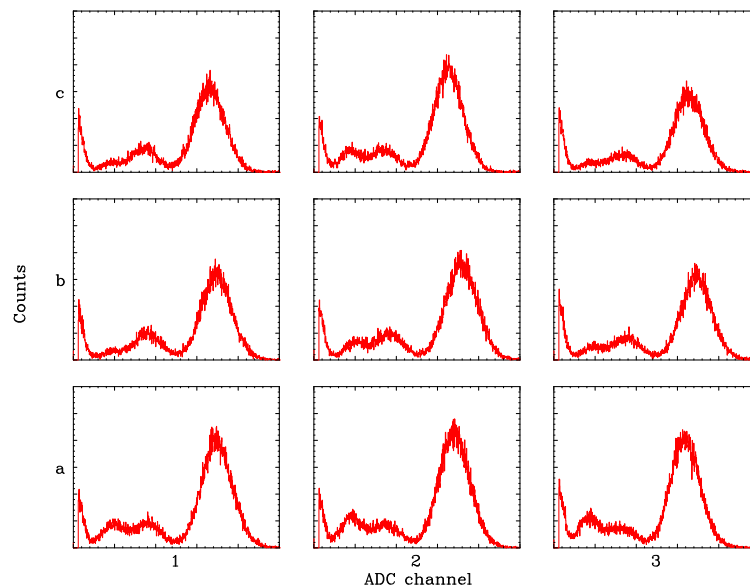


図 5.17: 3×3 チャンネル LuAG アレーの ²⁴¹Am 照射スペクトル

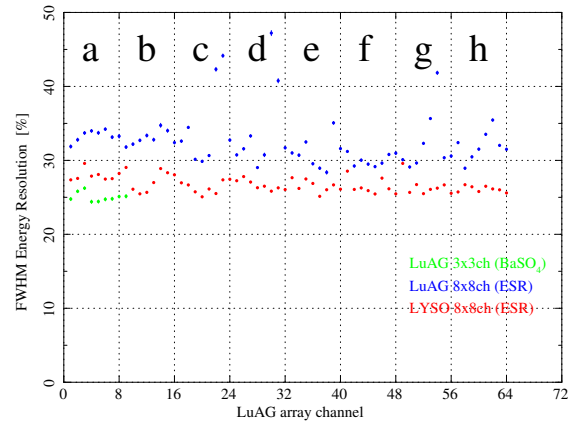
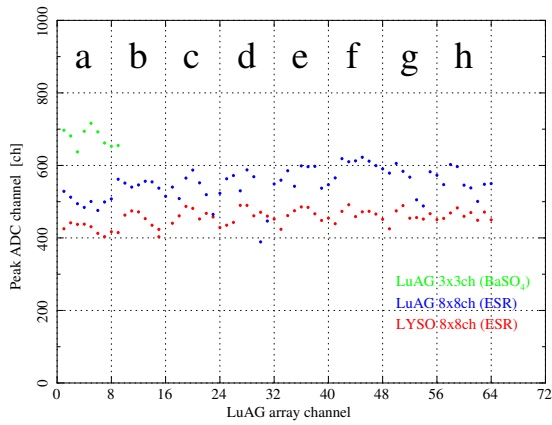


図 5.18: 8×8 チャンネルLYSO アレー、8×8 チャンネルLuAG アレー (ESR 使用)、3×3 チャンネルLuAG アレー (BaSO₄ 塗布) のシンチレーション特性比較。

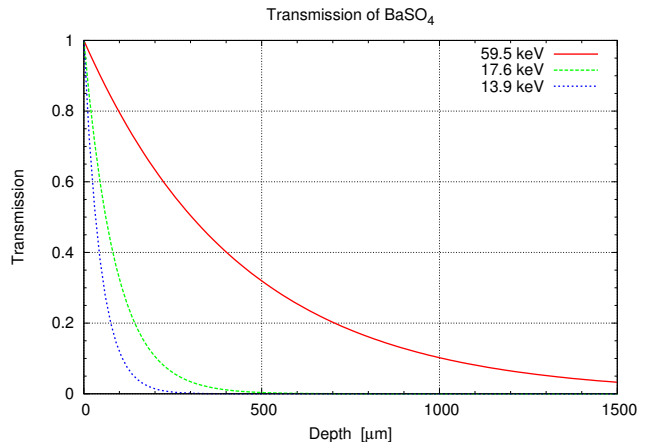
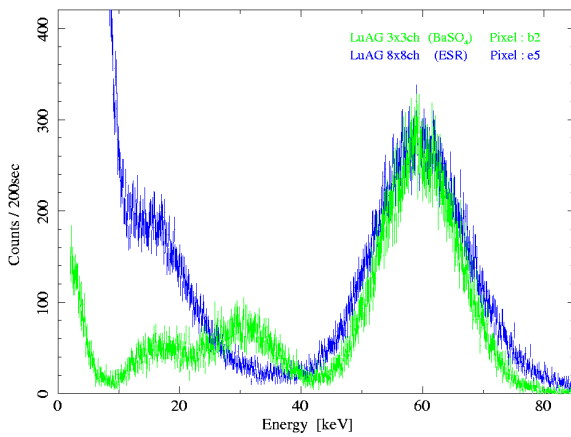


図 5.19: (左) 3×3 チャンネルLuAG アレーの b2 ピクセルと 8×8 チャンネルLuAG アレーの e5 ピクセルのスペクトル比較。BaSO₄ を塗布した場合のほうがエネルギー分解能が良い。(右)γ 線に対する BaSO₄ の透過率

図 5.18 のグラフにおいて、BaSO₄ を塗布した 3×3 チャンネルLuAG アレーと ESR フィルムを用いた 8×8 チャンネルLuAG アレーのシンチレーション光量を比較すると、BaSO₄ 塗布の場合 (676 ± 24 ch) のほうが ESR フィルムの場合 (549 ± 45 ch) よりも全体的に値が高くなっている。その倍率は約 23 % 増で、これはつまり、LuAG シンチレータの反射材として BaSO₄ を塗布した方が ESR フィルムを用いた場合に比べて約 23 % 多くシンチレーション光を集光できるということを意味している。

このシンチレーション光量の違いはエネルギー分解能にも表れている。図 5.18 のグラ

フから BaSO₄ を塗布した LuAG アレーの分解能は 25.1 ± 0.6 % (FWHM) であり、ESR フィルムを用いた LuAG アレーより 7% 優れていることが分かった。

図 5.19 左では BaSO₄ を塗布した 3×3 チャンネル LuAG アレーの b2 ピクセルと、ESR フィルムを用いた 8×8 チャンネル LuAG アレーの e5 ピクセルのスペクトルの比較を行っている。BaSO₄ 塗布の場合のほうが ESR フィルムの場合よりも分解能が優れていることがスペクトルの形からも明らかである。ちなみに 3×3 チャンネル LuAG アレーの底に塗られている BaSO₄ 層の影響で、²⁴¹Am の低エネルギー X 線が止められてしまうので (図 5.19 右)、BaSO₄ 塗布の場合のほうが低エネルギー側のカウント数が少なくなっている。

以上のことから、LuAG シンチレータをアレー化して用いる場合はシンチレーション光の集光率およびエネルギー分解能の観点から見て、ESR フィルムよりも BaSO₄ を反射材として塗布したほうが利得があり、その利得はアレーの組み立てに多少の難があったとしても試す価値が十分あると言える。

5.4 8×8 チャンネル APD アレーの読出し試験

ここでは今回試作した3種類の APD アレーのうち、8×8 チャンネル APD アレーに X 線を照射し、APD アレーの各素子からの信号が問題なく読出せるかをテストする。それと同時に、この8×8 チャンネル APD アレーの増幅率やエネルギー分解能などの基礎特性が均一性を保っているか否かについてもチェックを行う。

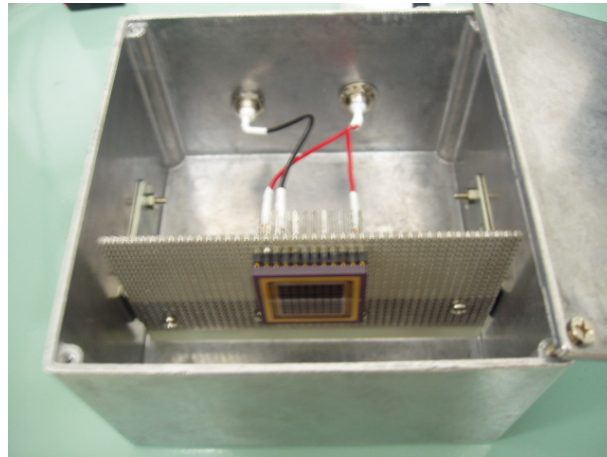


図 5.20: 8×8 チャンネル APD アレーの読出し用治具。放射雑音を拾わないようアルミシールドケースの中に入れて測定する。なお図中の APD アレーは今回試作した8×8 チャンネル APD アレーでなく、予備試作品である。

APD アレーは図 5.20 のようにアルミ製のシールドケースに入れ、放射雑音を拾ってしまわないようにする。APD アレー素子の裏側には、各 APD 素子の信号読出し用のカソードピンの他に APD アレー全体に電圧を印加するためのアノードピンが2本あり、図中ではその2本ともに高電圧を印加するようにしている。また APD アレーに照射する X 線源には ^{55}Fe の 5.9 keV を用い、線源はアレーの表面に軽く押さえ付ける形で取りつける。

ADP アレーから出力された電荷信号は後段の前置増幅器 (プリアンプ) で積分されて電圧信号となり、さらに後段の波形整形増幅器 (ORTEC) で整形・増幅された後、ADC で波高弁別にかえられる。以下に本実験の諸元を記しておく。

- 印加電圧: 350 V
- プリアンプ: 581K 型 電荷有感型前置増幅器 (クリアパルス製)
- 波形整形増幅器 (ORTEC 製)
整形時定数: $\tau = 2 \mu\text{s}$ 、増幅率: $G = 1000 \times 1.0$

測定結果

本実験の結果を図 5.21、5.22 に示す。各ピクセルの増幅率のばらつきは ADC チャンネルの平均値で表すと 754 ± 30 ch、その相対誤差は 4.0 % であるので、APD の各素子は十分に均一な増幅率を示している。またエネルギー分解能については 7.2 ± 0.6 % (FWHM) で各素子とも均一かつ優れた分解能を有している。

図 5.23 に各ピクセルの取得スペクトルを示す。

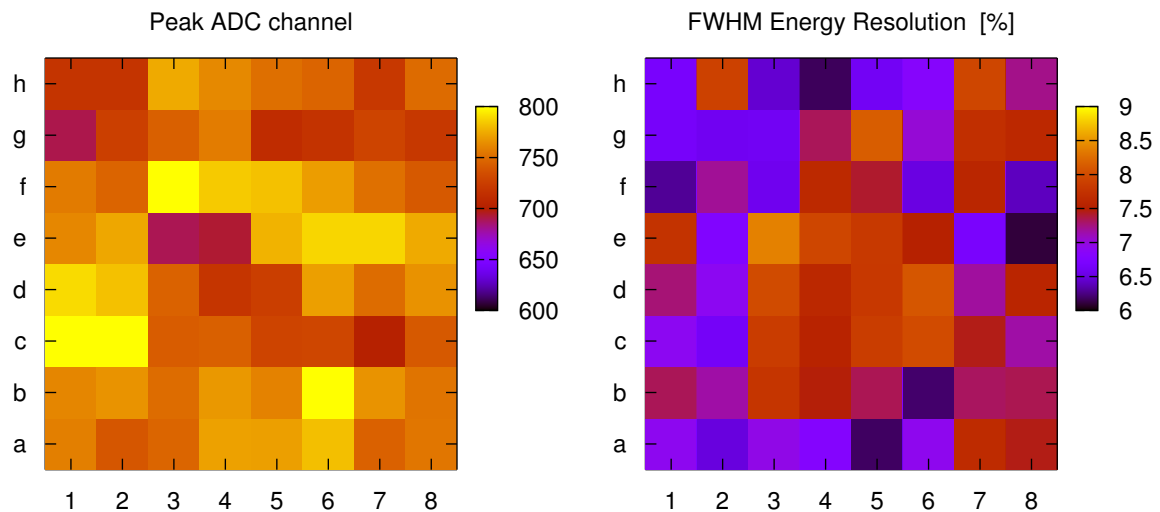


図 5.21: 8×8 チャンネル APD アレーの基礎特性分布。左が各素子の増幅率、右がエネルギー分解能を表している。どちらもばらつきは許容範囲内であり基礎特性は均一であると言える

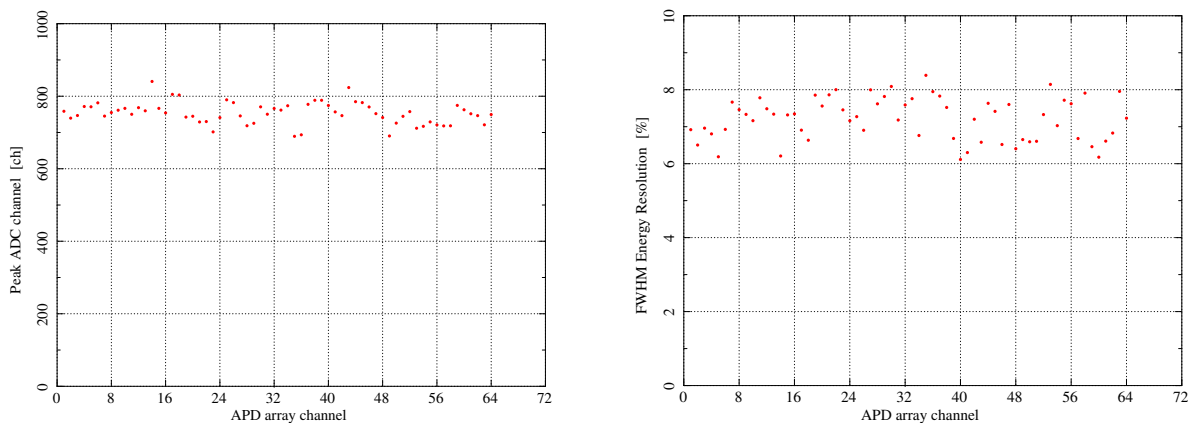


図 5.22: 8×8 チャンネル APD アレーの基礎特性のばらつき

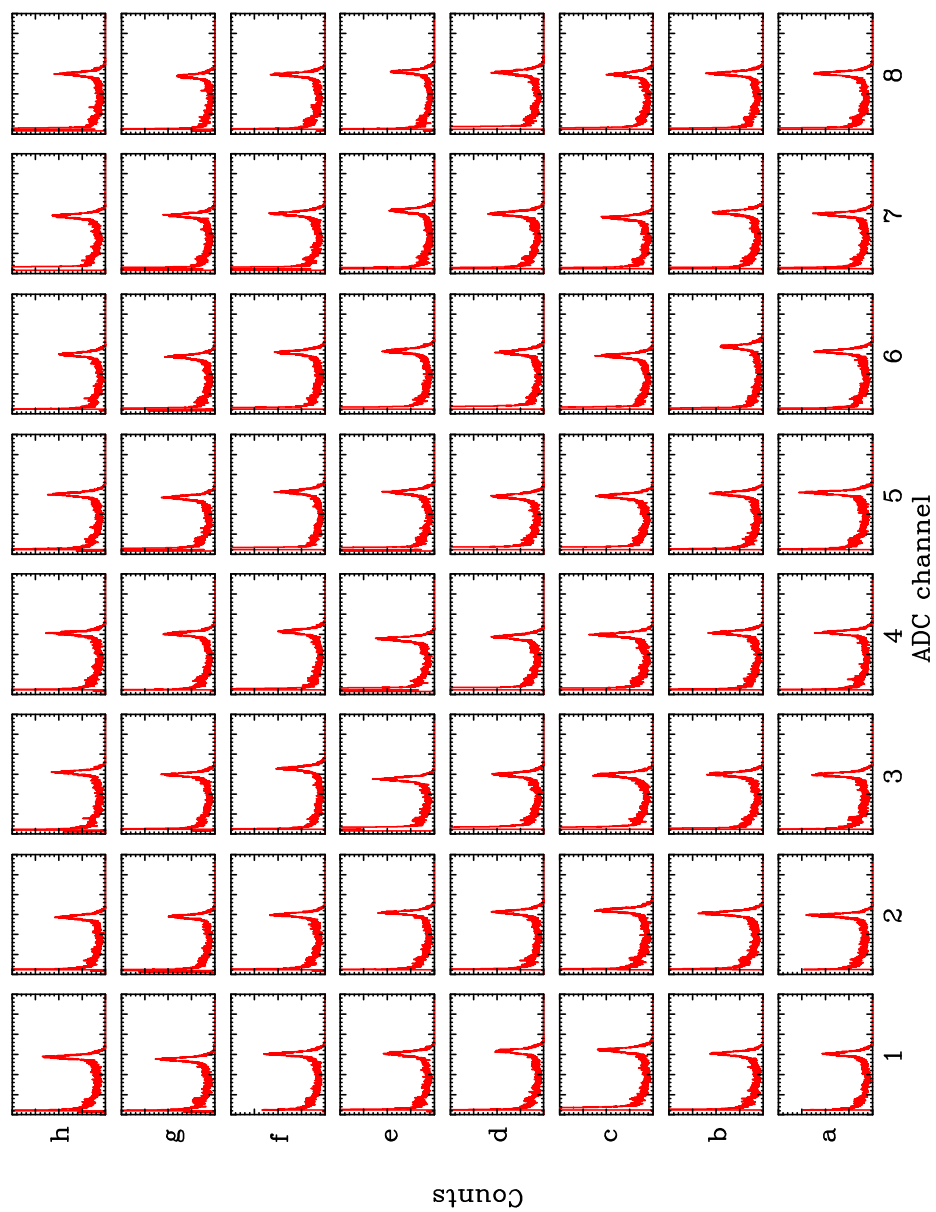


図 5.23: 8×8 チャンネル APD アレーの ^{55}Fe 照射スペクトル

5.5 APD-PET 専用 LSI の信号読出し試験

ここでは今回開発した APD-PET 専用 LSI の第一段階試作チップ (以下、本チップ) に APD からの信号を入力し、想定した信号処理が行われているか否かをスペクトルを取得して確認する。

本チップは今回全部で 40 個製造されており、1 から 40 までナンバリングしてある。この 40 個のチップのうち、LSI の 8 チャンネル全ての入力に対し正常に動作することが確認できたのは 8 個である。本実験ではその 8 個のチップのうちの No.30 のチップを選択し、信号処理を行うチャンネルをチャンネル 2 とした。

本チップでアナログ信号処理を行うために、図 5.24 にある本チップ専用性能評価基板 (ジー・エヌ・ディー製) を用意した。この評価基板の中央にあるソケットに本チップをセットして、評価基板を介して外部から電源電圧を入力し、チップを動作させる。通常、LSI が処理している信号を途中で取り出して読むことはできないが、この第一段階試作チップの動作をチェックする必要があるため、電荷増幅器出力 (PROUT)、整形回路出力 (SLOW)、微分回路出力 (FAST)、漏れ電流 (LKMON)、アナログ加算出力 (ASUMOUT) の 5 点の出力はモニタすることができる。今回はスペクトルを取得するため ASUMOUT をモニタした。

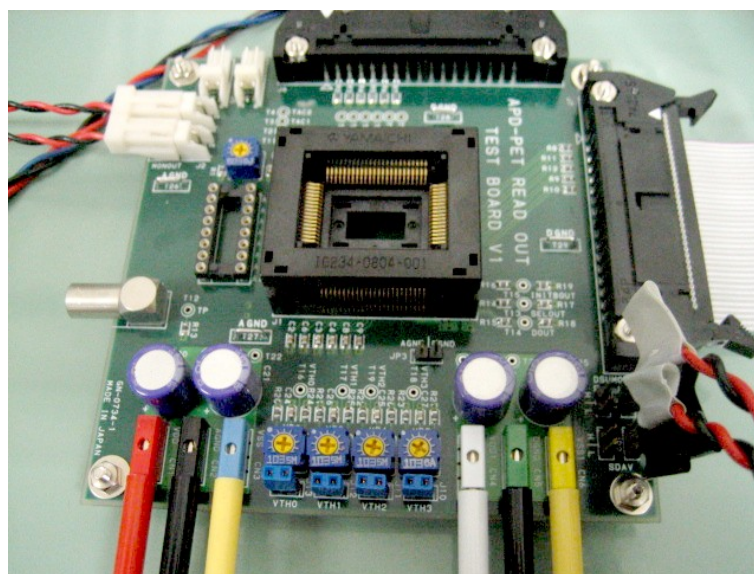


図 5.24: 第一段階試作チップ用の性能評価ボード。本チップに動作に必要な電源電圧は $VDD = +1.65 \text{ V}$ 、 $VSS = -1.65 \text{ V}$ 、 $GND = 0 \text{ V}$ であり、図下方のピンから供給する。

また、チップの現在の動作状況をモニタしたりチップの設定を書き換えたりするために、LabVIEW (National Instruments) を用いた。LabVIEW は通常のテキスト型言語とは対照的な「グラフィック型言語」によって視覚的・直感的なプログラム作成ができる開発環境ツールで、今回のような LSI チップの動作試験などにはごく一般的に利用されている。今回はこの LabVIEW で作成したフロントパネル画面上から LSI をオペレートし、測定を行う (図 5.25)。



図 5.25: LabVIEW のフロントパネル画面。読み出す LSI のチャンネルの選択や内蔵プリアンプの増幅率などを変更できる。

測定

2×2 mm の APD に 2×2 mm の LYSO シンチレータを組合わせ、¹³⁷Cs の放射線スペクトルを測定した。APD からの信号は、評価基板を介して試作チップ No.30 のチャンネル 2 の入力端子から入力され、チップ内で整形・増幅された後、ASUMOUT 端子から出力される。さらに外部の増幅器でオフセット電圧がカットされ、最終的には 10 倍に増幅された状態で ADC に入力される。ただし今回は、アレーと同じカソード側ではなくアノード側で信号を取り出したため、入力電荷はプラスとなっている。取得したスペクトルを図 5.26 に示す。

図 5.26 から分かるように、 ^{137}Cs の 662 keV による典型的な γ 線スペクトルの構造が見えている。なお、662 keV の光電ピークのエネルギー分解能は 8.3 % と優れた値を示しており、APD と LYSO シンチレータを組合わせた検出器の出力信号を試作チップで問題なく読出せることが判明した。

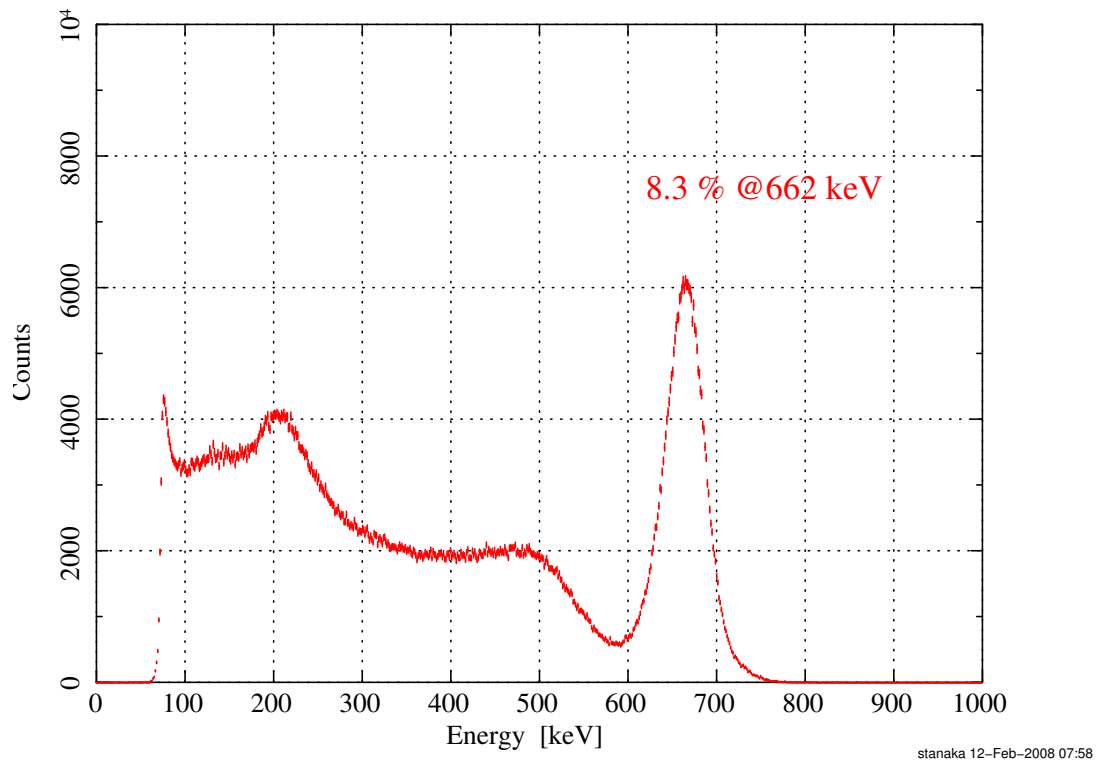


図 5.26: 2×2 mm APD と 2×2 mm LYSO ピクセルに ^{137}Cs を照射したときの LSI アナログ加算出力 (ASUMOUT) を外置きの増幅器で 10 倍に増幅して得られたスペクトル

5.6 APD + LYSO アレーの出力特性の測定

この実験では以下の3点について確認する。

1. 試作チップを用いる前に、APD アレーと LYSO アレーを光学結合させた「検出ユニット」に γ 線を照射し、プリアンプ出力を確認する。
2. 検出ユニットに γ 線を照射し、出力を試作チップ (No.27) で8チャンネルずつ読めることを確認する。
3. 試作チップを用いて 8×8 、 16×16 チャンネルの2つの検出ユニットの全ピクセルのスペクトルを取得し、検出ユニットの出力特性が均一であることを確認する。

なお、この測定の結果次第では、今後製作予定のもう一組の検出ユニットに関して何らかの変更・修正を施す必要が生じる可能性がある。

5.6.1 検出ユニットの読出し確認

この実験では、8×8チャンネルAPDアレーと8×8チャンネルLYSOアレーを光学結合させた「検出ユニット」に γ 線を照射した場合どのようなスペクトルが取得できるかを、試作チップを使用する前にプリアンプ(581K)を使用して確認することを目的とする。

検出ユニット

検出ユニットは図5.27のようにAPDアレーとLYSOアレーをシリコングリースを介して光学結合させたものを、アルミケースで覆っている。 γ 線の入射面となるケース底の厚さは0.5 mmと薄く、 γ 線の入射を大きく阻害することはない。またケース底とLYSOアレーとの間にはスポンジが詰められており、LYSOアレーをAPDアレーに押し付ける仕組みになっている。ちなみにこのアルミケースは遮光の役割も担っていて、装置全体をブラックシートで覆う必要がなくなった。

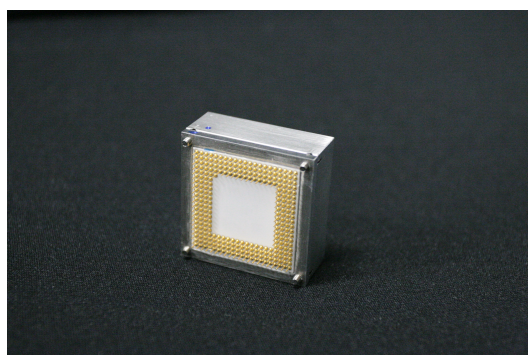
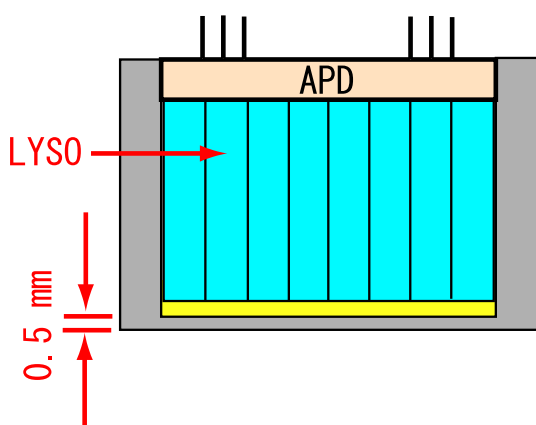


図 5.27: 8×8チャンネルAPDアレーと8×8チャンネルLYSOアレーを光学結合させた「検出ユニット」。右の写真ではAPDアレーの裏側のピン(1.27 mmピッチ)が見えている。

変換基板

APDアレー素子の背面にあるピンは1.27 mmピッチと非常に間隔が狭く、プローブを直接差し込むことが難しいため、2.54 mmピッチのピンをもつソケット付き変換基板(ジー・エヌ・ディー製)を用意した。これ以降の実験では全て、この変換基板介してAPD各素子に電圧を印加、および信号の読出しを行う。

放射雑音の影響を受けないよう、変換基板に載せた検出ユニットは ^{137}Cs とともにシールドケース内に収めた。また γ 線源には ^{137}Cs の662 keVを用い、コリメートせず検出ユニットに密着させて測定を行った。図5.29に測定結果を示す。

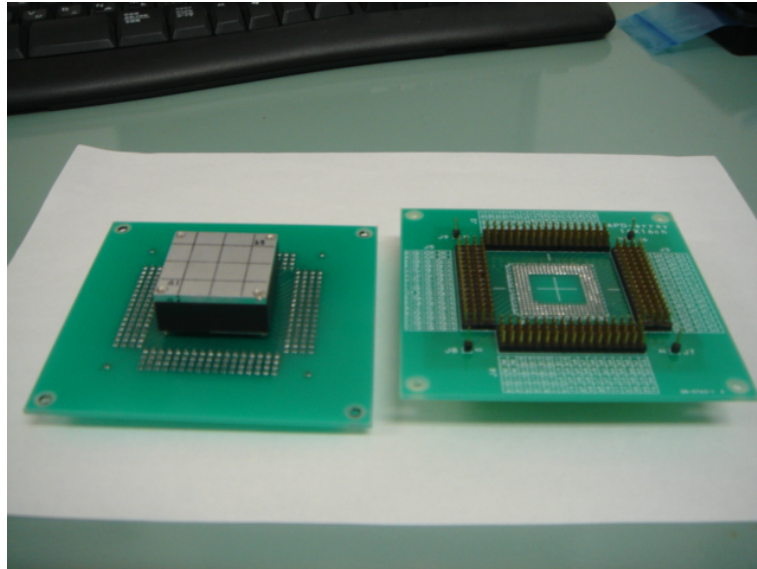


図 5.28: 入力ピンのピッチを変換する基板と接続した検出ユニット

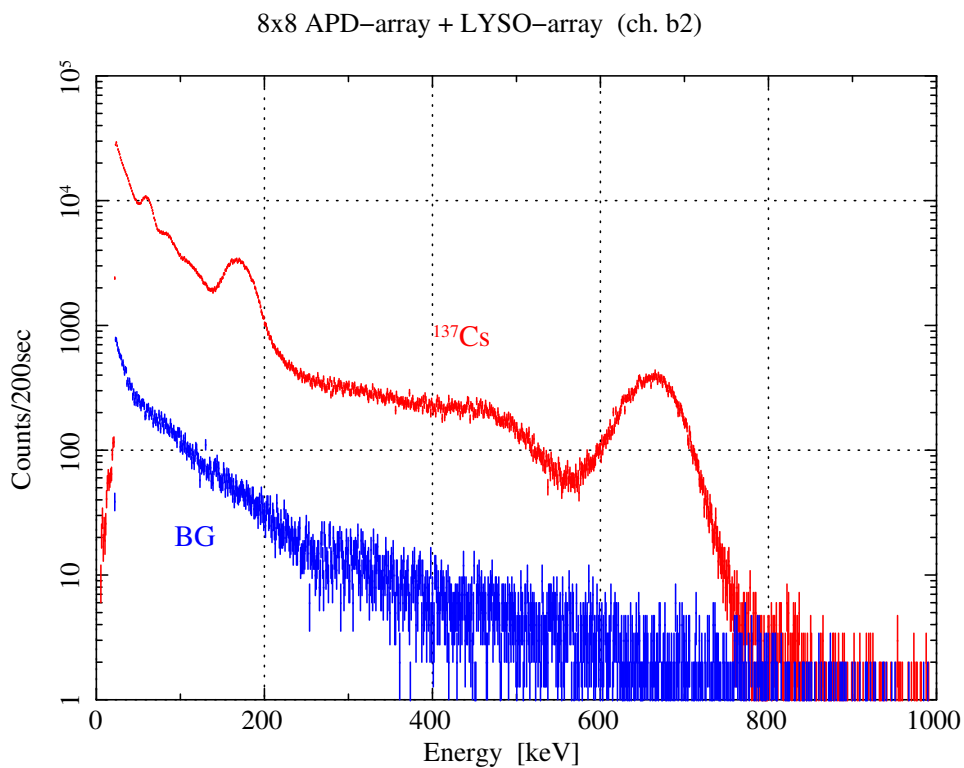


図 5.29: 8×8 チャンネル APD+LYSO アレーの ^{137}Cs 照射スペクトル (プリアンプ使用)。低エネルギー領域に隣接するピクセルからの漏れ込みが原因と思われる構造が見られる。またエネルギー分解能は 11.7 % (@662 keV) であった。

図 5.29 の高エネルギー側では ^{137}Cs の 662 keV 光電ピークがはっきり確認できるなど、一般的なシンチレーション検出器とほぼ同じ γ 線スペクトルであることが分かる。しかし 200 keV から下の領域にはもう一段の γ 線スペクトル構造が見られる。これは読み出したピクセル (今は b2) に隣接したピクセルからシンチレーション光の一部が漏れ込んでいるためと考えられる。漏れ込みの割合は光電ピークとの比較で求められ、このグラフの場合では約 $170 / 662 \sim 26\%$ となる。この漏れ込みは試作チップを用いる場合でも同様に現れると予想されるため、アレー全体での漏れ込みの様子を確認する必要がある。

5.6.2 8×8チャンネルAPD+LYSOアレーの出力特性評価

ここまでの実験で、試作チップはAPD + LYSO シンチレータの信号を問題なく読み出せること、及びAPDアレー + LYSOアレーの検出ユニットからの信号はプリアンプ出力で読み出せることが判明した。ここからはいよいよ、APDアレー + LYSOアレーの検出ユニットを試作チップで読み出す試験を行う。先の実験でLYSOシンチレータからのシンチレーション光が隣接しているピクセルに漏れ込み、スペクトルを歪ませている可能性があることが分かっている。そこで本実験ではAPDアレー + LYSOアレーの各ピクセルが持つ出力特性のばらつきを検証するとともに、 γ 線源を敢えてコリメートせずLYSOアレーに広く当たるようすることで、隣接するピクセルどうしがシンチレーション光の漏れ込みの影響をどの程度及ぼしあっているかを検証することにした。照射する γ 線には再び ^{137}Cs の662 keVを用いる。

今回の測定には、LYSOシンチレータのシンチレーション特性の測定で用いた治具(図5.4)に改良を加えたものを使用した。光電子増倍管とシンチレータとで測定する場合に比べて、APDとLSIチップをプローブ付きの信号線で繋いで読出す今回は放射雑音や機械振動などによって容易にノイズが増加してしまうため、検出ユニットと評価基板を一つのシールドケースに収めたうえで、底部から γ 線を照射できるような測定系にする必要があったためである。

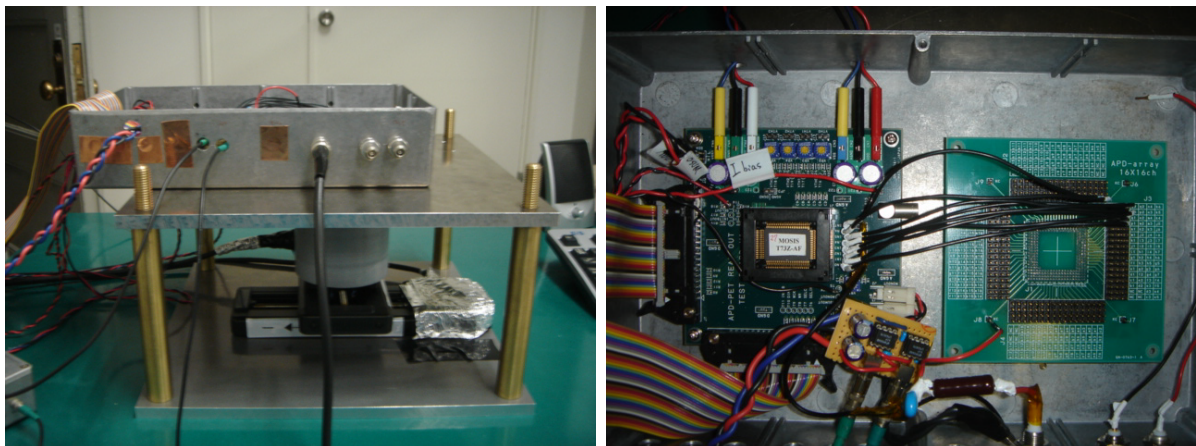


図 5.30: 図 5.4 の治具を改良した検出ユニット測定用治具。天板の上に検出ユニットと評価基板を収めたシールドケースを固定し、シールドケースの底から ^{137}Cs をコリメートせずに照射する。左図は概観、右図が内部のセットアップである。

図 5.30 の測定セットアップにおいて、 γ 線源である ^{137}Cs はステージに載せたコリメータのさらに上に置き、線源をできるだけ検出ユニットに近づけた。また、XY ステージからスイッチングノイズと思われる雑音が生じていることが分かり、測定中はステージの電源をオフにしておくことにした。測定は試作チップの全 8 チャンネルを用いて行い、8 チャンネル毎に一度、印加電圧を下げて検出ユニット側のプローブの差し換えを行う。

測定結果

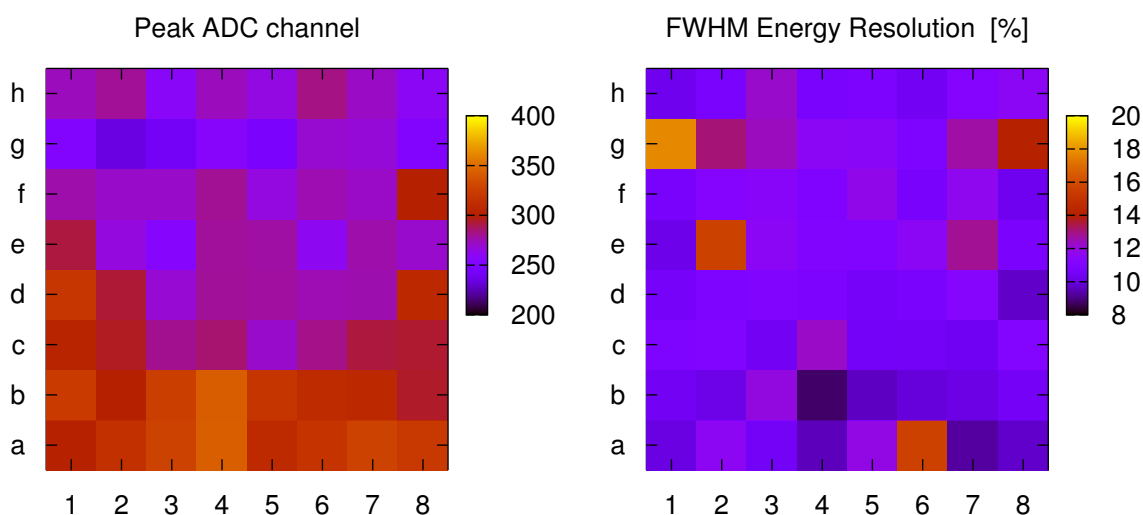


図 5.31: 8×8 チャンネル APD+LYSO アレーの出力特性の分布

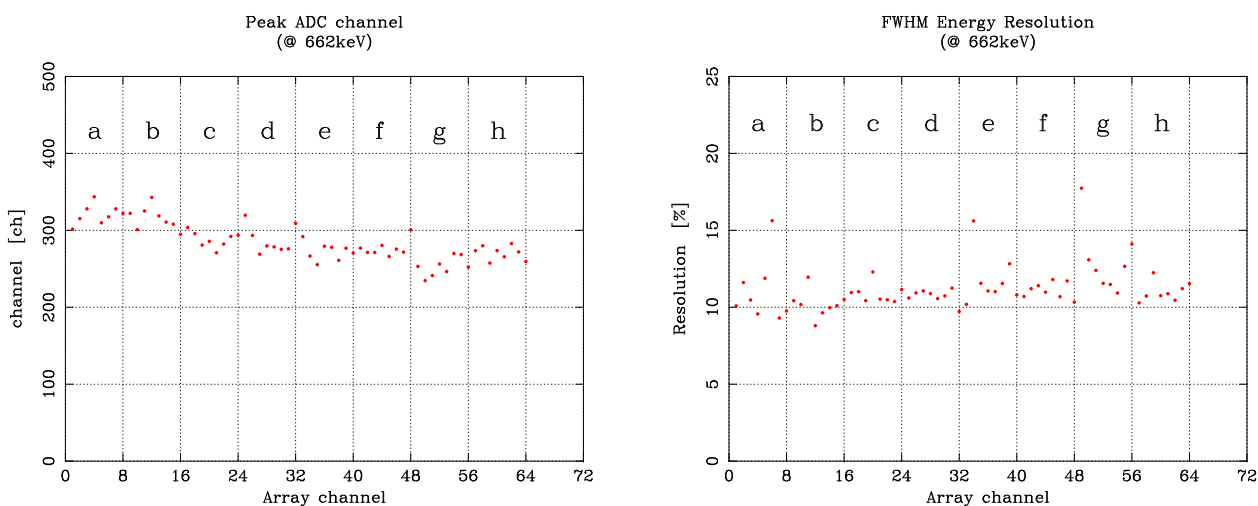


図 5.32: 8×8 チャンネル APD+LYSO アレーのシンチレーション特性 (グラフ)

以下で、8×8 チャンネル APD アレーと 8×8 チャンネル LYSO アレーを光学結合した「8×8 チャンネル検出ユニット」に対する ^{137}Cs 照射測定の結果について述べる。

まず図 5.31 を見ると、光電ピークの ADC チャンネル値の分布に偏りがあり、「北低南高」な様子が見て取れる。図 5.32 の方に目を向けるとよりはっきりとその傾向が浮彫りになっている。具体的には a 列と b 列が特に高く、LYSO ピクセルが発したシンチレーション光を直下の APD 素子が効率よく回収できているためと考えられる。そして、a 列から離れていくにつれてシンチレーション光の回収効率が悪くなっていると推測できる。各値のばらつきを求めて見ると、光電ピークの ADC チャンネル値のほうは平均 286 ± 25 ch でその相対誤差は 8.6 % であった。またエネルギー分解能は平均 11.2 ± 1.5 % (FWHM) で、相対誤差は 13.1 % と大きくばらついていることが分かった。

8×8 チャンネル LYSO アレーのシンチレーション特性、および 8×8 チャンネル APD アレーの出力特性には図 5.31 のような形の分布は認められなかった。したがってこの偏った分布は、APD アレーと LYSO アレーを光学結合させた際に生じた工作的な「ずれ」に起因していると考えられる。

図 5.33 に ^{137}Cs 照射で得られた 8×8 チャンネル検出ユニットの全ピクセルのスペクトルを示す

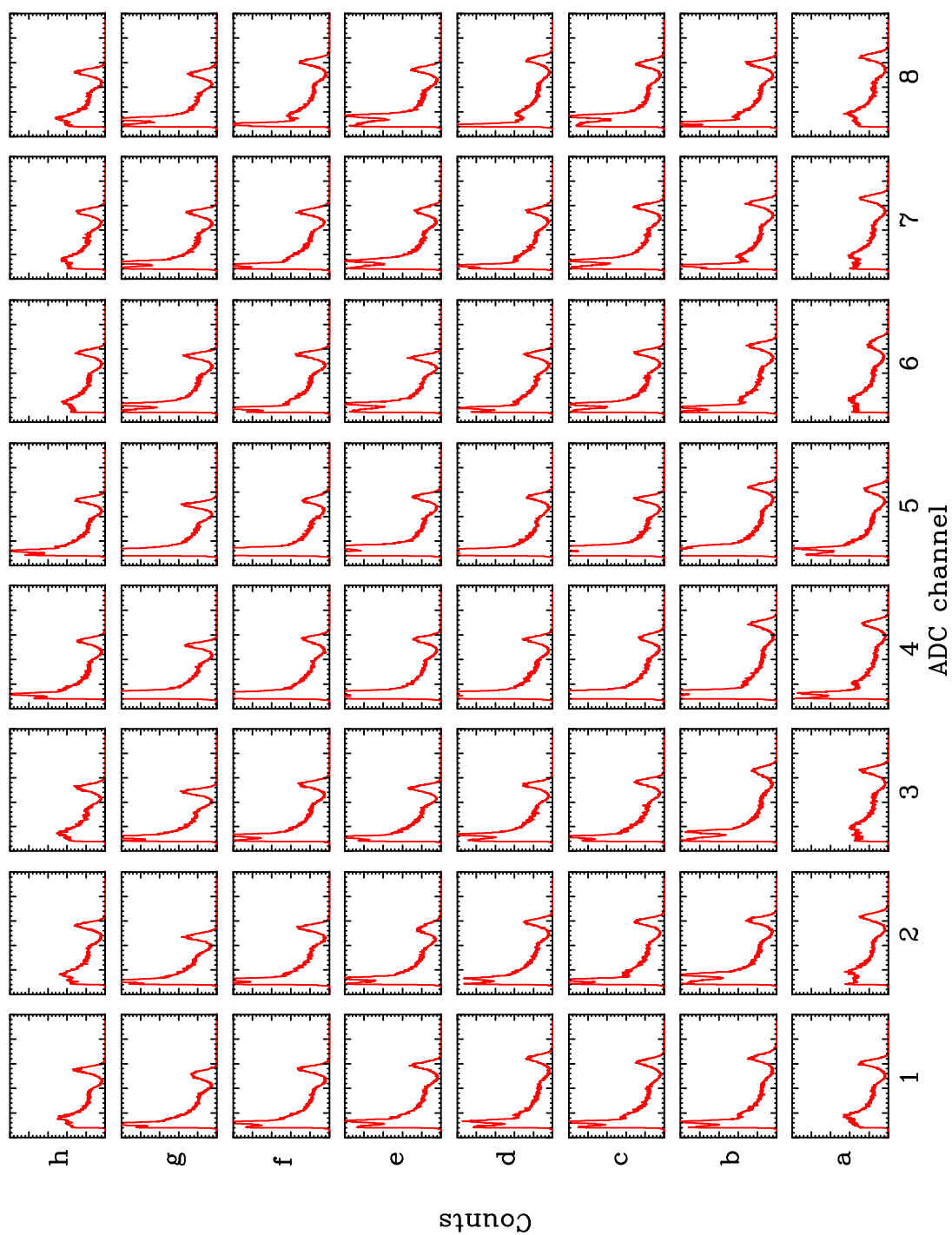


図 5.33: 8×8 チャンネル APD+LYSO アレーの ^{137}Cs 照射スペクトル

5.6.3 16×16 チャンネル

次に 16×16 チャンネル APD アレーと 16×16 チャンネル LYSO アレーを光学結合した「16×16 チャンネル検出ユニット」に対する ^{137}Cs 照射測定の結果について述べる。

16×16 チャンネル検出ユニットでは、計測の最中からスペクトル形状の異常が目についた。以下の図 5.34 は 16×16 チャンネル検出ユニットの中でも特にスペクトルの歪みが大きい領域を切り出したものである。これを見ると、「本命」の 662 keV の光電ピークに対し漏れ込みによるピークの位置が南方のピクセルに向かうにつれて次第に高い位置に移動していくように見える。例えば 1 列目を d1 から順に見ていくと、d1 のときの「漏れ込みピーク」は 662 keV の「真のピーク」に対して約半分程度の位置であるが、c1 では漏れ込みピークが高くなり真のピークが下がったためにその差が詰まっている。b2 ではついに漏れ込みピークと真のピークが等しくなって重なり、a1 に至っては漏れ込みピークが真のピークを追い抜いた形となっている。このことは、漏れ込みの「度合い」が南に行くほど高くなっていることを示唆している。

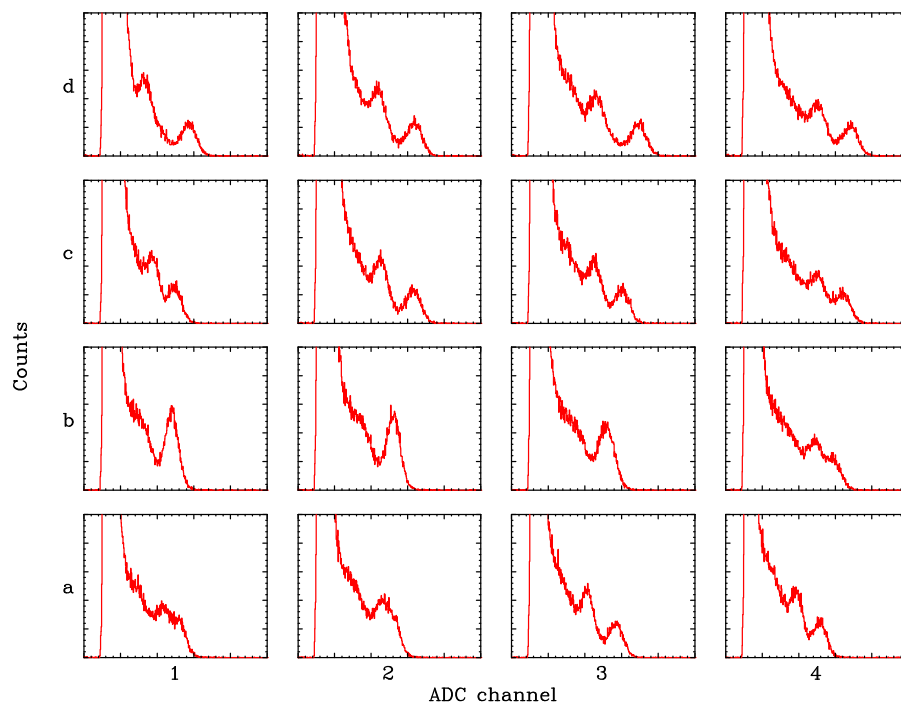


図 5.34: a1 ピクセルから d4 ピクセルまでの領域の ^{137}Cs 照射スペクトル

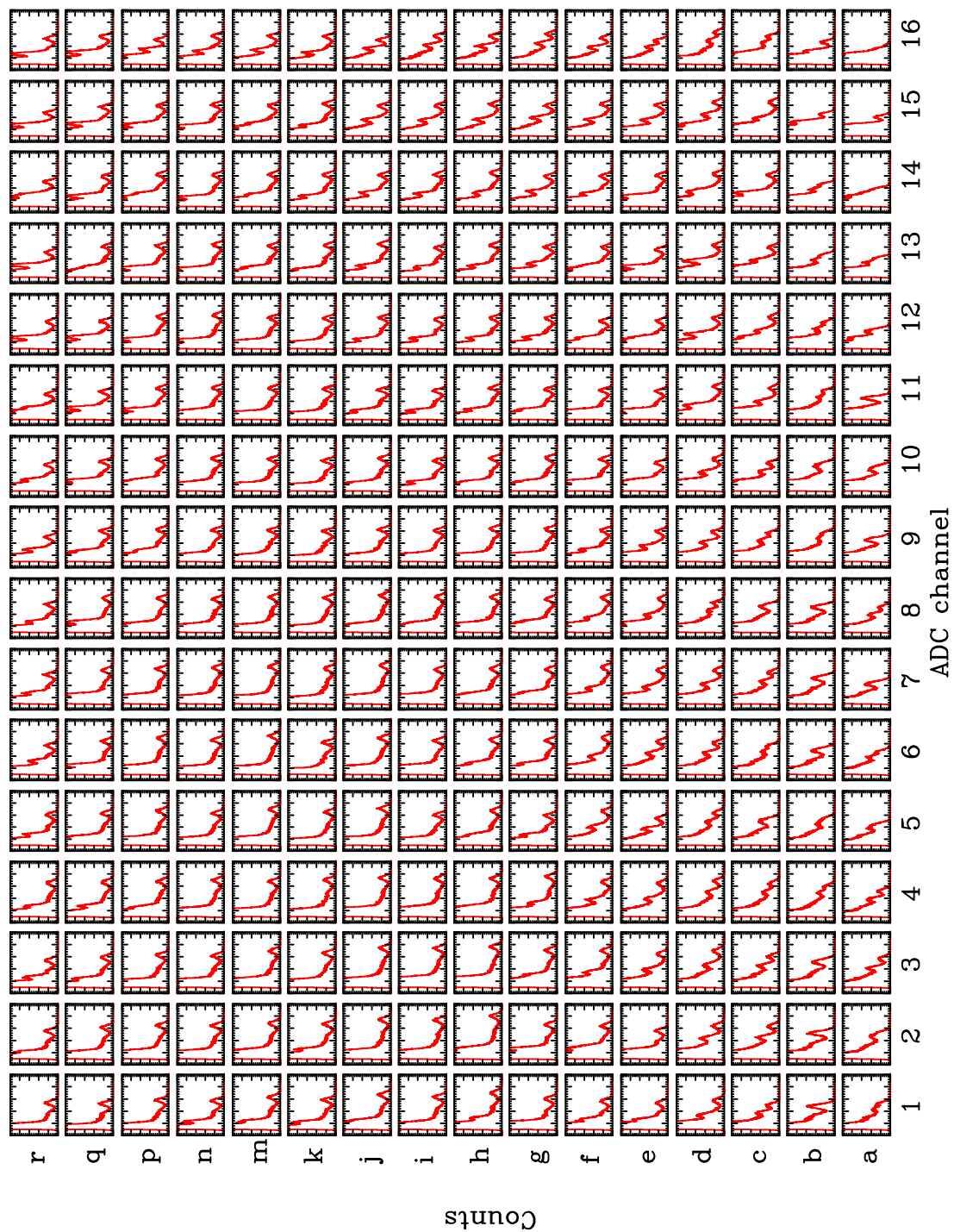


図 5.35: 16×16 チャンネル APD+LYSO アレーの ^{137}Cs 照射スペクトル

5.7 光漏れの検証

先に実施した 16×16 チャンネル検出ユニットのスペクトル形状から、周囲のピクセルからシンチレーション光の漏れ込みが生じている可能性が浮上した。ここでは、そのようなシンチレーション光の漏れ込みがいま読出しているピクセルの 662 keV 光電ピークに対して計数的にどの程度の割合であるかを調べる。

あるピクセル A に高エネルギーの γ 線が入射するとピクセル A が発したシンチレーション光のうちの一部が APD 表面をコーティングしているエポキシ樹脂層を伝わって隣り合ったピクセル B に流れ込む。このときピクセル A の APD 素子とピクセル B の APD 素子は同時にシンチレーション光を検出する。このとき、信号の大きさはピクセル A のほうがピクセル B よりも大きくなる 5.36。

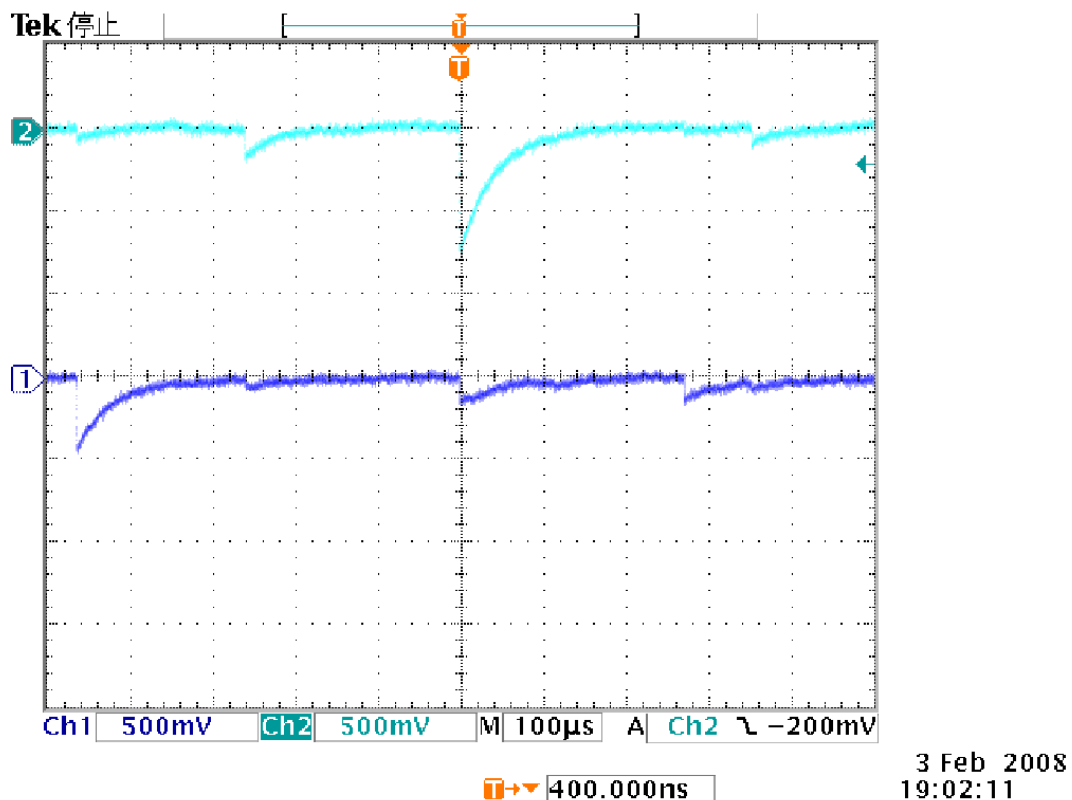


図 5.36: 漏れ込みが生じていることを示す波形。チャンネル 1 が c2 ピクセルのプリアンプ出力、チャンネル 2 が d2 ピクセルのプリアンプ出力である。図の真ん中のパルスは恐らく、c2 に高いエネルギーの γ 線が入射し、そのシンチレーション光の一部が c1 に漏れ込んだために生じたと考えられる。

このような漏れ込みをによる信号を除去するには以下のような反同時計数回路 (anti-coincidence) を用いるのが一般的である。まず、図 5.35 の中から漏れ込みによるスペクトルの変形が著しい c2 ピクセルを読み出し対象とする。この c2 ピクセルに対しシンチレーション光が漏れ込んでくる可能性があるのは、c2 ピクセルと隣接している b1、b2、b3、c1、c3、d1、d2、d3 の 8 ピクセルであると考えられる。そこで 2 つの前置増幅器 (プリアンプ) を用意し、1 つを c2 ピクセルに (これを TRUE とする)、もう 1 つを 8 ピクセルの中のいずれか 1 つ (これを FALSE とする) に接続する。

TRUE、FALSE それぞれのプリアンプ出力を波形整形増幅器に入力し、その出力を TRUE の方はそのまま ADC に、FALSE のほうはゲートジェネレータに入力して FALSE のタイミングでゲート信号を生成する。このゲート信号を ADC のゲート入力端子から入力し、FALSE によるゲートが開いたときは ADC において TRUE の信号を AD 変換しない (反同時計数) ようにする。これにより c2 以外のいずれか 1 つからのシンチレーション光の漏れ込みを c2 のスペクトルから除去することができる。図 5.37 に漏れ込み除去回路の概観を示す。

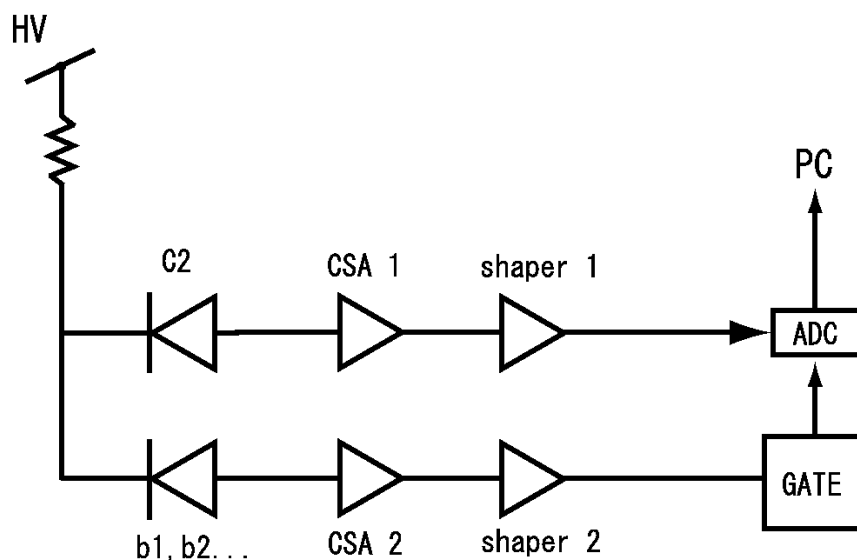


図 5.37: シンチレーション光の漏れ込みを落とすための反同時計数回路の概略。

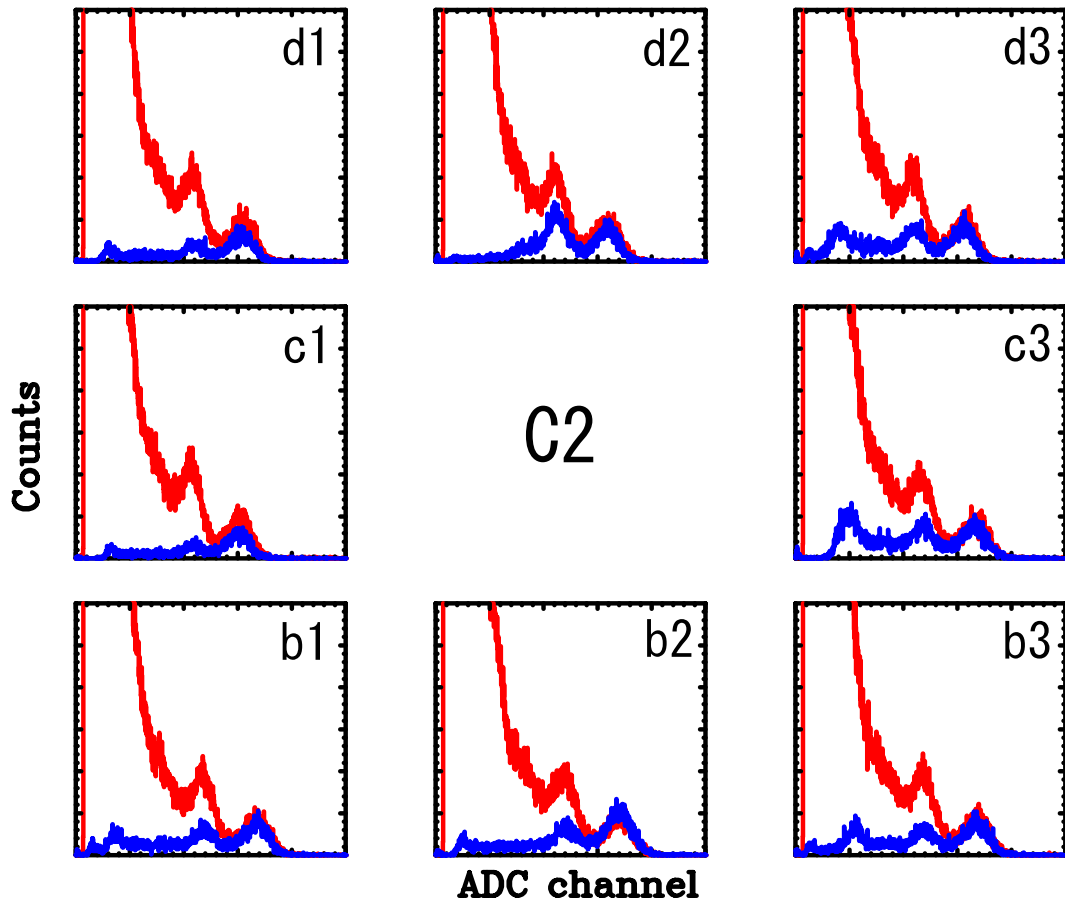


図 5.38: 反同時計数によって隣接ピクセルからの漏れ込みを除去したスペクトル。中心が c_2 。各スペクトルは、計数の高いほうは反同時計数をしていない c_2 のスペクトルで、計数の低いほうはその位置のピクセルと同時に鳴ったイベントを除去した c_2 のスペクトルである。この図では c_2 の左側 (b_1, c_1, d_1) と下側 (b_1, b_2, b_3) のスペクトルがその他のピクセルと比べて多く除去されている。

図 5.38 は、 c_2 ピクセルの全イベントから c_2 に隣接するピクセルと同時にきた信号を反同時計数回路によって除去したスペクトルを表している。これを見ると、662 keV の光電ピーク以下のほとんどのイベントは周囲のピクセルからの漏れ込みによるものであることが分かる。一つのピクセルの周りには計 8 本であるので、直感的に除去率は全体の 8 分の 1 程度ではないかとも思われるが、隣り合う各ピクセルは互いに干渉し合っているため、一組の反同時計数でも相当量のイベントが差し引かれたとしても矛盾はしない。

では、図 5.34 の漏れ込みピークの位置が推移する原因はなんだろうか。これは次のように考えることができる。

図 5.34 のところで漏れ込みピークが高くなっていくのは漏れ込みの「度合い」変化しているからであると述べた。これは以下の図 5.39 を見ると理解しやすい。

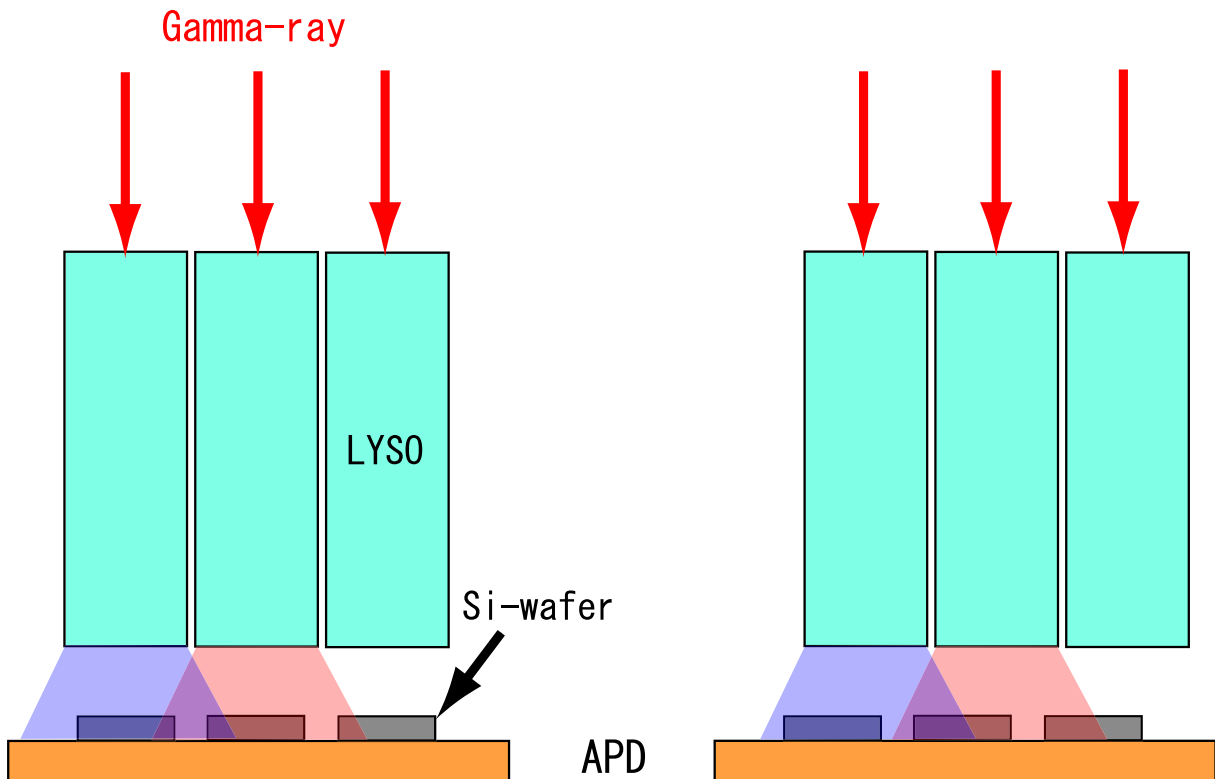


図 5.39: シンチレーション光が隣りのピクセルに漏れ込んでいる様子。左は本来の配置。この場合でも少しは漏れ込む。右はピクセルが少しずれている場合。このとき、隣りへの漏れ込みは VALID 判定に掛かってしまう程に多くなる。

当初の我々の想定では、各 LYSO ピクセルは組となる APD 素子の真上に位置している。しかし多くの PET 装置でもそうであるように、アレーを構成するピクセルの間隔が狭いと、図 5.39 の左図のように例え真上にシンチレータが位置していたとしても、エポキシ層(あるいはグリースなど)を伝わってシンチレーション光が漏れ込んでしまう。ただし、このとき隣接ピクセルから漏れ込む光の量はいま見ているピクセル自体の光量に比べて相対的に微量であるため、VALID 判定に影響を与えるほどの高位置に漏れ込みピークはこない。これは図 5.35 でいうとセルの ID が「8 以下 r 以上」の領域のようなスペクトルの場合を指し、あまりスペクトルが変形を受けていないことが分かる。これはつまり、APD 素子のほぼ真上にピクセルシンチレータが位置しているためと考えられる。

しかし、図 5.39 の右図のように APD 素子に対するピクセルシンチレータの相対位置がずれてくると、本来集光されるべきいま見ているピクセルの集光量が落ち、逆に隣接しているピクセルの漏れ込み量が増加する。したがって、スペクトル上では本来の 662 keV のピーク位置が低くなり、代わって漏れ込みピークの位置が高くなる原因となる。これはすなわち、16×16 チャンネル検出ユニットのところでも述べた 1 列目の挙動に合致する。つまり 16×16 チャンネル検出ユニットでは r1 の位置では APD とピクセルシンチレータの相対的なずれはほとんど無いが、a 列の方に向かっていくにつれ相対的なずれが大きくなっていき、b 列のところでちょうどピクセルの半分程度のずれにまで成長する、というように推測できるのである。

ここでずれが大きくなっていく原因は、a1、a16、r16 のスペクトル形状を考慮すれば、図 5.40 のように LYSO アレーのサイズが設定値よりも約半ピクセル分 (~ 0.6 mm) 大きいため、r1 の位置がおおよそ正しいとすると a16 のほうに向かうにつれてずれが大きくなっていってしまう、という結論に行き着く。そしてこの結論の整合性は図 5.41 のピクセル幅の計測値によって裏付けられる。

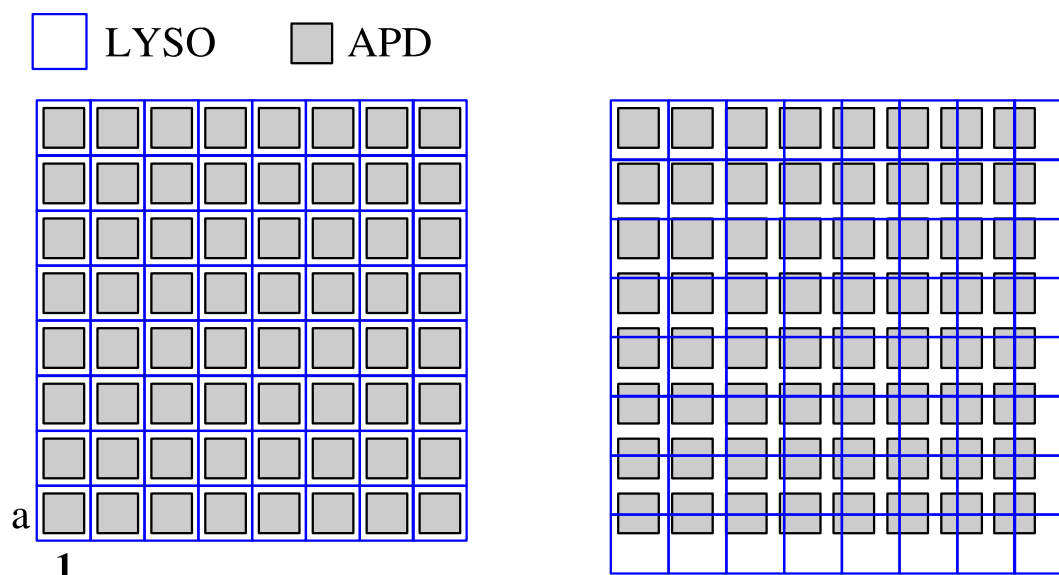


図 5.40: 16×16 チャンネル検出ユニットのずれ具合。APD アレーのピッチに対して LYSO アレーのピッチがやや大きいため、r1 では合っているが a16 の方向では半ピクセル分程度までずれてしまう。

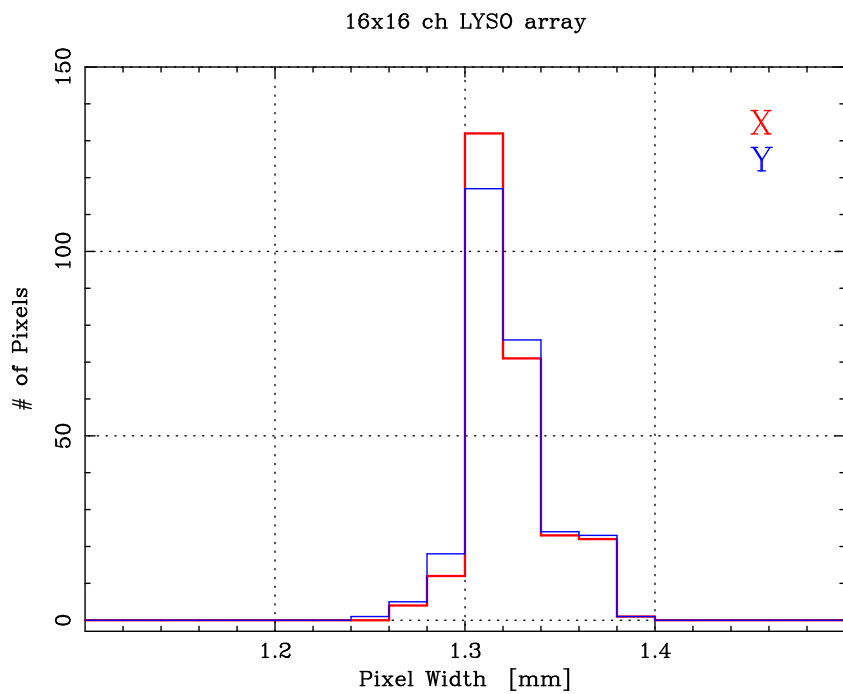
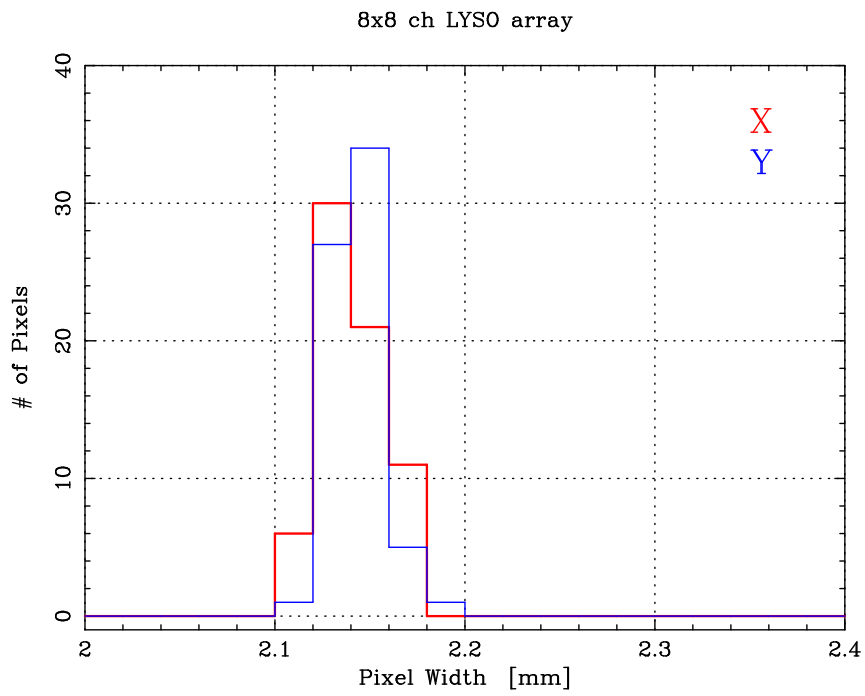


図 5.41: LYSO ピクセル幅の計測値 (資料提供:ワールドエンジニアリングシステム)。

(左)8×8 チャンネル用 LYSO ピクセル幅の計測値

(右)16×16 チャンネル用 LYSO ピクセル幅の計測値

第6章 まとめ

本研究では、これまでに例を見ない低コストかつ高い汎用性を有する新たな陽電子断層撮影 (PET) 装置、「拡張型モバイルPET」の実現を目指し、そのコア技術であるアレー化したアバランシェ・フォトダイオード (APD アレー) を用いた γ 線撮像カメラの試作品に対して様々な特性評価試験を実施した。

LYSO シンチレータ・アレーのシンチレーション特性評価

γ 線撮像カメラのセンサヘッドとなる 8×8 、 16×16 チャンネルの LYSO シンチレータ・アレーに対して実際に ^{241}Am 線源の 59.5 keV γ 線をコリメート照射し、シンチレーション特性の均一性をチェックした。

その結果、 8×8 チャンネル LYSO アレーのシンチレーション光量のばらつきは相対誤差にして $\pm 4.8\%$ であり、十分な均一性を示していることが分かった。一方、 16×16 チャンネル LYSO アレーのほうは測定セットアップの不備により多少のばらつき増加が懸念されたが影響を受けていないピクセルのみで特性を評価したところ、シンチレーション光量のばらつきは相対誤差にして $\pm 5.1\%$ であり、こちらも十分に高い均一性を保っていることが分かった。

LYSO シンチレータに対する Pr 添加 LuAG シンチレータの優位性の検証

拡張型モバイルPETのTOF型化に向けて、一つの可能性である Pr 添加 LuAG シンチレータのシンチレーション特性を評価し、現在我々が利用している LYSO シンチレータに対してどの程度優位な特性を有しているか、比較検証を実施した。

まず、我々のコア技術となる APD との組み合わせで単ピクセルでのシンチレーション光検出を行った結果、既存の光電子増倍管と同等以上の優れた性能を発揮することが分かった。

また、 8×8 チャンネル LuAG アレーに対して LYSO アレーと全く同様の特性評価試験を実施したところ、シンチレーション光量のばらつきが相対誤差にして $\pm 8.2\%$ と、LYSO アレーよりやや劣る結果が得られたが、結晶およびアレー組の工作精度が向上すれば LYSO

アレーに比肩しうる均一性を発揮し得ると結論づけた。

さらに、出力傾向波長の短い(~ 310 ns)同シンチレータに関しては、LYSOと同じESRフィルムを反射材に用いるよりBaSO₄を塗布した場合の方が、シンチレーション光量(+23%増)、エネルギー分解能ともに大きく向上することが分かり、多少のアレー組み上げ精度の難を負ってでもBaSO₄塗布のLuAGアレーを試す価値は十分にあると判断した。

LYSO + APD アレー検出ユニットの APD-PET 専用 LSI 読出し試験

LYSOアレーとAPDアレーとを組合わせて一つの γ 線検出ユニットに組み上げたものに対し、開発したAPD-PET専用LSI試作品を用いた信号読出し試験を行い、ハイブリッド・センサユニット化に向けての問題点の検証を実施した。

APD単素子にLYSO単ピクセルを組合わせて専用LSI試作品による γ 線スペクトル取得を行ったところ、十分に優れた分解能を発揮し得ることを確認した。

LYSO + APDアレー検出ユニットに対して¹³⁷Cs線源の662 keV γ 線を照射し、専用LSIの8チャンネル同時読出し試験を実施したところ、全てのチャンネルで問題なく読出せることが分かり、それと同時にLYSO + APDアレー検出ユニットの特性評価も行った。その結果、8×8チャンネルの検出ユニットにはある程度(相対誤差 ± 8.6 %)の均一性が示されたが、16×16チャンネルの検出ユニットにおいては隣接ピクセルからのシンチレーション光の漏れ込みが著しく、PET使用時の511 keV γ 線の真偽判定に悪影響を与える可能性があることが判明した。

また、シンチレーション光の漏れ込みの様子から16×16チャンネル検出ユニットにおける漏れ込みの最大の要因は、16×16チャンネルLYSOアレーのサイズが想定値より約半ピクセル分(~ 0.6 mm)大きくなっているためであると結論づけた。

以上、様々な特性試験の結果から、拡張型モバイルPET実現に向けて幾つかの可能性実証と解決すべき課題を明確にすることができた。

謝辞

本論文を提出するにあたり、実に多くの方々の御支援がありました。この場を借りて皆様に厚く御礼を申し上げたいと思います。

河合先生、

先生にはこれまで、実に多くのことを教えて戴きました。ゼミ等の発表で私がとんちんかんな答えをしてしまい、先生に苦笑いをさせてしまうことがしばしばありましたが、それも今では大切な思い出の一つです。社会に出ても河合研究室で学んだことを忘れず、日々努力を続けて行く所存です。ありがとうございました。

片岡さん、

私は片岡さんに「PET」という新しい環境を与えてもらいました。なかなか研究の進まない私に、厳しくも優しさのある叱咤激励を戴きましたことに感謝しております。ありがとうございました。

小谷さん、植野さん、谷津さん、有元さん、小野さん、金井さん、

皆様には学問のこと以外にもたくさんのお話を学ばせて戴きました。皆様の背中を見ながら学べたことを嬉しく思います。ありがとうございました。

小泉くん、戸泉くん、森さん、工藤くん、栗田くん、小林くん、和田くん、

こんなにたくさんのお話を聞かせてもらって私は幸せ者です。特に小泉くんにはどちらが先輩なのか分からないくらいお世話になりました。健康だけには気をつけてこれからも頑張ってください。みんなどうもありがとう。

最後に、石ムラくん、つぶっきー、ぐさ、とーが、きーやん、ベベベ、にこちん、

敢えてあだ名で呼ばせて戴きます。個性あふれる同期に囲まれて研究できたこの三年間は私にとってこの上なく楽しいものでした。

渡邊・河合研の皆様、楽しくも実りある三年間をどうもありがとうございました。

参考文献

- [1] 厚生労働省大臣官房統計情報部 「人口動態統計」 平成 17 年度版
- [2] J. Kataoka et al., Nucl. Instr. and Meth, A, 541 (2005) 398
- [3] T. Ikagawa et al., Nucl. Instr. and Meth, A, 515 (2003) 671-679
- [4] T. Ikagawa et al., Nucl. Instr. and Meth, A, 538 (2005) 640-650
- [5] 斉藤孝男、修士論文、「2次元 APD array と VLSI を用いた X 線・ γ 線用撮像検出器の開発」東京工業大学 (2006)
- [6] 小泉誠、学士論文「アバランシェ・フォトダイオードを用いた次世代 PET 用 LSI の開発」東京工業大学 (2007)
- [7] 魚住クリニック <http://www.uozumi.or.jp/index.html>
- [8] 株式会社 島津製作所 <http://www.med.shimadzu.co.jp/nmroom/kiso/kiso08.html>
- [9] 先端科学をのぞいてみよう (秋田大学教育文化学部) 先端医療の科学
<http://science.is.akita-u.ac.jp/education/sentan/medicine/index.html>
- [10] 画像工学・エックス線撮影技術学 第 19 章 MRI
<http://www.fujita-hu.ac.jp/~sfujii/satuei/satuei19.html>
- [11] ライフサイエンスのためのアイソトープ測定機器 ライフサイエンスにおけるイメージング 「小動物用 PET 装置の開発」 山谷泰賀, 村山秀雄, RADIOISOTOPES, 55 (2006) 533-542
- [12] H. Murayama et al., IEEE Trans. Nucl. Sci., 45 (1998) 1152-1157
- [13] 錦戸文彦、博士論文「液体キセノン・シンチレータを用いたタイム・オブ・フライト型陽電子画像診断装置の開発」早稲田大学 (2005)

- [14] 澁谷憲悟 他、「高速な γ 線検出器と Time-of-Flight PET への応用」RADIOISOTOPES, 55 (2006) 391-402
- [15] Glenn. F. Knoll 著、木村逸郎 訳、放射線計測ハンドブック第3版 日刊工業新聞社 (2001) [2章]
- [16] 五十川知子、修士論文「宇宙利用に向けた X 線・ γ 線検出用アバランシェ・フォトダイオードの開発」東京工業大学 (2005)
- [17] P.P. Webb, R.J. McIntyre, and J. Cornadi, RCA Review, 35 (1974) 234
- [18] J.P. Pansart, Nucl. Instr. and Meth, A, 287 (1997) 186
- [19] M. Moszyński, IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-48 (2001) 1205
- [20] A. Ochi, Y. Nishi, and T. Tanimori, Nucl. Instr. and Meth, A, 378 (1996) 267
- [21] Y. Yatsu, Y. Kuramoto, and J. Kataoka, Nucl. Instr. and Meth, A, 564 (2006) 134
- [22] S. Tanaka, J. Kataoka, Y. Kanai, Nucl. Instr. and Meth, A, 582 (2007) 562
- [23] S. Kishimoto, H. Adachi, and M. Ito, Nucl. Instr. and Meth, A, 467-468 (2001) 1171
- [24] B. Pichler et al., IEEE Trans. Nucl. Sci. 48 (2001) 1391-1396
- [25] 放射線医学総合研究所 <http://www.nirs.go.jp/>
- [26] 伊藤健、修士論文「結晶シンチレータと Si 半導体を用いた宇宙 γ 線位置検出器の基礎開発」東京大学 (2005)
- [27] 日立化成工業株式会社 <http://www.hitachi-chem.co.jp/>
- [28] SIEMENS Japan <http://www.medical.siemens.com/>
- [29] 株式会社 ネオトロン <http://www.neutron.co.jp/index1.html>
- [30] 株式会社 アペイス・サイエンス、Proteus, Inc.
<http://www.apace-science.com/proteus/index.htm>
- [31] XCOM (Photon Cross Sections Database), National Institute of Standards and Technology <http://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/Text/XCOM.html>

- [32] 後田司、「電荷積分と時間-電圧変換回路搭載 LSI の量産評価」長崎総合科学大学
- [33] 「新規発光原理に基づく次世代シンチレータ結晶の開発」、
福田承生、東北大学多元物質科学研究所
- [34] H. Ogino, A. Yoshikawa, M. Nikl, A. Krasnikov, K. Kamada, and T. Fukuda, Journal of Crystal Growth, 287 (2006) 335-338
- [35] 古河機械金属株式会社 <http://www.furukawakk.co.jp/>