

## 目次

		ページ
まえがき	村山秀雄	2
次世代 PET 装置開発班名簿		5
( 1 ) 次世代 PET 装置の概念設計と DOI 検出器	村山秀雄	6
( 2 ) 装置利用の立場から	石井賢二	12
( 3 ) PET 装置シミュレータによる計数率特性の解析	北村圭司	16
( 4 ) PET 用シンチレータ	住谷圭二	22
( 5 ) DOI 検出器	稲玉直子	27
( 6 ) 検出器シミュレーション	羽石秀昭	33
( 7 ) 画像再構成	山谷泰賀	38
( 8 ) PET 検出器及びフロントエンド回路	渡辺光男	43
( 9 ) 次世代 PET フロントエンド信号処理用 ASIC の開発	高橋浩之	47
( 10 ) 同時計数および収集回路部	清水啓司	52
( 11 ) リストモードデータを用いた動態機能画像再構成	小尾高史	57
( 12 ) 高反射多層光学フィルム ( MLOF ) の PET 用 シンチレータの反射材としての性能評価	山本誠一	62
( 13 ) 散乱線・偶発同時計数	長谷川智之	67
研究発表リスト		75

## まえがき

平成13年4月に、放射線医学総合研究所は文部科学省所属の国立試験研究所から独立行政法人へと生まれ変わり、自らの責任においてより積極的かつ効果的な研究を推進するよう求められている。独立行政法人への移行に際して、放医研は今後10年を見据えた3つの基本的な目標を掲げているが、その1つは、患者の身体的負担の少ない放射線診療の実現である。この基本的目標の下に、放医研の特徴を活かして5カ年の中期計画を策定し、放医研の達成すべき業務運営の具体的な到達目標を設定した。平成12年度4月から活動を開始した高度画像診断装置開発研究は、研究の進捗状況および達成目標の見直しが行われた結果、放医研の5カ年中期計画における重要な課題と認められ、次世代PET装置開発研究がその一翼を担うことになった。平成13年度から17年度までの中期計画における次世代PET装置開発研究の達成目標を以下に示す。解像度3mm程度、感度100kcps/MBq及び高計数率10Mcpsの性能をもつ次世代PET装置の試験機を平成16年度に完成させる。17年度は装置を改良し、人を対象とした試験を実施する。所外の研究者と密接な協力体制の下で実行される。

高感度かつ高解像度のPET装置を実現するには、検出素子の深さ方向のどこで放射線が吸収されたかを判別できる3次元放射線位置検出器が必要となるが、放医研においては2社の国内企業と共同して、深さ方向を3段もしくは4段に弁別できる新方式の放射線位置検出器に関する基礎研究を先行しており、実験室レベルでは新方式の妥当性が裏付けられたことから、実用的な検出器を開発できる見通しである。3次元放射線位置検出器が実用化されると、従来のハードウェアおよびソフトウェアではその潜在能力を有効に活かすことができない。このため装置の要素技術をすべて見直して、新しく構築する必要が生じてきた。次世代PET装置開発研究では、PETの要素技術を革新しようとする世界の動向に呼応して独創性を大いに発揮し、高感度・高解像度のPET装置の実用化に向けて国際的な競争に参入し、医学に貢献しようとするものである。

平成13年3月に策定した平成13年度研究計画を以下に示す。

- 1) 小型シンチレータ素子の3次元配列を光学的に最適化するための条件を探索し、シンチレータ素子と受光素子を組み合わせた検出器ユニットの最適な組立法を確立する。光学的最適条件を得るための反射材として、新材料である0.065mm厚の反射フィルムを試験する。
- 2) 3次元位置情報を検出する検出器ユニットの実用化を目指して、次世代PET専用の受光素子として不感領域の少ない52mm角のフラットパネル光電子増倍管の開発をすすめる。高計数率特性を高めるため、256チャンネルのアノード型を試作する。
- 3) 検出器ユニットの量産に対処できるようにするため、小型シンチレータの種類により蛍光波形が異なることを利用した3次元放射線検出器を試作し、その性能試験を行う。
- 4) 装置シミュレーションにより、高計数率特性など物理特性に与える装置パラメータの影響を分析する。また、データ収集法としてリストモード・データ収集の理論的分析を行い、装置の概念設計を行う。

上記計画の現在の時点における進捗状況を以下に示す。

- 1) 小型シンチレータ素子の3次元配列を光学的に最適化する条件を探索するために、現在は、26mm角の16チャンネル位置感応型光電子増倍管を使用している。2.9mmx2.9mmx7.5mmの大きさの結晶素子を3次元配列し、それらの間に0.065mm厚の多層重合体反射フィルムを挿入する方がテフロンテープより優れた位置弁別特性の得られることを実証した。

新規材料である 0.065mm 厚の多層重合体反射フィルムの加工には、精度の高いレーザー加工が必要であり、目下どのような条件で加工すべきか試験中である。

- 2) 試作した 52 mm 角のフラットパネル光電子増倍管を性能評価した結果、第一ダイノードにおける光電子の収量が 26mm 角 16 チャンネル光電子増倍管に比べて 60%でしかなく、増幅度の一様性も不十分であることが判明した。目下改良型光電子増倍管を試作しつつある。

256 チャンネルの光電子増倍管から出力信号を得る方法は幾つもあるが、最初の段階では、最も簡単な抵抗分割型 4 出力回路を試作した。

- 3) ドープする Ce 濃度が異なる 2 種類の GSO 結晶は、それぞれが 40ns 及び 60ns のシンチレーション減衰時定数であることから、波形弁別情報を加えることで 4 段の結晶配列が余裕を持って実現できることを実証した。

2 種類の GSO 結晶を 3 次元的に組み合わせる場合、その組み合わせ条件が膨大となるため計算機シミュレーションによる最適条件の探索が効率的であり、検出器ユニット・シミュレータを開発中である。また、結晶の表面状態により出力信号が大きな影響を受けることが実験により判明しており、位置・エネルギー情報を共に向上するための基礎研究を継続中である。

- 4) 大面積フラットパネル光電子増倍管の出力信号処理では、検出器ブロック群の集積化と検出器径が計数率特性を左右する因子となる。その影響を計算機シミュレーションで評価した結果、次世代 PET 装置は従来型装置に比べて予想計数率特性が 5 倍程度優れていることを確認した。

一方、立体計測により増加する視野外放射能の影響を軽減するために、セプタの効果をシミュレーションにより分析し、2 次元画像再構成において、DOI 情報が解像度を改善することと、リストモード・データ収集が、従来のヒストグラム・データ数数方式に無い画質向上の可能性を有していることを理論的に分析した。

但し、上記項目以外に以下の特記事項としてあげられる。

- 1) 検出器ユニット量産化に向けたシンチレータ・インゴットの生産は業者の都合により生産時期が 1 年遅れた。したがって、当初計画より装置試作機の研究計画は 1 年の遅れを生じ、平成 16 年度の試作機完成が平成 17 年度にずれ込む可能性もある。
- 2) 平成 13 年 7 月 23 日に開催した次世代 PET 装置開発研究会議において、検出素子感度の校正、散乱、偶発同時計数、吸収など各種補正のための前処理や、データ収集法、画像再構成法などのソフトウェアを、より強力な体制で研究開発する必要があることが指摘された。検出器ユニットの仕様が定まってきたので、データ処理研究グループを本格的に組織し、異なる組織に属する研究者が共同作業できる環境を放医研内に整えつつある。
- 3) 次世代 PET 装置の実現に必要な多分野にわたる新規要素技術の方向性が明らかとなるに従い、多くの研究者の参加が不可欠となっており、要素技術間の調整を担い、全体を統括すべき当研究所側の人材不足は深刻である。

平成 14 年 2 月 5 日には、つくば市の高エネルギー加速器研究機構 (KEK) において次世代 PET 装置開発研究会の公開研究会議を開催した。この研究会議は、日本応用物理学会放射線分科会及び日本医学物理学会で合同主催のシンポジウム「医学応用物理と生体情報イメージング計測」の中で開催され、他分野の研究者を交えた討論が活発に行われた。以下に研究会議のスケジュールを記す。

開催日： 2002年2月5日(火)

場所： 高エネルギー加速器研究機構3号館セミナーホール

スケジュール： (演題)

		(発表者)
15:00 ~ 15:15	事務連絡・概要	村山秀雄(放医研・医学物理)
15:15 ~ 15:30	データ処理 WG の活動報告	小尾高史(東工大・像情報)
15:30 ~ 15:45	装置利用の立場から	石井賢二(都老人研 ・ポジロン医学)
15:45 ~ 16:00	PET 装置シミュレータ による計数率特性の解析	北村圭司(島津製作所)
16:00 ~ 16:15	PET 用シンチレータ	住谷圭二、石橋浩之(日立化成)、 清水成宜(立教大)、 石井満(湘南工科大)、 小林正明(高エネ研)
16:15 ~ 16:30	DOI 検出器	稲玉直子(放医研、千葉大)
16:30 ~ 16:45	検出器シミュレーション	羽石秀昭、山田 暁、 佐藤 允信(千葉大・工)
16:45 ~ 17:00	DOI-PET 画像再構成	山谷泰賀(東工大、放医研)、 萩原直樹、青柳智裕(東工大)
17:00 ~ 18:00	夕食	
18:00 ~ 18:15	PET 検出器及びフロントエンド回路	渡辺光男(浜松ホトニクス)
18:15 ~ 18:30	次世代 PET フロントエンド 信号処理用 ASIC の開発	高橋浩之(東大・人工物)、 鄧智、中村亜由知、 石津崇章、中沢正治(東大・工)
18:30 ~ 18:45	同時計数および収集回路部	清水啓司(浜松ホトニクス)
18:45 ~ 19:00	リストモードデータを用いた 動態機能画像再構成	小尾高史(東工大・像情報)
19:00 ~ 19:15	高反射多層光学フィルムの PET 用 シンチレータの反射材としての性能評価	山本誠一(神戸高専)
19:15 ~ 19:30	散乱線・偶発同時計数	長谷川智之(北里大)
19:30 ~ 20:00	全体討論	

本報告書は、プロジェクトに参加している多くの研究者の中から、次世代PET装置の要素技術ごとに、代表してその研究の現状を紹介した報告を取りまとめたものである。この報告書が、今後の研究活動の指針となり、各要素技術間の連携が円滑にできるための資料となることを期待する。

平成14年3月1日

村山秀雄

放射線医学総合研究所医学物理部

## 次世代PET装置開発研究班名簿

平成14年2月5日

区分	氏名	所属
班長	村山秀雄	放射線医学総合研究所医学物理部診断システム開発室室長
班員	田中榮一	浜松ホトニクス(株)取締役
班員	河合秀幸	千葉大学理学部物理学科助教授
班員	羽石秀昭	千葉大学工学部情報画像工学科助教授
班員	工藤博幸	筑波大学電子・情報工学系助教授
班員	長谷川智之	北里大学医療衛生学部助手
班員	小尾高史	東京工業大学像情報工学研究施設助手
班協力者	山谷泰賀	東京工業大学像情報工学研究施設,放射線医学総合研究所
班協力者	稲玉直子	放射線医学総合研究所,千葉大学自然科学研究科
班協力者	石井 満	第一機電(株)顧問、湘南工科大学名誉教授
班協力者	小林正明	高エネルギー加速器研究機構素粒子原子核研究所教授
班協力者	村瀬研也	大阪大学医学部保健学科教授
班協力者	飯田秀博	国立循環器病センター放射線医学部部長
班協力者	山本誠一	神戸市立高等専門学校電子工学科教授
班協力者	高橋浩之	東京大学人工物工学研究センター助教授
班協力者	石井賢二	(財)東京都老人総合研究所ポジトロン医学研究部門研究助手
班協力者	石橋浩之	日立化成工業(株)総合研究所先端技術開発センタ主任研究員
班協力者	山下貴司	浜松ホトニクス(株)中央研究所第5研究室室長
班協力者	井上慎一	日立メディコ(株)放射線応用機器部主任技師
班協力者	天野昌治	島津製作所(株)医用機器事業部主任技師
班協力者	北村圭司	島津製作所(株)医用機器事業部主任
班協力者	外山比南子	放射線医学総合研究所特別上席研究員
班協力者	棚田修二	放射線医学総合研究所画像医学部部長
班協力者	須原哲也	放射線医学総合研究所特別上席研究員

---

### 班内の8グループ

---

- |             |                                  |
|-------------|----------------------------------|
| 1) シンチレータG  | : 石橋浩之、石井満、小林正明、村山秀雄、山本誠一        |
| 2) 検出器ユニットG | : 村山秀雄、稲玉直子、河合秀幸、羽石秀昭、山本誠一、山下貴司  |
| 3) 信号処理回路G  | : 高橋浩之、村山秀雄、山下貴司、田中榮一            |
| 4) 2D+3DG   | : 田中榮一、長谷川智之、山谷泰賀、村山秀雄、山下貴司      |
| 5) データ収集G   | : 山下貴司、小尾高史、羽石秀昭、村山秀雄、井上慎一       |
| 6) データ処理G   | : 小尾高史、山谷泰賀、工藤博幸、羽石秀昭、長谷川智之、村山秀雄 |
| 7) 画像データ解析G | : 北村圭司、小尾高史、村山秀雄、村瀬研也、飯田秀博       |
| 8) 装置利用G    | : 石井賢二、外山比南子、棚田修二、須原哲也、村山秀雄、天野昌治 |

# (1) 次世代PET装置の概念設計とDOI検出器

村山秀雄

放射線医学総合研究所・医学物理部

## 1. はじめに

高感度・高解像度・高計数率特性をもつ立体計測型ポジトロンCT (PET) 装置の開発研究において、予算上の制約を考慮した結果、3Dモード専用でかつ吸収補正用外部線源を設置しない小口径人体頭部専用装置の試作を目指すことに決定した。感度を向上するために体軸視野を 25 cm 程度とし、検出器リング直径を 38 cm 程度とした。これは、Pennsylvania 大学で現在研究開発中の頭部用 PET 装置 (GPET) や、ケルンのマックスプランク研究所で開発中の HRRT とほぼ同じ体軸視野であり、検出器間距離が小さい。

本報告では次世代 PET 装置の試験機開発を目的として、欧米で現在開発中の GPET<sup>1)</sup> や HRRT<sup>2)</sup> と比較をすることにより、次世代 PET 装置の特長を明確にする。また、次世代PETの要素技術の中で3次元放射線位置検出器である DOI (Depth of Interaction) 検出器の実用化が最優先課題であることから、DOI 検出器の量産を考慮した物理特性について考察する。

## 2. GPET

GPET は、 $4 \times 4 \times 10 \text{ mm}^3$  の小型 GSO 結晶を1リング 320 個、32 列に並べ、その外周に厚さ 19 mm の円環状ライトガイドを設置している。ライトガイドの外側には、39 mm 直径の光電子増倍管 (PMT) を一周 36 個、8 列で六方格子状に配列されている。全結晶数は 18,560、PMT の総数は 288 個である。GSO 結晶の発光特性のばらつきは 6.8 %であり、特性の一様性が良好である。結晶に光学接続するライトガイドの面には、結晶素子配列に合わせて 5 mm の溝を格子状に加えてある。これにより、 $\gamma$  線の一様照射でも各結晶素子ごとに発光位置演算の2次元分布においてピークを形成し、素子の感度校正やエネルギー吸収補正、位置演算の歪み補正などが容易となった。511 keV  $\gamma$  線に対するエネルギー分解能は個々の結晶に対しては 10 %を得ているが、装置としては 16%である。検出器リング間距離は 420 mm、開口径は 300 mm、体軸視野は 250 mm である。システム感度は推定で 32 kcps/kBq/cc である。視野外放射能を低減するために、内径 300 mm、幅 60 mm、厚さ 25 mm の鉛シールドを検出器リングの側面に取り付けた。

投影データは、角度方向に160、動径方向に125のサイノグラムサイズで、サンプル間隔は2.2 mmである。体軸方向には115スライスでスライス間隔は2.2 mmである。フラッシュADCで波形整形出力信号をサンプルするが、そのクロック速度を 50 MHz と高速化する計画である。画像再構成法として逐次近似型の 2.5D RAMLA を使用した場合、解像度は半値幅で 3.5 mm、10 分の 1 幅で 8.4 mm であった。

## 3. HRRT

HRRT は、8 つの検出器ユニットから成る。1 検出器ユニットは 9 行 13 列に配列した2層の LSO 結晶ブロック 117 個と、10 行 14 列に配列した 140 個の 19 mm 直径の PMT 受光素子から構成されている。1 結晶ブロックは  $2.1 \times 2.1 \times 7.5 \text{ mm}^3$  の小型 LSO 結晶を層ごとに 8 行 8 列に並べている。LSO 結晶の平均蛍光減衰時定数は 38 ns であるが、その変動の大きいことを利用して蛍光減衰時定数が 7 ns だけ異なる種別に LSO 結晶を分け、それぞれを上下の層に配置した。したがって出力信号の波形弁別により層が特定される。全結

晶数は 119,808、PMT の総数は 1,120 個である。隣接する検出器ユニット間隔は 17 mm であり、対向する検出器間距離は 469 mm である。開口径は 350 mm である。

LOR の総数は  $4.486 \times 10^9$  で膨大となるため、64 ビットのリストモードでデータ収集を行う。同時計数データは最大 40 MB/s の速度で 72 GB の RAID ディスクに格納される。5 mCi の FDG を投与した脳測定では、1 時間のリストモード・データ収集により 20 GB のサイズとなった。現在、サイノグラムへの並び換えは、1 サイノグラムあたり 288 角度方向および 256 動径方向で行われ、スパン 9、リング差 67 で、2,209 個のサイノグラムにデータがまとめられており、LOR の 88% が有効に利用される。2 バイトのデータで、全サイノグラムの大きさは 325.7 MB である。ただし、スパンを 3 にすると、総サイノグラム数が 7279 で、大きさは 1.073 GB になる。

同時計数処理の時間単位は 2 ns であり、6 ns の時間窓にしている。検出器の不感時間は 320 ns であり、同時計数率は 2.7 Mcps まで十分測定できる。実測では 22 kBq/ml のファントムの場合に 2 Mcps を得た。この時、偶発同時計数率と真の同時計数率が同じ 1 Mcps であった。50 kBq/ml の場合では 14 Mcps を得た。画像空間は 207 スライスである。吸収補正用に 740 MBq の Cs-137 点線源を使用する。解像度は  $2.5 \times 2.5 \times 2.5 \text{ mm}^3$  である。視野中央における感度は、350 keV 以上のエネルギー弁別で 43 kcps/MBq、250 keV 以上で 64 kcps/MBq である。ガントリーは  $\pm 15$  度傾けることができる。

## 4 . 次世代 PET

### 4.1 検出器ユニット

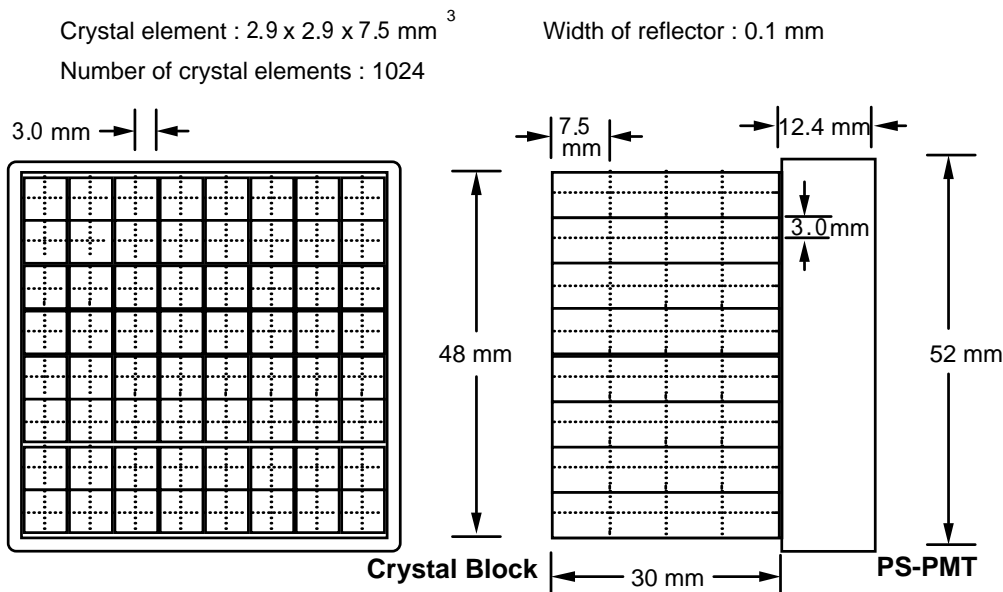


図1 検出器ユニット

放医研の次世代 PET 用検出器ユニットにおいては、 $2.9 \times 2.9 \times 7.5 \text{ mm}^3$  の小型 GSO 結晶を 2 行 2 列にして 4 段に重ねた 16 個の結晶ブロックを DOI 検出の 1 単位とする。受光素子から近い順に 1 段目と 3 段目は Ce 濃度が 1.5 mol%、2 段目と 4 段目は 0.5 mol% であり、それぞれ蛍光減衰時定数が 60 ns および 37 ns である。段の間は透明なシリコンゴムを薄く充填し、4 段目を除き各段の結晶素子は互いに厚み 0.7 mm の多層反射フィルムで分離される。波形弁別により発光事象は 2 つに分けられ、それぞれの波形ごとに結晶ブロッ

ク内の8つの位置がアンガー方式で余裕を持って同定される。結晶ブロックを8行 8列に配列して 52 mm 角のフラットパネル PMT に光学結合する。おのおの結晶ブロックは多層反射フィルムで光学的に遮断されており、総数 1024 個の3次元 GSO 結晶配列は受光素子面を除き多層反射フィルムもしくはテフロンテープで覆われる。

#### 4. 2 検出器リング構成

放医研の次世代 PET は、上記の検出器ユニットをリング状に 24 個並べ、体軸方向に 5 リング重ねて構成する。結晶総数は 122,880 個であり、その体積は 9 リットル、重量 60kg である、検出器ユニット総数すなわちフラットパネル PMT の総数は 120 個である。検出器リング直径は 382 mm、体軸視野は 258 mm、視野中心における受容角は 33°、その幾何学的検出効率 は 0.54 である。

Size of crystal element : 2.9 x 2.9 x 7.5 mm<sup>3</sup>

Crystal volume : 9.0 liters

Number of crystal elements : 122,880

Number of detector units : 120 (= 24 x 5)

Acceptance angle at the center : 33°

Detector ring diameter : 382 mm

Geometrical efficiency : 0.54

Axial FOV : 258 mm

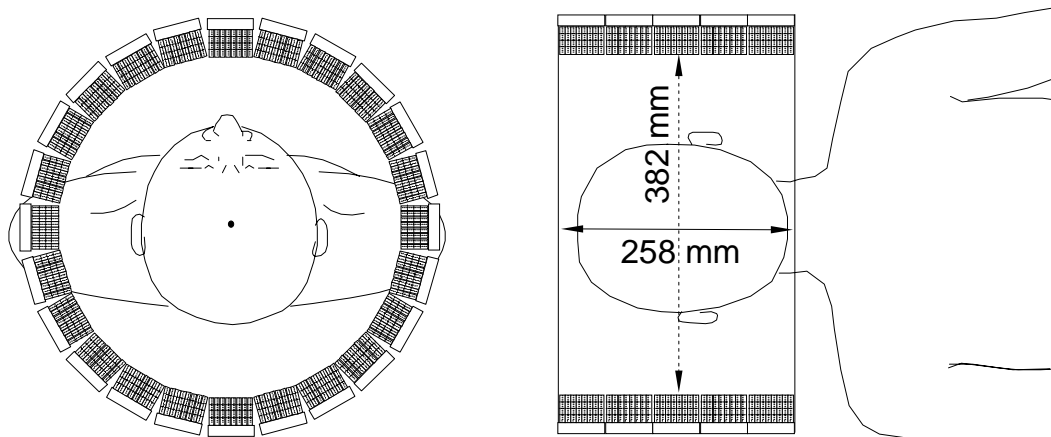


図2 検出器リングの構成

#### 4. 3 装置の性能目標

放医研の次世代 PET は感度を重視する。そのため、体軸方向を広げて立体計測を促進する。その場合に検出素子を斜めに見込む LOR が解像度を低下させるため、検出素子を薄くする方向で近年の PET 装置開発が行われてきた。当プロジェクトでは、DOI 検出器ユニットの実用化により以上の問題を解決できる見通しであり、HRRT に比べて感度はほぼ2倍、解像度はGPETより向上させることが目標である。ただし、DOI検出器を用いた PET 装置のもつ潜在能力を發揮させるには、付随する同時計数回路に FPGA 及び ASIC の技術を導入して高密度化・並列処理化を図り、次世代 PET に適したリストモード・データ収集法や検出器感度校正法、吸収および散乱線補正法など、関連する要素技術を見直して、各々に新規技術を開発しなければならない。プロトタイプ of 次世代 PET 装置に関する性能目標を現在市販されている PET 装置の性能と比較して、



以下の表1に示す。

表1 PET 装置性能の比較

	現在の商用 PET 装置	次世代 PET 装置(性能目標)
検出素子	BGO	GSO
検出素子段数	1 段	4 段
検出素子数	12,000 個程	120,000 個以上
受光素子	通常の光電子増倍管(18 mm 角)	50 mm 角の位置感応型光電子増倍管
1 受光素子当たり検出素子数	16 個程度	1000 個以上
検出器ユニット数	250 個程度	120 個以上
体軸視野	15 cm 程度	25 cm 以上
同時計数番地	10 M ( $10^7$ ) 程度	1 G ( $10^9$ ) 以上
データ収集モード	ヒストグラムモードのみ	ヒストグラムおよびリストモード
解像度	5 mm	3 mm
感度	30 kcps/MBq 程度	100 kcps/MBq 以上
同時計数時間窓	20 ns 程度	8 ns 以下
同時計数転送速度	2 Mcps 程度	10 Mcps 以上

## 5 . DOI 検出器の量産化に関する考察

次世代PETの要素技術の中でも、DOI 検出器の実用化は最重要課題である。実験室段階では、3段のDOI 検出器を試作し実現可能性を実証したが<sup>3)</sup>、次世代 PET 用に試作した 52 mm 角の新規フラットパネルの性能は、従来型 PS-PMT に比べて十分ではなく、大量生産の際に DOI 検出器の性能が不均一となる事態も考慮して検出器の仕様を定める必要がある。

### 5. 1 DOI 検出器のモデル

2行2列のシンチレータ結晶を多段に重ね、結晶素子間の光学条件を最適化した DOI 検出器にガンマ線を一様照射する。その4つの出力信号から Anger 方式による位置演算を行った結果、2次元出力信号分布において各シンチレータ素子に対応したピークが形成されることを既に実証した。そのピークの識別能に関する簡単な考察を以下に行う。

2行2列で k 段の DOI 検出器を想定し、その2次元出力信号分布において、各結晶素子に対応するピークが中央のピークを除き対角線上に等間隔で形成されると仮定し、対角線の両端のピーク間距離を L とする。また対角線上中央のピーク間では他のピーク間距離の2倍であると仮定する。さらに、各ピークはすべて標準偏差  $\sigma$  の2次元ガウス分布をしているとする。シンチレータ結晶で吸収されたガンマ線による発光は、シンチレータ・ブロックに光学結合された光電子増倍管の光電陰極面で光電子に変換されるが、その第一ダイノードで得られる総光電子数の平均を N とする。このとき、 $\sigma = L/N^{1/2}$  の関係にあると考えられる。

以上のモデルにおいて、各シンチレータ素子のどこで発光しても2次元出力信号分布のピーク位置は変わらず、各ピークの広がりσが第一ダイノードで得られる総光電子数の統計にのみ依存すると仮定する。

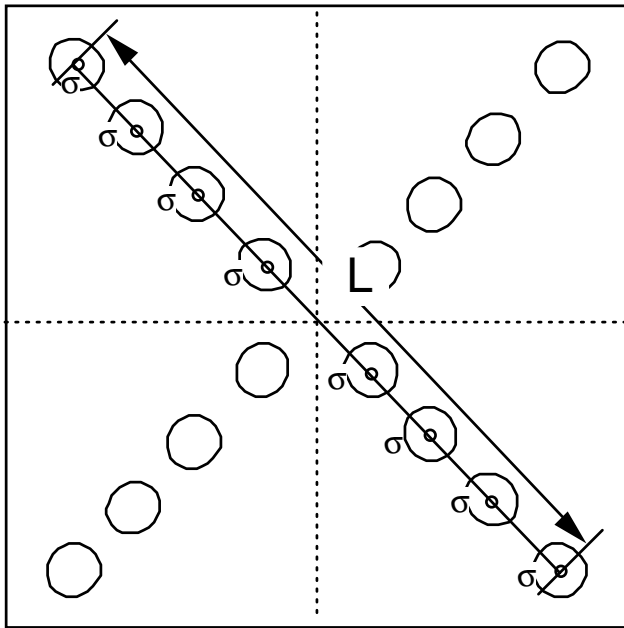


図3 DOI 検出器の2次元出力信号分布モデル

表2 段数 k と総光電子数 N

k	N
2	256
3	576
4	1024

## 5. 2 DOI 検出器の位置弁別能

上記検出器のモデルにおいてDOI検出器の位置弁別能は、2次元出力信号分布において中央を除く各ピークの間隔  $p$  とピークの広がり  $\sigma$  との比  $(p/\sigma)$  で評価できる。このとき、 $2kp = L$  である。ここでは DOI 検出器の位置弁別能に対する仕様を以下の式で決定することにする。

$$p/\sigma \geq 4$$

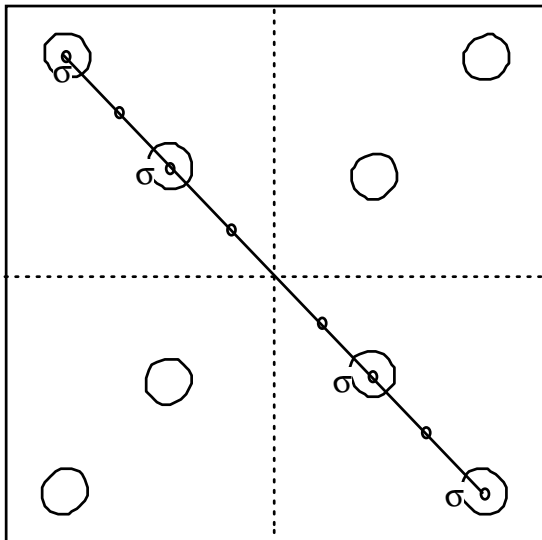
すなわち、位置弁別能の下限を  $p/\sigma = 4$  と定めたことに相当し、 $L/(2k) = 4\sigma$  を得る。この条件より段数  $k$  と総光電子数  $N$  との以下の関係式が成り立つ。

$$N = 8k^2$$

表 2 に上式により得られる段数  $k$  と総光電子数  $N$  との例を示す。シンチレータの発光量及び光電子増倍管の量子効率の特性などが主な因子となり総光電子数は定まるが、総光電子数が最低でも平均 1024 程度得られるならば、4段の DOI 検出器の可能性はあり、総光電子数がその4分の1程度しか得られない場合は、2段の DOI 検出器で量産化を図るべきであることを示唆している。

ピーク位置に偏りがあり、しかも少ない総光電子数のため、2段の DOI が限度であるような場合でも、4段以上の DOI 検出器は可能である。その理由は、異なるシンチレーション波形の結晶を組み合わせることにより、それぞれの波形ごとに2次元出力信号分布が得られるためである。図4は1段と3段、2段と4段にそれぞれ異なるシンチレータ結晶を用いた場合の2次元出力信号分布の概念図であり、4段の DOI 検出器が実現可能であることを示している。

## 結晶素子タイプ1



## 結晶素子タイプ2

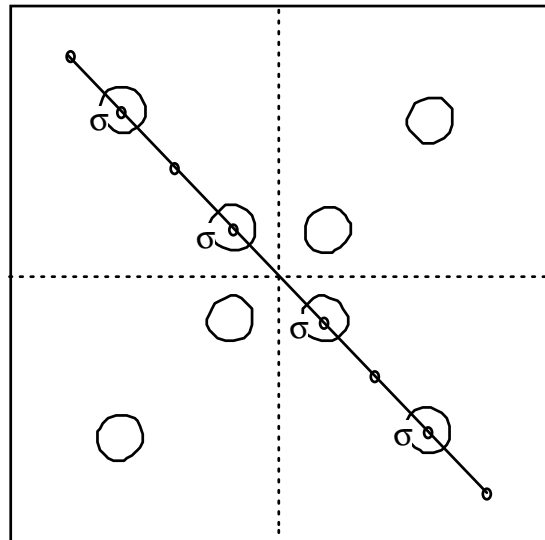


図4 波形の異なるシンチレータ結晶を組み合わせた DOI 検出器の2次元出力信号分布

### 文献

- 1) Karp, JS., Surti, S., Freifelder, R., Daube-Witherspoon, ME., et al.: Performance of a GSO brain PET camera. 2000 IEEE Nucl. Sci. Sympo. Conf. Rec., 17-7-11, 2001.
- 2) Wienhard, K., Schmand, M., Casey, ME., Baker, K., et al.: The ECAT HRRT: Performance and first clinical application of the new high resolution research tomograph. 2000 IEEE Nucl. Sci. Sympo. Conf. Rec., 17-2-6, 2001.
- 3) Murayama, H., Ishibashi, H., Uchida, H., Omura, T., Yamashita, T.: Design of a depth of interaction detector with a PS-PMT for PET. IEEE Trans. Nucl. Sci., 47, 1045-1050, 2000.

## (2) 装置利用の立場から

石井賢二

東京都老人総合研究所・ポジトロン医学研究部門

### 1. はじめに

ポジトロン CT (PET) は 1970 年代に開発され発展し続けている先進的な技術であるが、その発展の経過は、単に標識薬剤や装置の開発だけでなく、非侵襲的な生体機能計測法として基礎研究や日常臨床への応用拡大の経過でもある。超短半減期のポジトロン放出核種を標識に用いるため、PET 検査を行うためにはサイクロトロンと合成装置を施設内に設置し、専用の撮影装置によりデータ収集を行わなければならないなど、多大な金銭的・人的コストを費やす必要がある。それにもかかわらず今日の発展、普及を見たのは、PET が他の検査では実現できない際だった特徴を有しているからこそである。その第 1 の特徴は、炭素 ( $^{11}\text{C}$ )、窒素 ( $^{13}\text{N}$ )、酸素 ( $^{15}\text{O}$ ) などの放射性同位元素を標識に用いることができるため、生体の構成、機能にとって基本的な生理学的分子を標識することができ、その可能性も無限にあることである。第 2 に、放出された陽電子が消滅する際に発生する 2 本の 線を検出するという、同時計数によって計測を行うことに基づく位置精度の良さ (高分解能) と定量性の良さ (正確な吸収補正が可能) である。上記 2 点の特徴ゆえに、PET は生体機能計測のゴールドスタンダードとして揺るぎない地位を獲得している。第 3 の特徴は、放射性同位元素の半減期がきわめて短いため、被曝が少なく、短時間で繰り返し検査が可能であるという点である。この特徴は PET の普及応用を考える上で重要なポイントである。ここでは PET の特徴、歴史的発展の過程と現状をふまえながら、臨床研究に PET 装置を利用する立場から、次世代の PET に期待される仕様について考えてみたい。

### 2. PET による基礎・臨床研究の流れから

表 1 に PET による基礎・臨床研究の流れをまとめた。1970 年代に開発された PET により、血流やブドウ糖代謝を測定する方法が考案された。見たり触れたりすることのできない脳や心臓など重要な臓器の局所機能情報を得ることが PET に期待されていたことであった。1980 年代までに主要な標識薬剤と要素的な測定技術が考案され、実用化された。脳や心筋の局所機能を評価するため、血流、ブドウ糖代謝に加えて、酸素代謝、脂肪酸代謝、アミノ酸代謝などを測定する方法が次々と開発された。癌の診断に対する PET の可能性が認識されたのもこの時期であ

表1 PETによる基礎・臨床研究の歩み

<b>1970s 黎明期</b>	脳血流、心筋血流、脳ブドウ糖代謝	CT
<b>1980s 発展期</b>	脳酸素代謝、神経受容体、脂質代謝 アミノ酸代謝、ガン診断への応用	MRI
<b>1990s 実用期</b>	脳賦活検査、他モダリティとの融合、 複合的検査、各種疾患への保険適応	計算機性能の向上 3DPET実用化 fMRI の登場
<b>2000s 円熟期</b>	診断装置としての更なる発展 生理機能測定装置 (人、モデル動物) としての更なる発展	

る。1990年代に入って、さまざまな分野でその実用性を発展させてきた。そのひとつは、3DPETカメラの実現と普及に伴い、その特徴である感度の良さと軸方向の視野の広さを生かした診断目的の臨床検査の爆発的普及である。米独ではPET検査に保険が適応されるようになり、現在盛んに言われている「クリニカルPET」という言葉が生まれた。ただし、診断目的のPET検査は、PET装置の仕様だけでなく、FDGという薬剤の存在を抜きにして考えることはできない。もう一つはいわゆるPET脳賦活検査法であり、脳血流反応を指標とした脳機能マッピング研究の爆発的発展をもたらした。ファンクショナルMRI (fMRI) の登場により、その部分的役割は譲ったものの、PETは全脳を均一に、再現性良く、定量的に計測することのできる方法としてなお、fMRIよりも優れた特徴を有し、今後もこの方面で有用なツールとして利用されてゆくであろう。こうした流れの中から21世紀のPETの方向性をいくつか見てとることができる。

第一は、診断装置としての発展である。PETは癌やてんかんなどの疾患の診断、治療方針の決定に極めて有効である。PET検査の普及が病気の早期発見、早期治療に結びつき、無駄な治療、侵襲的検査を減らし、社会レベルでの健康増進と医療費の抑制に貢献することができると期待される。個人のレベルでも、個々の患者の体質（遺伝子情報や薬剤感受性）など、患者の個性に応じて最適な治療法を計画する上で、PETはきわめて有用な情報を提供してくれると期待される。診断目的で行う検査に要求されることは、低侵襲性、病巣の検出感度の良さ、再現性の良さ、検査の簡便さ、費用の安さ、などである。

第二は研究用生理機能測定装置としての発展である。PETは生体機能測定のゴールドスタンダードとして揺るぎない有用性をもっていると先に述べたが、この分野は更に二つに分けて考えることができる。その一つは人を対象とした生理学的研究であり、特に脳科学の分野での貢献が今後も期待される。また、スポーツ科学やリハビリテーションといった新しい分野でも応用が期待されている。もう一つは動物を対象とした基礎科学研究であり、特にモデル動物における機能変化や遺伝子発現をいち早く正確に捉えることができると考えられ、薬剤開発や遺伝子研究においてその有用性が期待される。研究目的の検査として最も重要なことは、定量性、再現性の良さである。また、人を対象とした検査の場合には一層の低侵襲性（被曝の軽減、すなわち感度の良さ）が、動物を対象とした検査の場合には空間分解能と感度の両者の向上が要求されるであろう。

診断目的にしる研究目的にしる、共通していることは、PETの低侵襲性と計測できる機能の多彩さを生かし、複数の検査項目を組み合わせることで、複合的総合的に臓器機能を理解しようとする傾向と、経時的に繰り返し測定することにより一動物における機能変化を縦断的に追跡しようとする傾向である。これらは、PETによってのみ実現できることであり、こうした面での機動性を高めることが次世代のPET装置に要求される課題であろう。

### 3. PETのユーザビリティを阻むものは何か

こうした複合的検査、繰り返し検査を行う上でPETのユーザビリティを阻むものとしては以下のような要因がある。まず第一に、放射能被曝、動脈採血、長時間撮影などの実質的侵襲性である。これは、繰り返し検査を行う上で大きな妨げとなる。第二に、薬剤合成、撮影とデータ処理、血液計測などにかかる物的人的コストであり、検査の普及を妨げる。これらの問題点は、次に述べるPET装置の感度と分解能の向上によって改善して行くことができる。

## 4. 次世代 PET に望まれる仕様

### (1) 高感度

感度が向上すれば、1 検査あたりの放射能投与量を減らすことができる。被曝を軽減することで、複合的 PET 検査により加齢変化や病態生理を経時的に研究する道が開かれる。また、多数回の繰り返し定量検査ができれば、学習や機能回復など脳の可塑性のメカニズムを追跡研究する道が開かれる。診断的検査においても投与量の軽減は、1 検査あたりのコストダウンに貢献する。また、感度が向上すれば診断精度が向上するだけでなく、撮影時間も短くて済み、臨床検査としてのスループットが向上する。感度が現在よりも 10 倍向上すれば、PET のユーザビリティは飛躍的に向上すると期待される。

### (2) 高分解能

分解能の向上は、より細密な構造の機能変化を捕らえられるようにできる。診断的検査ではより微細な癌などの病変検出が可能となる。現在の 3DPET カメラの空間分解能は、臨床使用条件では画質を優先する 4mm 程度である。従って、定量的に信頼性のある計測ができるのは分解能の 3 倍程度、すなわち 12mm 以上の病巣であると考えられる。ホットスポットをコントラストで検出するだけであるなら 4mm 程度の病巣なら何とか検出可能であると考えられる。3mm の空間分解能が実現すれば、1cm 未満の癌病巣をとらえることができるようになる。脳については、脳内の皮質下構造（線条体、視床など）の内部における機能局在についても十分検討が可能になる。また、小動物、特に遺伝子研究に用いられるマウスの局所臓器機能を評価することができるようになり、遺伝子研究の効率を飛躍的に高めることができると期待される。高感度、高分解能の撮影装置が実現すれば、血液ボリュームの放射能情報をより正確に計測することができ、代謝分析の必要ないトレーサでは非観血的定量検査を実用化できる可能性がある。

### (3) 失われてはならないもの

ファンクショナル MRI は脳機能の研究に飛躍的な発展をもたらしたが、定量性、再現性、均一性の面で PET に遠く及ばない。それゆえ脳内の機能的マッピングには適するが、生理機能の変化を経時的、縦断的に追跡して行く方法としては適さない。これらの特徴は PET の独壇場である。このような優れた特徴を維持した有用性の高い次世代 PET 装置の開発が望まれる。

### (4) 吸収補正について

PET の定量性の根拠は、正確な吸収補正が可能なことにある。吸収補正のためのトランスミッションスキャンは、通常薬剤の投与前に行わなければならないが、このことが PET 検査のスループット向上の大きな妨げになる。このため、トランスミッションスキャンを省略して、計算によって吸収補正を行う方法や、吸収補正をしないで診断をすることが提案されてきた。

頭部は放射線減弱という見地から見ると単純な構造であるため、エミッションスキャンから輪郭を抽出して吸収補正する方法や、単純に楕円で近似して吸収補正する方法などが考案されている。図 1 は、東京都老人総合研究所（東京）と福井医科大学（福井）で撮影された正常人の脳 FDG-PET 画像を比較したものである。全脳平均値が一定になるように標準化した後、相対的な分布を SPM によって比較している。その結果、福井の正常人は東京の正常人に比べ前頭葉が高く、後頭葉が低いことがわかった。これは、被検者の生理学的条件の違いでは説明できず、吸収補正法の違いによると考えられた。すなわち、東京はトランスミッションスキャンを撮影して吸収補正を行っているが、福井はエミッシ

ヨンスキャンから輪郭抽出した情報で計算による吸収補正を行っている。このため、福井ではヘッドレストによる後頭葉からの放射線の減弱が補正されず、後頭葉が過小評価されていたと考えられる。計算による吸収補正法はヘッドレストや寝台と被検者との地理的關係が局所分布に影響を及ぼすため、定量的検査には向かない。ガン診断目的の全身スキャンでも、吸収補正をした

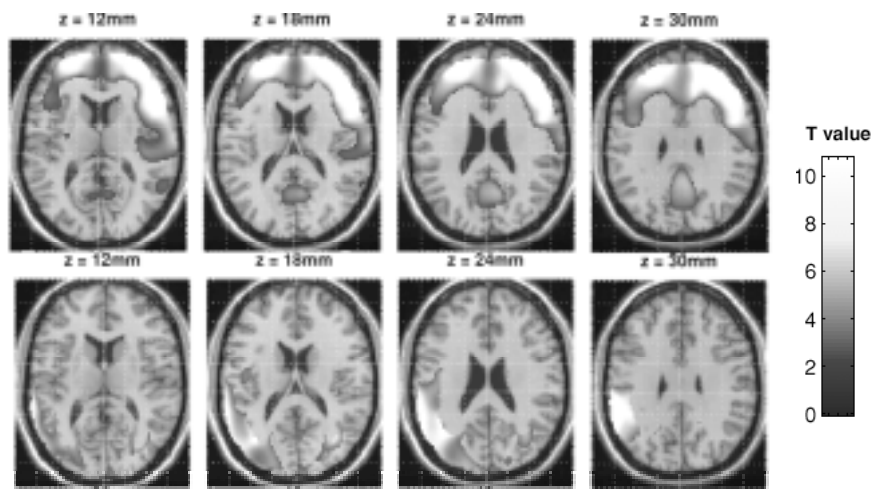


図1 東京(n=34)と福井(n=39)における正常人 FDG-PET の施設間差。上段：福井 > 東京、下段：東京 > 福井。実際には吸収補正法の違いを反映している。

方が検出率は向上する。現在は、X 線 CT による吸収補正やエミッション・トランスミッション同時収集による吸収補正法が提案されているが、前者は被曝の点で問題がある。トランスミッションスキャンそのものの撮影方法にはまだ改善の余地があるが、定量性を確保するためにはトランスミッションスキャンによる吸収補正は省略すべきではないと考える。

以上、装置利用の立場から次世代の PET カメラに期待される仕様について述べた。

まとめ	
要 請	
臨床科学	<ul style="list-style-type: none"> <li>・高感度</li> <li>・高分解能</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>・経時的変化の観察</li> <li>・複合的機能評価</li> <li>・より細密な機能評価</li> </ul>	の PET 装置はこれらのニーズに応えうる。
臨床診断	一方
<ul style="list-style-type: none"> <li>上記に加え</li> <li>・精度の向上</li> <li>・スループットの向上</li> <li>・コストの削減</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>・定量性</li> <li>・再現性</li> <li>・均一性</li> </ul>
基礎科学	は PET の生命線！
<ul style="list-style-type: none"> <li>・小動物を正確に測定</li> </ul>	

### (3) PET 装置シミュレータによる計数率特性の解析

北村圭司

島津製作所・医用機器事業部

#### 1. はじめに

DOI 検出器[1]を用いた PET 装置は、シンチレータ厚を増し、幾何学検出効率を大きく（検出器径を小さく、体軸有効視野を長く）しても、分解能の劣化を最小限にできるため、結果として感度と分解能の両立が可能である。さらに受光面積の大きいフラットパネル PS-PMT[2]を使用することで、パッキングフラクションを向上させ、感度を更に上げることが期待できる。しかし、面積の大きい検出器を小さいリング径に配置すると、各検出器ブロックのシングル計数が増加するため、装置全体の計数率特性が低下することが考えられる[3]。そこで、昨年度開発した PET 装置シミュレータを用いて、幾何学形状の異なる DOI-PET 装置をシミュレーションし、計数率特性の検討を行ったので報告する。

#### 2. 装置シミュレータ

開発したシミュレータ[4]では、シンチレーション結晶内と被検体内のガンマ線の追跡に、EGS4 モンテカルロ・シミュレーションを利用している。PET シミュレーション用に作成した EGS4 のコードに、指定したファイルから読み込んだパラメータを埋め込んで、個々の処理に対応したコードを自動的に作成する。ファントムはガントリ内の任意の位置に置くことができ、円筒、球、円筒内円筒・球といった幾何学形状のほか、ブレイン・ファントムなどの三次元ボクセルデータも使用可能である。各検出器に入射するガンマ線フラックスを計算した後、回路の不感時間を考慮した数え落しモデルにしたがって、装置全体の雑音等価計数率（NECR）を計算する。

昨年開発したシミュレータは、図1左のように検出器モジュールの検出効率を入射角度やエネルギー毎に事前に計算する方式であった。しかし後述するように、各イベントごとの検出器内での散乱を詳細に検討する必要があるため、図1右のような構成のシミュレータに改良した。シミュレーションの座標系は図2のようになり、ファントムから出たガンマ線が交差する検出器を決定した後、その座標系に変換して検出器単体の計算を行なう。隣接した検出器にガンマ線がエスケープした場合も同様に座標変換を行って、計算を継続する。

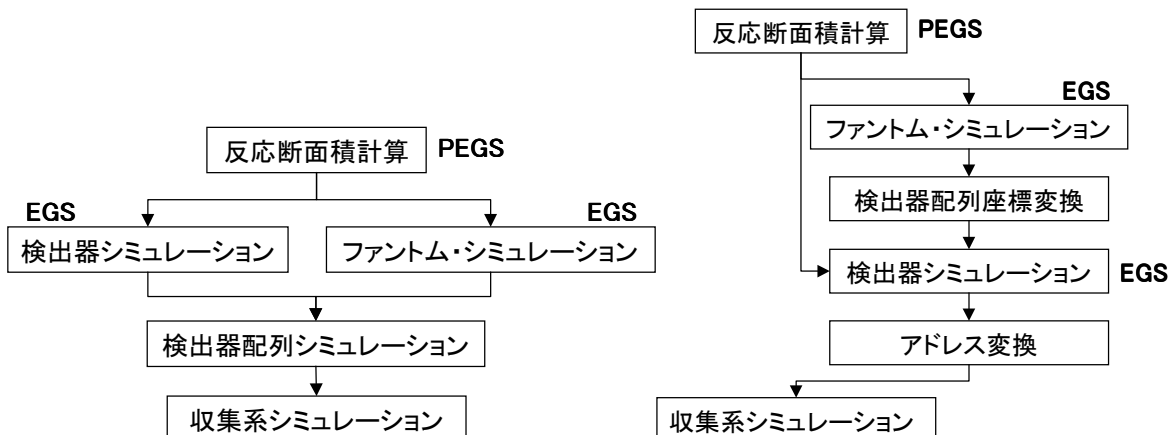


図1 . PET 装置シミュレータの構成（左：改良前、右：改良後）

また本シミュレータでは、各同時計数イベントを 64bit のリストモード形式で出力することも可能



である。リスモードデータには、ガンマ線の検出位置やエネルギーウィンドウの情報のほかに、ファントム内散乱の有無、結晶内散乱の有無などが記録される。検出位置については、ガンマ線が検出器内で最初に反応した位置を採用する場合と、最大のエネルギーをデポジットした位置を採用する場合とを区別することができる。このリスモードデータを使って画像再構成を行えば、画像の分解能や S/N の評価も可能であり、結晶内散乱が分解能に与える影響などを検討することもできる。

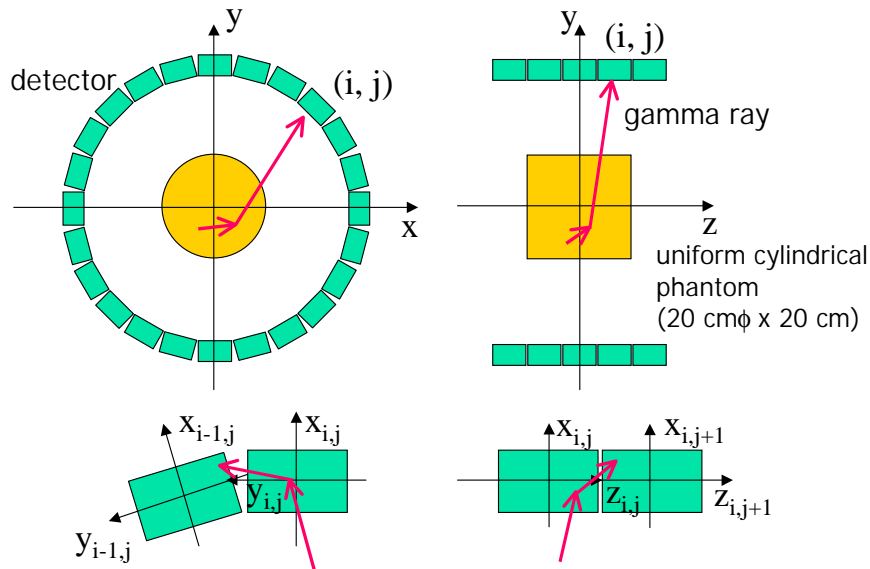


図 2 . シミュレーションの座標系

### 3 . スキャナー・デザイン

今回計算したスキャナーでは、52mm 角の PS-PMT (16x16 マルチアノード) に 8x8 個の DOI エレメントを接続した検出器ユニットを仮定している。各エレメントは 4 段 2x2 マトリックスの GS0 シンチレータ結晶で構成され、合計 256 (=8x8x2x2) 個の結晶片のそれぞれが、PMT のアノード領域に対応している。特にことわらない限り、結晶の厚さは 30mm、エネルギー分解能は結晶内の場所によらず 20% と仮定している。各検出器ブロックからの出力はフロントエンド回路でエネルギーと位置情報が計算される。フロントエンド回路のディスクリミネータのしきい値は 50keV、パルス積分時間は 250ns、エネルギーウィンドウは 400 ~ 600keV とした。フロントエンドからの出力イベントは、250ns のクロック周波数でバケットに束ねられ、6ns のタイムウィンドウで同時計数された後、20MHz のバンド幅で収集メモリに転送されると仮定した。

### 4 . 計数率特性の解析結果

#### 4.1. スキャナ形状による違い

視野中心での幾何学検出効率がほぼ等しい 3 種類の形状を仮定し、20cm × 20cm の円筒水ファントムに一樣なアクティビティを入れて計算した結果を表 1 に示す。いずれも既存の PET 装置と比べて高い性能が得られる可能性があることが分かる。3 つの形状を比較すると、幾何学検出効率を反映して感度に大きな違いは生じていないが、最大 NECR には大きな開きがある。これらの形状を基本に体軸方向視野を変えた場合の感度と最大 NECR を図 3 に示す。これを見ると、体軸方向視野にほぼ比例して感度と最大 NECR がともに向上するのに対し、検出器径に関しては感度と最大 NECR の関係が逆転

していることが分かる。

表1のスキナ A に対する各スキナの相対シングル計数率をプロットすると図4のようになる。これから、検出器径とリングブロック数が小さい場合には、検出器ブロックあたりのシングル計数率が特に増大しており、これが NECR の違いに大きく影響していることが示唆される。

表1 仮定した PET スキナ A,B,C の形状パラメータと計算結果

	A	B	C
検出器径 [cm]	60.0	47.7	38.2
検出器長 [cm]	41.4	31.0	25.8
視野中心での幾何学効率	0.55	0.53	0.54
リング・ブロック数	8	6	5
円周方向ブロック数 (= バケット数)	38	30	24
同時計数から除くバケット数	17	15	11
感度 [kcps/kBq/ml]	134	108	97.8
散乱フラクション [%]	35.5	36.3	37.7
最大 NECR [kcps]	660	393	257

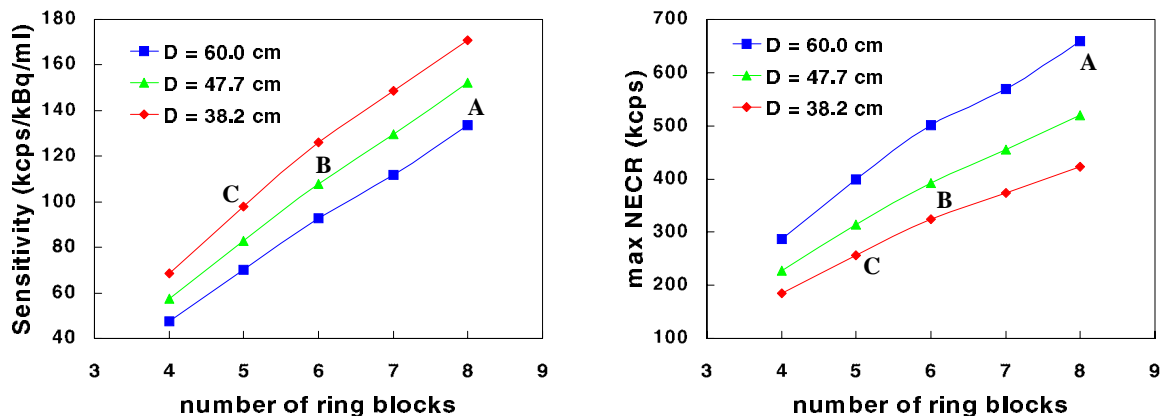


図3 . 検出器径 D とリングブロック数 (体軸方向視野) を変えた場合の感度 (左) と最大 NECR (右)

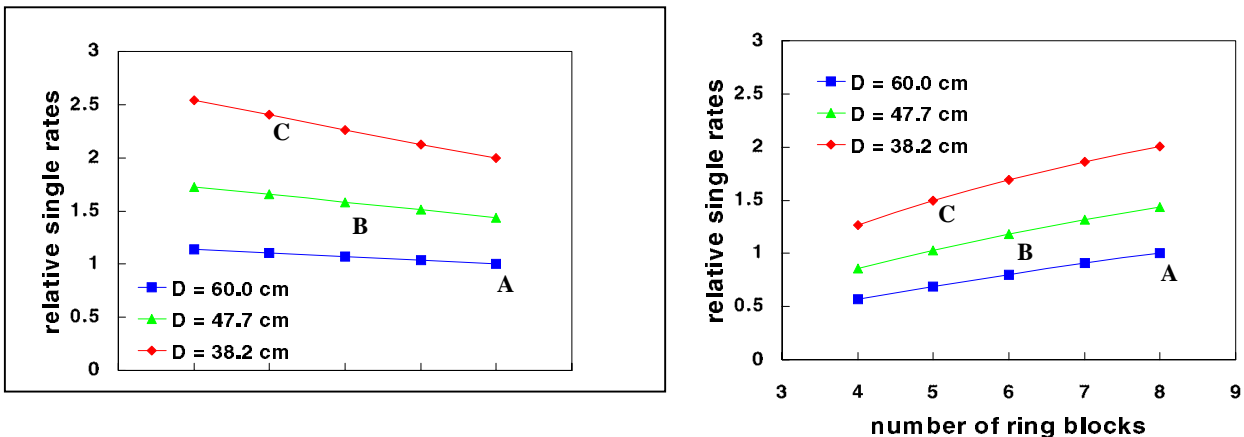


図4 . ブロック (左) およびバケット (右) あたりのシングル計数率 (スキナ A に対する相対値)

#### 4.2. シングル計数低減の対策

結晶のトータル体積が等しくなるように結晶厚を変えた場合の計数率特性を図5左に示す。結晶を薄くして検出器径を広げた場合、感度は若干低下するものの、高い放射濃度のNECRの点からは有利であることがわかる。これはブロックあたりのシングル計数率が低減されたことにより、フロントエンド回路での数え落しが軽減したことによるものと考えられる。

また、1つのPS-PMTのマルチアノード信号を複数のセグメント(2x2あるいは4x4)に分割し、複数のフロントエンド回路で同時に読み出すと仮定した場合の計数率特性を図5右に示す。これによって高い放射能濃度での計数率は改善するが、セグメント数を増すことで感度が低下していくことが分かる。図6に示すエネルギースペクトルからも分かる通り、読み出し分割数を増すことで、複数のセグメントにまたがって検出されるイベントが増大することが分かる。これは、結晶内コンプトン散乱により1つのセグメントから別のセグメントにエスケープするイベントが存在するためと考えられる。こうしたイベントは、検出されるエネルギーが低く、エネルギーウィンドウ内に入らないため感度を低下させる一方、パルス積分回路のディスクリミネータを起動させることによって、フロントエンド回路での数え落しを増大させると考えられる。

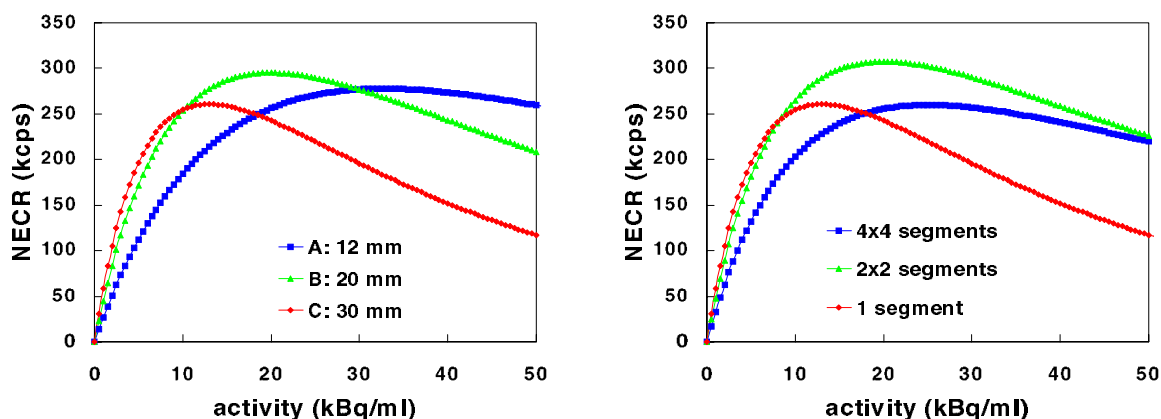


図5．総体積がほぼ等しくなるようにスキャナA,B,Cの結晶厚を変えた場合(左)、およびスキャナCの各PS-PMTの信号を分割読み出した場合(右)のNECR特性

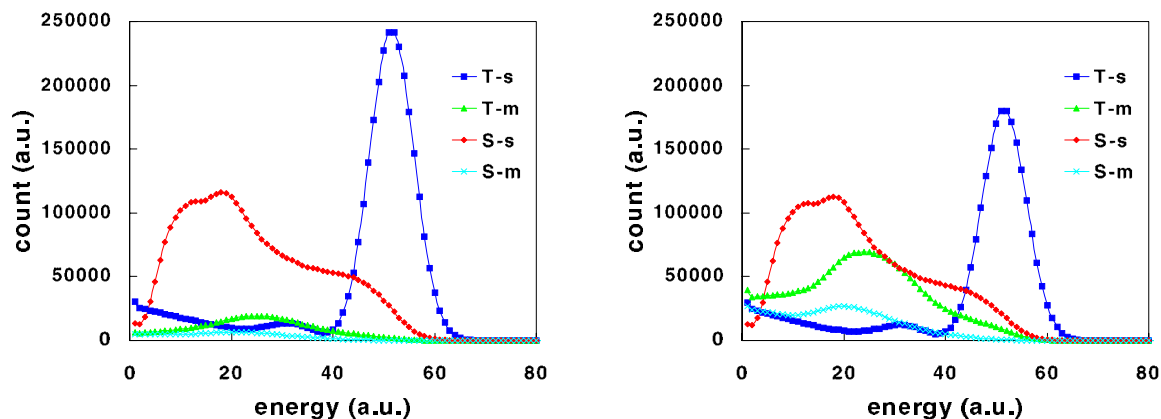


図6．スキャナCのエネルギースペクトルの比較：

各PS-PMTの信号を分割なしで読み出した場合(左)と16(=4x4)分割で読み出した場合(右)

(T-s: 単一セグメントで検出された真の同時計数, T-m: 複数セグメントで検出された真の同時計数, S-s: 単一セグメントで検出された散乱同時計数, S-m: 複数セグメントで検出された散乱同時計数).

### 4.3. 到達光量の不均一性による影響

これまでの計算では、結晶内で発生したシンチレータ光が PMT に到達する割合をガンマ線の反応位置によらず一定と仮定していた。しかし実際には到達光量の違いによって、DOI 検出器の各段ごとにエネルギーピークとエネルギー分解能が異なる場合も考えられる。そこで、PMT に近い側から、エネルギーピークの相対値を 1.0, 0.9, 0.8, 0.7、エネルギー分解能を 15%, 20%, 25%, 30%とそれぞれ仮定し、スキャナ C について計数率特性を計算した。この場合、図 7 左に示すように、到達光量が均一な場合(uniform)と比べて最大 NECR のは約 17%減少することが分かる。このとき各イベントのエネルギーは、最大到達光量を発生させる検出位置をもとにピーク値の違いを補正している。図 7 右にそのときのエネルギースペクトルを示すが、到達光量が均一な場合と比べると真の同時計数のエネルギー幅が広がっていることが分かる。これは、エネルギーピークやエネルギー分解能のばらつきに起因していると考えられ、計数率低下の原因となっていると考えられる。

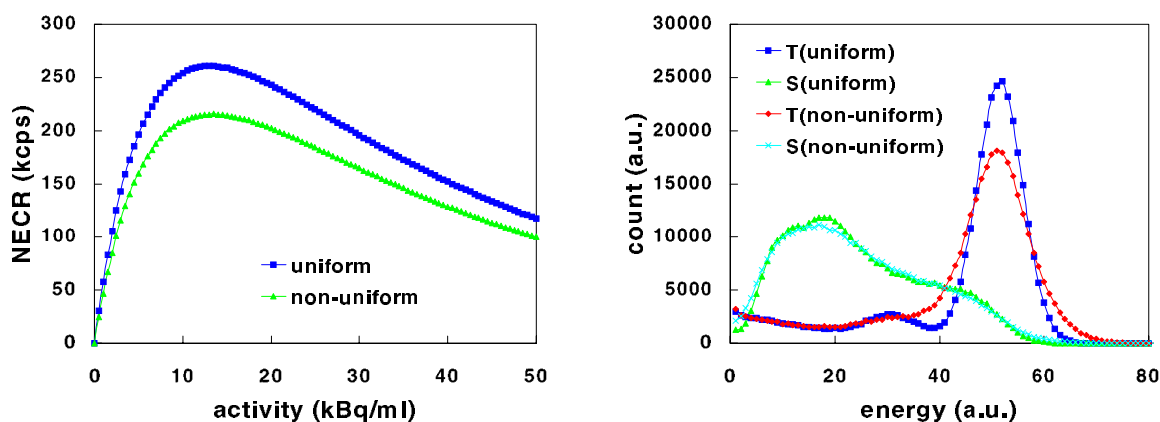


図 7 . 到達光量の不均一性によるスキャナ C の NECR (左) とエネルギースペクトル (右) の変化

## 5 . まとめ

PET 装置シミュレータを開発し、フラットパネル PS-PMT を利用した GSO 結晶の DOI-PET について、その計数率特性を計算した。大面積の PS-PMT であるため、特に検出器径が小さい場合にはブロックあたりのシングル計数の増大により NECR が頭打ちとなる傾向があるが、既存装置と比べると高い性能が得られる可能性が示された。PS-PMT の分割読み出しによりフロントエンドでの数え落しを軽減できるが、結晶内コンプトン散乱の影響で感度が低下する傾向がある。また、結晶内でのガンマ線の反応位置によらず PMT に到達する発光量が一定になるように検出器を設計することは、計数率の観点からも重要であると考えられる。

## 参考文献

- [1] H. Murayama, H. Ishibashi, H. Uchida, T. Omura, T. Yamashita, "Design of a Depth of Interaction Detector with a PS-PMT for PET", IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-47, pp. 1045-1050, 2000
- [2] H. Kyushima, H. Simoi, A. Atsumi, Y. Yoshizawa, "The Development of Flat Panel PMT", 2000 IEEE NSS & MIC Conf. Rec. Lyon, pp. 905-909, 2001
- [3] W.W. Moses, P.R.G. Virador, S.E. Derenzo et al., "Design of a high-resolution, high-sensitivity PET camera for human brains and small animals", IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-44, pp. 1487-1491, 1997

[4] K. Kitamura, H. Murayama, "Count rate performance simulations for next generation 3D PET scanners", Proceedings of the Ninth EGS4 Users' Meeting in Japan, KEK Proceedings 2001-11, pp.108-114, 2001

## (4) PET用シンチレータ

住谷圭二

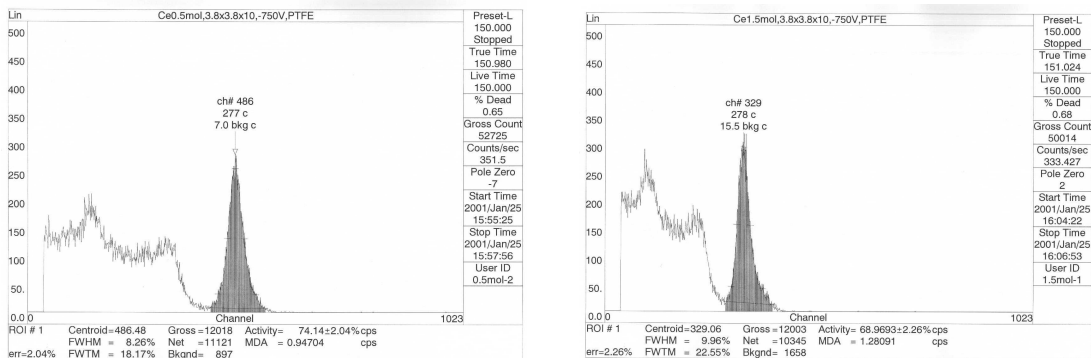
日立化成工業株式会社

### 1. はじめに

PETでは、どのような特性あるいは仕様のシンチレータを採用するかが装置全体の性能を向上させる上で最も重要な要因の一つとなる。米国を中心にPET診断の保険適用が進みビジネス拡大が進む中、高性能なPET装置を得るために、優れたシンチレータ材料の探索、実用化のための育成技術開発等が精力的に進められている。本稿では、次世代PET装置開発研究で採用が最も有力なGSO( $Gd_2SiO_5:Ce$ )単結晶シンチレータの特徴と課題を述べ、それら課題解決を目的に行った、混晶単結晶や不純物添加単結晶の検討結果について考察する。

### 2. GSOシンチレータの特徴

GSOシンチレータは蛍光出力、蛍光減衰時間、エネルギー分解能などの特性に優れ、また材料の化学的安定性にも優れているためPET用シンチレータとして採用されている。図1、図2にCe濃度の異なる2種類のGSOシンチレータのエネルギースペクトル( $^{137}Cs$ )及び蛍光減衰曲線を示す。図から、Ce濃度0.5mol%のGSOの方がCe濃度1.5mol%に比べて蛍光出力、エネルギー分解能に優れることがわかる。一方蛍光減衰時間は、Ce濃度1.5mol%のGSOの方が短く(早く)優れる。したがって、Ce濃度による蛍光出力と蛍光減衰時間の優劣は逆の関係にあることがわかる。



(1) GSO:Ce 濃度 0.5mol% (蛍光出力:486ch、分解能:8.26%)

(2) GSO:Ce濃度 1.5mol% (蛍光出力:329ch、分解能:9.96%)

図1 GSOのエネルギースペクトル

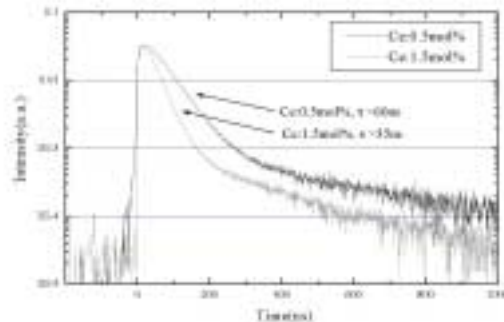


図2 GSOの蛍光減衰曲線

(蛍光減衰時間: Ce 濃度 0.5mol%、1.5mol%それぞれ 60ns、35ns)

### 3 : GSO単結晶シンチレータの課題

#### 1) 発光のSlow成分の存在

GSOシンチレータの発光減衰曲線は2成分系からなり、減衰の速い成分（Fast成分）は30～60ns、遅い成分（Slow成分）は400～600nsである。Slow成分の出力比は20%程度のため、PET利用で大きな問題とはなっていないが、係数率特性を向上させる上で好ましくなく、低減が望まれる。

#### 2) 発光の遅い立ち上がり

また図2から分かるように、GSOシンチレータの発光減衰曲線は発光の始まりから最大値に到達するまでのタイムラグが存在する。このことは発光の立ち上がりが遅い（立ち上がり時間が長い）ことを示している。遅い立ち上がりはPETの時間分解能を劣化させ、好ましくない。この遅い立ち上がりはBGO（ $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ ）やLSO（ $\text{Lu}_2\text{SiO}_5:\text{Ce}$ ）シンチレータでは見られず、改善が望まれる。

#### 3) $\text{Ce}$ 濃度増加による着色

1.0 mol%以上の $\text{Ce}$ 濃度のGSOでは、僅かであるが淡黄色の着色が見られる。着色は蛍光出力、エネルギー分解能を劣化させることから、好ましくない。図3に $\text{Ce}$ 濃度の異なる2種類のGSOの透過率を示す。 $\text{Ce}$ 濃度1.5 mol%の透過率の方が、 $\text{Ce}$ 濃度0.5 mol%に比べて低いことがわかる。着色は、発光に寄与しない4価の $\text{Ce}$ が原因と考えられる。GSOには、 $\text{Ce}$ 濃度を上げることで蛍光減衰時間を短くできる特長があるが、その結果蛍光出力が劣化する問題がある。蛍光減衰時間と蛍光出力の両立を図る方法としては、4価の $\text{Ce}$ を減らすことができる不純物の探索が有効と考えられる。

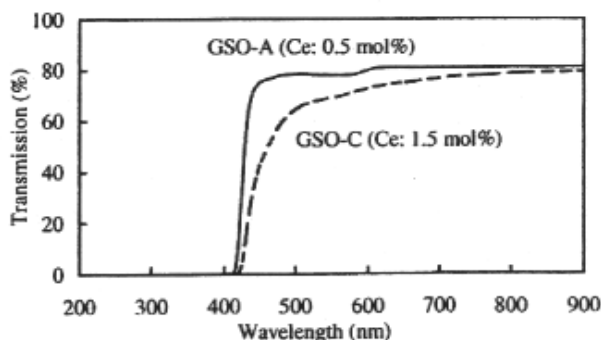


図3  $\text{Ce}$ 濃度の異なる2種類のGSO単結晶の透過率（200mm）

#### 4) ポジティブヒステリシス

GSOシンチレータは、強い放射線を照射と蛍光出力値が増加する現象（ポジティブヒステリシス）が見られる。図4は2種類の $\text{Ce}$ 濃度のGSOに0.8～45 krad/hの強い放射線の照射し、それによってGSOの蛍光出力が照射前に比べてどのように変化するかを測定したものである[2]。 $\text{Ce}$ 濃度0.5 mol%で45 krad/hの場合、蛍光出力値が約30%増加し、ポジティブヒステリシスを示すことが分かる。このポジティブヒステリシスは、GSO結晶中に励起エネルギーをトラップする欠陥が存在するためと考えられる[2]。したがって、この問題の解決にも、不純物添加が有効と考えられる。

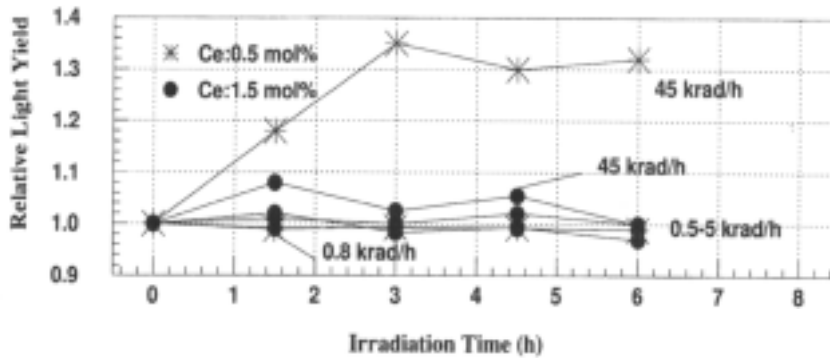


図4 強い放射線の照射した場合の GSO の蛍光出力の変化 (ポジティブヒステリシス)

### 5) 結晶のへき開性

GSO 単結晶は空間群  $P2_1/C$  の単斜晶に属する単結晶で、(100)面にへき開性を有する。さらに熱膨張係数の異方性が強く、[010]軸が他の方向の2~3倍の大きさがある。このため GSO 単結晶を育成する際、へき開性に起因する結晶割れの発生が問題となる[1]。またシンチレータ素子に加工する際は、へき開面を考慮した切断や研磨が必要である。図5に結晶育成時にへき開面の割れの発生した GSO 単結晶を示す[1]。現在は単結晶の育成条件を改良することで育成過程で発生する割れは低減でき、80×300mmの単結晶が得られるようになっている。へき開性は、結晶構造に起因するもので、それを改善するためには新たな材料の探索が必要となる。

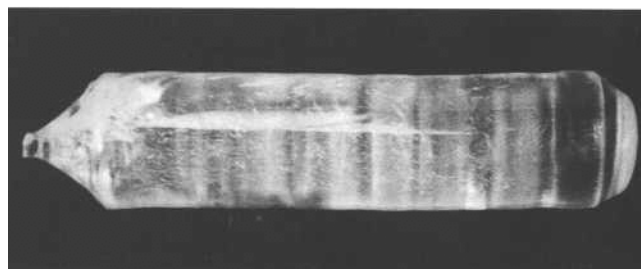


図5 へき開割れの発生した GSO 単結晶

### 4. 新規シンチレータの検討

GSO単結晶シンチレータの課題解決に向けた新規材料の検討結果について、以下に述べる。

#### 1) $\text{Lu}_{2-x}\text{Gd}_x\text{SiO}_5:\text{Ce}$ (LGSO) 単結晶シンチレータ

LGSO単結晶シンチレータは、化学式から分かるように $\text{Gd}_2\text{SiO}_5$  (GSO) と $\text{Lu}_2\text{SiO}_5$  (LSO) の混晶組成の単結晶である。融点は約2100 °Cであり、GSO単結晶より高温である。試作したLGSOの組成比は $\text{Lu}:\text{Gd} = 9:1$ である(すなわち  $x = 0.2$ )。図6、7に試作したLGSO単結晶シンチレータのエネルギースペクトルと発光減衰曲線を示す。結果から蛍光出力は $\text{Ce}$ 濃度0.5%のGSOの約2倍であったが、662keVに対するエネルギー分解能は10.5%とGSOより劣った。蛍光減衰時間は43 nsとGSOより短く、GSOの欠点である遅い立上りは見られない。LGSOは $\text{Lu}$ 元素を含むことから、希少原料の $\text{Lu}_2\text{O}_3$ が高価なことから天然に含まれる $^{176}\text{Lu}$ が放射性を示す問題がある[3]。



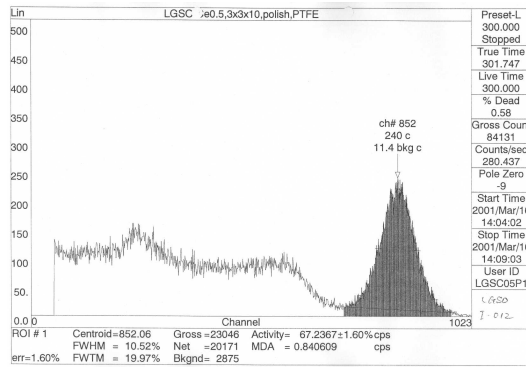


図6 試作したLGSOのエネルギースペクトル  
(出力：852 ch、分解能：10.5%)

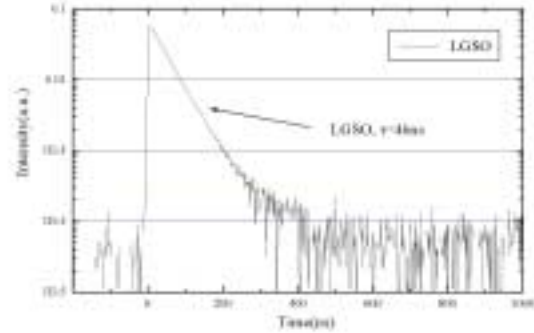


図7 試作したLGSOの発光減衰曲線  
(蛍光減衰時間：46ns)

## 2) Lu<sub>2-x</sub>Y<sub>x</sub>SiO<sub>5</sub>:Ce (LYSO) 単結晶シンチレータ

LYSO単結晶シンチレータは、Y<sub>2</sub>SiO<sub>5</sub> (YSO) とLu<sub>2</sub>SiO<sub>5</sub> (LSO) の混晶組成の単結晶である。融点は約2100 と予想され、LGSO単結晶と同様に高温である。図8、9に試作したLYSO単結晶シンチレータのエネルギースペクトルと発光減衰曲線を示す。いずれの特性も前述のLGSOによく似ており、蛍光出力はCe濃度0.5%のGSOの約2倍であったが、エネルギー分解能は10.8%とGSOより劣った。蛍光減衰時間は45 nsとGSOより短い。LYSOもLGSO同様に遅い立上りは見られない。またLu元素を含むことから、LGSOと同様の放射性を示す問題がある。

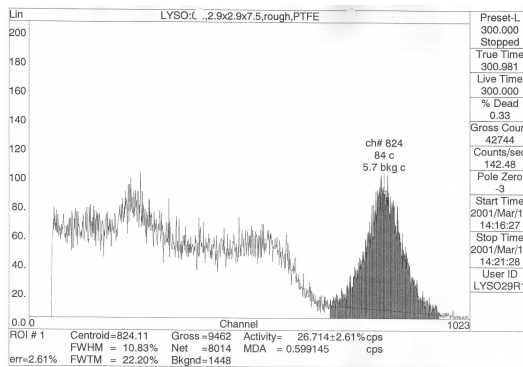


図8 試作したLYSOのエネルギースペクトル  
(出力：824 ch、分解能：10.8%)

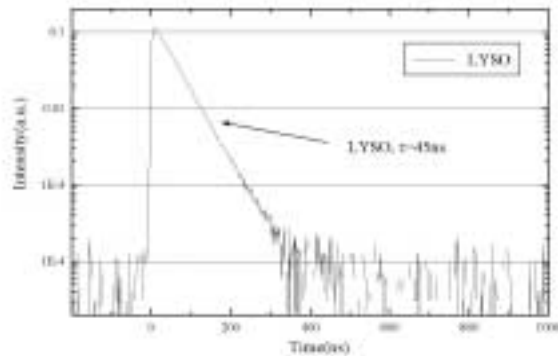


図9 試作したLYSOの発光減衰曲線  
(蛍光減衰時間：45 ns)

## 3) Gd<sub>2</sub>SiO<sub>5</sub>:Ce,Mg単結晶シンチレータ

GSO:Ceの課題改善を目的に、Mgを添加した単結晶を試作した。図10に育成したGSO:Ce,Mg単結晶を示す。寸法は約 25 × 60mmで、無色透明な結晶であった。結晶中のMgの濃度は0.0006 ~ 0.0015 mol%であった。表1に、得られた単結晶のシンチレータ特性を、同様の条件で育成したGSO単結晶と比較して示す。蛍光出力についてはGSO:Ce,Mgの方が高い結果を示したが、量産されているGSOとは異なる条件での育成のため、いずれのGSOも量産のGSOに比べるとやや低く、再度確認が必要である。蛍光減衰時間については、GSO:Ce,MgのSlow成分が450ns、出力比が10%であり、GSO:Ceと比べて蛍光減衰時間で1/3程度速く、出力比も約半分に低減されている。



図 10 Gd<sub>2</sub>SiO<sub>5</sub>:Ce,Mg 単結晶

表 1 GSO:Ce と GSO:Ce,Mg の特性比較

	蛍光減衰 時間 ( ns )		出力比 ( % )		蛍光出力 ( 相対値 )
	Fast	Slow	Fast	Slow	
GSO:Ce	60	620	81	19	100
GSO:Ce,Mg	55	450	90	10	115 ~ 150

## 5 . まとめ

次世代PET装置開発研究で採用が最も有力なGSO単結晶シンチレータの特性と課題、その解決に向けた新規な材料試作、評価結果について述べた。これらはいずれもGSO単結晶シンチレータと同じ希土類珪酸塩単結晶材料であり、融点が高いなどの困難を越えられれば、GSO同様安定した単結晶が得られる可能性が高い。そのシンチレータ特性には蛍光出力が大きいなどの魅力的な特長があるが、GSOに取って代わるには、さらに多くの検討が必要である。今後も、GSO単結晶の課題解決を目的に、新たなシンチレータ材料の探索を進めていく予定である。

## 6 . 参考文献

- [1] H. Ishibashi et al., IEEE Trans. Nucl. Sci., **NS-45** 518 (1998)
- [2] M.Tanaka et al., Nucl. Instr. And Meth. In Phys. Res., **A404** (1998)
- [3] 山本誠一, RADIOISOTOPES, **47**[9], 673 (1998)

## (5) DOI 検出器

稲玉直子

放射線医学総合研究所・医学物理部， 千葉大学・自然科学研究科

### 1. はじめに

平成 12 年度の研究報告では、小型シンチレーション結晶素子を2行2列に配列し3段積み上げた構造の次世代 PET 用 DOI 検出器[1]とその測定システムについて述べた。その後、その検出器を深さ方向4段に拡張したものを開発したので、本報でその報告を行う。また、本 DOI 検出器の基礎研究として簡単な結晶配列での実験を行ったので、その結果も報告する。

深さ方向4段への拡張には、添加する Ce 濃度を変えると GSO が異なるシンチレーション波形を示すことを利用した[2]。3段の検出器では、消滅放射線が入射し相互作用を起こした結晶素子を、PS-PMT の出力信号で重心演算を行いその結果を Position map に表すことで判別したが、そのまま4段にすると Position map 上で各結晶を表す領域同士が重なって判別ができなくなるという問題があった。Ce 濃度の異なる2種類の GSO を用い深さ方向に交互に重ね、初めに波形で各 GSO に相当するデータに分け、その後それぞれのデータで Position map を作ることによって4段分の結晶を判別することができた。GSO での波形弁別を利用した方法は、この4段の検出器だけでなく、他の DOI 検出器にも応用できる可能性をもつ。

### 2. 4 段 DOI 検出器

図1に4段 DOI 検出器の外観を示す。結晶素子のサイズは 2.9mm×2.9mm×7.5mm で、検出効率が落ちないように1ブロックの高さが3段の場合と同じ30mmとなっている。

GSO 結晶は Ce 濃度 0.5mol% , 1.5mol% の2種類を用いた。それぞれの減衰係数は 60ns, 35ns で、その発光減衰曲線は図2のようにになっている。検出器ブロックには、0.5mol% GSO を2, 4段目に、1.5mol% GSO を1, 3段目に使用した。

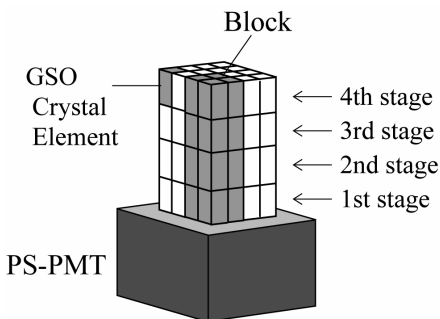


図1 4 段 DOI 検出器

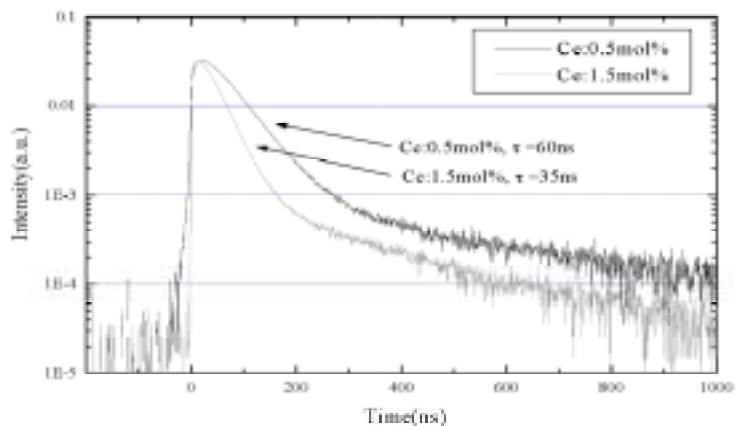


図2 Ce 濃度 0.5mol% , 1.5mol% GSO の発光減衰曲線

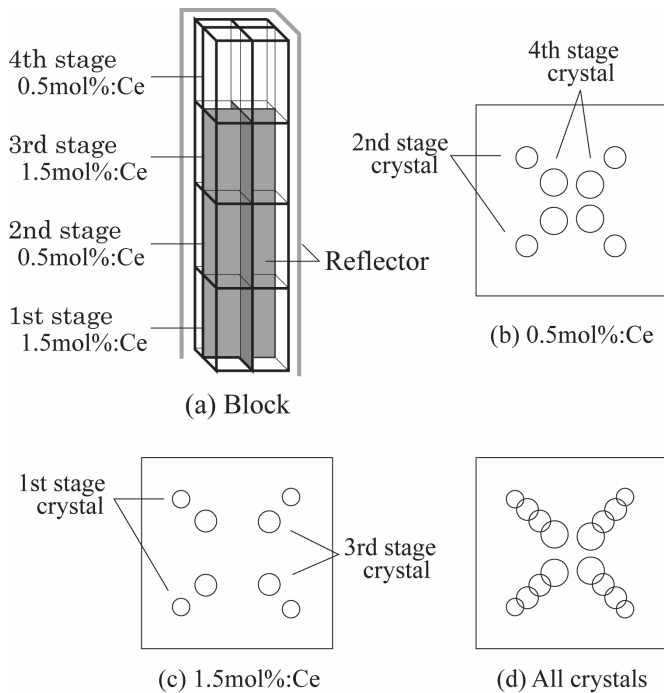


図3は4段 DOI 検出器で得られる Position map の模式図である。まずシンチレーション波形で 0.5mol% GSO (2, 4 段目)からの信号と 1.5mol% GSO (1, 3 段目)からの信号を分けてから Position map を描くと(図3-(b),(c))、分けずに描いた Position map(図3-(d))ではできない結晶の判別がよくできることが分かる。

図3

4段 DOI 検出器の Position map 模式図。(a) 検出器ブロックの構造。(b),(c) 波形弁別をした場合の Position map。(d) 波形弁別をしない場合の Position map。

### 3. 4 段 DOI 検出器の性能評価実験

この4段 DOI 検出器の性能を評価するため、 $\gamma$ 線を一樣照射した場合と、 $\gamma$ 線をビームに絞り結晶側面に沿ってスキャンさせた場合の測定を行った。

図4は測定システムの概要である。Anode 信号は Shaping Amplifier で波形を整形し、波高値を CAMAC ADC で読み取る。データはリストモードで記録する。波形弁別と ADC の gate への入力は Dynode 信号で行う。波形弁別では、信号の立ち上がりのタイミングを CFD 1 でとり、Timing Filter Amplifier で積分、微分を行うことにより作られる bipolar 波形の出力信号のゼロクロスタイミングを CFD 2 でとる。それらの時間間隔を CAMAC TDC で測定すると、図5のように2種類の波形の信号がそれぞれにピークを持つので、それらの谷でデータを2つに分け、時間間隔の長い方を 0.5mol% GSO からの信号、短い方を 1.5mol% GSO からの信号とする。

性能評価実験には、結晶表面は粗面、サイズ 2.9mm  $\times$  2.9mm  $\times$  7.5mm の GSO 結晶を用い、反射材は

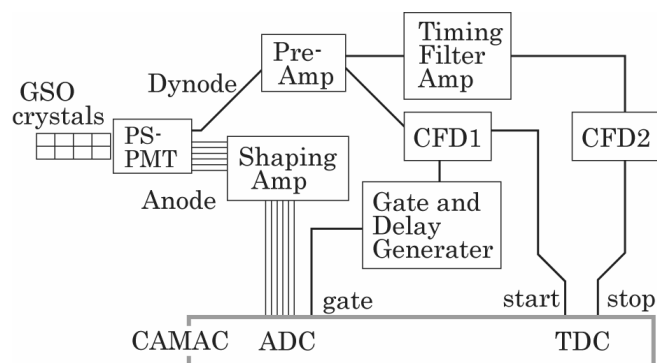


図4 測定システム

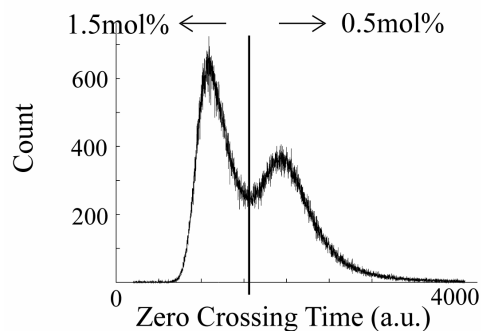


図5 ゼロクロスタイミング

Multi-layer polymer mirrors (厚さ  $65 \mu\text{m}$ ) を使用した。結晶ブロックは 16ch PS-PMT (浜松ホトニクス H6568MOD) にシリコンオイルで光学的に結合させた。結晶ブロック内は、各段間には光が通りやすいように GSO 結晶に屈折率の近いシリコンオイルを塗り、4 段目の結晶間は位置弁別が良くなるよう空気層にした。GSO、シリコンオイル、空気の屈折率はそれぞれ 1.9, 1.5, 1.0 である。

### 3-1. $^{137}\text{Cs}$ 点線源による一様照射実験

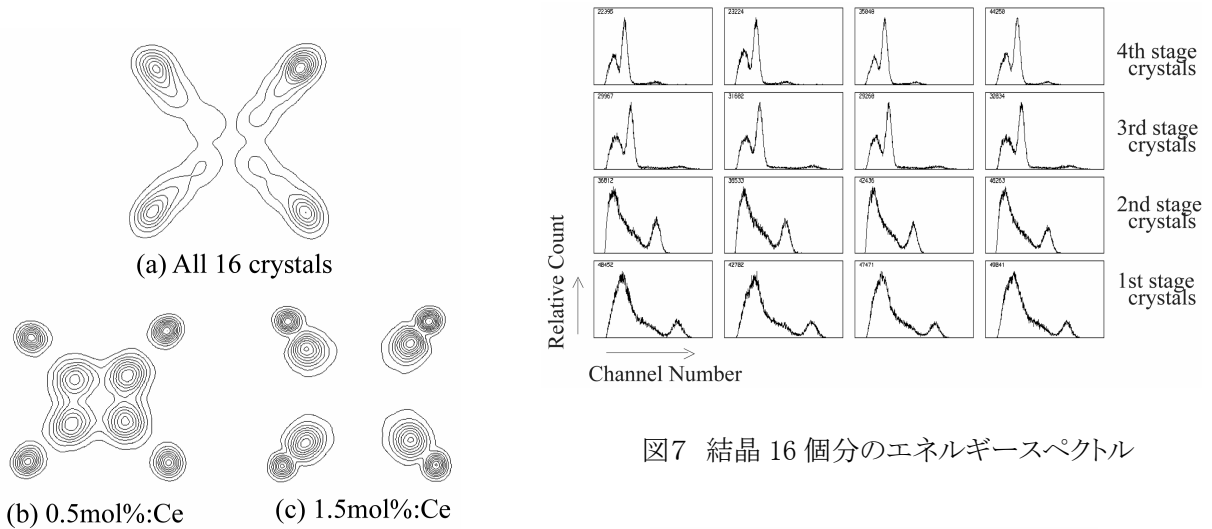


図7 結晶 16 個分のエネルギースペクトル

図6 (a)波形弁別、エネルギー弁別前の Position map。 (b),(c) 波形弁別、エネルギー弁別後の Position map。

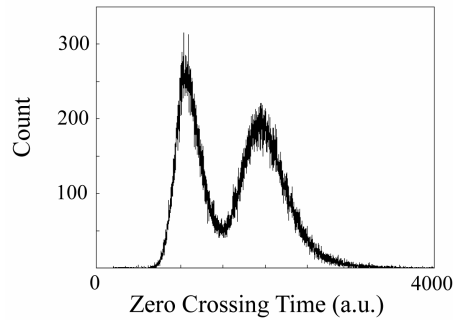


図8 エネルギー弁別後のゼロクロスタイミング

性能評価実験として、 $^{137}\text{Cs}$  点線源 (0.1mCi, 662keV) から  $\gamma$  線を一様照射し応答を見た。図6 (a)は 750k event 分の Position map である。このデータを波形弁別によって 2 分し (図5)、それぞれ Position map を描く。その後の処理は 3 段の DOI 検出器と同じで、map 上で結晶をあらわす領域ごとにエネルギースペクトル (Anode 信号の和、図7) をつくり、各スペクトルに window を設けて散乱線を削除する。図6(b), (c) は、そのようなエネルギー弁別をした後の Position map である。弁別前の図6(a)ではできなかった 4 段分 16 個の結晶の判別ができていくことがわかる。図8はエネルギー弁別後のゼロクロスタイミングを表したもので、谷の右側が図6(b)、左側が図6(c) のデータに相当する。

### 3-2. $\gamma$ 線ビームによるスキャン実験

この測定システムで、結晶の判別を誤る割合を評価するためにスキャン実験を行った。

図9は実験の様子と得られた応答を示している。実験は、まず  $^{137}\text{Cs}$  点線源 (0.2mCi, 662keV) からの  $\gamma$  線を鉛コリメーターで直径 1mm のビームに絞り、図のように結晶ブロックの側面に垂直にあてる。この状態では、図の  $\gamma$  線があたっている結晶とその奥の 2 結晶でのみ相互作用が起こるはずである。相互作用を起こす場所を制限することにより、結晶判別の誤りを評価する。結晶ブロックを側面に沿ってビームがあたるようにスキ

キャンさせ、1～4段結晶の応答を見た。グラフの横軸がビームの位置で、1つの山が1つの結晶での応答を表している。グラフの縦軸は、各ビームの位置で本測定システムでその結晶と判別されたイベント数を計数率で示している。1つの結晶のスキャン方向の長さは7.5mmである。

図10は $\gamma$ 線ビームが結晶ブロックの上面に沿うようにしてスキャンさせた結果である。この場合は結晶の幅が2.9mmなので、 $^{137}\text{Cs}$ 点線源からの $\gamma$ 線を鉛コリメーターで幅0.5mmの平面状にした。この状態では、 $\gamma$ 線があたっている結晶の列4段分の結晶で相互作用が起こるので2列分8つの応答が得られるが、グラフには $\gamma$ 線照射方向から見て左側の応答のみ示した。 $\gamma$ 線は上面からあてているので、4段目でのイベント数が一番多くなる。

図9、10より、この測定システムでの結晶判別の誤りは多いところで10%程度であり、4段のDOI検出に大きく影響しないことが確認できた。

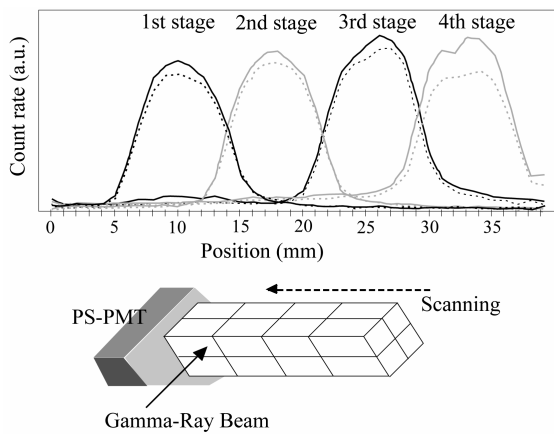


図9 スキャン実験の応答（側面）

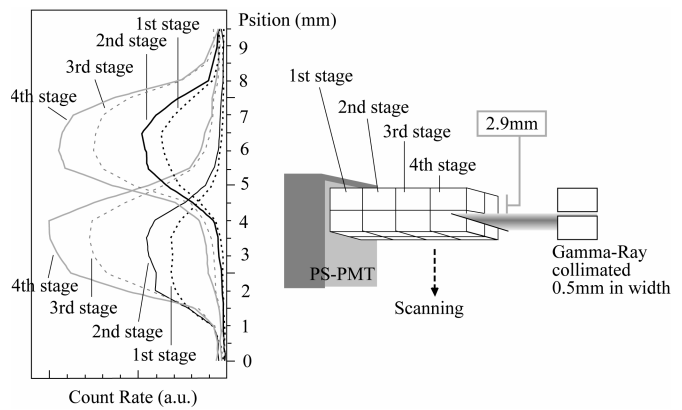


図10 スキャン実験の応答（上面）

#### 4. 1×1×3 結晶配列

深さ方向3段の結晶ブロックの光の伝播の様子を詳しく調べるために、1×1×3のブロックでの測定(図11)を試みた。

図12は $^{137}\text{Cs}$ 点線源からの $\gamma$ 線を鉛コリメーターで幅1mmの平面状にしたものを結晶の中心に照射した結果をグラフにまとめたもので、検出器ブロックの各段の結晶からPMTに届く光量の差を定量的に見るために行った。2段目からの光量としては中央の結晶にビームを当てたときのPMT 1の出力信号を、1、3段目はそれぞれPMT 1に近い結晶に当てたときのPMT 1, PMT 2の出力信号を用いた。GSO鏡面、サイズ3.8mm×3.8mm×10mm、反射材はMulti-layer polymer mirrorsで測定した。結晶はPMT接合面のみグリースを塗り、結晶段間は空気層となっている。コンプトン散乱のイベントは除去してある。

ピークチャンネルと各段からの光量の比を表に示す。

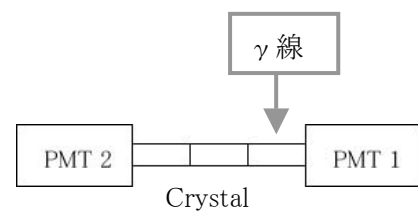
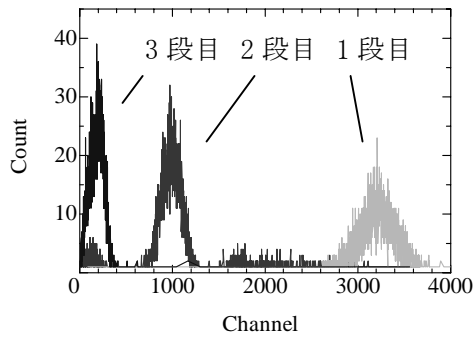


図11 1×1×3 結晶配列

	Peak Channel	Relative value
1 <sup>st</sup> stage	3231	1
2 <sup>nd</sup> stage	1018	0.32
3 <sup>rd</sup> stage	235	0.073



今後パラメータを変えて、それぞれの条件での光量の分布を調べていく。

図12 各段からの光量

### 5. 2×1×3 結晶配列

本検出器の基礎となる2×2×3のブロックは、3段目で光が1つの結晶から隣接する2つの結晶に伝播する。それがブロック全体の光の分配を複雑にしているため、3段目を2つに分けた2×1×3のブロックにすることにより、1, 2段目と同じように光の伝播を一方向に制限して測定を行った。

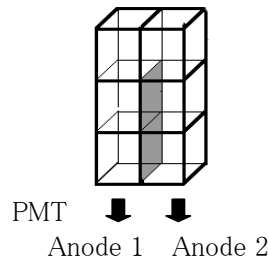


図13 2×1×3 結晶配列

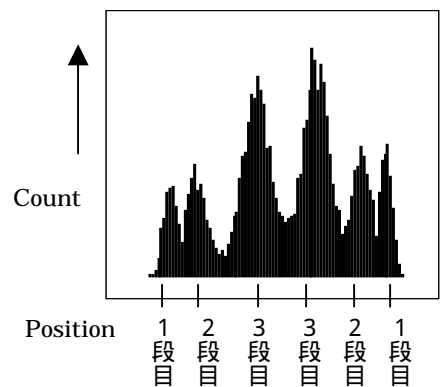


図14 Position map (断面)

図14に示すヒストグラムは、GSO 粗面、サイズ 3.8mm×3.8mm×10mm、<sup>137</sup>Cs 点線源による一様照射、反射材はテフロンテープのときの結果で、コンプトン散乱線を除去した後の Position map である。結晶間をすべて空気層にしたときの結果を踏まえて、グリースは2-3段目結晶間と3段目同士の結晶の間に塗ってある。

図15-(a), (b) は線源をビームに絞って3段目結晶、1段目結晶に当てた様子である。図15-(c) は5.の1×1×3結晶配列でPMTに一番近い結晶に当てたときの様子である。

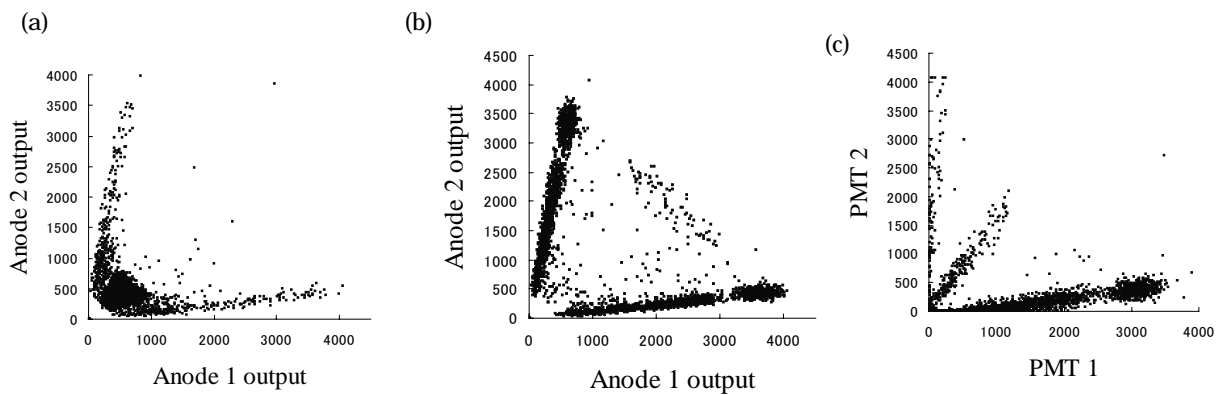


図15 PS-PMT Anode 出力。2×1×3 結晶配列で (a) 3段目結晶にあてた場合 (b) 1段目結晶にあてた場合。 (c) 1×1×3 結晶配列で1段目結晶にあてた場合。

## 6. 終わりに

Ce 濃度の異なる GSO 結晶を用い波形弁別を行うことにより 4 段の DOI を判別できる検出器を開発した。今後、この検出器のパラメータの最適化を行う予定である。

本 DOI 検出器の基礎的研究として結晶を  $1 \times 1 \times 3$  配列や  $2 \times 1 \times 3$  配列に並べた測定も行った。今後、これらの配列で結晶間物質、反射材などのパラメータを変えた場合の測定を行っていく。このようなより単純な結晶配列での基礎研究によって複雑な光学系を持つ本 DOI 検出器の特性を理解し、測定の予測やパラメータの最適化を行うのに役立てていく。

## 参考文献

- [1] Murayama H., Ishibashi H., Uchida H., Omura T., Yamashita T.: Design of a Depth of Interaction Detector with a PS-PMT for PET. 1999 IEEE Nucl. Sci., 47, pp.1045-1050, 2000.
- [2] Yamamoto S., Ishibashi H.: A GSO depth of interaction detector for PET. IEEE Trans. Nucl. Sci., 45, pp.1078-1082, 1998.



## (6) 検出器シミュレーション

羽石 秀昭

千葉大学工学部・情報画像工学科

### 1. はじめに

シンチレータブロックの3次元配列による位置検出器ユニット[1-2] (図1) に関して、われわれは、モンテカルロシミュレータを構築し、ディテクタのもつ諸特性を明らかにしつつ、適切なディテクタパラメータを得ることを目指して研究を進めている[3-7]。これまでにシミュレータにいくつかの改良を加えてきたが、今回は、反射材でのフォトンの振る舞いを厳密にし、また PS-PMT におけるチャンネル間の漏れこみも考慮することにより、これまでで最もよく実験データにフィットするシミュレーションが可能になった。本報告では、改良したシミュレータによる計算結果と実験結果を比較して、その類似のよさを示した後、シミュレータを用いた2, 3の設計パラメータに関する位置弁別精度の評価結果を示す。

一方、これまでは検出器ユニット単体での評価を行ってきたが、複数のユニットにまたがる多重散乱に対しては、その効果を評価することができなかった。そこで、モンテカルロシミュレータの出力結果に基づいて、類似の特性をもつ簡便で高速なシミュレータを作成した。

### 2. モンテカルロシミュレータの改良

#### 2.1 改良点

##### 1) 反射材でのフォトンの振る舞い

クリスタルと反射材の境界では、完全に密着できる場合を除いて空気層が存在すると考えられるため、フォトンの振る舞いもこれを考慮したものになるように改良した。

2) PS-PMT におけるチャンネル間のもれ込み  
各クリスタルエレメントから PMT へのフォトンの入射に際し、直下にある PMT チャンネルのみならず、近傍の PMT チャンネルへのもれ込みも考慮する必要がある。

#### 2.2 バリデーション

上記の改良を行って、実験データとの合わせ込みを行ったところ、従来に比べて最も類似した結果が得られた。ここでは以下の3種類のディテクタユニットについて、実験結果とシミュレータ出力の比較を示す。

- 対称な光学反射材配置および粗面結晶
- 対称な光学反射材配置および鏡面結晶
- 非対称な光学反射材配置および粗面結晶

いずれも3層のタイプであり、各ブロックは 3.8 mm (row) x 3.8 mm (column) x 10 mm (depth)のサイズの GSO ( $Gd_2SiO_5Ce$ ) 結晶である。検出器の約 15mm 上方に Cs-137 (662 keV) 線源を置いた場合を想定し、検出されるイベントに対する位置弁別変数の2次元ヒストグラムおよびエネルギースペクトルを求めた。

まず、ケース について、2次元ヒストグラムおよびエネルギースペクトルの比較結果を図2に示す。それぞれよく類似しているのがわかる。類似性について数値的にも評価した。具体的には、以下の2点である。

- (a) 2次元ヒストグラムにおける、原点から各クラスタまでの距離。
- (b) エネルギースペクトルにおける、各ステージのフォトピークの相対距離 (ステージ1で正規化し

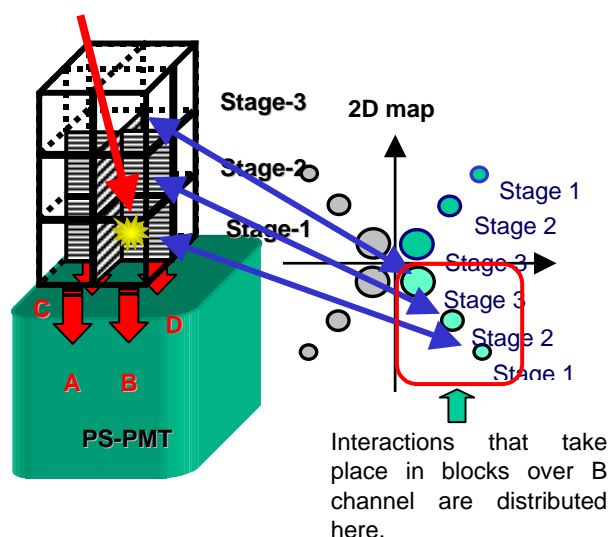


図1 DOI ディテクタの構造と位置弁別

たもの)

これらの評価結果を表1に示す。ほとんどの項目について実験とシミュレーションはよい一致を示している。ただし、2次元ヒストグラムにおいて、ステージ3のクラスタが実験に比べてやや原点に寄っており、またエネルギースペクトルでは、シミュレーション結果が実験よりもよいエネルギー分解能を示している。このため、まだ改良の余地は残されていると考えられる。

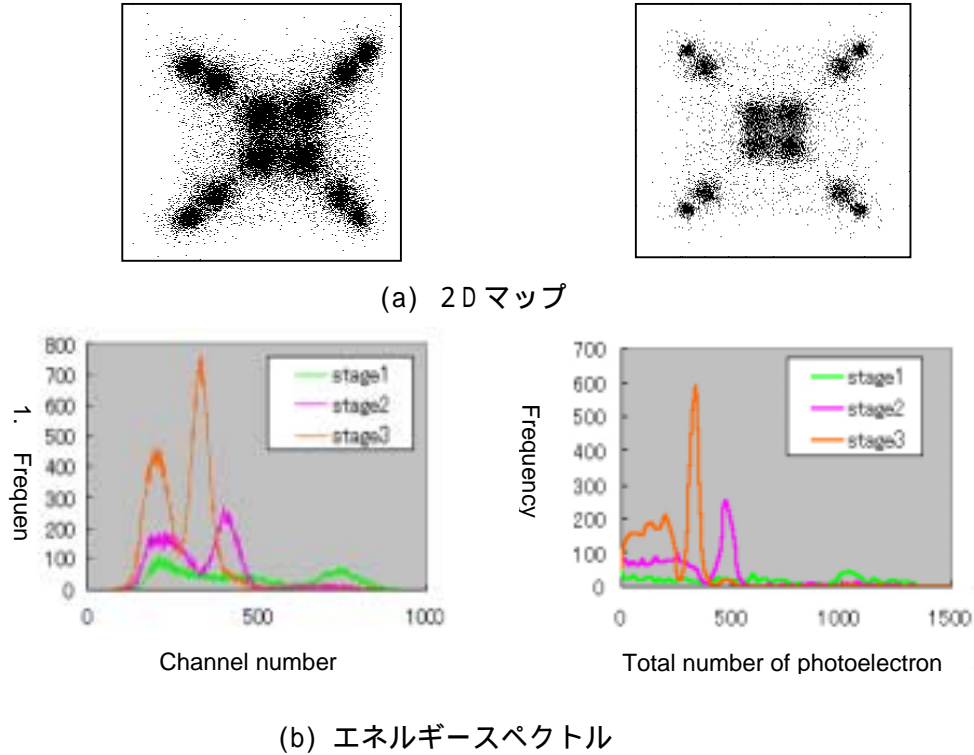


図2. ケース での実験とシミュレーションの比較 (左: 実験, 右: シミュレーション)

表1 実験結果とシミュレータ出力の類似性評価

	2D histogram			Energy histogram		
	Stage 1	Stage 2	Stage 3	Stage 1	Stage 2	Stage 3
Experiment	0.83-0.93	0.58-0.68	0.21-0.28	1	0.48-0.58	0.35-0.39
Simulation	0.90	0.68	0.19	1	0.46	0.33

ケース の鏡面反射では、2次元ヒストグラムにおいてクラスタの分離が悪くなっている。また、ケース の非対称配列では、各象限でクラスタが整列しない結果となっている。これらの性質は、実験およびシミュレーションの両方で認められる。

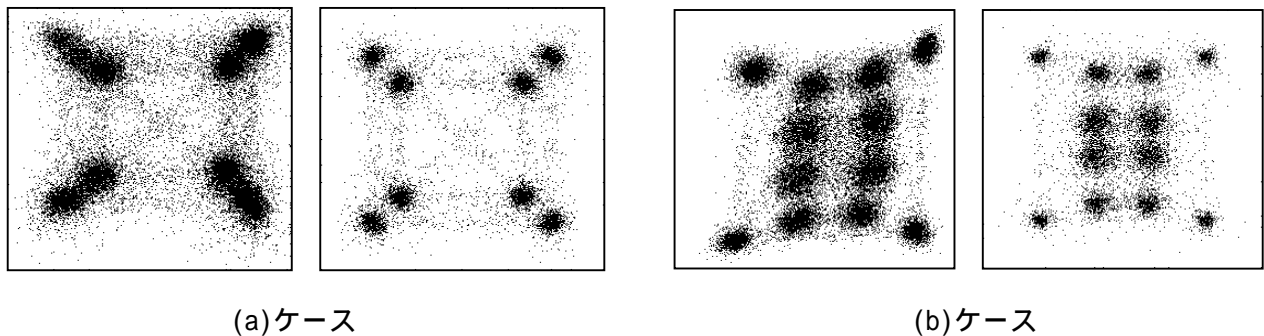


図3. ケース , についての比較 (左: 実験, 右: シミュレーション)

### 2.3 設計パラメータの評価

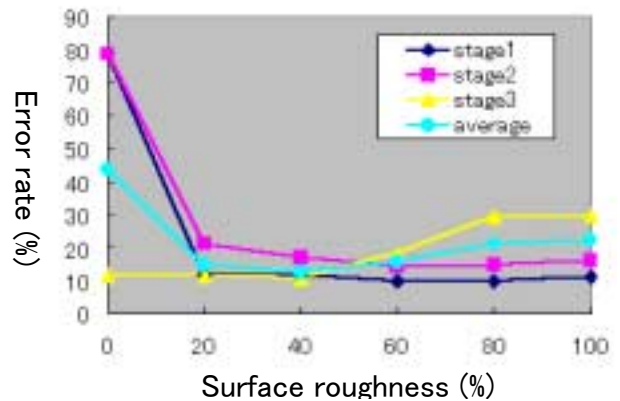
モンテカルロシミュレーションを用いて、3つの設計パラメータについて、その適切な値をブロック判別の精度によって評価した。最初に、ベースモデルを以下のように定義した。

線源:Cs-137 (662keV),シンチレータ:GSQ(光出力:16,400 photons/MeV [8][9],屈折率:n=1.8,線減弱係数:0.54 cm<sup>-1</sup>),表面粗さ:90%,反射材反射率:95%,層間媒体の屈折率:n=1.0,PMTにおける量子効率:10%

結晶表面の粗さ,反射材の反射率,層間媒体の屈折率の3パラメータに着目し,それら1つのパラメータのみを変化させ,他を固定して判別能力を調べた。判別能力は全入射ガンマ線に対する誤判別の個数によって定義される誤り率によって評価した。図4~6はその結果を示している。それぞれのパラメータに関して3つの具体的な値に対する2次元ヒストグラムも示した。

#### (a) シンチレータの表面特性

図4のグラフより,非常に鏡面性の高い表面を除いて,正確な判別が可能であると予想される。2次元ヒストグラムでわかるように,粗面の場合にはクラスタがよく分離する。しかしながら,各クラスタの広がりもまた粗面の場合には大きい。これら2つ特性のために,非単調な判別能のグラフとなっていると思われる。



#### (b) 反射材の反射率

高い反射率はより多くの光学フォトンがPMTに到達させる。図5に示すように,予想通り反射率が高いほど,より判別の精度は向上する。90%反射率の場合の2次元マップで見ると,分離は十分ではない。よい判別のためには95%以上の反射率が必要であることが示唆される。

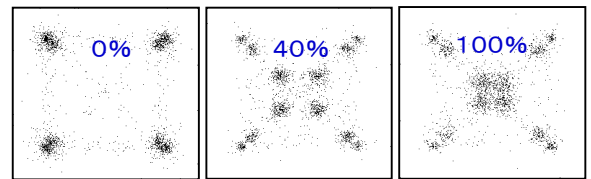


図4 表面粗さに対する判別精度

#### (c) 層間媒体の屈折率

図6の2次元ヒストグラムに見るように,屈折率が高いほど,各象限におけるクラスタは互いにつながっている。これは光学フォトンが結晶間を容易に移動できるためである。しかし,そのような現象にもかかわらず,ブロック判別のエラーはそれほど変わっていない。これは予想していない結果であり,さらに調査する必要がある。

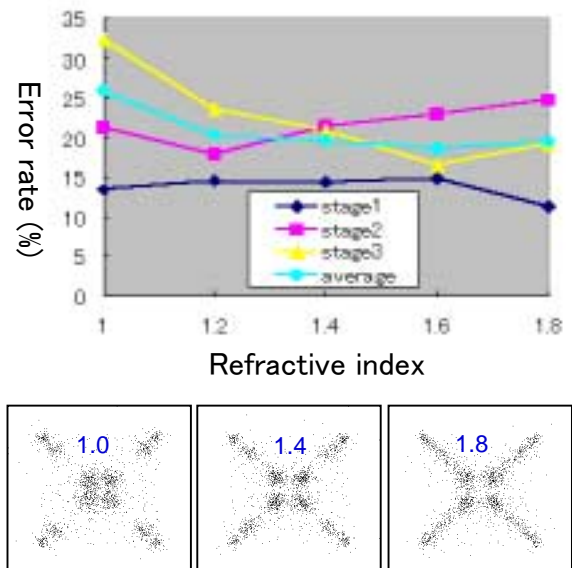
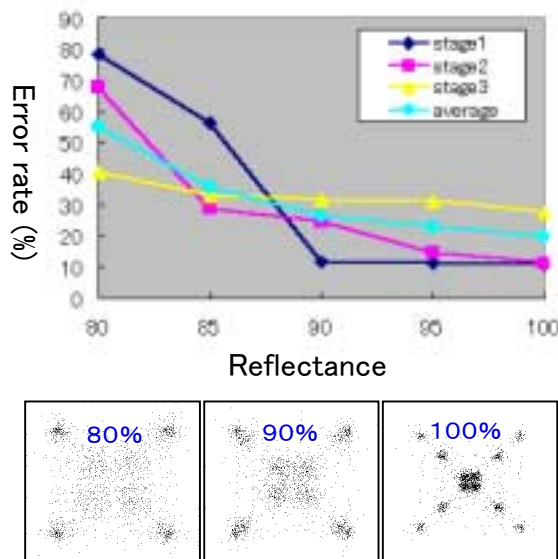


図5 反射率に対する判別精度

図6 層間媒体の屈折率に対する判別精度

### 3 複数ユニットにわたる多重散乱の効果

#### 3.1 DOI 検出器の簡易的シミュレーション

DOI 検出器シミュレータの高速化を図るために、検出器ユニット内での光子の伝搬をモンテカルロ法ではなく、近似法で計算した。まず、ガンマ線が相互作用によって損失したエネルギーから計算される発生光子数にポアソン分布を示す乱数を付加する。次に、あらかじめ決定した検出器のジオメトリにおいて、それぞれの結晶から光子が PMT まで到達する割合を計算しておき、その割合を発生光子数に掛けることで、PMT に到達する光子数を求める。さらにここで PMT に到達する光子数にポアソン分布を示す乱数を付加することで、最終的な PMT の出力信号を得る。

上記の近似的な簡易法とモンテカルロによる方法の比較を図 7 に示す。2 次元ヒストグラムでは類似しており、エネルギースペクトルではステージ 1 において両者に違いがあるものの全体的に見てほぼ等しいといえる。計算時間が極めて改善されており、分布の傾向だけ見る場合には充分であると考えられる。

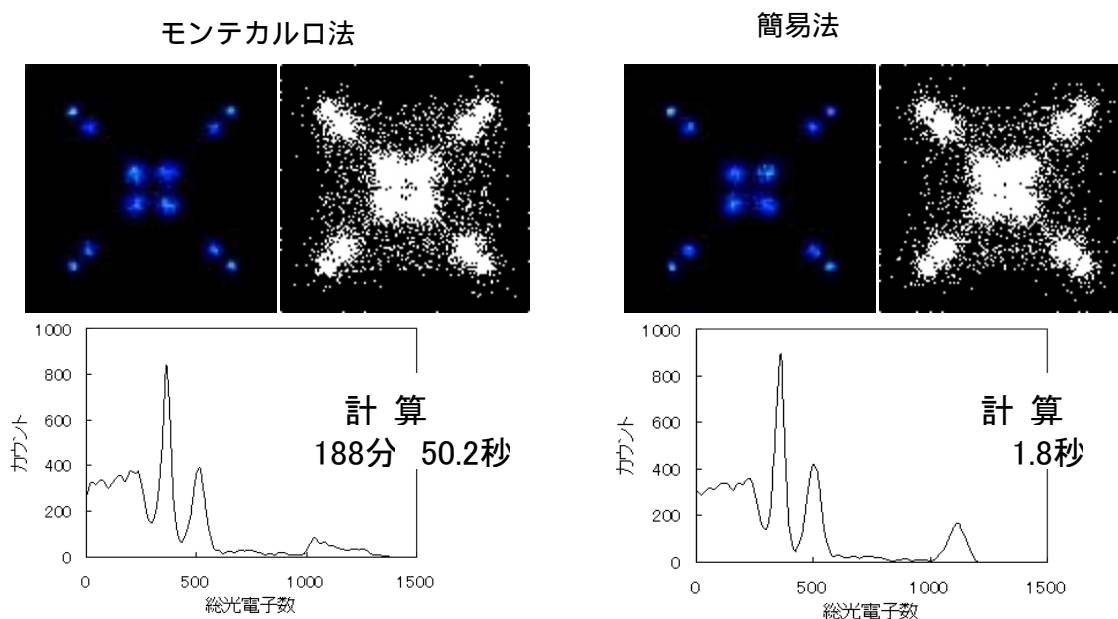


図 7 . モンテカルロ法と簡易法との比較 ( 2 次元マップで左は多値表現 , 右は 2 値表現 )

#### 3.2 複数のディテクタユニットでの放射線検出

上記の簡易法を  $4 \times 4$  のディテクタユニット配列に対して適用した。計算条件は、ユニット配列の図 8 のような位置に、ランダムにガンマ線を垂直入射した場合とした。ユニット毎の 2 次元ヒストグラムを図 9 に示す。またそれぞれのカウントを表 2 に示す。

ガンマ線を入射したユニットと隣接するユニットにイベントが多く散乱していることがわかる。次に、散乱により通過したユニット数について調べたものを表 3 に示す。1 つのユニット内で散乱するイベントが多いのに次いで、2 つのユニットにまたがって散乱するイベントが多くなっていることがわかる。

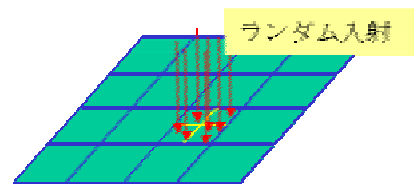
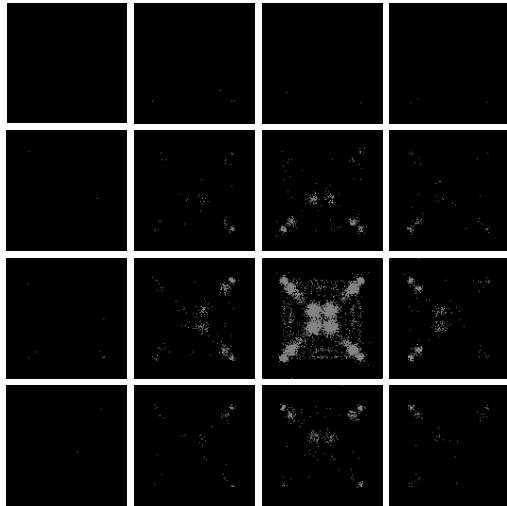


図 8 シミュレーションにおけるガンマ線入射位置



0	4	2	3
3	72	413	79
8	375	8101	396
2	64	401	88

表 2 . 2 DMAP のカウント

ユニット数	カウント
1	6305
2	1690
3	102
4	5

表 3 . 散乱によるユニット数

図 9 . 複数ディテクタユニットでの 2 次元ヒストグラム

#### 4 . まとめ

モンテカルロシミュレータを改良し,実験結果と一致度のよい出力が得られるようになった. またこのシミュレータを用い, 3つのパラメータについて, パラメータ値と位置弁別精度の関係を予測した. さらに, モンテカルロシミュレータの出力結果に基づいた高速なシミュレータを開発した. これにより複数のディテクタユニットにわたる相互作用が扱えるようになった.

#### 文献

- [1] H. Murayama et al. "Depth encoding multicrystal detectors for PET, " IEEE, Trans. Nuclear Science, Vol. 45, No.3, pp. 1152-1157 (1998)
- [2] Murayama, H. Ishibashi, H. Uchida, T. Omura and T. Yamashita, "Design of a depth of interaction detector with a PS-PMT for PET," IEEE Trans. Nuc. Sci., 47, pp.1045-1050, 2000.
- [3] H. Haneishi et al. "Computer Simulation for Design of Depth Encoding Multicrystal Detector for PET", IEEE '99 Medical Imaging Conference, Conference record (1999)
- [4] 高木, 羽石, 三宅, 村山, Medical Imaging Technology, Vol. 18, No. 4, pp.561-562 (2000)
- [5] 羽石, 高木, 村山, 第 80 回日本医学物理学会学術大会, pp. 300-303 (東京, 2000.9.30)
- [6] 山田暁, 羽石秀昭, 稲玉直子, 村山秀雄, "計算機シミュレーションを用いた位置検出型 P E T ディテクタの特性解析(II)"日本医学物理学会(JSMP2001), 要旨集, pp. 206-209(2001. 9.29, 大阪)
- [7] 山田暁, 高木一也, 羽石秀昭, 山谷泰賀, 稲玉直子, 村山秀雄, "次世代 PET 用 D O I 検出器の設計のための計算機シミュレーション"日本核医学会総会, 学術集会抄録, p. 582 (2001. 10, 金沢)
- [8] W. W. Moses, P. R. G. Virador, S. E. Derenzo, R. H. Huesman and T. F. Budinger: "Design of a High-Resolution, High-Sensitivity PET Camera for Human brains and small animals," IEEE, Trans. Nuc. Sci., Vol. 44, No. 4, pp.1487-1491 (1997)
- [9] Y. Kurata, K. Kurashige, H. Ishibashi and K. Susa, " Scintillation characteristics of GSO single crystal grown under O2-containing atmosphere," IEEE, Trans. Nuc. Sci., Vol. 42, No. 4, pp.1038-11040 (1995)

# (7) DOI-PET 画像再構成

山谷泰賀

放射線医学総合研究所医学物理部、東京工業大学像情報工学研究施設

## 1. はじめに

生体分子イメージングの進歩に貢献することを主たる目的として、高感度、高空間解像度、高計数率特性をもつ次世代 PET 装置の開発が現在進められている<sup>1)2)</sup>。従来の PET 装置では、検出素子の厚みの影響によって、検出器対が物体空間に対しても感度分布関数は、視野領域の端に位置するほど広がりをもつ。これに対して、次世代 PET 装置では、検出素子内における深さ方向の相互作用位置(depth-of-interaction; DOI)を弁別する 3 次元放射線位置検出器を開発し<sup>3)</sup>、感度分布関数の広がりを抑制する。DOI 情報を利用することによって、空間解像度の画質の一様性が向上し、ノイズと空間解像度のバランスで評価する再構成像の画質が改善される<sup>4)</sup>。一方、DOI-PET 装置は、観測データの次元数の増加、不均等なサンプリング、DOI 層ごとの感度のばらつき、リストモードデータ収集など、従来の PET 装置とは異なる複雑な特性をもつため、DOI-PET 装置に適した画像再構成手法の検討が必要である。

そこで、本研究では、次世代 PET 装置に適した画像再構成手法の開発および次世代 PET 装置の再構成像の画質評価を目的として、FORE+2D 再構成や 3DRP 法など解析的画像再構成手法を用いる方法と、ART や ML-EM 法など代数的あるいは統計的な画像再構成手法を用いる方法の 2 通りを検討している(図1)。前者は、高速計算が可能であるが、観測系がシフトバリエーションを持つ場合再構成像にエラーが生じるのに対し、後者は、複雑な観測モデルを取り扱えるが計算コストは大きい。具体的には、前者では、リストモードデータをヒストグラミングしてサイノグラムに変換し、感度・吸収・散乱補正した後、FORE+2D 再構成あるいは 3DRP 法を適用する。一方、後者では、リスト

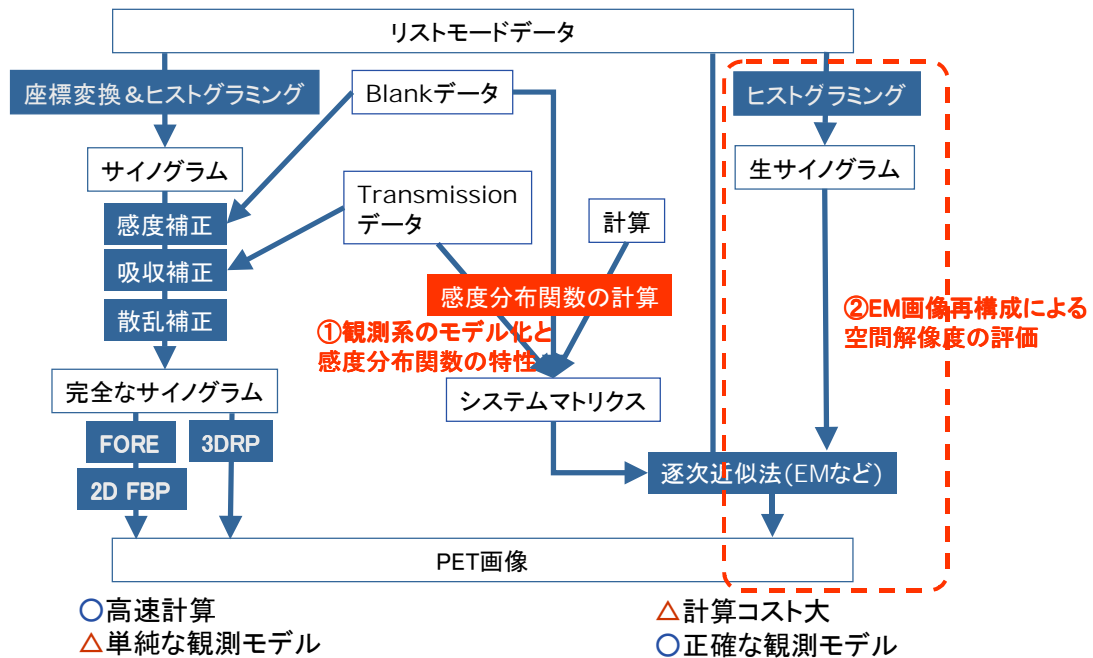


図1 次世代PET画像再構成の流れ

モードデータを一旦ヒストグラムデータに変換してから画像再構成を行う方法と、リストモードデータから直接画像再構成を行う方法が考えられ、どちらも検出素子の幾何学的性質や感度・吸収などの物理特性はシステムマトリクスに含まれる。

本稿では、観測系のモデル化と感度分布関数の特性、ML-EM 画像再構成による空間解像度の評価について進捗報告する。

## 2. 観測系のモデル化と感度分布関数の特性

### 2.1 観測系のモデル化

物体を表す連続関数  $f(\mathbf{r})$  と、 $i$  番目  $m$  層目の検出素子と  $j$  番目  $n$  層目の検出素子を用いて同時計数測定される観測値  $g_{im,jn}$  の関係は、次式で表される。

$$g_{im,jn} = \int_C h_{im,jn}(\mathbf{r}) f(\mathbf{r}) d\mathbf{r} \quad (1)$$

ここで、 $h_{im,jn}(\mathbf{r})$  は検出素子対に対する感度分布関数、 $C$  は物体領域を表す。また感度分布関数は、点  $\mathbf{r}$  において生じた消滅線が検出素子対  $(im, jn)$  で同時計数測定される確率として定義され、検出素子の幾何的配置と検出素子内の線の貫通を考慮した場合、次式で表される。

$$h_{im,jn}(\mathbf{r}) = \frac{1}{4\pi} \int_0^{4\pi} p_{im}(\Omega, \mathbf{r}) p_{jn}(\Omega, \mathbf{r}) d\Omega \quad (2)$$

$p_{im}(\Omega, \mathbf{r})$  は(3)式で表される、点  $\mathbf{r}$  において角度  $\Omega$  方向に生じた消滅線の一方が検出素子  $im$  によって検出される確率、

$$p_{im}(\Omega, \mathbf{r}) = \exp[-\mu \bar{l}_{im}(\Omega, \mathbf{r})] \cdot \{1 - \exp[-\mu l_{im}(\Omega, \mathbf{r})]\} \quad (3)$$

$l_{im}(\Omega, \mathbf{r})$  は線の飛行経路に沿った直線が検出素子  $im$  を横切る長さ、 $\bar{l}_{im}(\Omega, \mathbf{r})$  は、おなじ直線が検出素子  $im$  の前面に位置する他の検出素子を横切る長さを表す(図2)。また、 $\mu$  は、511keV の線に対する検出素子の線減弱係数を表す。 $p_{jn}(\Omega, \mathbf{r})$  も(3)式と同様に定義される。なお、人体による線の吸収は正確に補正されていることを仮定し、散乱線は無視する。

### 2.2 感度分布関数の特性

図3に示す現在の次世代 PET 設計案に従って感度分布関数を計算し、DOI 情報を用いない場合(30mm 厚の non-DOI PET 装置)と比較した。図4に感度分布関数の例とそのプロファイルを示す。これより、次世代 PET 装置では、DOI 情報を利用することによって、radial 方向および axial 方向ともに感度分布関数の広がりが抑制され、感度分布関数のシフトインバリエント性が高まること分かる。

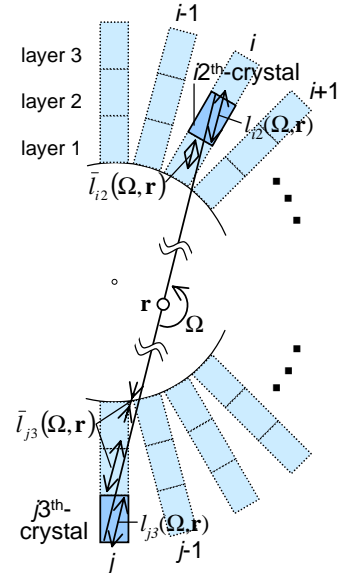


図2: Coincidence detection of a pair of photons. (An example of 3-layer DOI-PET scanner)

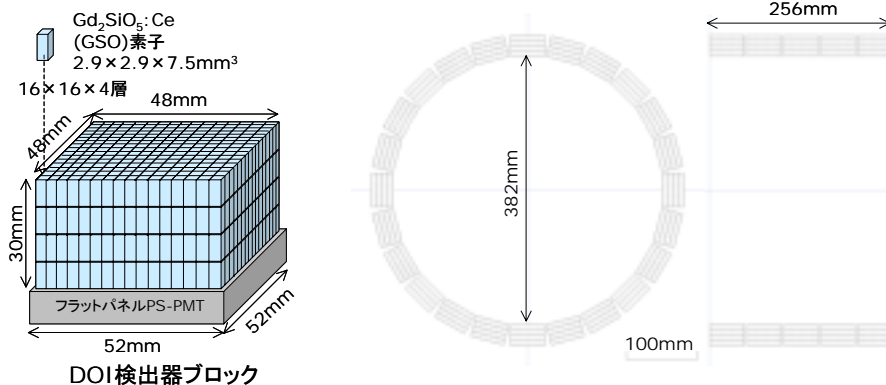


図3 次世代PET装置の設計案

■ non-DOI PET  
(30mm厚)

■ DOI-PET  
(7.5mm厚×4層)

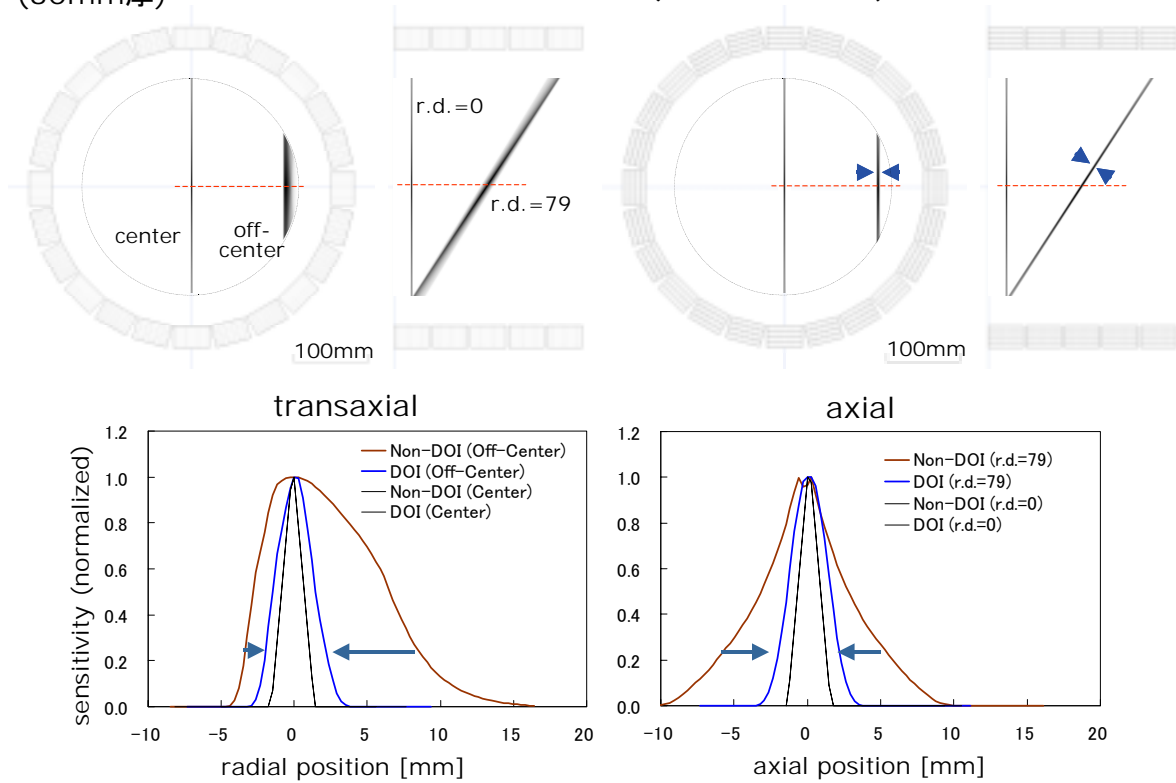


図4 次世代PET装置の感度分布関数の例

### 3. ML-EM 画像再構成による空間解像度の評価

次世代 PET 装置で得られる空間解像度を評価するために、前章で構築した感度分布関数を用いてシステムマトリクスを計算し、ML-EM 法<sup>5)</sup>を用いて画像再構成を行う。今回は、リストモードデータをヒストグラムデータに変換してから ML-EM 法を適用することを想定し、また計算時間の都合から、**図5**に示す小動物用の DOI-PET 装置を仮定した。これは、現在、村山らによる GSO 素子( $2.9 \times 2.9 \times 7.5\text{mm}^3$ )を用いた DOI 検出器ブロック<sup>2)</sup>設計に基づいて、この GSO 素子を  $16 \times 16 \times 2$  層に並べた DOI 検出器ブロックを直径 184mm の円周上に 12 個配置した DOI-PET 装置(検出素子数  $192 \times 2$  層  $\times 16$  リング)である。そして、DOI 情報を用いない場合 (検出素子厚 15mm の non-DOI PET 装置) と比較する計算機シミュレーションを行った。具体的には、(1)式に従って生成した点線源ファントムの観測データに対して画像再構成を行い、空間解像度を評価した。観測データの次元数 (検出素子対の数) は、DOI-PET 装置では 10,223,616、

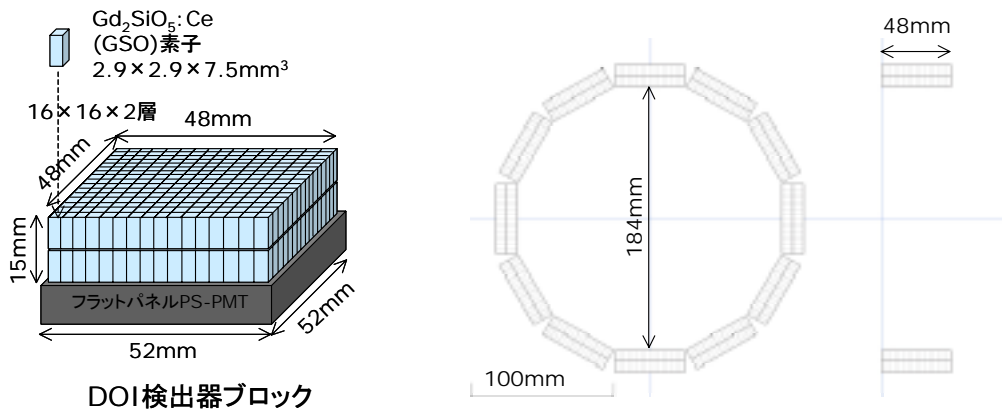


図5 計算機シミュレーションで仮定した小動物用DOI-PET装置



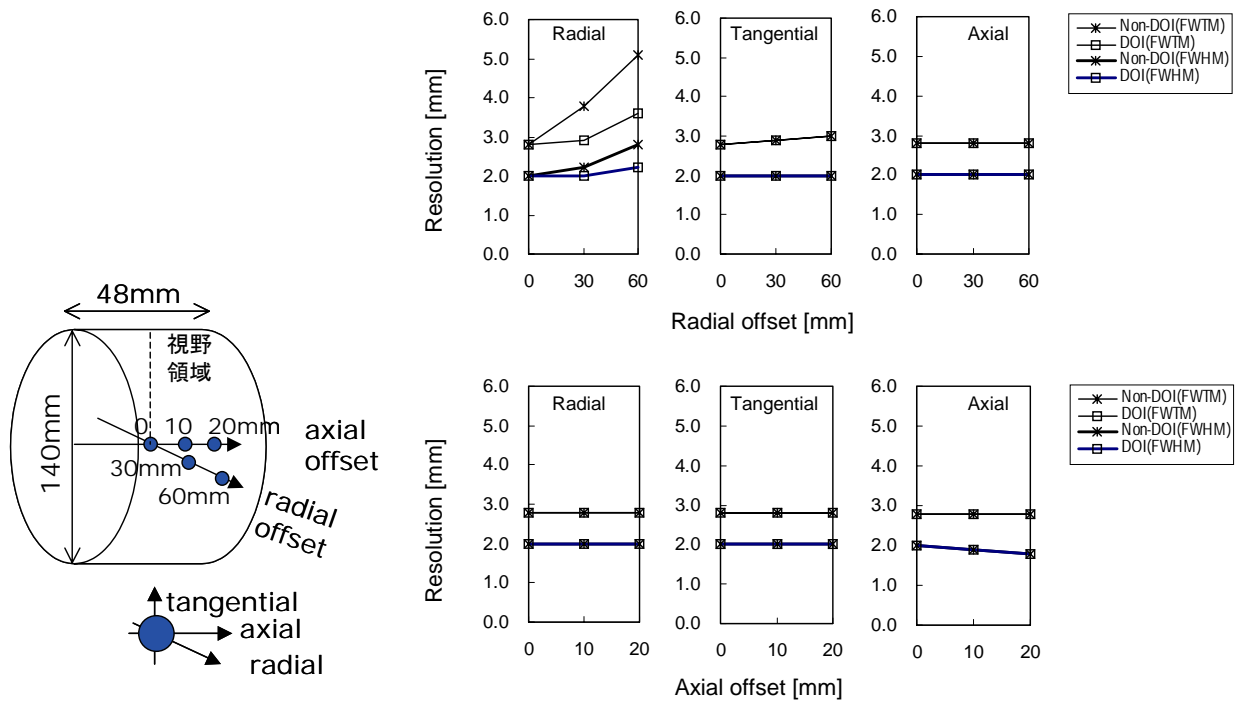


図6 半値幅(FWHM)と1/10幅(FWTM)による空間解像度の評価

non-DOI PET 装置では 2,555,904 である。また、物体空間はデルタ関数を用いて  $140 \times 140 \times 48$  (1mm 間隔) に離散化した。視野中心から radial 方向(0mm, 30mm, 60mm)および axial 方向(0mm, 10mm, 20mm)に向かって空間解像度(radial, tangential, axial 方向)が変化する様子を図6に示す。これより、DOI 情報を利用することによって、視野領域の端における radial 方向の空間解像度が大きく向上し、画像全体の空間解像度の一様性が向上することが分かる。DOI 情報は感度分布関数の axial 方向の広がりも抑制するが、本シミュレーションで仮定した装置では体軸方向の視野領域が狭いため、この効果は現れていない。

#### 4. まとめと考察

本稿では、次世代 PET 装置に適した画像再構成手法を開発し、次世代 PET 装置の再構成像の画質評価を行うために、まず感度分布関数の特性の調査および ML-EM 画像再構成による空間解像度の評価を行った。そして、DOI 情報を利用することによって、空間解像度の一様性が向上し、ブロック数を削減した小型のジオメトリで 2mm 程度の空間解像度が得られることが示された。一方、次世代 PET 装置では、感度分布関数のソフトインバリエント性が高まるため、解析的画像再構成手法により代数的/統計的な画像再構成手法に匹敵する良好な再構成像が得られる可能性がある。現在、解析的画像再構成手法を用いた次世代 PET 画像再構成シミュレーションの構築を進めており、発表において結果の一部を報告する予定である。具体的には、モンテカルロシミュレーションにより生成されるリストモードデータをサイノグラムに変換し、FORE+2D FBP および 3DRP 法を適用する。今後は、ML-EM 法を次世代 PET 装置のジオメトリに拡張し、解析的画像再構成手法と比較する。また、観測データの次元数が DOI 層数の 2 乗に比例して増加する一方、深い検出素子では検出確率が大きく減少することから、イメージングシステムの最適化および観測データの冗長性を考慮した画像再構成手法の開発も行う。

#### 参考文献

- 1) 村山, "次世代 PET 装置の開発研究", 放医研ニュース no. 44, 2000. (<http://www.nirs.go.jp/>)
- 2) 平成 12 年度次世代 PET 装置開発研究報告書, NIRS-M-145, 2001.
- 3) H. Murayama, H. Ishibashi, H. Uchida, T. Omura, T. Yamashita, "Depth encoding multicrystal

detectors for PET," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 45, pp. 1152-1157, 1998.

- 4) 山谷泰賀, 小尾高史, 山口雅浩, 喜多紘一, 大山永昭, 長谷川智之, 羽石秀昭, 村山秀雄, "Depth-of-Interaction 情報を用いた代数的な 2 次元 PET 画像再構成," *医学物理*第 21 卷第 4 号, pp. 215-223, 2002. (掲載予定)
- 5) L. A. Shepp and Y. Vardi, "Maximum likelihood reconstruction for emission tomography," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 1, pp. 113-122, 1982.

## (8) PET 検出器及びフロントエンド回路

渡辺光男

浜松ホトニクス株式会社 中央研究所

### 1. はじめに

高感度・高解像度・高計数率特性をもつ次世代 3D PET 装置の開発に向け、シンチレータ素子の 3 次元配列による Depth of Interaction (DOI) 検出器の検討が行われている。その DOI 検出器は、4 層の GSO アレイと 16 x 16 マルチアノードタイプの薄型位置検出型光電子増倍管 (フラットパネル PS-PMT) から構成される。DOI 4 層の検出は、上部 2 層と下部 2 層を光の分配を制御することにより PS-PMT での位置検出場所の違いとして弁別し、その上下部の各 2 層間を Ce 濃度を変えた GSO で構成し、その蛍光減衰時間の違いを検出することにより上下を識別し、あわせて 4 層の DOI 検出を実現しようとするものである [1]。一方、開発が進められているフラットパネル PS-PMT は、すでに PMT としての基本的特性が得られており、更なる特性改善が行われている。本年度、そのフラットパネル PS-PMT の特性評価を目的に、シンチレータアレイの位置弁別特性を評価した。また、検出器信号処理回路 (フロントエンド回路) の構成についても検討を行った。以下に、その実験結果及びフロントエンド回路の概要について報告する。

### 2. フラットパネル PS-PMT と読み出し回路

次世代 PET 検出器用として開発が行われているフラットパネル PS-PMT は、外形が 52.0 x 52.0 x 14.7 mm と薄型構造となっており、その感度有効エリアは 49.0 x 49.0 mm と外形に対して 89 % と広く、これまでの PMT と比べ不感エリアが著しく改善されている [2]。電子増倍部はメタルチャンネルダイノードで構成されており、高い時間分解能特性を持つとともに、電子拡がりを抑制しているため、高い位置分解能特性を得ることができる。信号読み出しのためのアノードは 8 x 8 (64 チャンネル) と 16 x 16 (256 チャンネル) の 2 種類のタイプが試作されているが、次世代 PET の検出器では 16 x 16 アノードタイプを使用することになっている。PMT としての基本的性能はすでに得られており、現在、陰極青感度指数、感度ユニフォミティ、電流増倍率等の性能向上がはかられている。表 1 にフラットパネル PS-PMT の目標仕様を示す。

アノード構造		16 x 16 multi anode
寸法	外形	51.6 ~ 52.3 mm <sup>2</sup>
	高さ	14.7 ± 0.5 mm
	面板厚	2.0 mm
有効感度エリア		49.0 x 49.0 mm
陰極青感度指数		7 以上
Gain at 1000 V		1 x 10 <sup>6</sup> 以上
感度 Uniformity(各アノード間)		1:3 以内

表 1. フラットパネル PS-PMT の目標仕様

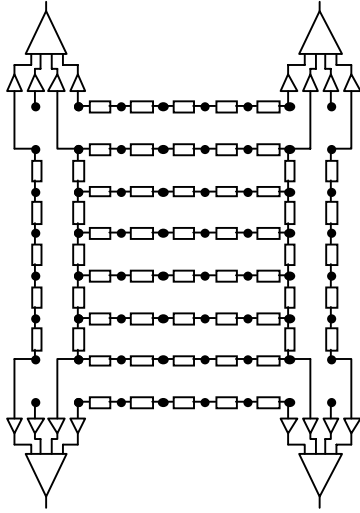


図 1. 感度 Uniformity 補正を考慮した抵抗チェーン及びプリアンプ回路 (8 x 8 マルチアノード用)

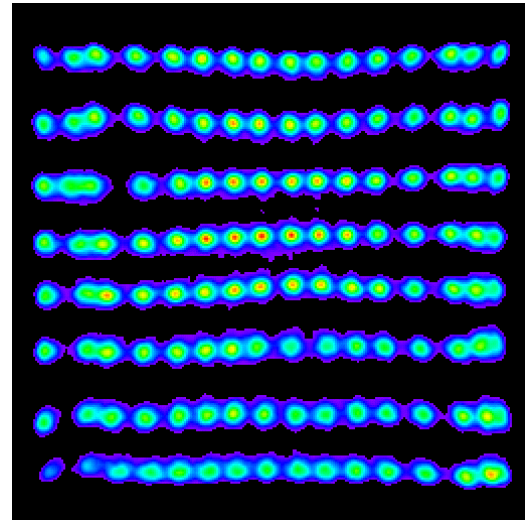


図 2. フラットパネル PS-PMT による 16 x 8 BGO アレイ (セグメントサイズ: 3.0 x 6.0 x 20 mm) の位置弁別特性

フラットパネル PS-PMT の問題点のひとつとして感度ユニフォミティがある。PMT 有効面の全範囲に渡って各アノード感度を均一に揃えることは難しく、特に、PMT 周辺では感度が低くなる傾向にある。一方、マルチアノードからの出力は、その出力信号数を減らすため、抵抗チェーン接続により 4 端子出力に変換して、重心位置演算を行うことになっている。このため、単純な抵抗チェーン接続では、位置演算におけるエッジ効果と合いまって、PMT 周辺でのクリスタル弁別を難しくしている。この問題を解決するために、周辺での抵抗チェーン及び 4 隅のアノード出力を独立に取り出して増幅し、PMT 周辺での感度不均一を補正した後に 4 端子信号に変換する方法を考案した。図 1 に、その抵抗チェーン及びプリアンプ回路のブロック図を示す。この方式の効果を検証するため、8 x 8 のマルチアノードタイプのフラットパネル PS-PMT に、感度有効エリアと同じサイズの 16 x 8

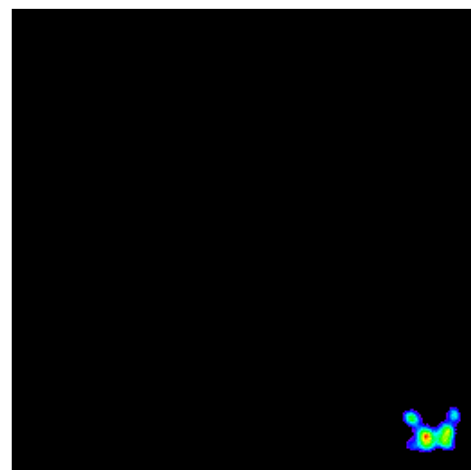
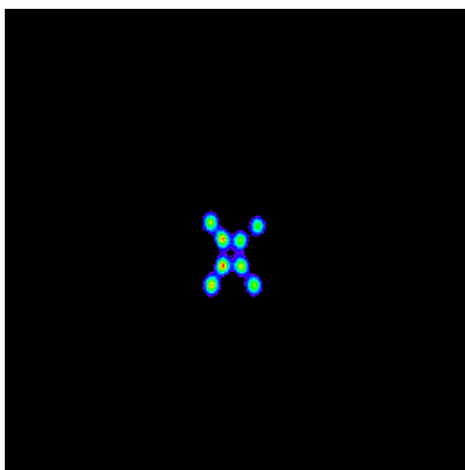


図 3. 2 層 2 x 2 GSO アレイ (セグメントサイズ: 3.8 x 3.8 x 10 mm) の位置弁別特性 (左: PMT 中央、右: PMT 端)

BGO アレイ (セグメントサイズ: 3.0 x 6.0 x 20 mm) を接着し、位置弁別特性を評価した。<sup>137</sup>Cs を検出器に照射して、PS-PMT からの出力信号を図 1 の回路を通して 4 端子信号に変換し、各々 AD 変換してデータをコンピュータに

取り込み、そのコンピュータ上で重心演算を行った。図 2 に得られたイメージを示す。PMT の周辺においても良好なクリスタル弁別ができており、本方式が有効であることを示している。

図 3 に、同様の実験回路を用いて、次世代 PET の DOI 検出器として評価が進められている深さ方向検出方式による 2 層の 2 x 2 GSO アレイ (セグメントサイズ : 3.8 x 3.8 x 10 mm) の位置弁別特性を測定した結果を示す。GSO アレイは PMT の中心と有効面の端においた場合の 2 通りで測定した。中心では良好なクリスタル弁別が得られているものの、端では十分な分離ができていない。今回実験に用いた PMT は 8 x 8 アノードタイプであり、実際に使用する 16 x 16 アノードタイプではアノードサイズが小さなぶん位置弁別能は高いものと期待されるが、PMT の感度有効エリアいっぱいまで使用するためには、新たな工夫が必要であると思われる。

今後、最終形状のシンチレータアレイと 16 x 16 アノードのフラットパネル PS-PMT での実験により、次世代 PET 検出器としての最適化をはかっていく必要がある。また、フラットパネル PS-PMT の感度ユニフォミティを回路で補正するためには、各アノード毎にアンプをつけ補正することが最良の方法であり、この回路の ASIC 化の検討も今後の課題である。

### 3. フロントエンド回路

次世代 PET の検出器として、上記フラットパネル PS-PMT に 16 x 16 アレイの GSO シンチレータ (セグメントサイズ : 2.9 x 2.9 x 7.5 mm) を 4 層に重ねた DOI 検出器が検討されている。

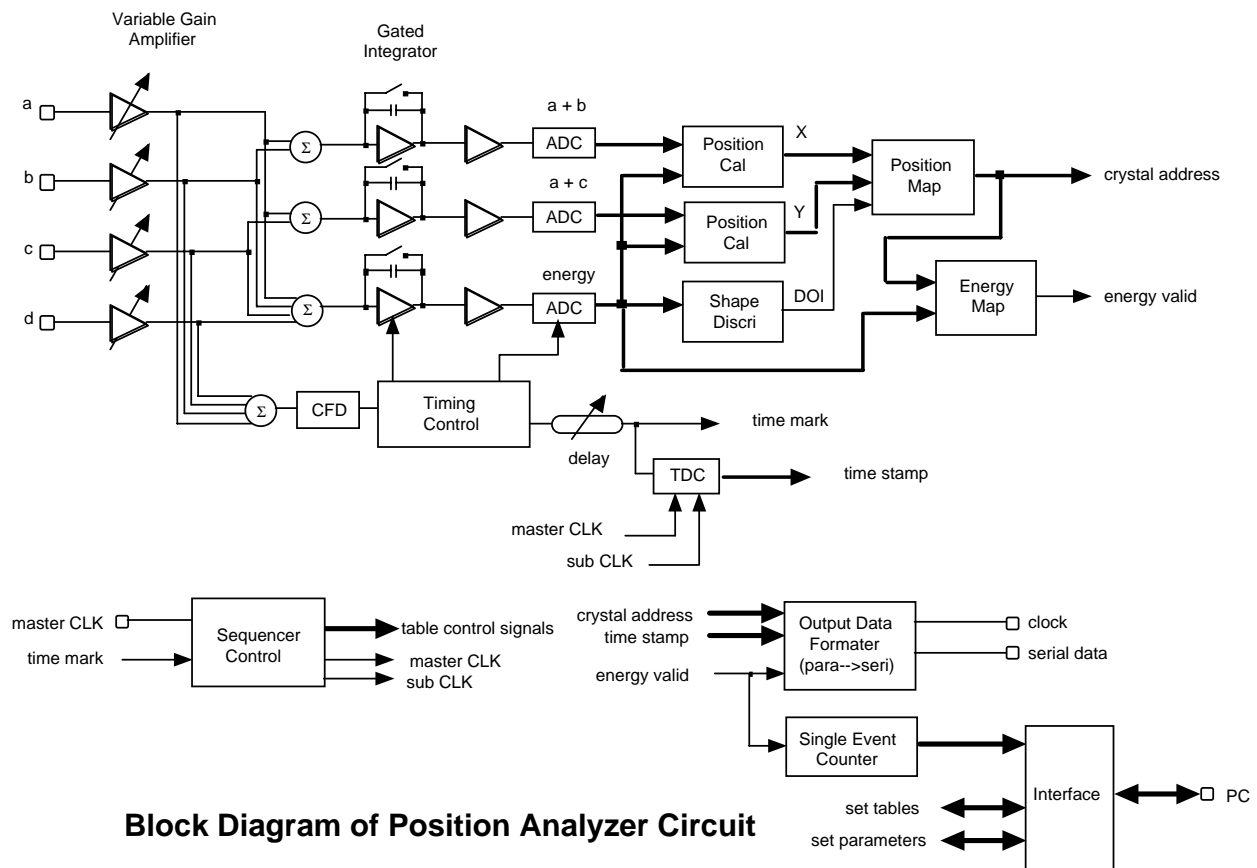


図 4. 次世代 PET フロントエンド回路ブロック図

フロントエンド回路は、フラットパネル PS-PMT の 16 x 16 マルチアノードからの出力を抵抗チェーン回路及びブリアンプ回路で 4 端子出力にした信号を用いて、ガンマ線入射のタイミング検出、クリスタルセグメント検出、エネ

ルギー弁別を行う回路である。特に、DOI 4 層 1024 個のクリスタルを弁別するために、高性能な位置演算回路及び蛍光減衰時間の違いを検出する回路が必要となる。

図 4 に次世代 PET 用のフロントエンド回路のブロック図を示す。検出器からの a, b, c, d の 4 信号は、可変ゲインアンプでゲイン調整された後、位置演算のための信号 (a+b, a+c) 及びエネルギー信号 (a+b+c+d) にまとめられ、ゲート積分された後 AD 変換器でデジタル信号に変換される。デジタル変換された信号は Look-up Table を用いて、 $X=(a+b)/(a+b+c+d)$ 、 $Y=(a+c)/(a+b+c+d)$  の重心演算により 2 層の DOI 及びクリスタル位置弁別を行い、また、シ

ンチレータの蛍光減衰時間弁別のために異なるゲート積分時間でエネルギー信号を取り出し、その比を演算することにより残り 2 層の DOI 検出を行う。図 5 に Ce 濃度の異なる GSO シンチレータの蛍光減衰時間の違いによる波形とその積分波形を示す。演算された結果は、Position Map Table でクリスタルアドレスに変換され、Energy Map Table でクリスタル毎に Energy Window がかけられる。一方、ガンマ線入射のタイミングは、Constant Fraction Discriminator (CFD) で検出し、Time to Digital Converter (TDC) でタイムスタンプを付け、最終的にクリスタルアドレス信号とともにシリアル信号として同時計数回路に向け出力させる。その他、シングルイベントのカウント機能、検出器のメンテナンス及び調整のための外部コンピュータとの IF が付加されている。

今後、詳細な回路設計を進めるとともに、回路をコンパクトにするために、アナログ部の ASIC 化の検討、デジタル部の FPGA 化をはかっていく予定である [3][4]。

#### 4. まとめ

次世代 PET 検出器用フラットパネル PS-PMT の現状とフロントエンド回路の構成について報告した。フラットパネル PS-PMT の特性評価実験を行い、読み出し回路を工夫することにより、感度ユニフォミティを回路的に補正して、PMT 周辺まで良好なクリスタル弁別を得ることができた。また、4 層 DOI 検出器のためのフロントエンド回路の検討を行い、概略の仕様をまとめた。今後、検出器の評価結果を踏まえ、回路仕様の詳細な検討及び設計を行っていく予定である。

#### 参考文献

- [1] N. Inadama, et al., "A depth of interaction detector for PET with GSO crystals doped with different amount of Ce", IEEE NSS & MIC. Conf. Rec. San Diego 2001.
- [2] H. Kyushima, et al., "The development of flat panel PMT", IEEE NSS & MIC. Conf. Rec. Lyon 2000.
- [3] J. W. Young, et al., "FPGA based front-end electronics for a high resolution PET scanner", IEEE Trans. Nucl. Sci., vol.47, pp.1676-1680, 2000.
- [4] D. M. Binkley, et al., "A custom CMOS integrated circuit for PET tomograph front-end applications", IEEE NSS & MIC. Conf. Rec. 1992.

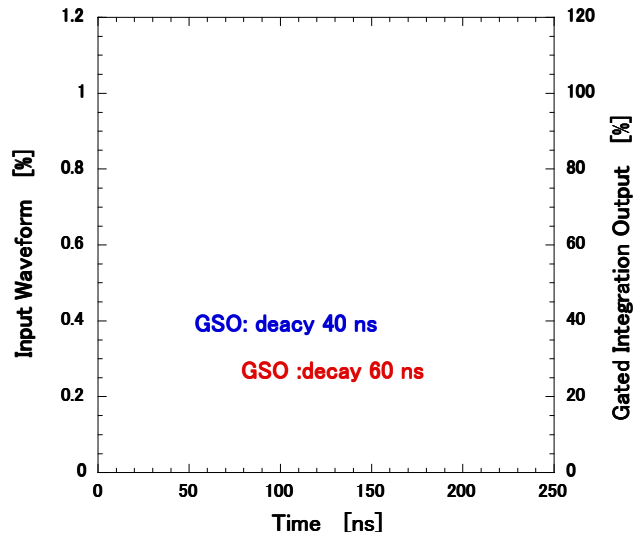


図 5. GSO シンチレータの減衰及び積分波形

## (9) 次世代 PET フロントエンド信号処理用 ASIC の開発

高橋浩之

東京大学人工物工学研究センター

### 1. はじめに

次世代 PET においては、体内に投与された有限量の放射性同位元素から放出される  $\gamma$  線を可能な限り有効利用することが目標とされている。検出効率を高めるためにマルチリングの構造を有し、各検出器では、深さ方向の位置分解能をもつ。したがって単に検出器の数が増えるのみばかりではなく、情報の質・量ともに増大するため、信号処理系にとっては、従来の PET に比べてはるかに大規模なものとなることが想定される。したがって、現在プロトタイプ的设计においては、通常の PMT (光電子増倍管) の代わりに、大面積の Flat Panel 型の位置敏感型 PMT を用い、空間解像度も 3mm と従来のものに比べて倍以上の改善を期待しているほか、同時計数時間窓も従来の 20ns から 5ns と小さくとり、高計数率測定を狙っている。これに対応して実際の測定においても大幅な性能向上を目指すために、同時計数転送速度は 20Mcps とデータ処理部への要求は大変厳しいものとなっている。このように膨大な情報量を取り扱い、時間情報を含む演算処理により、画像再構成を行うシステムとしては、個々のイベントデータをリストモード[1]にて記録する方式が有効である。リストモードにおいては、個々のデータが適切な前処理を施された後に時間情報を含む各イベント毎のデータとして記録されるため、一回の測定データについて、抽出したい情報の必要に応じてさまざまなデータ処理を施すことが可能である。一方、このように大きなデータを扱う上では、フロントエンド信号処理の担う役割は大きい。本章では、このように大規模な次世代 PET のフロントエンド信号処理回路について、東大グループでこれまでに進められてきたことを簡単に紹介することとしたい。

### 2. 次世代 PET におけるフロントエンド信号処理

次世代 PET においては、前節に示したとおり、かなりの素子数の増大が見込まれる。また、さらに進んだ PET としては、最近大面積化がなされ、急速に性能の向上しつつあるアバランシェフォトダイオード (APD) 等の半導体デバイスを用いることが考えられる。APD それ自体はシリコンの薄い検出器であるので、511keV の  $\gamma$  線に対してはほぼ透明であると考えてよく、検出素子である個々のシンチレータに取り付けて読み出しを行うことで、深さ方向の情報も比較的容易に得られるものと考えられる。この場合、個々のボクセルのデータを独立に読み出すことで深さ方向の分解能を向上させることができるので、情報量の増大と測定精度の向上が期待できる一方、検出素子数の大幅な増加も同時に見込まれる。最近では、大面積の APD 開発が盛んに進められており[2]、8mm 角程度の素子について CsI(Tl) シンチレータと組み合わせた場合、662keV 程度の  $\gamma$  線に対しては NaI(Tl) + PMT の組み合わせを凌ぐ 4.9%(FWHM) 程度のエネルギー分解能が報告されている[3]。PET への応用を目指した方向では、2mm  $\times$  2mm のピクセルを 8  $\times$  8 個配置した大型のアレイ[2]や、 $10^5$  程度の増幅度をもった APD などの開発も急ピッチで進められており、次世代 PET への利用に期待がもたれている[4]。一方、常温で使用可能かつ、シンチレータを必要とせず直接  $\gamma$  線検出の可能な半導体検出器の性能向上も着実に進められており、例えば CdTe/CdZnTe 検出素子については、宇宙 X 線計測などの厳しい要求に応えるために、近年多大な努力が注がれており[5]、511keV 近辺で 1%程度のエネルギー分解能をもち、 $\gamma$  線入射位置に関する深さ方向の情報も 1mm 程度の分解能で得られるなど、素子の小型化による時間分解能の向上が達成されれば、新たな可能性を開くことも考えうる。国内においては、東北工大において融点が低く安価な TlBr などの化合物半導体検出器の開発も PET への応用を睨んで進められており、時間分解能はまだ 22ns 程度にとどまっ

ているものの、エネルギー分解能については、すでに 662keV で 5.6%(FWHM)程度の値が得られるところまできているなど[6]、次世代 PET における多素子化・高精度化への流れは鮮明になっている。

本プロジェクトにおいては、現状技術に基づいた最新の PET のプロトタイプを製作し、その有用性を確かめる一方、新しい PET の基礎的な枠組みを提案することも重要であると考えられるので、本章においては、このような多素子化・高精度化に対応したフロントエンド信号処理系について検討するものとする。多素子化に関連した大きなデメリットとしては大規模なフロントエンド信号処理回路を必要とすることであり、高精度化のデメリットは扱うデータが膨大になることである。これらの問題を解決するためには、大規模な PET 信号処理に適した新たな特定用途向け集積回路 (ASIC) を開発することが、必要不可欠であると考えられる。

### 3 . 次世代 PET のための ASIC

既に CTI など PET 開発における先行グループでは、PET 用 ASIC を積極的に開発し利用している[7]。しかし、これらのデバイスにおいては、従来のアナログ回路を置き換えて集積度を上げることに中心がおかれている。また PET 用デジタル回路については、90 年代初期においては ASIC 化が行われたりしたが、現在では、半導体技術の進歩が早く、せっかく開発したものが、すぐに陳腐化することや、常に最新のプロセスをフォローしている高性能な FPGA(Field Programmable Gate Array)が普及してきたので、最近の傾向としては特に ASIC の開発は行わずに、FPGA を利用して済ませてしまうような傾向が強い[8]。一方、アナログ部分については、まだ適当なプログラマブルデバイスが利用できないため、部品数を減らしシンプルな構成とするために、ASIC の利用が現在も続けられている。本研究においては、素子数が飛躍的に増え、さらに計数率特性を満足するために高速性の要求される次世代 PET のためのフロントエンド信号処理回路として、アナログとデジタルの両方の回路の ASIC 化について検討を進めている。デジタル部分について現在の FPGA では、配線遅延の問題を避けるために積極的にブロック化を計っており、ゲートの利用効率が良くないことや、アナログとデジタル部分の融合ができないので、素子数が極めて大きくなり、高密度かつ高精度の信号処理を行うためには、インタフェース部分において問題が生じるからである。

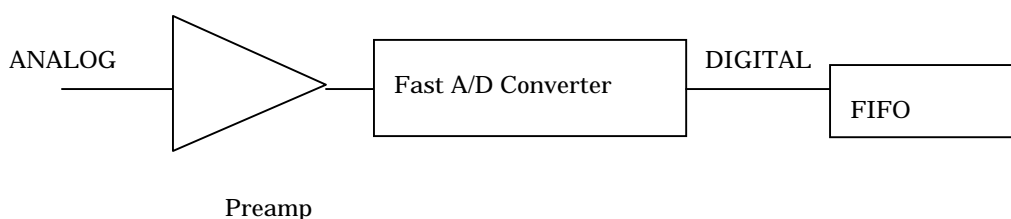


図 1 検討中のフロントエンド部のブロック図

我々のグループでは、現在アナログ・デジタル混載 LSI の主流となっている CMOS プロセスの使用を前提とし、図 1 に示すように MOSFET による高速前置増幅器と信号の波形情報を記憶できるエレクトロニクス[9]を実現すべく、高速のフラッシュ型 AD 変換器を組み合わせ、フロントエンド信号処理を行う回路を検討している。このような構成によれば、これまでにディスクリミネータ、同時計数回路、プライオリティエンコーダ、波高値計測とアナログ回路において個別に実現されていた機能を実質的に一つのリストモードデータに統合し、後段のデータ処理系に渡すことが可能になり、タイミング調整などはデジタル回路の部分でできるため複雑な検出系のモジュール化、メンテナンス性の向上にも大きく寄与すると考えられる。このような観点から、現在、本グループにおいては東京大学大規模



集積回路設計教育センターの CMOS プロセスを用いてアナログ・デジタル混載 ASIC の設計・製作を行っている。図 2 は、カスコード接続した MOSFET による前置増幅器の設計例であり、図 3 はそのレイアウト例である。この増幅器の場合、図 4 に示すように 8ns 程度の立ち上がり時間が得られるものである。また、図 5 に写真を示したような同時計数回路などを集積したデジタル回路については、時間分解能 7.6ns、3 万ゲート規模のデバイスで消費電力 150mW、約 130MHz までのクロックで安定動作するところまで確認できている。

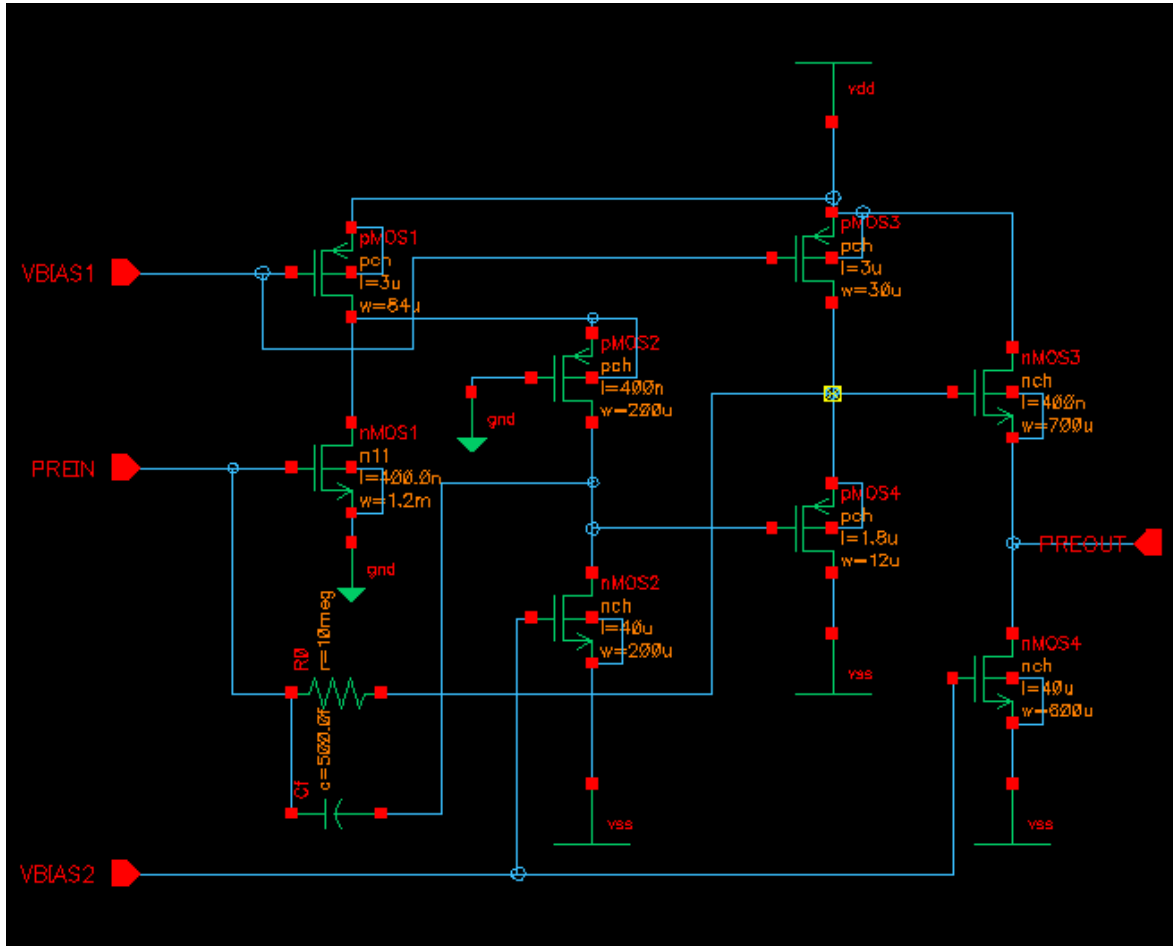


図 2 MOSFET による前置増幅器の例

本年度は図 1 の概念に基づく実際のデバイスの特性を評価することを目指し、前置増幅器、6 ビットのフラッシュ AD 変換器、デジタル波形メモリ、エンコーダ等を内蔵したテスト用のアナログ・デジタル混載 ASIC の設計を行った。設計に際しては、デジタル部は、ハードウェア記述言語 Verilog で記述したものを Synopsys 社の論理合成ツール Design Compiler を用いて論理合成を行い、アナログ部分は直接パターンを手書きして素子のレイアウトを行い、これらを配置配線ツール Apollo /Milkyway を用いて 1 個のチップにまとめた。このチップは現在製作中であり、今年度中には納品される予定である。その後、同時計数の分解能など製作したチップと APD を組み合わせた場合の実際の性能評価を詳細に行い、その結果を反映させて極めて多数の APD や化合物半導体検出器を用いた PET のフロントエンドとして利用可能な ASIC の実現へつなげたいと考えている。

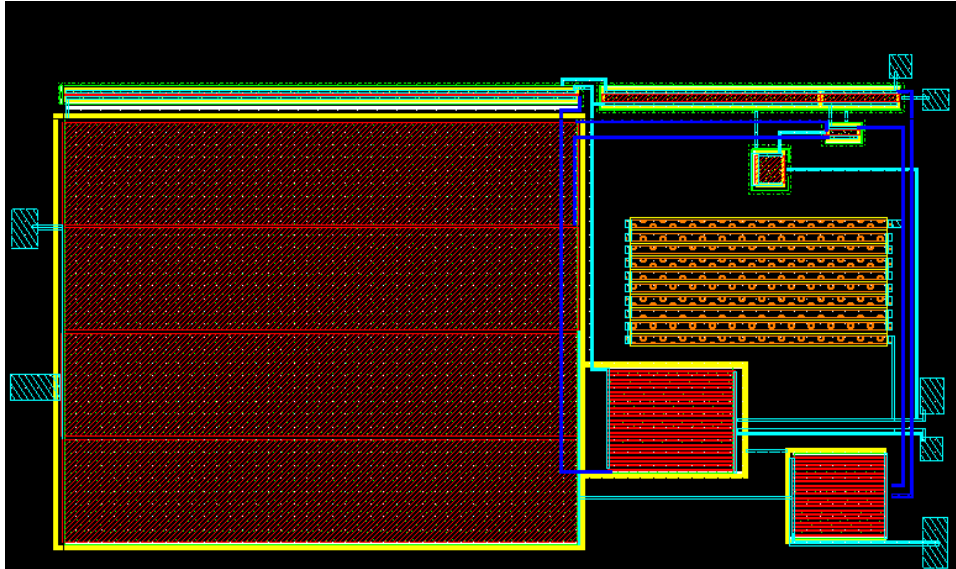


図3 前置増幅器のレイアウト例

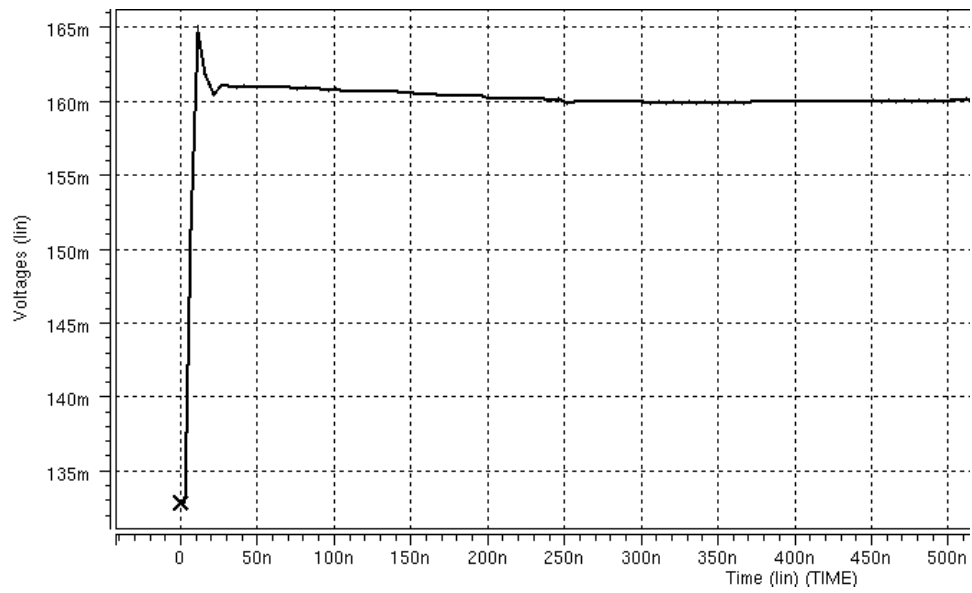


図4 前置増幅器のステップ応答 約8nsの立ち上がり時間が得られている。

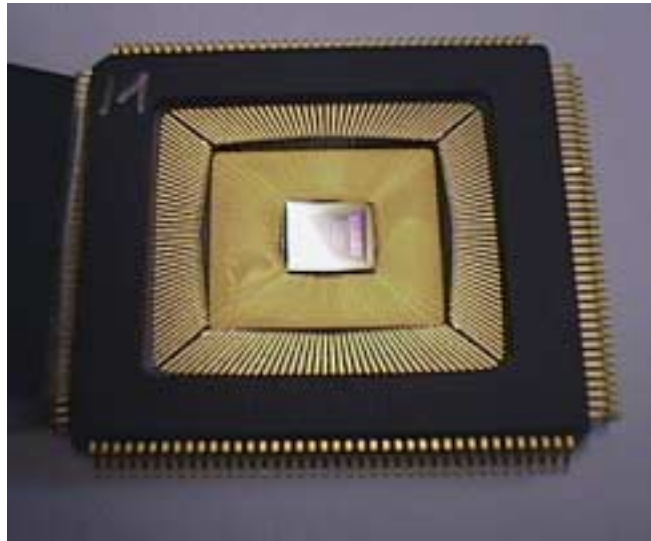


図5 同時計数を行う試作チップの写真

#### 参考文献

- [1] Next Generation PET Data Acquisition Architectures, W. F. Jones, et al., IEEE Trans. On Nucl. Sci., Vol. 44, No. 1, (1997) 1202-1207.
- [2] APD arrays and large-area APDs via a new planar process, R. Farrell, K. Shah et al., Nucl. Instr. And Meth. In Phys. Res., A 422 (2000) 171-178.
- [3] Comparative study of avalanche photodiodes with different structures in scintillation detection, M. Moszynski, M. Kapusta, M. Balcerzyk, M. Szawlowski, D. Wolski, I. Wegrzecka, M. Wegrzecki, IEEE Trans. on Nucl. Sci., Vol. 48, No. 4 (2001) 1205-1210.
- [4] Design studies of a high resolution PET detector using APD arrays, Y. Shao, R. W. Silverman, R. Farrell, L. Cirignano, R. Grazioso, K. S. Shah, G. Visser, M. Clajus, T. O. Tumer, S. R. Cherry, IEEE Trans. on Nucl. Sci., Vol. 47, No. 3 (2000) 1051-1057.
- [5] Recent progress in CdTe and CdZnTe detectors, T. Takahashi, S. Watanabe, IEEE Trans. on Nucl. Sci., Vol. 48, No. 4 (2001) 950-959.
- [6] Characterization of thallium bromide crystals for radiation detector applications, K. Hitomi, M. Matsumoto, O. Muroi, T. Shoji, Y. Hiratate, J. of CRYSTAL GROWTH 225: (2-4) (2001) 129-133.
- [7] An ASIC Implementation of Digital Front-End Electronics for a High Resolution PET Scanner, D. F. Newport and J. W. Young, IEEE Trans. on Nucl. Sci., Vol. 40, No. 4, (1993) 1017-1019.
- [8] FPGA based front-end electronics for a high resolution PET scanner, J. W. Young, J. C. Moyers, M. Lenox, IEEE Trans. on Nucl. Sci., Vol. 47, No. 4 (2000) 1676-1680.
- [9] A New Scalable Modular Data Acquisition System for SPECT (PET), P. Stenstrom et al., IEEE Trans. On Nucl. Sci., Vol. 45, No. 3, (1998) 1117-1221.

## (10) 同時計数及び収集回路部

清水啓司

浜松ホトニクス(株) 中央研究所 第5研究室

### 1. はじめに

現在検討中の次世代PETではタイムスタンプ方式により同時計数を行う予定である。従来の同時計数回路がタイミング信号をアナログ的に処理して同時事象判定を行っていたのに対して、この方式では純論理回路で構成することが出来るため回路素子数自体は増加するがFPGA等を用いた集積化に適している。

### 2. 検出器構成とIJマップ

検出器の信号が体軸方向で一括処理されていれば、同時計数処理は2D-PETと同様に扱うことができる。人体頭部用として52mm角PMTとシンチレータを結合した検出器を円周方向に24個、体軸方向に5個配置した構造を想定する。この時リング直径は382mmとなるが、面内視野直径を対軸方向視野と同じ258mmとすると同時計数ファンは検出器対で1:13となる。この時基板毎の計数負荷が同等となるようにしたIJマップが図1である。あるバンクがIとして6ないし7個のJとCoin.判定を行うことになる。

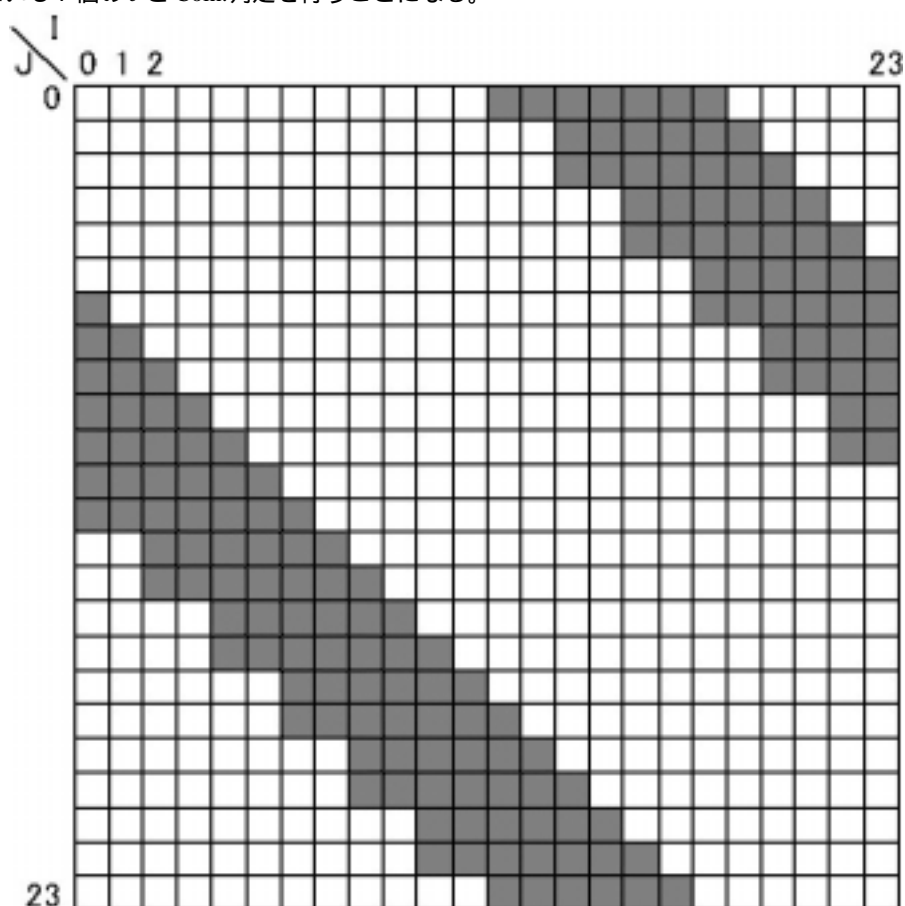


図1. 次世代PETのIJマップ

### 3 . 回路構成

図2に同時計数及び収集回路部の構成を示す。主要な機能はFPGAに集約することで検討を進めたが、スケーラビリティを重視し、大規模FPGAを用いてそこへ詰め込むようなことはせず検出器数が変わった場合は基板枚数を変えることで対応が取れるようなフレキシブルな構成を検討した。

検出器部の出力は4バンク毎にまとめられ送られて来るものとする。この信号は一旦Distributor基板で受けるが、この基板では共通クロックにより再シリアライズすることによりシリアルデータ基準クロックのバンク毎のスキューを無くし、Coin. Pairに合わせてCoin.基板への分配を行う。Coin.基板ではこのシリアルデータを受け取り、同時事象判定を行った後に該当データをバッファリングし、SCSI-I/Fを介して収集PCへ転送する。

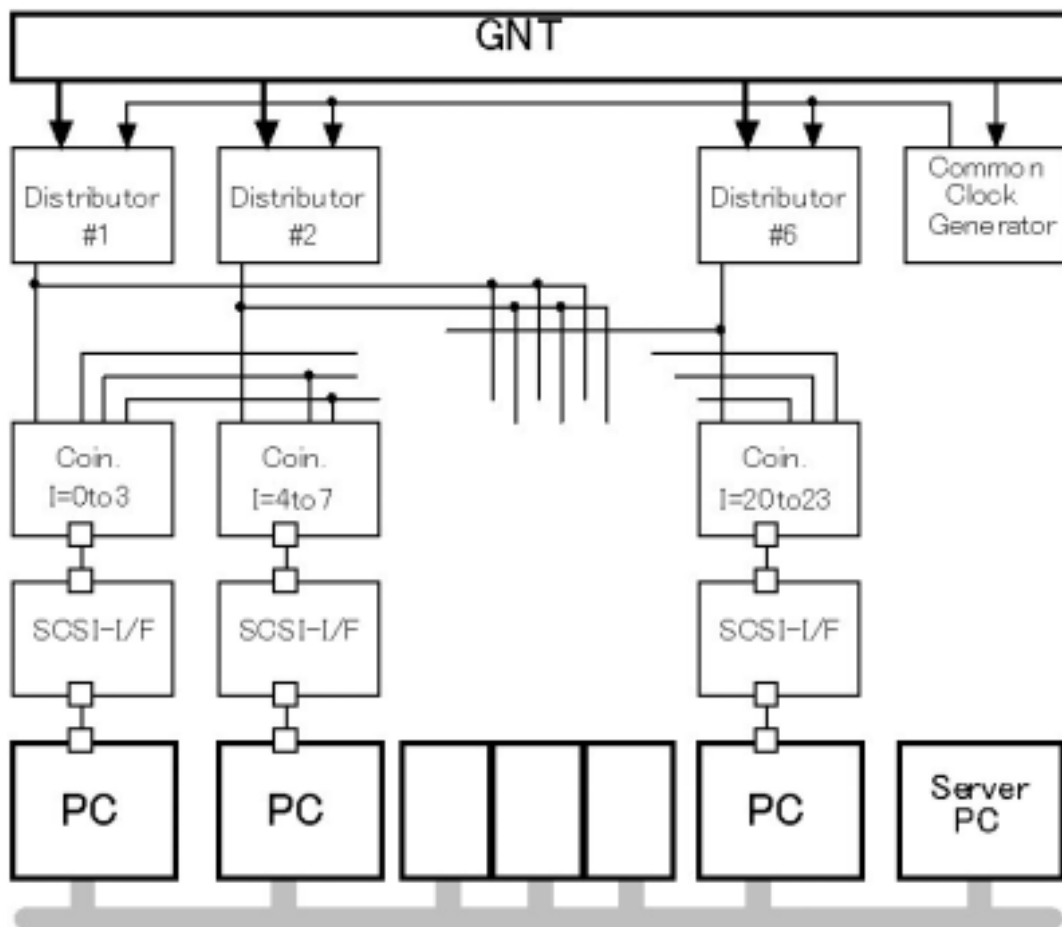


図2 . 信号処理・収集部ブロック図

#### 3 - 1 . 想定する検出器の出力信号

検出器部におけるタイムスタンプは256 ns周期で行われるものとする。タイムデータは8ビット(すなわち1 digit = 1 ns)でかつフレーム内に信号があったことを示すValid Flag付きの9ビットとする。X'tal Addressについては、PMT内セグメント配列が16×16で4層であるので10ビットと体軸方向に5PMT並ぶため3ビットに加え散乱補正用エネルギービット1の計14ビットである。(最大16ビットまでは対応可能である。)シリアルデータ転送においてはこの2種類のデータを別の線で送り、図3に示すようにMajor Clock, Minor Clock, Timing Data, X'tal Add. Dataの4本でられ、全データはMinor Clockの立上がりで確定されるものとする。シリアル転送周期はタイムスタンプの周期と一致し256 nsであり、Minor Clockはその周期を16分割する62.5MHzのクロックである。

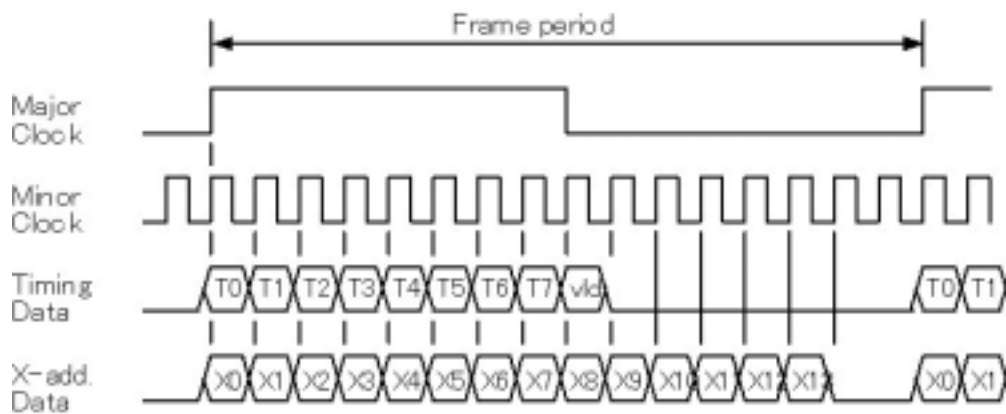


図3 . 検出器部出力シリアルデータ

### 3 - 2 . 共通クロックによるデスクュー

検出器部においては共通クロックによりタイムスタンピングされ、そのスキューについては当然留意されているはずである。しかしその後の伝達遅延により、特に同時計数部へは架間配線もあるのでスキューは発生するものと思われる。そのままでは Coin.-IC で誤動作をしてしまうためデスクューが必要であるが、それは図4 に示すようにパラレルデータに変換した後に自己のクロックに同期して一旦ラッチし、共通クロックでそのパラレルデータを再ラッチしたのちシリアルデータに変換し直すという方法で行うこととする。図5 に示すように Major Clock の立ちあがりで自己ラッチして立下りあたりで共通ラッチされるわけであるが、これにより検出器部と同時計数部間のスキューマージンはフレーム周期の半分弱、すなわち  $\pm 50$  ns ほどを確保できる。

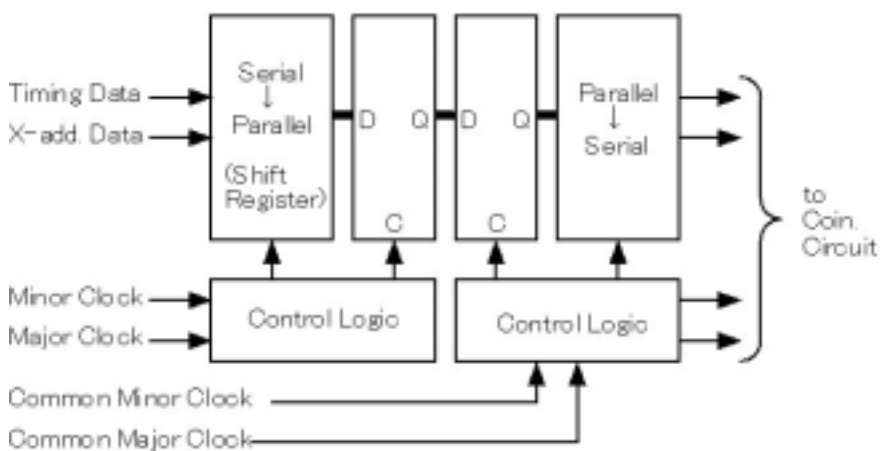


図4 . Distributor 内 ICブロック図

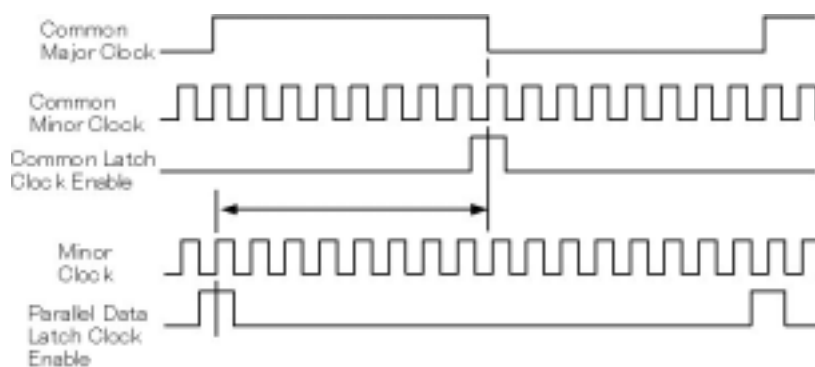


図5 . スキューのマージン

### 3 - 3 . 同時事象判定 IC

Coin.-IC のブロック図を図 6 に示す。シリアル転送の Minor Clock を使って駆動するが、1 Major Clock 内に 16 Minor Clock があるので 16 の J について処理を行える。実際に必要な処理すべき J の数である 7 よりも多く冗長であるが、視野が拡大した場合に対応できる。

またシングルソースへの対応として、I のデータのみを送る機能も付加する。具体的には coin/single のビットを用意しておき、そのビットが single を示していたら J0 の処理の時に Coin 判定の結果は無視して I の Valid flag に従い FIFO へ書き込みをするという方法である。これにより通常のデータ収集のルートでシングルズ計測も行えるようになる。

この IC においてキーとなる処理は Coin. の判定である。Coin. の判定は I と J のタイミングデータを入力として図 7 に示すような LUT を参照することで行うが、この LUT をゲートロジックで組むと結構な段数が必要になり遅延が大きいこと、また Coin.-Window を変えるとその遅延も変わってしまうという問題があるので RAM 搭載の FPGA を用いて LUT をそのメモリ上に展開する方式とする。しかしながら、タイミングデータ 8 ビットをそのまま扱うテーブルは 128kb( 入力 8+8=16bit, 出力 coin+delayed の 2bit )も必要であり、それだけの大きさの RAM を搭載した FPGA は存在するがかなり高価で且つその他のロジックに必要なゲート数よりはるかに大きな容量の IC ため間尺に合わない。( すなわちゲートロジック部の無駄使い。 )そこで、Coin. の判定には最下位ビットを削った 7bit (= 2ns 精度) のデータで行うこととする。その場合でも Coin.-Window は 6 ns, 10ns, 14ns, 18ns を設定できるので現状では充分であると判断される。この時 LUT に必要な RAM は 32kb であり手頃な値である。

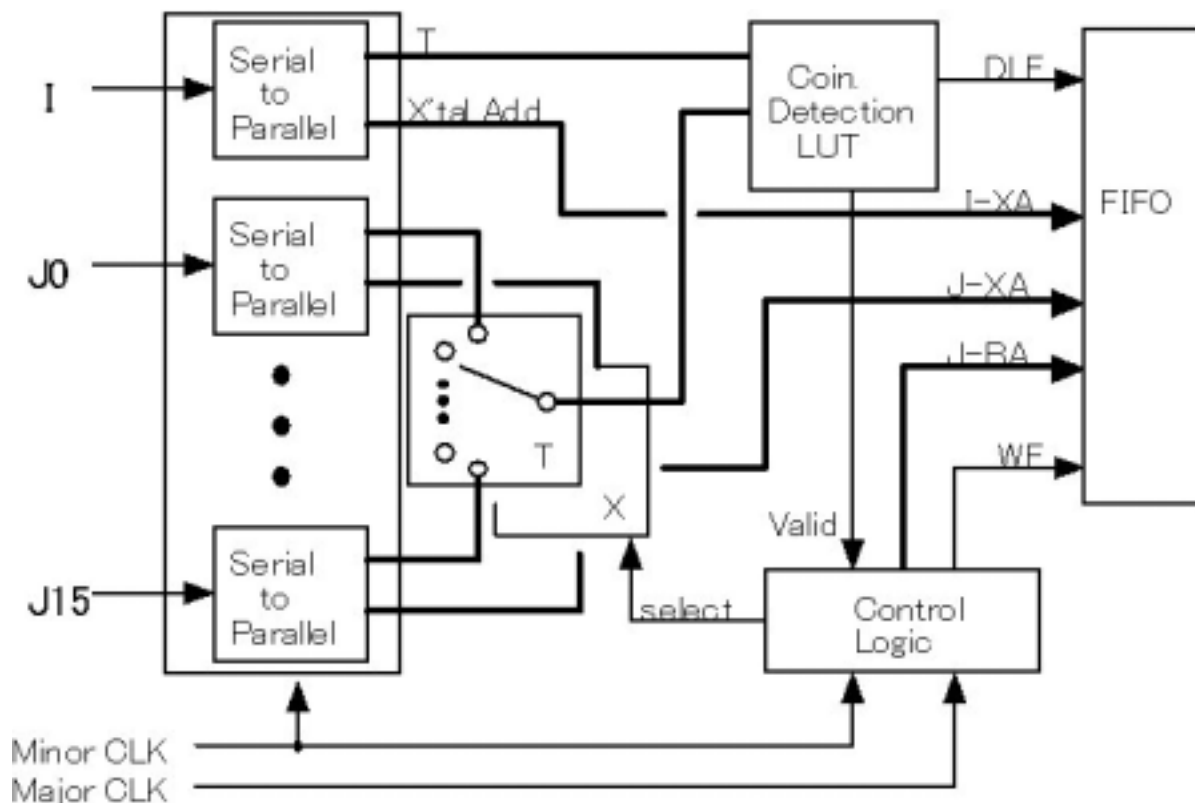


図 6 . Coin.-IC ブロック図

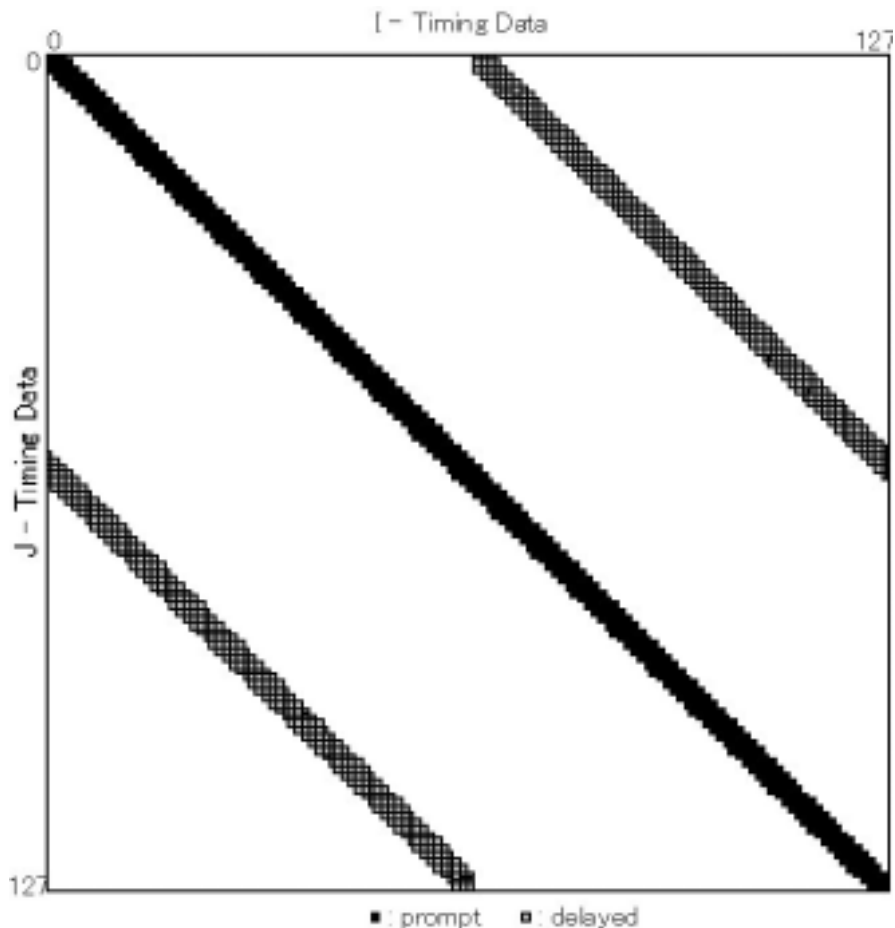


図7 . Coin. Detection LUT の例 (  $2\tau = 10\text{ns}$  )

### 3 - 4 . 収集系

収集は同時計数回路の分割に合わせて並列収集を行い、そのデータ転送は昨年度に報告したリストモードシミュレータで採用した SCSI プロトコルで行うことをまずは想定する。Ultra プロトコルにおける転送レートは他にプロセスが無い状態での転送のみで1 ノード当り 12MB/s (=1.5Mcps)以上であることがシミュレータの結果として得られているが、ハードディスクへの書き込みのような低速タスクが加わったり、並列収集であれば他ノードとの調歩やサーバーへの転送など、リソースの競合により実質的な転送帯域は低下することが予想される。要求される最大計数率を満たすために、幾つに分割した収集を行うか、また各ノードで必要な転送レートはどれほどであるか、というような事柄は今後リストモードシミュレータを用いた検討により明らかになってくるものと思われる。

今回提案した同時計数回路はスケーラブルな基板構成を優先したので、シミュレータでの検討結果が出てから最終的な分割数を決定できるのが利点である。

### 4 . さいごに

次世代 PET における同時計数以降の回路構成についての提案をした。試作機の回路ということもあり、冗長性をあえて排除せず柔軟性やスケーラビリティを優先している。今後は他ユニットやソフトウェアからの要求も鑑みてさらに具体的な実現検討を行ってゆく予定である。



# (11) リストモードデータを用いた動態機能画像再構成

小尾高史

東京工業大学・像情報工学研究施設

## 1. はじめに

次世代PET装置では、検出器数の増加、DOI情報の取得などに伴い、同時計数番地及びデータ属性情報が飛躍的に増大する。これに対して、現在、イベント単位でデータを保存する、リストモードデータ収集技術の開発を進めている。リストモード収集では、カウント数に比例して総データ量が決まるため、保存データ量の削減を可能にするだけでなく、データ処理系への負荷を軽減できる。しかし、その反面、従来行われてきた画像再構成手法では、リストモードの特性を生かした処理を行うことが難しい。本章では、次世代PET装置において収集されるリストモードデータを用いて、動態機能画像の推定を行う手法を提案する。

## 2. 動態機能計測におけるリストモードデータの利用

PETで再構成される画像はある時間内のトレーサの放射能分布画像であり、それが直接的に代謝といった生体機能を表すわけではない。そのため、生体機能情報を得るためには直接的に生体機能を表す動態機能画像を推定しなくてはならないが、その推定精度は組織内放射能時間曲線 (tissue Time Activity Curve : tTAC) の精度に大きく依存するため、TACを高精度に推定する必要がある。

PETで観測される投影データから動態機能画像(パラメータ画像)を推定するまでの流れを図1に示す。通常、動態機能計測ではPETで観測されたデータを30秒から5分程度の時系列のサイノグラムとして記録し、そのデータに対しFBPやML-EM等の再構成アルゴリズムを適用し経時的な放射能画像(RI画像)を求める。そして、これら時系列のRI画像のあるピクセルの時間変化からtTACを得る。そして、動脈血採血によって得られている血漿中のRIの時間変化曲線(plasma Time Activity Curve : pTAC)とtTACを、コンパートメントモデルと呼ばれる臓器内の放射能の時間変化を表すモデルに当てはめて解析し、非線形最小自乗法などを用いてピクセル毎に血流量や代謝率といった生理学的に意味のあるパラメータを計算する。しかし、従来のPET計測におけるフレームの収集時間では十分な時間分解能が得られず、また仮に、時間分解能を上げるため時間フレームを密に取ると、統計ノイズが大きくなり放射能分布画像のS/N比は著しく低下する。また、tTACに含まれるノイズの影響でパラメータ推定が不可能であったり、可能であっても推定精度が悪化する事例が報告されている。

さらに、次世代PET装置では、検出器の増加、エネルギー情報・DOI情報の取得に伴い、同時計数番地及びデータ属性情報が飛躍的に増大する。現在用いられているヒストグラムを利用したデータ収集方法では、属性情報の数に対して指数関数的にデータ量が増加するため、保存データ量の削減、データ処理系への付加を軽減することを目的として、カウント数に比例して総データ量が決まるリストモードデータ収集技術の開発が行われている。

本章では、リストモードデータを用いた高精度な動態機能画像再構成の実現を目的として、経時的な放射能分布画像を再構成せずに、直接ピクセル毎のtTACを求める手法を提案する。具体的には、tTACを放射能分布の連続的な発生確率と定義し、基底関数の線形結合によって表した後に、その展

関係数を最尤法によって推定する。

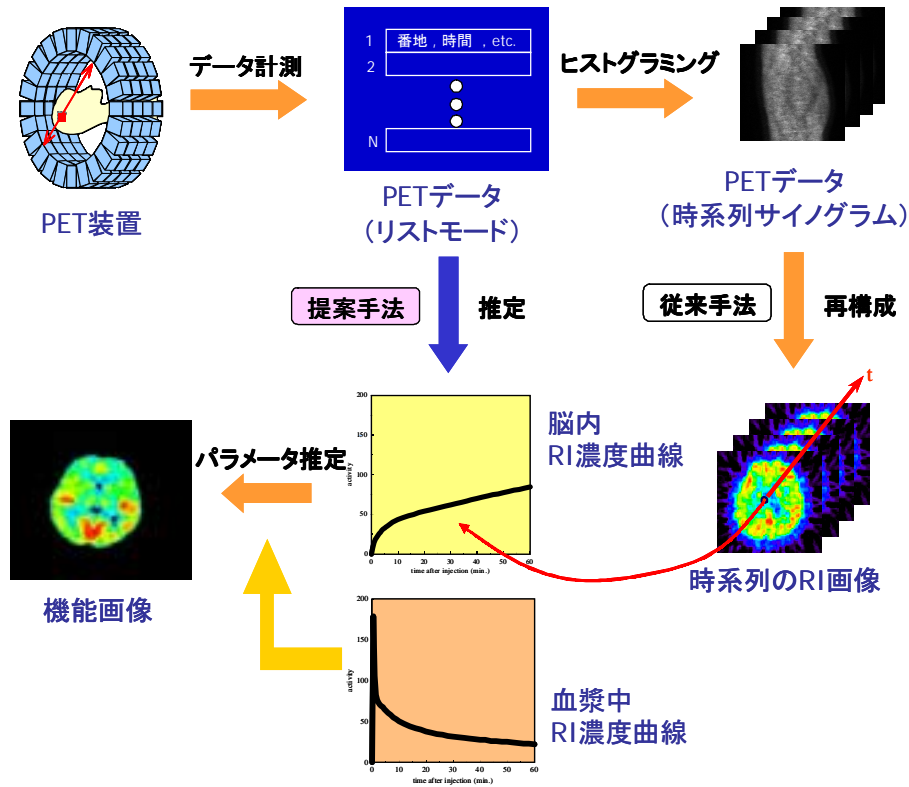


図1 PETデータからの動態機能画像再構成

### 3. 提案手法

#### 3.1 PET観測モデル

生体内の位置  $j$  における放射能の時間変化  $f_j(t)$  と  $i$  番目の検出器対における観測データの時間変化  $g_i(t)$  の関係は、PET 観測系によって定められる感度を表す要素  $h_{ij}$  を用いて次式で与えられる。

$$g_i(t) = \sum_{j=1}^J h_{ij} f_j(t) \quad (1)$$

また、この時  $f_j(t)$  を基底関数  $b_l(t)$  の線形和で表せるものと仮定し次式で定義する。

$$f_j(t) = \sum_{l=1}^L a_{jl} b_l(t) \quad (2)$$

#### 3.2 リストモードからのTAC推定

ある時刻  $t$  において  $i$  番目の検出器対で線が検出される確率は、生体内のある位置  $j$  における放射能の時間変化  $f_j(t)$  とすれば、ポアソン分布に従い次式で表される。

$$p_i(t | \mathbf{f}) = \exp \left\{ - \sum_{j=1}^J h_{ij} f_j(t) \right\} \left\{ \sum_{j=1}^J h_{ij} f_j(t) \right\} \quad (3)$$

$$\text{但し, } \mathbf{f} = \{f_1(t), f_2(t), \dots, f_J(t)\}$$

また、リストモードデータから  $i$  番目の検出器対で計測された検出された時刻のみを抽出したベクト

ルを

$$\mathbf{y}_i = \{t_{i1}, t_{i2}, \Lambda, t_{iN_i}\}$$

とすると、観測された全てのリストモードデータは以下のように表される。

$$\mathbf{y} = \left\{ \left\{ t_{11}, t_{12}, \Lambda, t_{1N_1} \right\}, \left\{ t_{21}, t_{22}, \Lambda, t_{2N_2} \right\}, \dots, \left\{ t_{i1}, t_{i2}, \Lambda, t_{iN_i} \right\}, \dots, \left\{ t_{J1}, t_{J2}, \Lambda, t_{JN_J} \right\} \right\} \\ = \{ \mathbf{y}_1, \mathbf{y}_2, \Lambda, \mathbf{y}_I \} \quad (4)$$

このとき、(3)式から観測データ  $\mathbf{y}_i$  が与えられた場合の尤度は、

$$p_i(\mathbf{y}_i | \mathbf{f}) = \prod_{n=1}^{N_i} \exp \left\{ - \sum_{j=1}^J h_{ij} f_j(t_{in}) \right\} \left( \sum_{j=1}^J h_{ij} f_j(t_{in}) \right) \quad (5)$$

与えられるため、この関数を最大化することで  $\mathbf{f}$  の最尤推定を行うことができる。しかし、この関数を最大化する  $\mathbf{f}$  を求めることは困難であるため、 $\mathbf{f}$  に対する先験情報として(2)式を用いて(5)式を書き直す。

$$p(\mathbf{y} | \mathbf{f}) = \prod_{i=1}^I \left[ \exp \left\{ - \sum_{j=1}^J h_{ij} \sum_{l=1}^L a_{jl} \int_0^T b_l(t) dt \right\} \prod_{n=1}^{N_i} \left( \sum_{j=1}^J h_{ij} \sum_{l=1}^L a_{jl} b_l(t_{in}) \right) \right] \quad (6)$$

このとき対数尤度は、

$$L(\mathbf{a}) = \sum_{i=1}^I \left\{ - \sum_{j=1}^J h_{ij} \sum_{l=1}^L a_{jl} \int_0^T b_l(t) dt \right\} + \sum_{i=1}^I \sum_{n=1}^{N_i} \log \left( \sum_{j=1}^J h_{ij} \sum_{l=1}^L a_{jl} b_l(t_{in}) \right) \quad (7)$$

と表される。従って、(7)式を最大にするような  $\mathbf{a}$  を求めることで tTAC を推定できる。本章では、尤度を最大化する手法として共役勾配法を用いており、 $\mathbf{a}$  の最適化は以下のように行う。

$$\mathbf{a}^{(n+1)} = \mathbf{a}^{(n)} + \alpha^{(n)} \mathbf{d}^{(n)} \quad (8)$$

$$\mathbf{d}^{(n)} = -\nabla L(\mathbf{a}^{(n)}) + \beta^{(n-1)} \mathbf{d}^{(n-1)} \quad (9)$$

$$\beta^{(n-1)} = \frac{\{\nabla L(\mathbf{a}^{(n)})\}^T \{\nabla L(\mathbf{a}^{(n)}) - \nabla L(\mathbf{a}^{(n-1)})\}}{\|\nabla L(\mathbf{a}^{(n-1)})\|^2} \quad (10)$$

ここで、 $\mathbf{d}^{(n)}$  は探索方向を表す列ベクトルで尤度を増大させる方向にとられ、尤度の勾配を用いて計算される。尚、探索方向の初期値は  $\mathbf{d}^{(0)} = -\nabla L(\mathbf{a}^{(0)})$  とおかれる。また、 $\mathbf{a}$  の変化幅を表す  $\alpha^{(n)}$  はステップ幅とよばれ、非負の値をとり、Newton-Raphson 法により求める。

推定された  $\mathbf{a}^{est}$  を用いることで、(2)式から tTAC は

$$f_j(t) = \sum_{l=1}^L a_{jl}^{est} b_l(t) \quad (11)$$

となる。

### 3.3 基底関数の利用

提案手法では、tTAC が時間的に滑らかに推移するものとし、基底関数として KL 基底を用いている。基底の導出は、体内に投与する放射性薬剤があらかじめ分かっている場合には、KL 変換や Spectral Analysis 等を用いて tTAC を基底関数の和に展開し、寄与の少ない基底を打ち切る方法をとる。また、投与する薬剤が未知の場合、KL 変換を用いて PET の投影データ(サイノグラム)から基底の導出を行う。これは、(1)、(2)式から、

$$g_i(t) = \sum_{j=1}^J h_{ij} \sum_{l=1}^L a_{jl} b_l(t) = \sum_{l=1}^L c_{il} b_l(t) \quad \text{但し、} \quad c_{il} = \sum_{j=1}^J h_{ij} a_{jl} \quad (12)$$

となり，サイノグラムから得られる基底と物体の基底が一致するためである．

#### 4．計算機シミュレーション

提案手法の有効性を確認するため， $^{18}\text{F}$ -FDG の PET 検査に対する計算機シミュレーションを行った．従来法として，サイノグラムデータを用いて推定した時系列再構成画像より求めた tTAC との比較を行う．今回は基底として，サイノグラムを用いて導いた KL 基底を用いている．

図 2(a)のような灰白質 (Gray Matter) 及び白質 (White Matter) の 2 つの一様な組織を持ち，それぞれの組織に関する既知のパラメータ値を用いて，Fig.2(b)のような tTAC を生成し，経時変化するデジタルファントムを生成した．観測系は 2 次元 PET を仮定し，データ計測時間は 60 分 (40 フレーム：サイノグラム)，検出器の総数は 256，検出器対の総数は 72 平行投影 bin $\times$ 72 方向 = 20,376 とした．また，観測データには 20% のポアソンノイズを加えた．尚，観測終了直前の 2 分間における S/N 比を観測データのノイズレベルとした．

提案手法及び従来法を用いて推定した tTAC を Fig.3 に示す．灰白質と白質の 1 ピクセルをランダムに選び，それぞれの時間変化を比較した．この結果から，提案手法は従来法と比較し，高精度な推定が実現されていることが分かる．

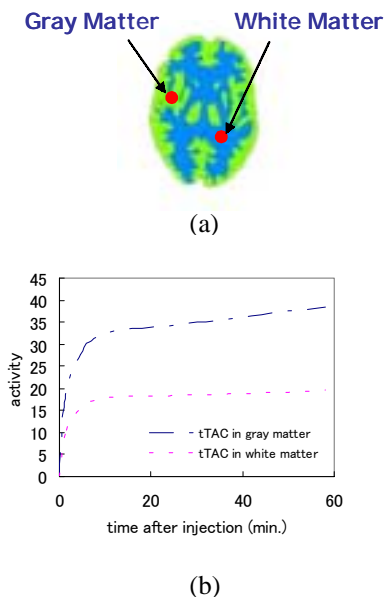


図 2 Digital brain phantom.

- (a) Structures of gray matter and white matter
- (b) tissue time activity curves

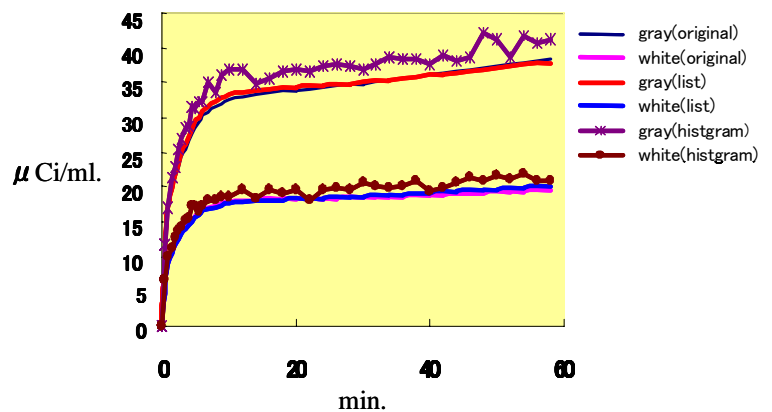


図 3 Estimated time activity curve

#### 5．まとめ

リストモードデータを用いて直接的に tTAC を推定する手法を提案した．提案手法では，統計的性質の考慮及び基底関数の導入により，高精度な tTAC の推定が行える．また，計算機シミュレーションにより，その有効性を確認した．

ここで求められた tTAC を用いることで，従来法により求めた tTAC を用いた場合と比較し，機能画像の推定精度が向上することが期待される．

## 参考文献

- [1] T.E.Nichols,J.Qi,R.M.Leahy, "Continuous Time Dynamic PET Imaging Using List Mode Data", IPME99, LNCS 1613,pp.98-111,1999.
- [2] H.H.Bauschke,D.Noll,A.Celler.J.M.Borwin, "An EM Algorithm for Dynamic SPECT", IEEE Trans.on.Med.Img.vol.18,1999.
- [3] J.M.Matthews,D.Bailey,P.Price and V.Cunningham,"The Direct Calculation of Parametric Images from Dynamic PET Data Using Maximum-Likelihood Iterative Reconstruction", Phys.Med.Biol. vol.42. pp.1155-1173, 1997.
- [4] J.S.Maltz,"Direct Recovery of Regional Tracer Kinetic from Temporally Inconsistent Dynamic ECT Projections Using Dimension-Reduced Time-Activity Basis",Phys.Med.Biol.vol.45,pp.3413-3429,2000.
- [5] J.S.Maltz,"Optimal Time-Activity Basis Selection for Exponential Spectral Analysis:Application to the Solution of Large Dynamic Emission Tomographic Reconstruction Problems",Proc of IEEE MIC 2000, (CD-ROM) 2000.
- [6] J.M.Ollinger,"Estimation Algorithms for Dynamic Tracer Studies Using Positron Emission Tomography", IEEE Trans. on Med. Imag., Vol.2,pp.115-125,1987.
- [7] R.E.Carson,K.Lange, "EM Parametric Image Reconstruction Algorithm",J.American Statistical Association,1985.

## (12) 高反射多層光学フィルム(MLOF)の PET 用シンチレータの反射材としての性能評価

山本 誠一

神戸市立工業高等専門学校(神戸高専)電気工学科

### 1. はじめに

近年ポジトロンエミッショントモグラフィ(PET)装置の空間分解能は向上し、臨床用 PET 装置では 3-4mmFWHM 程度[1-4]、動物用 PET 装置では 2mmFWHM 以下[5-7]が得られるようになってきている。空間分解能向上の努力は続けられており、特に動物用 PET 装置においては 1mmFWHM 以下の空間分解能を目指した研究が行われている[8-9]。しかし空間分解能を向上させるためには使用するシンチレータの大きさを小さくかつ細長くする必要があり、例えば 1mm 以下の空間分解能をサンプリング運動無しで達成するためには 1mm 以下の幅のシンチレータを用いる必要がある。シンチレータの高さは検出効率に直接影響するためあまり小さくできない。したがって細長い形状のシンチレータを使用することになるが、この場合従来には無かった新たな問題が生じてくる。まずシンチレータの大きさが細長くなるとシンチレータ内の発光が出力面に現れるまでに何度も内部で反射し、内部で発光が減衰してしまい十分な光出力が得られない現象が生じる。これは使用する反射材の反射率が小さい場合、顕著に表れる。少ない発光はエネルギー分解能を悪化させるとともに現在一般的に用いられている重心演算による位置計算の精度にも影響する。次にシンチレータの幅が小さくなると反射材の厚さがシンチレータの幅に対して無視できなくなりパッキングフラクション(検出器の中でシンチレータ自身がしめる面積の割合)を低下させる。パッキングフラクションの低下は PET 装置の感度を低下させることになる。これらの問題点を解決するためにはできるだけ厚みが薄く、かつ反射効率に優れた反射材が必要であり、特に動物 PET 用検出器の開発のために切望されていた。

最近これらの問題点を解決する可能性のある材質として高反射特性を有する多層光学フィルム(Multi-Layer Optical Film: MLOF)が開発され報告された[10]。この多層光学フィルムは Giant Birefringent Optics (GBO)とも呼ばれ、ポリマーの多層膜構造をしており、広い波長に対して高い反射率を有している。このフィルムは Miyaoka らによって PET 用検出器への試用が行われ、小さな WLS シンチレータに対する優れた結果が報告された[8]。しかし MLOF の他の種類のシンチレータに対する性能や他の反射材との性能の比較は報告されていない。そこで PET 用検出器に用いられる種々のシンチレータに対して MLOF の性能を評価し、これまで最も反射効率が優れた反射材の一つと考えられていた白色テフロンテープを用いた場合と比較した。

### 2. 方法

実験に使用したシンチレータはBGO、GSO、LSO、及びLGSOでシンチレータの種類、大きさ、表面処理、光出力面の大きさ、及びシンチレータの幅(Width)に対する高さ(Height)の比(H/W)を Table 1 に示す。BGO 及び GSO の 6mm 幅シンチレータは現状の市販されている臨床用 PET 装置のものに近い大きさであり、関連する研究に用いたものである[11]。BGO の 1.5mm 幅のシンチレータはテーパ状のファイバープレートを用いた動物 PET 装置用検出器の実験のために用いたものである[12]。LSO の 2mm 幅のものは UCLA の microPET に用いられたものと同じシンチレータである[5]。LGSO の 2mm 幅のものは LSO との比較のために作られたものであり、LSO と GSO の比が 9:1 のものを用いた[13]。LGSO の 0.7mm 幅のシンチレータは 1mm 以下の空間分解能の動物 PET 装置用を目指して現在開発中の検出器に使われる予定のものである。BGO は日本結晶光学製、LSO は CTI 社(米国)製、GSO と LGSO は日立化成製である。

使用した MLOF はスリーエム(3M)社製(日本での販売:住友スリーエム株式会社)で商標名が ESR と呼ばれるものを使用した。その厚みは設計値で  $65\mu\text{m}$ 、可視光(380nm から 780nm)の平均に対する反射率は 98.89%と技術資料では報告されており[14]、最低でも 96%とある[10]。MLOF の表面は鏡面で裏表の区別はない。現状、高反射で薄い性質を利用して液晶のバックライトの反射材等として用いられている[14]。MLOFはシンチレータとほぼ同じサイズに折り曲げ、光電子増倍管(PMT)に光学結合したシンチレータの上面及び側面を覆う形で上方から被せて測定した。MLOF の外側は黒色ビニールテープを巻き、シンチレーション光が反射材の外に漏れ出した後に光電子増倍管で検出されることを防いだ。

実験に使用したテフロンテープはニチアス製で厚み  $100\mu\text{m}$ 、幅 13mm のものを用いた。このテフロンテープは通常、水道の蛇口のシール等に用いられるものである。このテフロンテープをシンチレータに巻き付け使用した。巻き付け回数は4から5重とした。テフロンテープの外側も黒色ビニールテープを巻き、シンチレーション光の漏れだしを防いだ。

反射材で覆ったシンチレータは暗箱中で3インチ丸形光電子増倍管(浜松ホトニクス社製、R1848-07)にシリコンオイルを用いて光学結合し、シンチレータの上方から Na-22 線源からのガンマ線を照射した。光電子増倍管の出力は一般的な NIM モジュールの増幅器で増幅し、波高分析器に接続し、511keV のガンマ線に対する光電ピークのチャンネル数と半値幅を計測した。

Table 1 List of scintillators used for the experiment.

	BGO(1)	BGO(2)	GSO	LSO	LGSO(1)	LGSO(2)
Size (mm)	6x6x24	1.5x1.5x10	6x6x20	2x2x10	2x2x10	0.7x0.7x8
Surface	rough	rough	rough	polished	polished	rough
Output side (mm)	6x6	1.5x1.5	6x6	2x2	2x2	0.7x0.7
Height to Width (H/W) ratio	4.0	6.67	3.33	5.0	5.0	11.4

3. 結果測定した光出力を Fig.1 に示す。各棒グラフの高さは波高分析器のピークチャンネルに相当する。隣接する2つの棒グラフの左側はテフロンテープ(Teflon tape: TT)を反射材として用いた場合で、右側は MLOF を用いた場合である。シンチレータとサイズにより多少の違いはあるが、ほぼ同様の光出力が得られた。最もサイズの小さいシンチレータである  $0.7\text{mm} \times 0.7\text{mm} \times 8\text{mm}$  の LGSO に対してテフロンテープと MLOF を反射材に用いた時のエネルギースペクトルを Fig.2 に示す。テフロンテープ、MLOF ともに光電ピークは観察されるが光電ピークより上方に裾を引いた形になっている。測定したエネルギー分解能の結果を Fig.3 に示す。エネルギー分解能もほぼ同様の結果が得られたが、光出力が多いシンチレータと反射材の組み合わせの方がエネルギー分解能に優れる傾向があった。これは通常、エネルギー分解能が光出力の平方根に反比例するためと考えられる[15]。

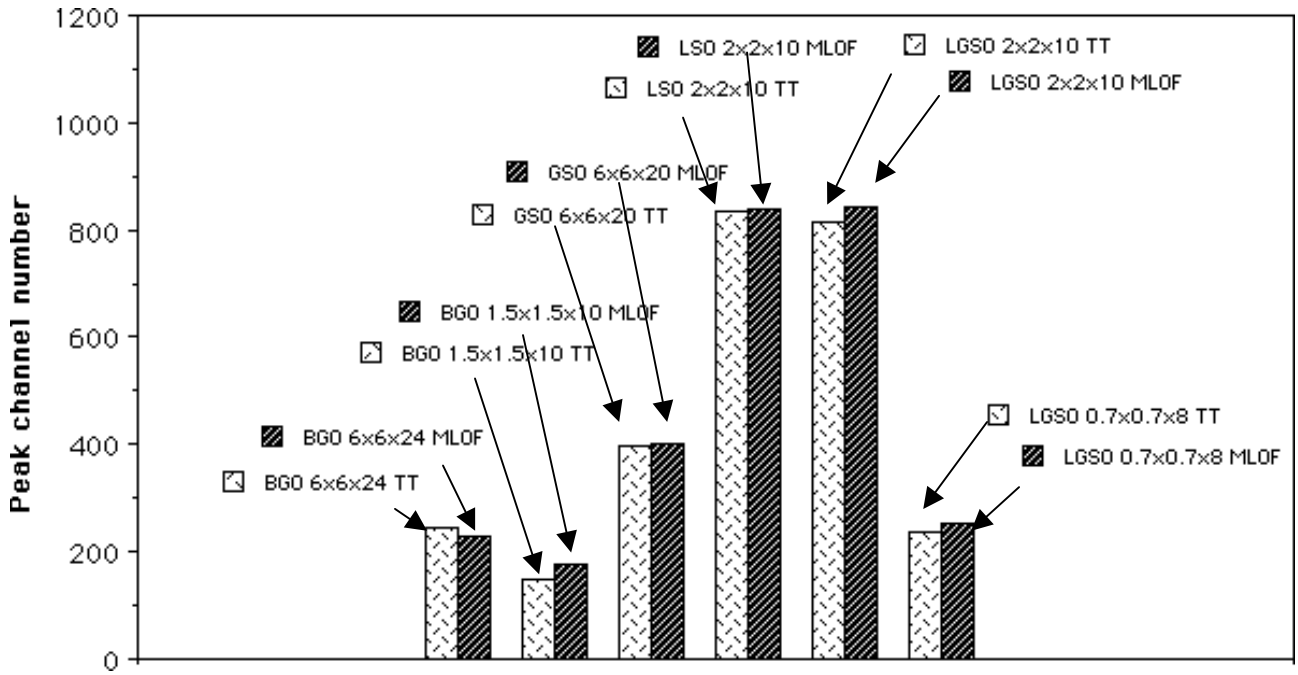


Fig.1 Light outputs of BGO, GSO, LSO, and LGSO of different sizes with Teflon tape (TT) and multi-layer optical film (MLOF).

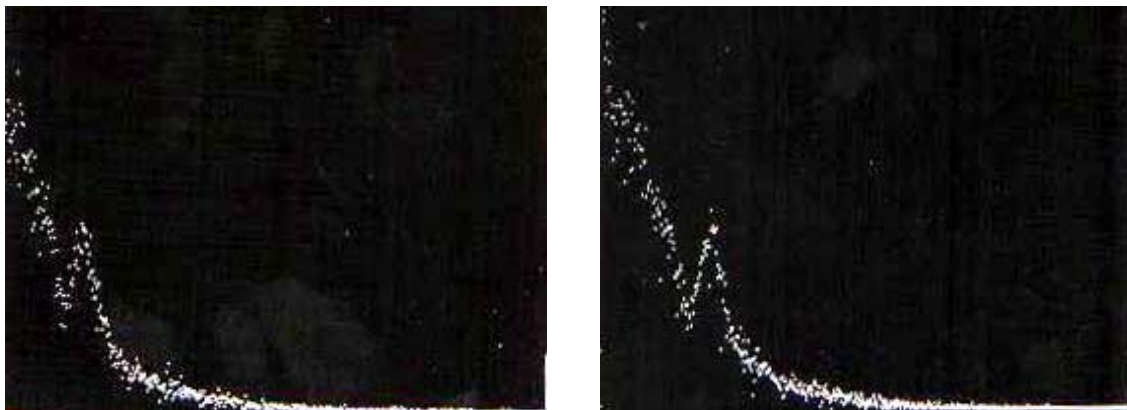


Fig.2 Spectra using 0.7mm x 0.7mm x 8mm LGSO scintillator with Teflon tape (left) and with multi-layer optical film (MLOF) for reflectors.



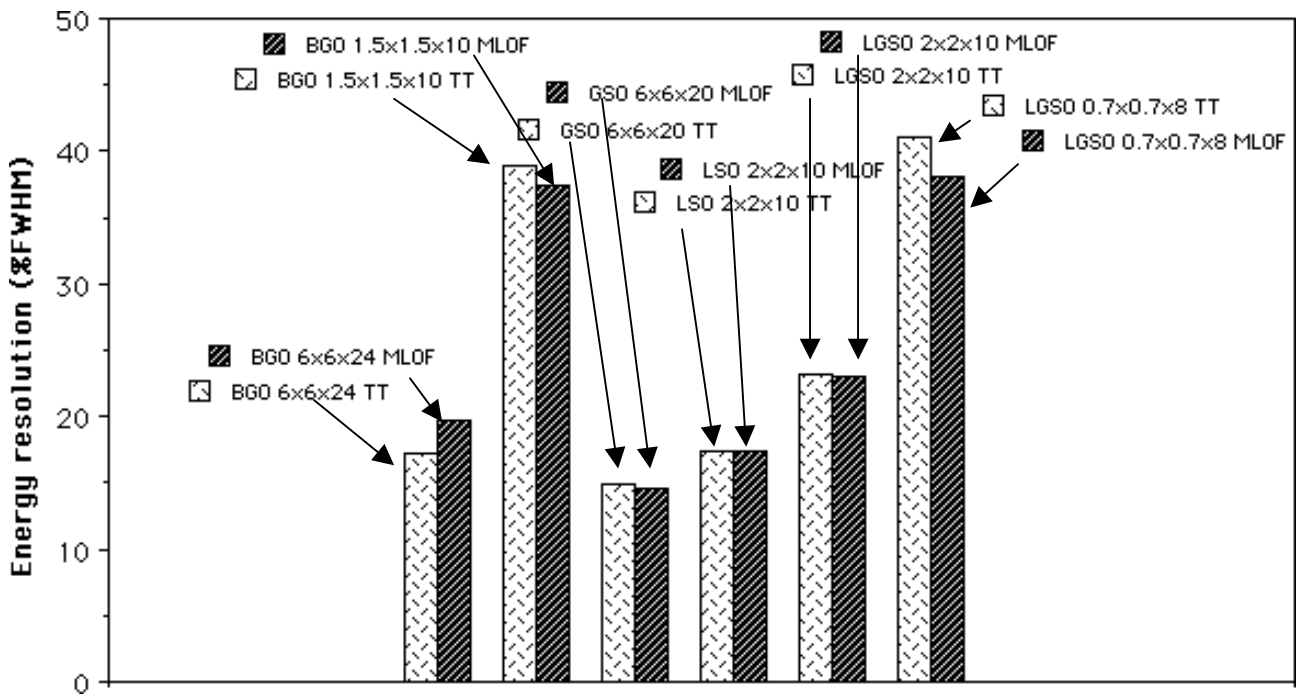


Fig.3 Energy resolution of BGO, GSO, LSO, and LGSO of different sizes with Tefflon tape (TT) and multi-layer optical film (MLOF).

#### 4. 考察

MLOF を反射材に用いた場合、すべてのシンチレータに対して、テフロンテープとほぼ同じ光出力とエネルギー分解能が得られることが明らかになった。幅 (Width) に対する高さ (Height) の比 (H/W) が大きい、すなわち細長いシンチレータに対してもほぼ同じ結果が得られた。今回の実験ではテフロンテープはシンチレータに対して4重から5重に巻いたため厚みは数百  $\mu\text{m}$  にも達している。一方、MLOF は厚さが  $65 \mu\text{m}$  と薄く、検出器のパッキングフラクションを向上できる。したがって MLOF は  $1\text{mm}$  以下の空間分解能を目指した動物 PET 装置用の検出器用として不可欠な反射材になろう。

高分解能を目指した PET 装置の検出器の場合、H/W が大きくなる。そのため大きな H/W、すなわち細長いシンチレータに対しても十分な光出力が要求される。今回の実験では、MLOF を用いても、H/W が 11.4 の LGSO ( $0.7\text{mm} \times 0.7\text{mm} \times 8\text{mm}$ ) は H/W が 5.0 の LGSO ( $2\text{mm} \times 2\text{mm} \times 10\text{mm}$ ) に比べ光出力は  $1/4$  ほどに減少した。超高分解能の動物 PET の検出器では細長いシンチレータの形状と十分な光出力が要求されるので、光出力の減少は問題になる。この問題はシンチレータの表面を鏡面で仕上げることにより改善されることが期待される[16-17]。

今回の実験では反射材の外側に黒色のビニールテープを巻いて光出力の測定を行った。このビニールテープを巻かない場合、反射材の種類にかかわらず光出力が大きくなる現象が観察された。光出力の増大は H/W が大きいほど顕著に観察され、反射材から漏れ出したシンチレーション光が、直接あるいは間接的に光電子増倍管に入射することで生じた現象であると考えられる。したがってシンチレータの発光量の測定や反射材の評価等の実験においてはこの現象に十分な注意が必要である。反射材の厚みも結果に大きく影響する。今回の実験ではテフロンテープは4-5重に巻いたが、巻く回数が異なれば実験結果が異なることになると思われる。

今回の実験においてはテフロンテープはシンチレータに密着して測定したが、MLOF においてもシンチレータと反射材の間にできるだけ空間が無いようにして測定を行った。シンチレータと反射材の間に空間がある場合、シンチレーション光が、その空間を伝わり光電子増倍管に到達し光出力が大きくなる現象も観察された。この現象は

H/W が大きいほど、また空間が大きいほど顕著に観察された。したがって正確な測定をするにはこの点にも十分に注意する必要があると考えられる。

## 5. 参考文献

- [1] Wienhard, K., Dahlbom, M., et al.: "The ECAT EXACT HR: performance of a new high resolution positron scanner." *J. Comput. Assist. Tomogra.* 18: 110-118, 1994
- [2] DeGrado, T.R., Turkington, T.G., et al.: "Performance characteristics of a whole-body PET scanner." *J. Nucl. Med.*, 35, 1398-1406, 1994
- [3] Fujiwara, T., Watanuki, S., Yamamoto, S., et al.: "Performance evaluation of a large axial field-of-view PET scanner: SET-2400W." *Ann. Nucl. Med.*, 11, 307-313, 1997
- [4] Adom, L.E., Zaers, J., Ostertag, H., Trojan, H., Bellemann, E., et al.: "Performance evaluation of the whole body PET scanner ECAT EXACT HR+ following IEC standard". *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, Vol44, No.3, 1172-,1997
- [5] Cherry, S.R., Shao, Y., et al.: "MicroPET: a high resolution PET scanner for imaging small animals." *IEEE Trans. Nucl. Sci.* , 44, 1161-1166, 1997
- [6] Watanabe, M., Okuda, H., et al.: "High resolution animal PET scanner using compact PS-PMT detectors." *IEEE Trans. Nucl. Sci.* , 44, 1277-1282, 1997
- [7] Limote, R., Cadorette, J., et al.: "Initial results from the Sherbrooke avalanche photodiode positron tomograph." *IEEE Trans. Nucl. Sci.* , 43, 1952-1957, 1996
- [8] Miyaoka, R. S. , et al.: "Performance characteristics of micro crystal element (MiCE) detectors", presented *IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference*, 2000
- [9] Chatziioannou, A., et al.: "Coincidence measurements on detectors for microPET II: a 1mm<sup>3</sup> resolution PET scanner for small animal imaging", presented *IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference*, 2000
- [10] Weber, M.W. , et al.: "Giant birefringent optics in multi-layer polymer mirrors", *Science*, vol. 287, 2451-2456, 2000
- [11] Yamamoto, S.: "Possibility analysis of a GSO PET/SPECT detector", presented *IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference*, 2000
- [12] Yamamoto, S.: "Resolution improvement using tapered fiber for a high resolution PET block detector". *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 45, no.3, pp. 1074-1177, 1998
- [13] 山本誠一: "LGSO シンチレータの性能評価", *RADIOISOTOPES*, vol. 47, no.9, pp. 673-677, 1998
- [14] 住友スリーエム株式会社: "ESR 技術資料 ver.2", 2000
- [15] Knoll, G. F.: "Radiation Detection and Measurement". John Wiley & Sons, Inc., New York, (1979)
- [16] Yamashita, T., "Development of new position-sensitive detectors for positron emission tomography," Ph.D. Dissertation, 1992, University of Tokyo.
- [17] Cherry, S. R., Shao, Y., Tonai, M. P. et al., "Collection of scintillation light from small BGO crystals", *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 42, no.4, pp. 1058-1063, 1995

## (13) 散乱線・偶発同時計数

長谷川智之

北里大学 医療衛生学部

### 1. はじめに

PETという手法は他の生態機能画像診断手法に比べて原理的には極めて検出感度が高く定量性に優れるという特徴を有する。そして、これは放射線同位元素を用いたトレーサ手法の特徴に他ならない。ただし、現実にはまだその潜在能力を出し切っていないのが現状ではないだろうか。一方で、時間分解能(検査時間)では他の手法にかなわないという一面もある。空間分解能については PET では数ミリ程度が限界であるが、MRIやX線CTなど空間分解能の優れた画像診断装置との組み合わせによりその弱点は緩和される。いずれにしても、高齢化が確実に進みクオリティ・オブ・ライフ(生活の質)の向上が叫ばれるこれからの社会において、PETは脳機能をはじめとする様々な生体機能の有効な検査手法となることが求められている。また、遺伝子発現に関連した分子イメージング手法としての役割も期待されている。そのためには関連する様々な立場からの取り組みが必要であるが、特に装置技術という観点からもまだまだ課題が尽きておらず、これからの社会に PET をどれだけ生かせるかはまさにその研究成果にかかっているとと言っても過言ではない。

PET装置は近年、検出器受容立体角(幾何学的効率)の拡大と3Dモードの導入によりその感度を飛躍的に向上させてきた。しかし、セプタを使用しない3次元モードでは散乱フラクションが40%以上となり、これは従来の2次元モードの場合の約3倍に相当する。それと同時に、感度の向上により必然的に偶発同時計数率の増加が問題となる。さて、画像の統計精度を計る目安となるNEC(雑音等価カウント)[1]は

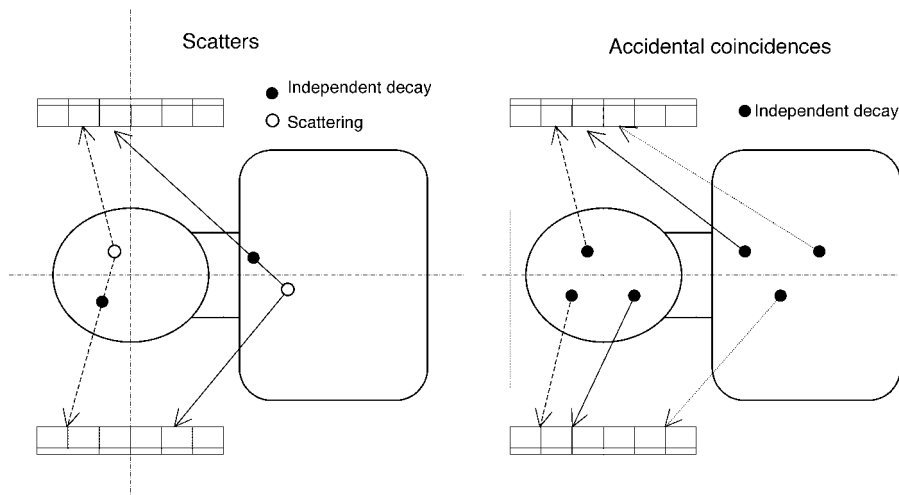
$$NEC = T \frac{T}{T + S + (1+k)fR} \quad (1)$$

と表される。ここで、Tは真の同時計数、Sは散乱線成分、Rは偶発同時計数、fは有効視野の中で放射能分布が占める割合、kは偶発同時計数の補正法に依存するパラメータであり遅延同時計数回路により偶発同時計数を実測する場合は1となる。感度向上に伴いTが増加するが、その効果をSやRの増加が相殺せぬようにしなければならない。また、上式は散乱補正や偶発同時計数の補正が適切に施されることを前提としているが、その補正自体の精度も画質や定量性に直接に関わる問題となる。そして、そもそも散乱線成分や偶発同時計数成分が少なければ少ない程その補正法への負担が減り定量性の向上に繋がる。このように、PETという手法の優位性、すなわち高感度と定量性を享受するためには散乱線や偶発同時計数の影響を的確に除去することが重要でありこの手法の生命線ともいえる。これまでにない新しい高感度のPET装置を目指すならばこれはなおさらである。

### 2. 視野外放射能

高感度3次元PET装置における不要な放射線に関連して問題視されているものに装置視野外放射能がある[2-7]。従来の2次元モードでは装置視野外放射能からの放射線はセプタや装置シールド材により遮蔽され、それらが測定に影響を及ぼすことが無かった。その遮蔽を取り除き感度を向上させると、必然的に不要な放射線のある程度は受け入れてしまうことになる。

視野外放射能からの放射線の影響としては図に示すように散乱線成分と偶発同時計数の2つに分けて考えられる。前者については、視野外において発生したガンマ線ペアのうちの少なくとも一方が散乱されることにより同時計数されると、それらは視野内からの信号に混入



してしまふ。従来の市販PET装置に装備されている散乱補正法はこのような視野外放射能からの散乱線成分を補正できず、結果として定量測定精度の悪化に繋がる。後者については同時計数に関与する2つのガンマ線が視野内からのものか視野外からのものかにより3通り考えられる。同時計数の分解時間を  $\tau$ 、視野内放射能からのシングル計数率を  $r_i$ 、視野外からのシングル計数率を  $r_o$  とすると全偶発同時計数率  $r$  は

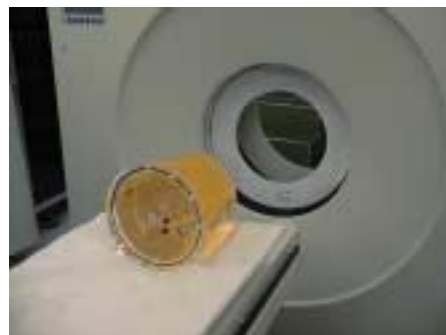
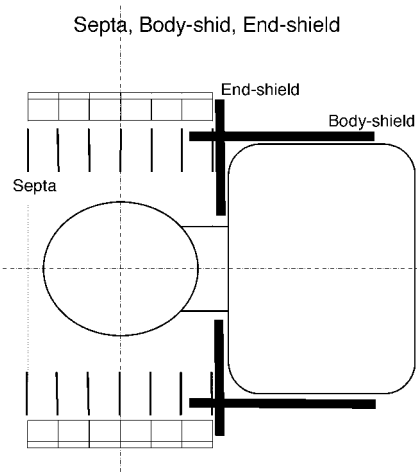
$$r = 2\tau(r_i r_i + r_i r_o + r_o r_o) \quad (2)$$

で表される。偶発同時計数を低減させるためには視野内と視野外のどちらについても配慮が必要である。これら不要な放射線の影響を防ぐためには、視野外放射能に対応する散乱補正法や偶発同時計数補正法を開発することが必要であるが、先ずはそのような不要な放射線をデータ収集以前の段階で少しでも遮蔽する手段を案ずるのが得策である。

### 3. シールド器具

視野外放射能からのガンマ線をセプタの助けを借りずに遮蔽するために考案されたのがエンドシールドやボディーシールド [8-13] である。エンドシールドはリング形状のシールド板をPET装置視野端部に固定するものであり、ボディーシールドは被験者の体を取り巻くようにシールド板を設置するものである。本グループでは市販PET装置、ECAT EXACT HR+ (CTI/SIEMENS, Knoxville, TN, USA) を対象として、内径と厚さを変えた数種類のエンドシールド板の効果をファントム実験により評価した [11]。さらに、モンテカルロ・シミュレーション計算によりその特性を分析した。その結果、視野外放射能に起因する偶発同時計数率はエンドシールドにより大幅に減少することが確認され、厚さよりも内径が重要なパラメータであることがわかった。また、厚さに関しては 10mm 以上にしてもあまり効果はないことがわかった。

エンドシールドは頭部測定のみを対象としており、被験者にとって圧迫感が強く安全性の面からも導入を躊躇してしまうという難点があった。それに比べてボディーシールドは導入し易いものであり、また、頭部測定以外にも適用可能である。本グループではボディー



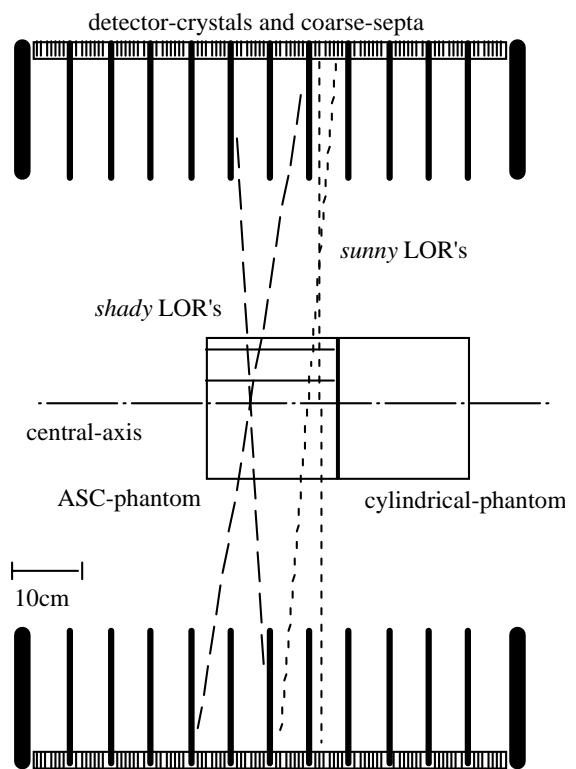
ーシールドについてもファントム実験とモンテカルロ・シミュレーション計算を行った[12]。その結果、シールド厚を10mm以上にすることでさらに遮蔽効果を高められることがわかり、エンドシールドとボディーシールドではその特性に違いがあることがわかった。ただし、いずれの場合もシールドの幾何学的配置が最も重要であることが改めて確認された。実際のスキャンへ適用するには被験者への負担が少ないシールド固定方法を工夫することも必要である。ちなみに、被験者への精神的な負担が少ないように配慮された頭部検査用ネックシールドというものが既に市販されている[13]。



#### 4．特殊なセプタ

さて、前節で述べたシールド器具は視野外放射能からの放射線を遮蔽するためのものであるが、もっと厄介なのは視野内の不要な放射線である。それらの削減にはセプタが有効なのは確かであるが、セプタを使用すると感度も低下してしまう。そこで、セプタ無しとフルセプタ(通常のセプタ)の中間的な特殊なセプタについて触れたい。

部分回転セプタ[14]の手法においては、検出器リングの一部に回転機構を有する部分セプタを設置し、セプタにより散乱成分が少ないデータとセプタ無しの高感度データを同時に取得する。さらに、2次元モードデータと3次元モードデータの減算処理による散乱補正[15]のアイデアを適用する。この手法では、散乱成分は主として低周波成分から成るということを利用して、高周波成分と低周波成分に対して異なる補正処理を行うことが提案されている。粗セプタ法[16]では、右図に示すように検出器素子毎ではなく検出器ブロック毎に長めのセプタを設置し、感度の低下を最小限にとどめつつ散乱線成分をある程度は抑制する。さらに、セプタの影になる同時計数データから散乱成分を推測し散乱補正に供しようという手法である。詳しくは参考文献を参照されたい。このように、不要な放射線を遮蔽する器具は、一方で散乱補正法にも密接に関わっている。また、セプタは吸収補正法にも深く関係するが、本稿では吸収補正については触れないこととする。



#### 5．散乱補正法

これまで3次元PETを対象として様々な散乱補正法が開発されてきた([17]は最近のレビューである)。それらの中でも仮定したモデルに基づき測定エミッションデータを用いて散乱成分を計算する手法[18-20]、特にSSS法[21-25]や、放射能分布が存在しないはずの領域における散乱プロファイルのテール部分をガウス関数などによりフィッティングし散乱成分を見積もるテールフィッティング法[26]が、市販のPET装置に標準装

備され広く普及している。しかしながら、これらの手法は厳密な意味では視野外放射能からの散乱線には対応できないと考えられている。視野外放射能の影響を受け安い高感度次世代PET装置の開発においては、それに対処できる散乱補正法を検討しなければならない。

2つ以上のエネルギーウインドウを設定することが可能な装置ならばDEW (Dual Energy Window) 法が有望であり、ハードウェア的にもソフトウェア的にも比較的導入しやすい方法であろう[27-29]。ただし、原理的にエネルギーウインドウにより散乱線の特性は異なり、また、放射能分布や物質分布が変化した場合への対処も含めて、様々な系統誤差をどう抑えるかが実際上の問題となる。そこで、DEW法を単独として用いるのではなく、その弱点を補うような他の手法と組み合わせるといったのが有効な解決策となる。例えば、SSS 法をエネルギーウインドウ手法と組み合わせる試み[30]が市販PET装置を対象になされている。ところで、膨大なチャンネル数を有する検出器系の特性のばらつきの散乱補正法への影響についても慎重な検討が必要である。DEW法に限らないが、あるエネルギー閾値の設定をくぐり抜けた信号がデータとして取得されるため、検出器特性のばらつきが収集データに含まれる散乱線成分の特性と無関係ではない。このばらつきは、検出器系の校正規格化(normalization)手法とも密接に関わるので、本稿ではこれ以上触れないことにする。前節で触れた特殊なセプタを利用した散乱補正法も含めて、これから作ろうとしている装置に適した手法を検討してゆかねばならない。

## 6 . 偶発同時計数

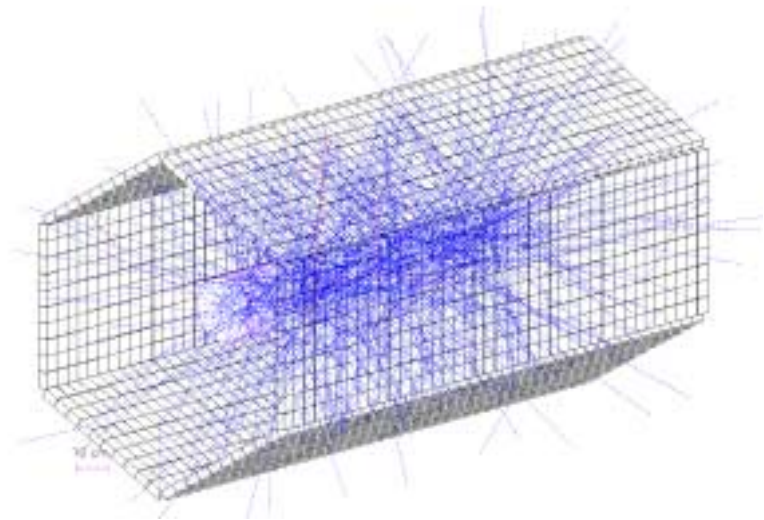
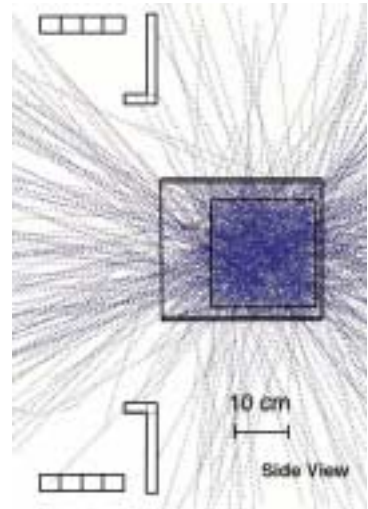
これまで市販PET装置に広く普及してきたのは遅延同時計数回路を利用した補正法である。この手法では、遅延同時計数回路により実測した計数を偶発同時計数とみなし、通常の同時計数からオンラインで減算処理することにより補正とする。この手法は概念的にはシンプルで系統誤差が小さいという良い面はあるが、この減算処理に伴い改めて遅延同時計数の統計雑音が最終画像の統計雑音に加算されてしまうというのが欠点である。すなわち、(1)式においてパラメータ $k$ が1となる。PETの高感度という特性を最大限に生かすことを目指し少ないカウントでもできるだけ良い画質を得ようとする立場に立てば、偶発同時計数の推定における統計雑音を抑制しパラメータ $k$ をゼロに近づける努力が払われて然るべきであろう。さらに、もし遅延同時計数回路が不要ならば装置ハードウェアやデータサイズの面からもかなりの節約となる。そのような試みとして、検出器系校正規格化のための統計雑音低減手法[31,32]を応用した手法[43]、それをさらに発展させる試み[34]、実測シングル計数データを基に偶発同時計数を推定する手法[35]がある。これらは近似的手法であるため、どれだけ系統誤差、すなわちバイアスを抑えられるかがポイントとなるが、ここでは参考文献として紹介するにとどめる。

## 7 . P E T 装置モンテカルロ・シミュレーション

散乱線の特性や視野外放射能の影響などを物理的に分析するためにはファントム実験とともにモンテカルロシミュレーション計算が有用である。これまでに多くのPET用のモンテカルロシミュレーションプログラムが開発され利用されてきた([36]は最近のレビューである)。PET装置やSPECT装置のみを対象として開発された専用モンテカルロプログラムもあれば、素粒子相互作用全般をシミュレーションするために高エネルギー物理学分野で開発された汎用プログラムもある。専用プログラムとして開発されたものの中で、ここでは様々な分散減少手法(variance reduction techniques)[37,38]を早くから取り入れたものとしてSIMSET[39]を、また、最近の国際会議の報告から UCLA グループのものを挙げておく[40]。これらは、分散減少手法により計算効率が桁違いに高いという利点があるものの汎用性があまり高くなく、例えば、これまでにない新しい PET 装置

の物理特性を評価しようとする際には利用しにくい。一方で、汎用モンテカルロプログラムとしてはEGS4[41]やGEANT[42]などが有名である。どちらも任意の検出器系に対応できる一般性の高いものである。EGS4は放射線治療や防護など医学物理の分野でも広く普及しており、特に低エネルギー領域での電磁相互作用(光子や電子の反応)について慎重に評価がなされてきている。GEANTも類似したプログラムであるが、膨大なチャンネル数を有する複雑な検出器系を定義するためのルーチンが整備されており、その意味ではEGS4に比べればユーザーのプログラミング負担が軽いという利点を有する。

本グループではGEANTを使用してPET用モンテカルロ・シミュレーションプログラムを開発した[43]。普及しているリング型の検出器配置に限らず、膨大なチャンネル数を有する任意の複雑な検出器配置にも比較的容易に対応できる。検出器やシールド器具による散乱も考慮されている。ただし、DOI (Depth-of-interaction) 検出器について検出器結晶内の光学的シミュレーションは組み込まれておらず、単純化した近似サブルーチンをリンクするにとどめている。もちろん、同時計数のみではなく、シングル計数事象についても結果が出力され、偶発同時計数事象の分析が可能である。シミュレーション結果は一時的にヒストリーデータとしてファイルに保存され、別プログラムにより詳細な解析が行われる。ちなみにこのヒストリーデータは、実際のPET装置におけるリストモードデータに相当するが、例えば崩壊位置、散乱場所、散乱回数、正確な光子エネルギーなど、実測データからは知ることのできない様々な情報も含まれている。ここではモンテカルロ計算の一例として、前述のボディーシールド実験におけるガンマ線の軌跡を表示した図、次世代PET装置用に開発中の検出器ブロックを仮想的に全身を包囲するように配置した系における軌跡を表示した図を右に示す。



EGS4を用いたPET用モンテカルロ・プログラムも本グループで開発しているが、その説明は第3章の北村による報告を参照されたい。GEANTやEGS4は汎用性が高く原理的にはどのような検出器系にも適用できるというのが長所であるが、一方で計算速度の観点からは前述の専用プログラムに劣る。機能や計算精度をPET装置向けに制限することを前提に、このような汎用性が高いプログラムに分散減少手法を組み込み計算効率を劇的に向上させることができるなら有用であろう。

## 8. まとめ

これまでに説明した課題に実際に取り組むには現実問題としてマンパワーが必要である。高エネルギー物理学の業界では大学院に進んだ意欲ある学生が、博士号を取得しようという熱意にも支えられて実質的なマンパワーの重要な一端を担ってきた。一方、PETをはじめとする高度診断手法に関する医学物理の分野では

そのような状況にあるとはいいい難いところがある。近年、医療系技術者を育成する多くの4年制大学が新設された。一方で、縦割り構造の強かった従来の理学部や工学部も旧帝大系の国公立大学を含めて変革する兆しがあり、学問分野への貢献というよりも、もっと深く先を見つめたところの社会への貢献を求められている。そして研究所も大きく変わりつつある。とにかく PET も医学物理も本当に過渡期である。今後、どのようにこれらを生かしてゆくかは力を持つ者の判断にかかっており、若さを持つ者の熱意にかかっている。ということで、本報告集の最終章のまとめに変えさせて頂きたい。

なお、本研究は文部省科学研究費(課題番号 12770504)、北里学園奨励研究費(平成12年度)、北里大学医療衛生学部特別研究費(課題番号 SAHS-B234-2000、SAHS-I137-2001)の援助のもとに行われた。

## 参考文献 (順序不同)

- [1] S. C. Strother et al., "Measuring PET scanner sensitivity: relating countrates to image signal-to-noise ratios using noise equivalent counts", IEEE Trans. Nucl. Sci., vol.37, 1990, 783-788.
- [2] F.Jadali, T.Beyer, D.Sashin, D.W.Townsend, M.A.Mintun and P.E.Kinahan, "The influence of out-of-field activity on scatter correction techniques for quantitative 3D PET imaging", Nucl. Med., vol. 36(5), 1995 pp. 105P-106P.
- [3] V.Sossi, J.S.Barney, R.Harrison and T.J.Ruth, "Effect of scatter from radioactivity outside of the field of view in 3D PET", IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 42(4), 1995 pp. 1157-1161.
- [4] T.J.Spinks, M.P.Miller, D.L.Bailey, P.M.Bloomfield, L.Livieratos and T.Jones, "The effect of activity outside the direct field of view in a 3D-only whole-body positron tomograph", Phys. Med. Biol., vol. 43, 1998 pp. 895-904.
- [5] N.C.Ferreira, R.Trebossen and B.Bendriem, "Assessment of 3D-PET quantitation: influence of out of the field of view radioactive sources and attenuating media", IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 45(3), 1998 pp. 1670-1675.
- [6] T.Hasegawa, M. Suzuki, H. Murayama, T. Irie, K. Fukushi and Y. Wada, "Influence of out of field of view activity on 3D PET dynamic measurement with [11C]MP4A", IEEE Trans. Nucl. Sci., vol.46(2), 1999 pp.1087-1094.
- [7] M.Bentourkia, A.Belakhlef, and F.Benard, "Determination of Scatter Characteristics Generated from out of FOV Source in FDG-PET Studies", Proceedings of 1999 IEEE MIC, October 1999, Seattle, Washington, USA.
- [8] S.Yamamoto, S.Miura, Y.Shoji, H.Iida and I.Kanno, "Development of a front shield for a 3D positron emission tomograph", Kakuigaku, vol. 33(6), 1996 pp. 641-646 (in Japanese with English abstract).
- [9] M.E.Daube-Witherspoon, A.Belakhlef, S.L.Green and I.Zanzi, "Design of Patient Shielding to Reduce the Effects of Out-of-Field Radioactivity in 3D PET", Proceedings of 1998 IEEE MIC, November 1998, Toronto, Ontario, Canada.
- [10] R.Laforest, P.D.Cutler, and M.E.Daube-Witerspoon, "Extra Shielding for Improved Signal-to-Noise In 3D Whole-Body PET", Proceedings of 1999 IEEE MIC, October 1999, Seattle, Washington, USA.
- [11] T.Hasegawa, C.Michel, K.Kawashima, H.Murayama, T.Nakajima, H.Matsuura, and Y.Wada, "A Study of External End-shields for PET", IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 47(3), 2000 pp.1099-1103.
- [12] T. Hasegawa, H. Murayama, H. Matsuura, and T. Yamaya, "A Phantom and Simulation Study on Body-Shields to Cope with Radioactivity outside the Field of View in 3D PET", Proceedings of 2001 IEEE



MIC, November 2001, San Diego, USA.

[13] C.J.Thompson, and J. J. Moreno-Cantu, "Measurement of the change in noise-effective count-rate during PET brain studies with additional shielding", Proceedings of 2001 IEEE MIC, November 2001, San Diego, USA.

[14] E.Tanaka, T.Hasegawa, T.Yamashita, H.Okada, and H.Murayama, "A 2D/3D hybrid PET scanner with rotating partial slice-septa and its quantitative procedures", *Phys. Med. Biol.*, vol. 45, 2000, pp. 2821-2841

[15] S.R.Cherry, S.R.Meikle, and E.J.Hoffman, "Correction and Characterization of Scattered Events in Three-Dimensional PET Using Scanners with Retractable Septa", *J.Nucl. Med.*, 34, 1993, pp. 671-678.

[16] T. Hasegawa, E. Tanaka, T. Yamashita, M. Watanabe, T. Yamaya, and H. Murayama, "A Monte-Carlo Simulation Study on Coarse Septa for Scatter Correction in 3D PET", Proceedings of 2001 IEEE MIC, November 2001, San Diego, USA.

[17] D.L.Bailey, "Chapter3. Quantitative Procedures in 3D PET", In: B.Bendriem and D.W.Townsend, "The Theory and Practice of 3D PET", Kluwer Academic Publishers, Dordrecht Netherlands, 1998.

[18] J.M.Ollinger, "Model-based scatter correction for fully 3D PET", *Phys. Med. Biol.*, 41, 1996, pp. 153-176.

[19] J.S.Barney, J.G.Rogers, R.Harrop, and H.Hoverath, "Object Shape Dependent Scatter Simulations For PET", *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, 38(2), 1991, pp. 719-725.

[20] L.G.Hiltz, and B.T.A.McKee, "Scatter correction for three-dimensional PET based on analytic model dependent on source and attenuating object", *Phys. Med.Biol.*, 39, 1994, pp. 2059-2071.

[21] C.C.Watson, D.Newport, and M.E.Casey, "A single scatter simulation technique for scatter correction in 3D PET", Proceedings of 1995 Fully Three-Dimensional Image Reconstruction, pp. 215-219.

[22] C.C.Watson, "New Faster, Image-Based Scatter Correction for 3D PET", Proceedings of 1999 IEEE MIC, October 1999, Seattle, Washington, USA.

[23] M.Schmand, K.Wienhard, M.E.Casey, L.Eriksson, W.F.Jones, J.H.Reed, J.Treffert, M.Lennox, P.Luk, J.Bao, J.W.Young, K.Baker, S.D.Miller, C.Knoess, S.Vollmar, N.Richerzhagen, G.Flugge, W.D.Heiss, and R.Nutt, "Performance Evaluation of a new LSO High Resolution Tomograph - HRRT", Proceedings of 1999 IEEE MIC, October 1999, Seattle, Washington, USA.

[24] C.Michel, X.Liu, S.Sanabria, M.Lonneux, M.Sibomana, A.Bol, C.Comtat, P.E.Kinahan, D.W.Townsend, and M.Defrise, "Weighted schemes applied to 3D-OSEM reconstruction in PET", Proceedings of 1999 IEEE MIC, October 1999, Seattle, Washington, USA.

[25] C.Michecl, M.Schmand, X.Liu, M.Sibomana, S.Vollmar, C.Knoess, M.Lercher, C.Watson, D.Newport, M.Casey, M.Defrise, K.Wienhard, and W.D.Heiss, "Reconstruction strategies for the HRRT", Proceedings of 2000 IEEE MIC, November 2000, Lyon, France.

[26] S.R.Cherry, S.C.Huang, "Effects of Scatter on Model Parameter Estimation in 3D PET Studies of the Human Brain", *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, NS42(4), 1995, pp. 1174-1179.

[27] S.Grootoink, T.J.Spinks, A.M.Kennedy, P.M.Bloomfield, D.Sashin, and T.Jones, "The Practical Implementation and Accuracy of Dual Energy Window Scatter Correction in a NeuroPET Scanner with the Septa Retracted", *IEEE Trans. Med. Imag.*, 1993, pp. 942-944.

[28] S.Grootoink, T.J.Spinks, D.Sashin, N.M.Spyrou, and T.Jones, "Correction for scatter in 3D brain PET using a dual energy window method.", *Phys. Med. Biol.* 41, 1996, pp. 2757-2774.

- [29] H.Zaidi, "Comparative evaluation of scatter correction techniques in 3D positron emission tomography", *Eur. J. Nucl. Med.*, vol. 27(12), 2000, pp.1813-1825.
- [30] N. C. Ferreira, R. Trebossen, C. Lartizien, V. Brulon, and P. Merceron, "A hybrid scatter correction for 3D PET based on an estimation of the distribution of unscattered coincidences: Implementation on the ECAT EXACT HR+", *Proceedings of 2000 IEEE MIC*, November 2000, Lyon, France.
- [31] M. E. Casey, and E. J. Hoffman, "Quantitation in positron emission computed tomography: 7.A technique to reduce noise in accidental coincidence measurements and coincidence efficiency calibration", *J. Comput. Assist. Tomogr.*, vol.10, 1986, 845-50.
- [32] R. D. Badawi, M. A. Lodge, and P. K. Marsden, "Algorithm for calculating detector efficiency normalization coefficients for true coincidences in 3D PET", *Phys. Med. Biol.*, vol.43, 1998, 189-205.
- [33] R. D. Badawi, M. P. Miller, D. L. Bailey, and P. K. Marsden, "Randoms variance reduction in 3D PET", *Phys. Med. Biol.*, vol. 44, 1999, 941-954.
- [34] D. Brasse, P. E. Kinahan, C. Lartizien, C. Comtat, M. Casey, C. Michel, and T. Bruckbauer, "Correction methods for random coincidences in 3D wholebody PET imaging", *Proceedings of 2001 IEEE MIC*, November 2001, San Diego, USA.
- [35] O. Rokitta, M. Casey, K. Wienhard, and U. Pietrzyk, "Random correction for positron emission tomography using singles count rates", *Proceedings of 2000 IEEE MIC*, November 2000, Lyon, France.
- [36] H.Zaidi, "Relevance of accurate Monte Carlo modeling in nuclear medical imaging", *Med. Phys.*, vol. 26(4), 1999, pp. 574-608.
- [37] D.R.Haynor, R.L.Harrison, T.K.Lewellen and A.N.Bice, "Improving the efficiency fo emission tomography simulations using variance reduction techniques", *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, 37(2), 1990, pp. 749-753.
- [38] D.R.Haynor, R.L.Harrison and T.K.Lewellen, "The use of imprtance sampling techniques to improve the efficiency of photon tracking in emission tomography simulations", *Med. Phys.* 18(5), 1991, pp. 990-1001.
- [39] T.K.Lewellen, C.P.Anson, D.R.Haynor, R.L.Harrison, A.N.Bice, S.F.Schubert, R.S.Miyaoka, S.B.Gillespie and J.Zhu, "Design of a simulation system for emission tomographs", *J. Nucl. Med.* 29, 1988, 29.
- [40] C. H. Holdsworth, C. S. Levin, M. Janecek, M. Dahlbom, and E. J. Hoffman, "Performace analysis of improved 3D PET Monte Carlo simulation and scatter correction", *Proceedings of 2000 IEEE MIC*, November 2000, Lyon, France.
- [41] W.R.Nelson, H.Hirayama, D.W.O.Rogers, "The EGS4 code system", SLAC-256, Stanford Linear Accelerator Center, Stanford, CA, 1985.
- [42] R. Brun, R. Hagelberg, M. Hansroul, and J.C.Lassalle, "Simulation program for particle physics experiments, GEANT : user guide and reference manual", CERN DD 78-2, CERN, the European Laboratory for Particle Physics near Geneva, Jan 1978.
- [43] T. Hasegawa, C. Michel, H. Murayama, T. Yamaya, H. Matsuura, and S. Tanada, "Monte Carlo simulation for PET scanners and shields", *Jpn. J. Med. Phys.*, vol.21(3), 2001, 174-186.

## 研究発表リスト

### 原著論文

1. Hasegawa, T., Michel, C., Murayama, H., Yamaya, T., Matsuura, H., Tanada, S.: Monte Carlo simulation for PET scanners and shields. Jap. J. Med. Phys., 21(3), p.174-186, 2001.
2. 山本誠一: 光反射多層光学フィルム(MLOF)の PET 用シンチレータの反射材としての性能評価. RADIOISOTOPES, 50, p.570-575, 2001.
3. 山谷泰賀, 小尾高史, 山口雅浩, 喜多紘一, 大山永昭, 長谷川智之, 羽石秀昭, 村山秀雄: Depth-of-Interaction 情報をを用いた代数的な 2 次元 PET 画像再構成. 医学物理, 21(4), p.251-223, 2001.

### プロシーディング

1. 稲玉直子, 村山秀雄, 大村知秀, 河合秀幸, 尾身健児, 梅原隆哉: 次世代 PET 用シンチレーション検出器開発: 測定システム. 第 48 回応用物理学関係連合講演会講演予稿集第 1 分冊, p.121, 2001.
2. 尾身健児, 村山秀雄, 河合秀幸, 稲玉直子, 梅原隆哉: 次世代 PET 用シンチレーション検出器開発: 深さ位置情報. 第 48 回応用物理学関係連合講演会講演予稿集第 1 分冊, p.121, 2001.
3. 尾身健児, 村山秀雄, 河合秀幸, 稲玉直子, 梅原隆哉: PET 用 DOI 検出器開発(1) DOI 原理. 医学物理, 21 巻 Sup. 2, p. 13 - 16, 2001.
4. 稲玉直子, 村山秀雄, 大村知秀, 河合秀幸, 尾身健児, 梅原隆哉: PET 用 DOI 検出器開発(2) 測定システム. 医学物理, 21 巻 Sup. 2, p. 17 - 20, 2001.
5. 梅原隆哉, 村山秀雄, 河合秀幸, 稲玉直子, 尾身健児: PET 用 DOI 検出器開発(3) 光学的条件. 医学物理, 21 巻 Sup. 2, p. 21 - 23, 2001.
6. 長谷川智之, 川島勝弘, 村山秀雄, 中島恭彦, 松浦元, 山谷泰賀: PET 用ボディーシールドの実験的評価. 医学物理, 21 巻 Sup. 2, p. 24 - 25, 2001.
7. 山谷泰賀, 小尾高史, 山口雅浩, 喜多紘一, 大山永昭, 長谷川智之, 羽石秀昭, 村山秀雄: 正確な観測モデルに基づく 3 次元 DOI-PET 画像再構成. JAMIT2001 抄録集, PA3-13, 2001.
8. Deng Zhi, 中村垂由知, 石津崇章, 中澤正治, 高橋浩之, 村山秀雄: 次世代 PET 用 ASIC 信号処理系の検討. 2001 年原子力学会秋の大会予稿集, 第一分冊, p.225, 2001.
9. 尾身健児, 村山秀雄, 河合秀幸, 稲玉直子, 梅原隆哉, 笠原竹博: PET 用 DOI 検出器開発: 異なる蛍光減衰時間の結晶配列. 医学物理, 21 巻 Sup. 3, p. 200 - 202, 2001.
10. 梅原隆哉, 村山秀雄, 河合秀幸, 稲玉直子, 尾身健児, 笠原竹博: PET 用 DOI 検出器開発: 直列結晶配列. 医学物理, 21 巻 Sup. 3, p. 196 - 199, 2001.
11. 笠原竹博, 村山秀雄, 河合秀幸, 稲玉直子, 尾身健児, 梅原隆哉: PET 用 DOI 検出器開発: U字型結晶配列. 医学物理, 21 巻 Sup. 3, p. 203 - 205, 2001.
12. 山田暁, 羽石秀昭, 稲玉直子, 村山秀雄: 計算機シミュレーションを用いた位置検出器-PET デテクタの特性解析(II). 医学物理, 21 巻 Sup. 3, p. 206 - 209, 2001.
13. Kitamura, K., Murayama, H.: Count rate performance simulations for next generation 3D PET scanners, Proceedings of the Ninth EGS4 Users' Meeting in Japan, KEK Proceedings 2001-11, p. 108-114, 2001.

14. 稲玉直子, 村山秀雄, 河合秀幸, 山本誠一: 次世代 PET のための Ce 濃度の異なる GSO を用いた DOI 検出器. 核医学, 38 巻 5 号, p. 581, 2001.
15. 山田暁, 高木一也, 羽石秀昭, 山谷泰賀, 稲玉直子, 村山秀雄: 次世代 PET 用 DOI 検出器の設計のための計算機シミュレーション. 核医学, 38 巻 5 号, p. 582, 2001.
16. 山本誠一, 村山秀雄: 超高分解能動物 PET のための LGSO 検出器の試作. 核医学, 38 巻 5 号, p. 582, 2001.
17. 村山秀雄, 山谷泰賀, 羽石秀昭, 稲玉直子: 次世代 PET の要素技術: シンチレータと光電子増倍管. 核医学, 38 巻 5 号, p. 581, 2001.
18. 北村圭司, 天野昌治, 村山秀雄: 次世代 PET において大面積 PS-PMT を使用した装置の計数率特性シミュレーション. 核医学, 38 巻 5 号, p. 581, 2001.
19. 長谷川智之, 村山秀雄, 松浦元, 山谷泰賀, 稲玉直子: 次世代 PET 装置: 視野外放射能シールドの検討. 核医学, 38 巻 5 号, p. 581, 2001.
20. Deng Zhi, 中村亜由知, 石津崇章, 中澤正治, 高橋浩之, 村山秀雄: 次世代 PET 用 ASIC 信号処理系の検討. 核医学, 38 巻 5 号, p. 581, 2001.
21. 長谷川智之, 村山秀雄, 山谷泰賀, 田中榮一, 山下貴司, 渡辺光男, 稲玉直子: 次世代 PET 装置: 粗セプタによる散乱補正法の検討. 核医学, 38 巻 5 号, p. 581, 2001.
22. 小尾高史, 松永知寛, 山谷泰賀, 大山永昭, 村山秀雄: 次世代 PET におけるリストモードデータからの動態機能画像再構成. 核医学, 38 巻 5 号, p. 582, 2001.
23. 山谷泰賀, 小尾高史, 大山永昭, 長谷川智之, 羽石秀昭, 村山秀雄: 次世代 PET におけるリストモードデータからの動態機能画像再構成. 核医学, 38 巻 5 号, p. 582, 2001.
24. Inadama, N., Murayama, H., Omura, T., Yamashita, T., Yamamoto, S., Ishibashi, H., Kawai, H., Omi, K., Umehara, T., Kasahara, T.: A depth of interaction detector for PET with DSO crystals doped with different amount of Ce. 2001 IEEE Med. Imag. Conf. Record., M2-3, 2001.
25. Kitamura, K., Amano, M., Murayama, H.: Count rate analysis of PET scanner designs based on a GSO depth of interaction detector with a large area PS-PMT. 2001 IEEE Med. Imag. Conf. Record., M5A-7, 2001.
26. Hasegawa, T., Murayama, H., Matsuura, H., Yamaya, T.: A phantom and simulation study on body-shields to cope with radioactivity outside the field of view in 3D PET. 2001 IEEE Med. Imag. Conf. Record., M5A-22, 2001.
27. Yamamoto, S., Murayama, H.: Development of a LGSO detector using a Tapered fiber for a high-resolution animal PET. 2001 IEEE Med. Imag. Conf. Record., M9A-21, 2001.
28. Haneishi, H., Yamada, K., Takagi, Murayama, H.: Monte Carlo simulation for depth encoding multicrystal detector for PET. 2001 IEEE Med. Imag. Conf. Record., M13A-15, 2001.
29. Hasegawa, T., Tanaka, E., Yamashita, T., Watanabe, M., Yamaya, T., Murayama, H.: A Monte-Carlo simulation study on coarse septa for scatter correction in 3D PET. 2001 IEEE Med. Imag. Conf. Record., M13B-22, 2001.
30. Nakamura, A., Takahashi, H., Zhang, L., Fukuda, M., Nakazawa, M., Misawa, M., Murayama, H.: Clustering algorithm with adaptive shaping method for CdZnTe detectors. Proc. 12th Int. Workshop Room-temperature Semiconductor X- and Gamma-ray Det., R9-2, 2001.

## 総説,その他

1. 村田啓,村山秀雄編：平成 12 年度次世代 PET 装置開発研究報告書, NIRS-M-145, 放射線医学総合研究所発行, 3 月, 2001.
2. 村山秀雄：PET 一次世代装置の開発, 新医療, 28(3), pp.113-117, 2001.
3. 北村圭司：PET におけるデータ補正と画像再構成, Med. Imag. Tech., 19(6), 462-466, 2001.
4. 村山秀雄：PET の原理とその応用, 原子力百科事典 ATOMICA, 2001.
5. 村山秀雄：2000 IEEE Medical Imaging Conference 印象記, Isotope News 6 月号, No.565, pp.16-17, 2001.
6. 村山秀雄：最新の PET 装置、技術の発展状況, 第 38 回理工学における同位元素・放射線研究発表会要旨集, pp.212-215, 7 月, 2001.
7. 村山秀雄, 藤田透：シンポジウム「新しい核医学技術ー 21 世紀の展望」司会の言葉, 核医学, 38 巻 5 号, p. 493, 2001.

## 特許申請

1. 村山秀雄,田中榮一,山下貴司：放射線 3 次元位置検出器, 平成 13 年 7 月 9 日出願、出願番号.P2001-208251

## 特別講演

1. 村山秀雄：機器の進歩と定量性, 第 57 回日本放射線技術学会学術大会, シンポジウム-2, 神戸, 2001.4. 7.
2. 村山秀雄：PET ー最新の PET 装置、技術の発展状況, 第 38 回理工学における同位元素・放射線研究発表会, 東京, 2001. 7.13.
3. 村山秀雄：最新の核医学装置について, 第 11 回多摩核医学技術検討会, 立川, 2001.10.23.
4. 北村圭司：PET の原理と特徴, 第 234 回神奈川核医学研究会, 横浜, 2001.6.25.

## 口頭発表

1. 稲玉直子,村山秀雄,大村知秀,河合秀幸,尾身健児,梅原隆哉：次世代 PET 用シンチレーション検出器開発：測定システム. 第 48 回応用物理学関係連合講演会, 東京, 2001.3.30.
2. 尾身健児,村山秀雄,河合秀幸,稲玉直子,梅原隆哉：次世代 PET 用シンチレーション検出器開発：深さ位置情報. 第 48 回応用物理学関係連合講演会, 東京, 2001.3.30.
3. 尾身健児,村山秀雄,河合秀幸,稲玉直子,梅原隆哉：PET 用 DOI 検出器開発 ( 1 ) DOI 原理. 第 81 回日本医学物理学学会学術大会, 神戸, 2001.4.5.
4. 稲玉直子,村山秀雄,大村知秀,河合秀幸,尾身健児,梅原隆哉：PET 用 DOI 検出器開発 ( 2 ) 測定システム. 第 81 回日本医学物理学学会学術大会, 神戸, 2001.4.5.
5. 梅原隆哉,村山秀雄,河合秀幸,稲玉直子,尾身健児：PET 用 DOI 検出器開発 ( 3 ) 光学的条件. 第 81 回日本医学物理学学会学術大会, 神戸, 2001.4.5.
6. 長谷川智之,川島勝弘,村山秀雄,中島恭彦,松浦元,山谷泰賀：PET 用ボディーシールドの実験的評価. 第 81 回日本医学物理学学会学術大会, 神戸, 2001.4.5.

7. 山谷泰賀,小尾高史,山口雅浩,喜多紘一,大山永昭,長谷川智之,羽石秀昭,村山秀雄:正確な観測モデルに基づく3次元DOI-PET画像再構成.第20回日本医用画像工学会大会,名古屋,2001.7.13.
8. 石津崇章,中村亜由知,高橋浩之,中沢正:ASICを用いたマルチチャンネルセンサ用データ収集回路.第一回先進放射線応用シンポジウム,大阪大学,2001.7.
9. Deng Zhi,中村亜由知,石津崇章,中澤正治,高橋浩之,村山秀雄:次世代PET用ASIC信号処理系の検討.2001年原子力学会秋の大会,札幌,2001.9.20.
10. 尾身健児,村山秀雄,河合秀幸,稲玉直子,梅原隆哉,笠原竹博:PET用DOI検出器開発:異なる蛍光減衰時間の結晶配列.第82回日本医学物理学会学術大会,大阪,2001.9.28.
11. 梅原隆哉,村山秀雄,河合秀幸,稲玉直子,尾身健児,笠原竹博:PET用DOI検出器開発:直列結晶配列.第82回日本医学物理学会学術大会,大阪,2001.9.28.
12. 笠原竹博,村山秀雄,河合秀幸,稲玉直子,尾身健児,梅原隆哉:PET用DOI検出器開発:U字型結晶配列.第82回日本医学物理学会学術大会,大阪,2001.9.28.
13. 山田暁,羽石秀昭,稲玉直子,村山秀雄:計算機シミュレーションを用いた位置検出器-PETディテクタの特性解析(II).第82回日本医学物理学会学術大会,大阪,2001.9.28.
14. 北村圭司,村山秀雄:次世代PET装置の計数率特性シミュレーション,第9回EGS4研究会,高エネルギー加速器研究機構,つくば,2001.8.2.
15. 稲玉直子,村山秀雄,河合秀幸,山本誠一:次世代PETのためのCe濃度の異なるGSOを用いたDOI検出器.第41回日本核医学会総会,金沢,2001.10.17.
16. 山田暁,高木一也,羽石秀昭,山谷泰賀,稲玉直子,村山秀雄:次世代PET用DOI検出器の設計のための計算機シミュレーション.第41回日本核医学会総会,金沢,2001.10.17.
17. 山本誠一,村山秀雄:超高分解能動物PETのためのLGSO検出器の試作.第41回日本核医学会総会,金沢,2001.10.17.
18. 村山秀雄,山谷泰賀,羽石秀昭,稲玉直子:次世代PETの要素技術:シンチレータと光電子増倍管.第41回日本核医学会総会,金沢,2001.10.17.
19. 北村圭司,天野昌治,村山秀雄:次世代PETにおいて大面積PS-PMTを使用した装置の計数率特性シミュレーション.第41回日本核医学会総会,金沢,2001.10.17.
20. 長谷川智之,村山秀雄,松浦元,山谷泰賀,稲玉直子:次世代PET装置:視野外放射能シールドの検討.第41回日本核医学会総会,金沢,2001.10.17.
21. Deng Zhi,中村亜由知,石津崇章,中澤正治,高橋浩之,村山秀雄:次世代PET用ASIC信号処理系の検討.第41回日本核医学会総会,金沢,2001.10.17.
22. 長谷川智之,村山秀雄,山谷泰賀,田中榮一,山下貴司,渡辺光男,稲玉直子:次世代PET装置:粗セブタによる散乱補正法の検討.第41回日本核医学会総会,金沢,2001.10.17.
23. 小尾高史,松永知寛,山谷泰賀,大山永昭,村山秀雄:次世代PETにおけるリストモードデータからの動態機能画像再構成.第41回日本核医学会総会,金沢,2001.10.17.
24. 山谷泰賀,小尾高史,大山永昭,長谷川智之,羽石秀昭,村山秀雄:次世代PETにおけるリストモードデータからの動態機能画像再構成.第41回日本核医学会総会,金沢,2001.10.17.
25. Inadama, N., Murayama, H., Omura, T., Yamashita, T., Yamamoto, S.\*3, Ishibashi, H., Kawai, H., Omi, K., Umehara, T., Kasahara, T.: A depth of interaction detector for PET with DSO crystals doped with different amount of Ce. 2001 IEEE Med. Imag. Conf., San Diego, U.S.A., Nov. 4-10, 2001.

26. Kitamura, K., Amano, M., Murayama, H.: Count rate analysis of PET scanner designs based on a GSO depth of interaction detector with a large area PS-PMT. 2001 IEEE Med. Imag. Conf., San Diego, U.S.A., Nov. 4-10, 2001.
27. Hasegawa, T., Murayama, H., Matsuura, H., Yamaya, T.: A phantom and simulation study on body-shields to cope with radioactivity outside the field of view in 3D PET. 2001 IEEE Med. Imag. Conf., San Diego, U.S.A., Nov. 4-10, 2001.
28. Yamamoto, S., Murayama, H.: Development of a LGSO detector using a Tapered fiber for a high-resolution animal PET. 2001 IEEE Med. Imag. Conf., San Diego, U.S.A., Nov. 4-10, 2001.
29. Haneishi, H., Yamada, K., Takagi, Murayama, H.: Monte Carlo simulation for depth encoding multicrystal detector for PET. 2001 IEEE Med. Imag. Conf., San Diego, U.S.A., Nov. 4-10, 2001.
30. Hasegawa, T., Tanaka, E., Yamashita, T., Watanabe, M., Yamaya, T., Murayama, H.: A Monte-Carlo simulation study on coarse septa for scatter correction in 3D PET. 2001 IEEE Med. Imag. Conf., San Diego, U.S.A., Nov. 4-10, 2001.
31. Nakamura, A., Takahashi, H., Zhang, L., Fukuda, M., Nakazawa, M., Misawa, M., Murayama, H.: Clustering algorithm with adaptive shaping method for CdZnTe detectors. 12th Int. Workshop Room-temperature Semiconductor X- and Gamma-ray Det., San Diego, U.S.A., Nov. 4-10, 2001.