

平成12年度
次世代PET装置開発研究報告書



平成13年2月

放射線医学総合研究所

目次

		ページ
まえがき		2
次世代PET装置開発研究班名簿		3
第1章 次世代PET装置の概念設計における 検出器容積と幾何学的検出効率の考察	村山秀雄	4
第2章 PET用シンチレータ	石橋浩之	9
第3章 PET検出器及びフロントエンド回路 の考察	渡辺光男	14
第4章 DOI 測定装置	稲玉直子	18
第5章 検出器シミュレーション	羽石秀昭	23
第6章 PET検出器評価システムの開発	山本誠一	28
第7章 次世代PETの信号処理系の検討	高橋浩之	33
第8章 リストモードデータとその利用法に関 する考察	小尾高史	38
第9章 リストモードデータ収集シミュレータ	清水啓司	43
第10章 画像再構成	山谷泰賀	48
第11章 計算機シミュレーションによる次世代 PET装置の性能予測	北村圭司	54
第12章 視野外放射能と散乱線	長谷川智之	60
研究発表リスト		65



まえがき

平成12年3月の放射線医学総合研究所画像診断棟の完成により、放医研は棟内の最新設備を利用して他研究機関や大学と共同研究を積極的に推進し、高度画像診断技術の高度化を図ることがより一層期待されている。平成12年度4月から新規に発足した高度画像診断装置開発研究はその一環であり、そのプロジェクトの中で推進される次世代PET装置開発研究は、所外の研究者と密接な協力体制の下で実行される。そのための本部として棟内3階の画像解析室を機能させ、将来は試験機の成果の下に実用機の開発を目指しており、次世代PET装置を棟内2階のPET室に設置し、臨床に応用する計画である。

PET装置では511 keVという比較的高いエネルギーのガンマ線が無駄なく検出する必要がある。そのため、体軸を中心にした円筒表面に検出素子を密配列するが、検出素子の幅が4 mm程度であるのに対して、厚みは30 mm程度である。しかし、感度を向上しようとする検出素子を斜めに見込む放射線を検出するために、検出素子の厚みにより解像度が劣化する。その度合いは、立体計測を広げるほど大きくなるため感度を向上するほど解像度が低下する。この問題を克服するには、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することが必要となり、世界中で多くの研究者が3次元放射線位置検出器の研究に取り組んできたが、実用的な検出器のレベルには未だに至っていない。しかるに、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性が生じてきた。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。

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13年1月31日

村山秀雄
放射線医学総合研究所
高度診断機能研究ステーション

次世代PET装置開発研究班名簿

平成13年1月 31 日

区分	氏名	所属
班長	村山秀雄	放射線医学総合研究所高度診断機能研究ステーション主任研究官
班員	田中榮一	浜松ホトニクス株式会社取締役
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	石井 満	湘南工科大学工学部材料工学科教授
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助教授
班協力者	高橋浩之	東京大学人工物工学センター助教授
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	外山比南子	放射線医学総合研究所特別研究官
班協力者	棚田修二	放射線医学総合研究所高度診断機能研究ステーション長
班協力者	須原哲也	放射線医学総合研究所高度診断機能研究ステーション主任研究官

班内の8グループ

- | | |
|-------------|--------------------------------|
| 1)シンチレータG : | 石井満、小林正明、村山秀雄、山本誠一、石橋浩之 |
| 2)検出器ユニットG: | 村山秀雄、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、村山秀雄、山下貴司 |
| 5)データ収集G : | 村山秀雄、小尾高史、羽石秀昭、河合秀幸、井上慎一 |
| 6)データ処理G : | 小尾高史、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: | 村瀬研也、飯田秀博、小尾高史、村山秀雄、天野昌治 |
| 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 |

第1章 次世代PET装置の概念設計における 検出器容積と幾何学的検出効率の考察

村山秀雄

放射線医学総合研究所・高度診断機能研究ステーション

Detector volume and Geometrical Efficiency
Design Criterion for Next Generation PET

H. Murayama

National Institute of Radiological Sciences

1. はじめに

近年、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) 装置を開発することが強く望まれている。PETの高分解能化に伴い、一般に使用されている2次元行列検出器の各シンチレーション素子は細長い形状となるが、この形状のままでは立体計測の度合いを増すにつれて、斜めから素子に入射する同時計数線の割合が増加するために、空間分解能の方は劣化する傾向を示す。一方、薄いシンチレーション素子を使用することにより解像度の劣化を防ぐことはできるが、同時計数の検出感度は損なわれる。この問題を克服して高感度と高解像度をともに達成する立体計測型PETをここでは次世代PETと呼ぶ。次世代PET装置の実現には、3次元放射線位置検出器の実用化が不可欠であるが、特に、シンチレーション素子の3次元配列による3次元放射線位置検出器ユニットは、高分解能かつ高感度のPET用深さ位置検出器として有望である [1]-[10]。

次世代PET研究用装置の開発を目的として、検出器形状と立体計測との関係について簡単な考察をした。

2. 全検出素子容積

PET装置の製造にかかる経費の中で、検出器は大きな比重を占める。特に立体計測型PET装置ではシンチレータの容積が増すため、その全検出素子容積の見積もりが重要である。511 keV の消滅放射線を同時計数する効率は、単一検出器の検出効率の2乗に比例するため、検出素子の奥行きは 30 mm 程度あることが望ましい。消滅放射線が 30 mm の奥行きで結晶に入射すると、ゲルマニウム酸ビスマス(BGO)で約 93 %、ケイ酸ルテチウム(LSO)で約 91 %、ケイ酸ガドリニウム(GSO)で約 87 % が吸収または散乱される [11]。ここでは、検出素子の奥行きが 30 mm である円環状の検出器を想定する。円環の内径(直径)を D cm として、体軸に沿った円環の長さを L cm とすると、PET装置の全検出素子容積 V cm³ は、以下の式で与えられる。

$$V = 3\pi \times L \times (D + 3) \quad (1)$$

PET装置を大きさで大別すれば、小動物用、中動物もしくは人体頭部用、人体全身用の3つがあり D がそれぞれ異なる。小動物用で 10 cm 程度、中動物もしくは人体頭部用で 40 ~ 60 cm 程度、人体全身用で 80 ~ 100 cm 程度である。図1は典型的な D の値に対して、円環の長さ L が $0.1D$ から $3D$ の範囲

で変化する場合について、全検出素子容積 V を l (リットル) 単位として両対数表示で表したグラフである。

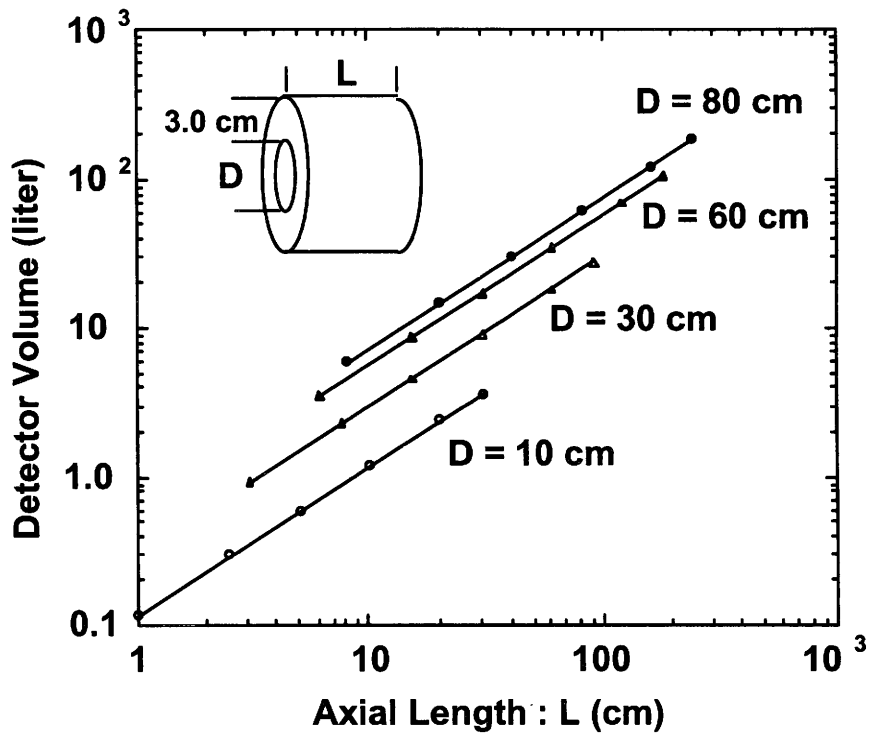


図1 典型的な D の値に対する円環の長さ L と全検出素子容積 V の関係

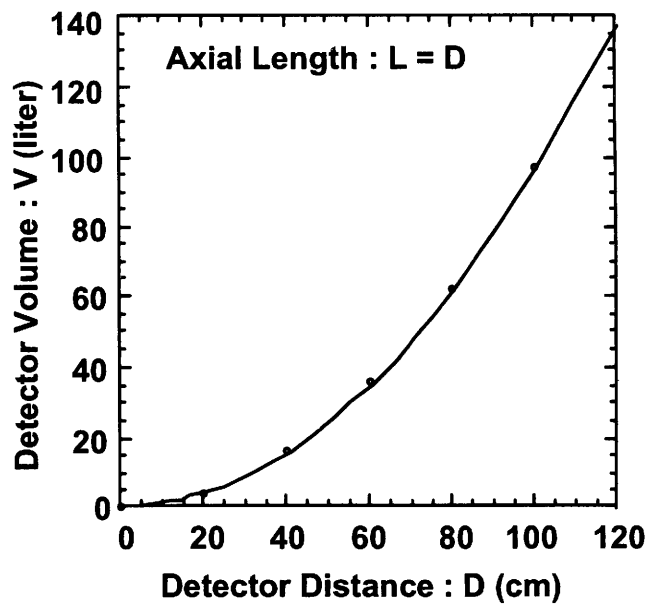


図2 検出器間距離と体軸長さが同じ場合の D と全検出素子容積 V の関係

立体計測型PET装置における検出器の形状を $L = D$ と仮定すれば、(1) 式は D のみの式で表される。すなわち、 $V = 3\pi \times D \times (D + 3)$ 。図2には、 $L = D$ の場合の全検出素子容積 V を ℓ 単位として D cm の関数で示した。

図2より、小動物用PET装置として $D = 10$ cm のとき $V = 1.2 \ell$ 、頭部用として $D = 60$ cm のとき $V = 35.6 \ell$ 、人体全身用として $D = 100$ cm のとき $V = 97 \ell$ の全検出素子容積となる。従って、小動物用と人体全身用のPET装置では、全検出素子容積において約 100 倍の差があり、装置製造費用の差も大きくなることが予想される。

3. 幾何学的効率

立体計測型PET装置では実際の検出効率は、検出器の検出効率のみではなく、幾何学的効率にも依存する。体軸に沿った検出器円環の長さ L が大きくなれば、体軸視野は広くなり、視野中心において検出器を見込む立体角は増加するために、幾何学的効率が增加する。 4π の立体角による幾何学的効率を1と定義すれば、円環の内径 D cm で長さ L cm の検出器に対する幾何学的効率 S は、おおよそ以下の式で与えられる。

$$S = \sin \{ \arctan (L/D) \} \tag{2}$$

上式は、検出器入射面で放射線がすべて吸収されると仮定した近似式である。

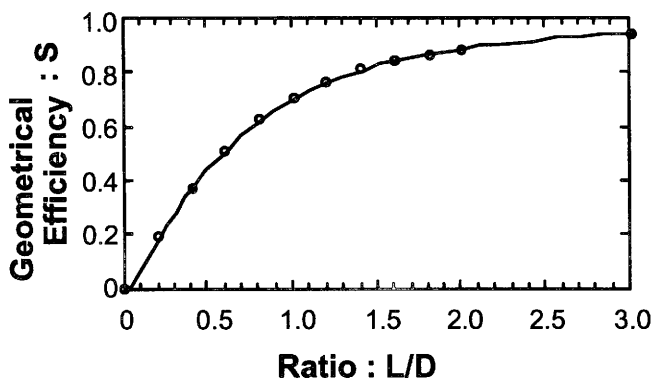


図3 幾何学的効率 S の比 L/R に対する関数

図3は、(2) 式に基づいて幾何学的効率 S を比 L/D の関数で表したグラフである。 $L/D = 1$ の場合 S は約 0.7、 $L/R = 2$ の場合 S は約 0.9 である。一方、 D を一定とすると検出器の長さ L すなわち L/D に比例して全検出素子容積は増加する。図3のグラフより、 L/D が 1 以上では全検出素子容積を増加させても幾何学的効率の増加率は小さく、費用対効果比は損なわれることが予想される。ただし、がんの転移診断などでは全身を1回の測定のみで計測する方が望ましいので L/D を1以上とする選択もあり得る。実際のPET装置を設計する場合は、費用対効果比のみでなくその使用目的を考慮して最適な L/D を選択すべきであろう。

4. 検出器配列の例

2.9 mm x 2.9 mm x 7.5 mm のシンチレータを2行2列とし4段に積み上げ、0.1 mm の厚みの反射材層が可能であるとして1結晶ブロックを構成させる。この結晶ブロックを8行8列に並べて、

52 mm 角の位置弁別型光電子増倍管に光学結合すると、結晶素子の総数は 1024 個になる。図4は、上記検出器ユニットの構成図である。この検出器ユニットを、人体頭部用PET装置に利用する場合を想定する。検出器リング直径を 477 mm、体軸視野を 300 mm とすれば、検出器ユニットを被検体の周囲に 30 個並べた検出器リングを、6 リング重ねた構造となる。

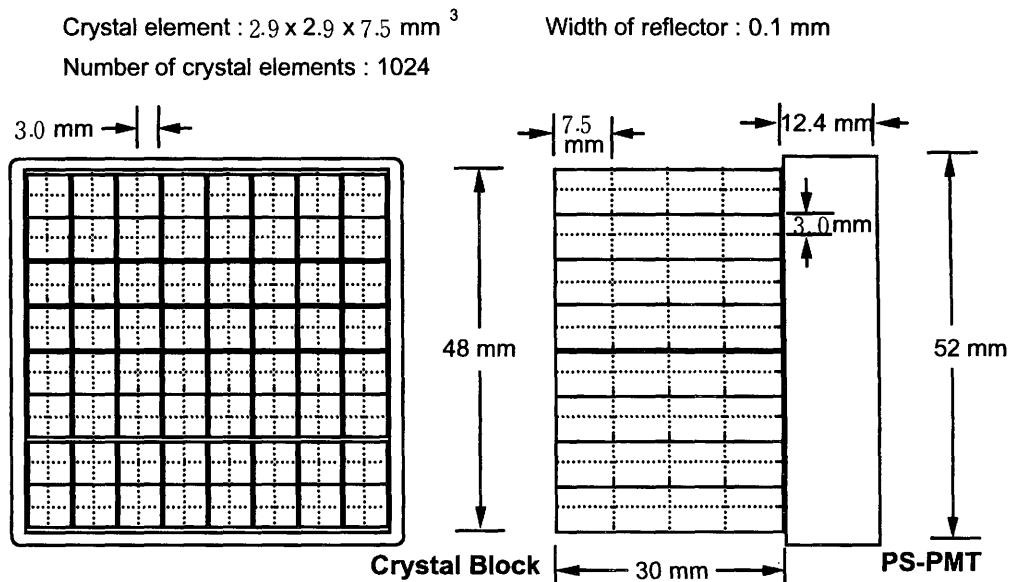


図4 検出器ユニットの例

図5に上記PET装置の横断面及び縦断面を示す。この頭部用次世代PET装置の視野中心における許容角は 32 度であり、幾何学的効率は 0.53 である。装置全体で使用される結晶素子数は 184320 個、シンチレータの総容積は約 11.6 ℓ であり、使用するシンチレータをGSO とすれば、その重量は 78 kg となる。

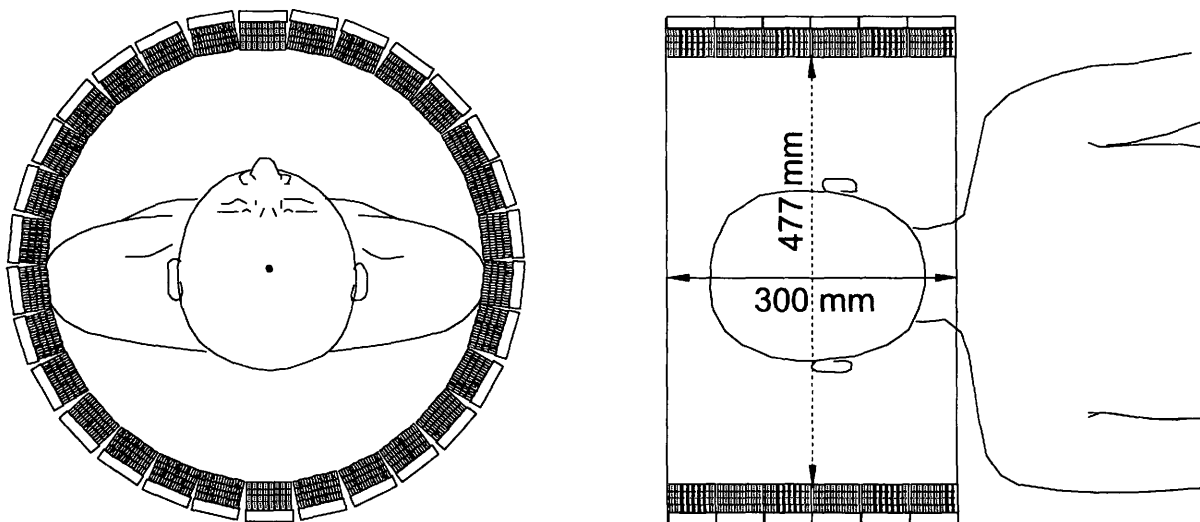


図5 頭部用次世代PET装置の検出器リング構成の例

ただし、(1) 式より算出したシンチレータの総容積は約 13.5 ℓ であり、約 86 % だけ少ない量となることがわかった。これは、検出器ユニットを構成する結晶ブロックが直方体のために、連続した円環状結晶を仮定した (1) 式の条件と異なるためである。この乖離は、検出器リング間距離が小さくなるほど大きくなる。

5. まとめ

立体計測型 PET の性能向上を目指した高感度・高解像度の次世代 PET 装置の試作・製造を想定して、検出器形状と検出素子容積の問題について簡単な考察を行った。小動物用から人体全身用までの用途により、PET 装置の全検出素子容積は大きな差が生じることを示した。また、検出器の長さや幾何学的効率についても考察を行い、指針を与えた。人体頭部用 PET 装置を例に、装置の大きさや全検出素子容積を見積もりを試み、導出した式を適用する場合に検出器ユニット配列を基にした装置では注意が必要であることを示した。以上の考察は次世代 PET 装置の概念設計を進めるための基礎資料となる。

参考文献

- [1] Murayama, H., Ishibashi, H., Uchida, H., Omura, T., Yamashita, T.: Depth Encording Multicrystal Detectors for PET. IEEE Trans. Nucl. Sci., 45, pp.1152-1157, 1998.
- [2] 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.
- [3] Yamamoto, S., Ishibashi, H.: A GSO depth of Interaction detector for PET. IEEE Trans. Nucl. Sci., 45, pp.1078-1082, 1998.
- [4] Seidel, J., Vaquero, J.J., Siegel, S., Gandler, W.R., Green, M.V.: Depth identification accuracy of a three layer phoswich PET Detector module. IEEE Trans. Nucl. Sci., 46, pp.485-490, 1999.
- [5] Simizu, K., Ohmura, T., Watanabe, M., Uchida, H., Yamashita, T.: Development of 3-D detector system for positron CT. IEEE Trans. Nucl. Sci., 35, pp.717-720, 1988.
- [6] Huber, J.S., Moses, W.W., Derenzo, S.E., Ho, M.H., Andreaco, M.S., Paulus, M.J., Nutt, R.: Characterization of a 64 channel PET detector using photodiodes for crystal identification. IEEE Trans. Nucl. Sci., 44, pp.1197-1201, 1997.
- [7] Shao, Y., Cherry, R.: A study of depth of interaction measurement using bent optical fibers. IEEE Trans. Nucl. Sci., 46, pp.618-623, 1999.
- [8] Moisan, C., Andreaco, M.S., Rogers, J.G., Paquet, S., Vozza, D.: Segmented LSO crystals for depth-of-interaction encoding in PET. IEEE Trans. Nucl. Sci., 45, pp.3030-3035, 1998.
- [9] Yamashita, T., Watanabe, M., Simizu, K., Uchida, H.: High resolution block detectors for PET. IEEE Trans. Nucl. Sci., 37, pp.589-593, 1990.
- [10] Miyaoka, R.S., Lewellen, T.K., Yu, H., McDaniel, D.L.: Design of a depth of interaction (DOI) PET detector module. IEEE Trans. Nucl. Sci., 45, pp.1069-1073, 1998.
- [11] 村山秀雄 : PETの放射線検出系. Med. Imag. Technol., 18, pp.15-23, 2000.

第2章 PET用シンチレータ

石橋浩之

日立化成工業株式会社・総合研究所

Scintillator for PET

H. Ishibashi

Hitachi chemical Co., Ltd.

1. はじめに

従来、X線や γ 線などの放射線の検出には、蛍光出力の高いNaI:TIシンチレータが用いられてきた。しかし近年、X線CT（X線断層装置、X-ray Transmission Computed Tomography）やPET（陽電子放出核種横断断層装置、Positron Emission Computed Tomography）に代表される医療機器の開発に伴い、 CdWO_4 や $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ 等の高密度な単結晶シンチレータが注目され、実用化されている[1, 2]。

これらの医療機器では、どのシンチレータを選ぶかが装置の性能を向上させる上で、最も重要な要因の一つである。特にPETでは、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、まず現在のPET用シンチレータについて概説し、次に次世代PETを開発、実現するためにこれまでにを行ったシンチレータ材料の試作、評価結果について述べる。

2. PET用シンチレータに要求される特性

PET用シンチレータへの要求特性としては、511keVの γ 線を同時計測により検出する必要から、密度が高く（放射線吸収係数が大きい）、蛍光減衰時間の短い（計数率特性、時間分解能に優れる、すなわち早い）シンチレータが望まれる。また最近の多くのPETでは、2次元的に配列した多数のシンチレータのどこに γ 線が入射したかを、複数個のフォトマルの出力比から同定するため、位置同定精度向上のために蛍光出力が大きいことも重要である[3, 4]。蛍光出力が大きいと原理的にエネルギー分解能についても優れ、コンプトン散乱によるエラーを減らすことができ望ましいが、シンチレータによっては蛍光出力が高いからといってエネルギー分解能がかならずしも良くない場合があり、注意が必要である。これらの特性に加え、全身用PET装置では10~20リットルもの大量のシンチレータが使われるため、量産時も安定して入手できることが必要不可欠である。

3. PET用単結晶シンチレータの特性比較および育成方法

表1は、PET用として実用化されている典型的な単結晶シンチレータの特性を比較したものである[5]。シンチレータの特性としては、前述の「密度」、「蛍光出力」、「蛍光減衰時間」などのシンチレータ特性に加え、光検出器と組合せを考える上で重要な「発光波長」、「屈折率」や、取り扱いに注意が必要な「吸湿潮解性」についても記した。また、これらいずれのシンチレータも単結晶であ

るため、単結晶を育成する上で重要な材料定数である「融点」および「単結晶育成方法」についても加えた。ここで、CZ法はチョクラルスキー（Czochralski、回転引上法）法、BR法はブリッジマン（Bridgman）法を表す。両者の育成方法の原理図を図1に示す[6]。

表1 典型的な単結晶シンチレータの特性比較[5]

シンチレータ (省略名)	NaI:Tl	Bi ₄ Ge ₃ O ₁₂ (BGO)	Gd ₂ SiO ₅ :Ce (GSO)	Lu ₂ SiO ₅ :Ce (LSO)
密度 (g/cm ³)	3.67	7.13	6.71	7.4
蛍光減衰時間 fast (ns)	230	300	30 - 60	41
slow			600	
蛍光出力 fast (相対値)	100	7 - 10	18	40 - 75
slow			2	
発光波長 fast λ_{em} (nm)	415	480	430	420
slow			430	
屈折率 (at λ_{em})	1.85	2.15	1.85	1.82
吸湿潮解性	強	無し	無し	無し
融点 (°C)	651	1050	1950	2150
単結晶育成方法	BR法	BR法、CZ法	CZ法	CZ法

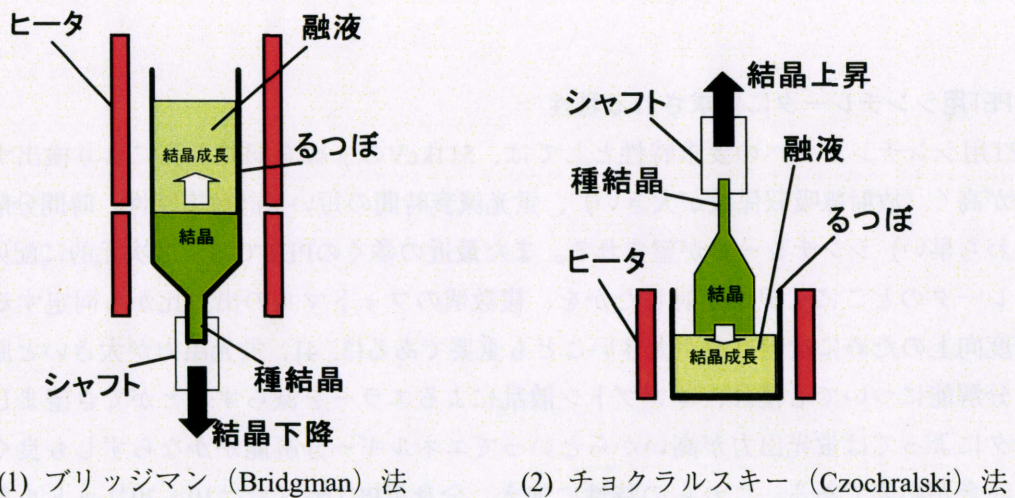


図1 単結晶育成方法の原理[6]

(1) NaI:Tlシンチレータは1948年に開発され[7]、以来多くの分野で使用されているシンチレータであり、蛍光出力が高いことや大型の単結晶が作れることから、現在医療装置としてはSPECT（単一光子横断断層装置、Single Photon Emission Computed Tomography）で大量に使われている。最近このSPECTと同様なアンガー方式のNaI:Tl検出器を使用したPET装置が実用化され、コストパフォーマンスの点で注目されている[8]。NaI:Tlは蛍光出力が大きいことエネルギー分解能にも優れるが、密度が小さいためPET装置にした場合の感度（ γ 線検出効率）を上げることが難しい。また強い吸湿潮解

性があり、装置に組み込む場合は特別な対策が必要である。

NaI:Tl単結晶は、現在BR法で大型の単結晶が育成され、500mm角以上もの平板が得られ、実用されている。

(2) BGO ($\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$)は構成する原子の原子番号が大きく密度が高いことから、511keVに対する放射線吸収係数が大きく、現在最も多くのPETで用いられている[3, 4]。BGOは蛍光出力がNaI:Tlのわずか10%のであるが、2次元配列したシンチレータを用いることで高分解能化が実現されている。また蛍光減衰時間については300nsとなっているが、実際はより早い成分をわずかに含むため優れた時間分解能が得られている。

BGO単結晶は1965年にNitscheによって最初につくられ[9]、1972年にWeberらによってシンチレータ特性が調べられた[10]。その後PETの登場にあいまって、BGOの特性が有効であるが明らかになり現在に至っている。BGO単結晶は融点が1050℃で、当初はCZ法で育成されたが、その後BR法によって育成されるようになり[6]、低価格を実現している。

BGO単結晶は屈折率が2.15と高く、効率の良い光取出し方法を考慮する必要がある一方、等方性の結晶構造を有し加工性に優れるため種々の形状、表面状態が容易に得られる。

(3) GSO ($\text{Gd}_2\text{SiO}_5:\text{Ce}$)は、 Ce^{3+} を発光中心とするため蛍光減衰時間が短く、出力もBGOの約2倍と高く、密度も $6.7\text{g}/\text{cm}^3$ で、PET用シンチレータとしてバランスの取れた特長を持っている(9)。またGSOは、添加するCeの濃度によって蛍光減衰時間が30~60nsと大きく変化する特徴を有し[11]、その差を利用して深さ方向の情報が得られるDOI (Depth of Interaction) 検出器への応用が可能である[12]。

GSOは高木らによって日本で見出された単結晶シンチレータ材料で、CZ法で育成される[13]。GSOは融点が1950℃と高く、加えてへき開性を有するなどの異方性が大きくことから、単結晶育成時に割れる問題があった。しかし最近割れの問題が解決し、良質で大型の単結晶が得られるようになった[14]。図2に、 $\phi 80 \times 280 \text{ mm}$ のGSO単結晶の写真を示す。また結晶成長時のCeの偏析係数 (distribution coefficient) は約0.7で1に近く、結晶全体に渡って均一なCeが得られ、均一な特性が得られている。

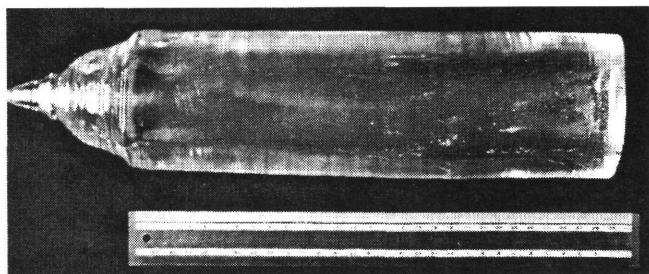


図2 $\phi 80$ 大型 GSO 単結晶[14]

GSOは、蛍光出力がNaI:Tlの20%ながら優れたエネルギー分解能を示し、発光特性の結晶内均一性に優れると言える。一方、GSOの発光には立上り成分があり、時間分解能への影響が懸念される。また蛍光減衰時間には約600nsの遅い成分が約10%含まれるため、注意が必要である。加工については、へき開性を有することから特別な配慮が必要であるが、化学エッチングによって良好な鏡面を得る技術が確立されている[15]。

(4) LSO ($\text{Lu}_2\text{SiO}_5:\text{Ce}$)は、GSOと同じく Ce^{3+} が発光中心で蛍光減衰時間が41nsと短く、出力はNaI:Tlの75%と高く、密度も $7.4\text{g}/\text{cm}^3$ で、PET用シンチレータとして最も優れた特性を持つ[16]。

LSOはMelcherらによって見出され、GSOと同様にチョクラルスキー法で育成される[16]。融点が2150℃と高く育成が難しいことに加えて、希少原料の Lu_2O_3 が高価なことと天然に含まれる ^{176}Lu が放射性を示す問題がある。LSOはほとんど全ての特性に優れるすばらしいシンチレータであるが、偏析係数 (distribution coefficient) は約0.2で[17]結晶内の特性ばらつきの問題があり、高出力から期待で

きるほどのエネルギー分解能は得られていない。また、実際に入手できるシンチレータの平均的な蛍光出力はNaI:Tlの約40～50%であった。

4. 次世代PET用シンチレータの試作、評価結果

次世代PETで必要となる3次元放射線位置検出器ユニットではシンチレータ12～16個を3次的に組合せて1ユニットとするため、求められるシンチレータとしては位置弁別精度向上のため蛍光出力が高く、シンチレータ間で差の少ない均一なものが必要である。また感度が大幅に向上するため計数率特性の向上が必要で蛍光減衰時間の短い（早い）シンチレータが望まれる。以上の観点から、3次元放射線位置検出器ユニットを用いた次世代PETでは、現在GSOシンチレータを用いることが最適な選択と考えられる。加えてGSOはCe濃度によって蛍光減衰時間が変化することから、この特性を利用して位置弁別精度を向上させることが可能である。そこで次世代PET用シンチレータの試作では、GSOを主として行った。以下GSOシンチレータの試作、評価結果を述べる。

GSO単結晶の育成方法については上述したので省略する。Ce濃度については、単結晶育成技術が確立している0.5mol%と1.5mol%とした。得られた単結晶から特定寸法のシンチレータを得るためには、切断や研磨等の加工が必要である。前述したようにGSOはへき開性を有するため、切断に際しては結晶方位および順序を考慮し、割れ発生を防止した。一般にシンチレータの表面状態は、その性能に影響するため、粗面と鏡面の両方のサンプルを試作した。具体的には、切断したままの状態を粗面サンプルとし、鏡面サンプルについては、熱リン酸を使った化学エッチング方法で行った。

図3に、試作したGSOシンチレータ（寸法：3.8×3.8×10mm、表面：化学エッチング）の写真を示す。直方体形状のGSOについては、へき開を考慮して加工すれば写真のような良好なシンチレータが得られる。

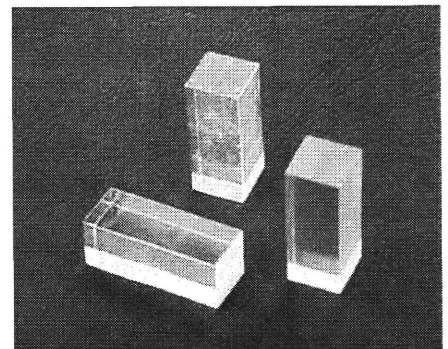
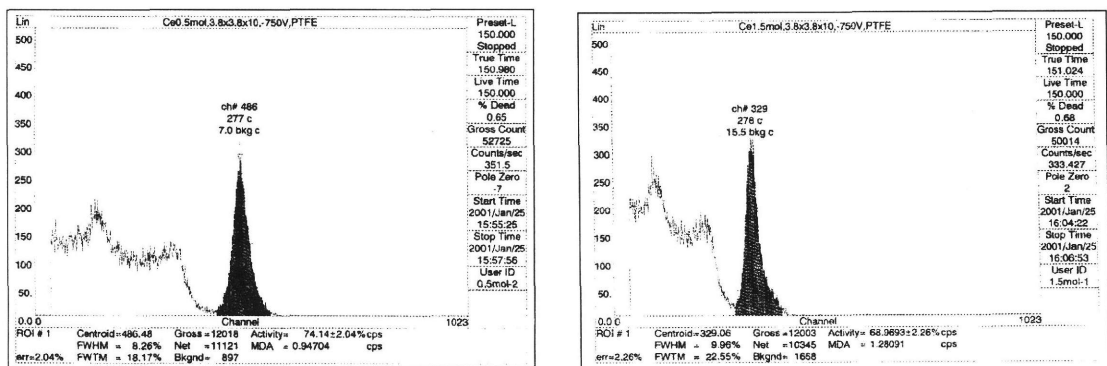


図3 試作したGSOシンチレータ

図4に試作したCe濃度の異なるGSO（寸法：3.8×3.8×10mm、表面：粗面）のエネルギースペクトル（線源： ^{137}Cs ）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、エネルギー分解能ともに優れることがわかる。この原因としては、Ceが高濃度の場合の単結晶の着色が考えられる[11]。



(1) Ce濃度0.5mol%-GSO

（出力：486ch、分解能：8.26%）

(2) Ce濃度1.5mol%-GSO

（出力：329ch、分解能：9.96%）

図4 試作したGSOシンチレータのエネルギースペクトル

図5に、同じく試作したCe濃度の異なるGSOの発光減衰曲線を示す。得られた蛍光減衰時間は、Ce濃度0.5mol%、1.5mol%それぞれ60ns、37nsであり、Ce濃度1.5mol%のGSOの方が蛍光減衰時間が短く（早く）優れる。したがって、上記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。

GSO以外のシンチレータとしては、LSOシンチレータ等の試作を行い、比較評価を進めているところである。

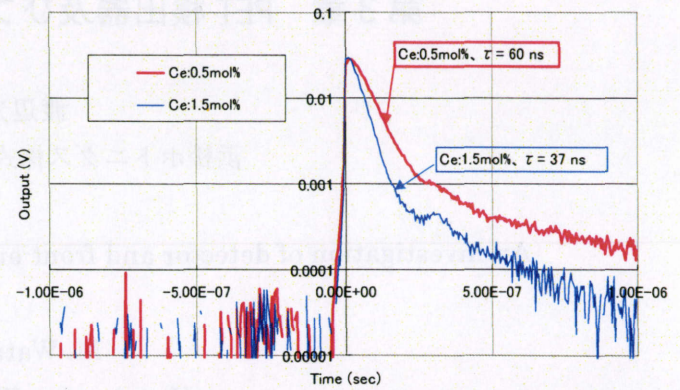


図5 GSO シンチレータの発光減衰曲線

5. 今後の予定

今後としては、表1に示したシンチレータ以外として、LGSO ($\text{Lu}_{2-x}\text{Gd}_x\text{SiO}_5:\text{Ce}$)、YSO ($\text{Y}_2\text{SiO}_5:\text{Ce}$)、LYSO ($\text{Lu}_{2-x}\text{Y}_x\text{SiO}_5:\text{Ce}$)などが新たなシンチレータとして上げられ、試作、評価を行う。またGSO単結晶について、新たな育成方法の検討や、さらなるシンチレータ特性の向上を進める予定である。

6. 参考文献

- [1] 矢野重信他, 電子技術, **23** [10], 44 (1981)
- [2] 井上慎一, 放射線, **19** [1], 71 (1992)
- [3] 田中栄一, Radioisotopes, **46**, 733 (1997)
- [4] 村山秀雄, 放射線, **24** [2], 31 (1998)
- [5] 小林正明, 放射線, **20** [2], 41 (1994)
- [6] 石井満他, 放射線, **14** [1], 41 (1987)
- [7] R. Hofstadter, IEEE Trans. Nucl. Sci., **NS-22**, 13 (1975)
- [8] J. S. Karp et al., J. Nucl. Med., **31**, 617 (1990)
- [9] R. Nitsche, J. Appl. Phys., **36** (8), 2358 (1965)
- [10] M. J. Weber et al., J. Appl. Phys., **44** (12), 5495 (1972)
- [11] H. Ishibashi et al., IEEE Trans. Nucl. Sci., **NS-36** 170 (1989)
- [12] S. Yamamoto et al., IEEE Trans. Nucl. Sci., **NS-45** 1078 (1998)
- [13] K. Takagi et al., Appl. Phys. Lett., **42**, 43 (1983)
- [14] H. Ishibashi et al., IEEE Trans. Nucl. Sci., **NS-45** 518 (1998)
- [15] K. Kurashige et al., IEEE Trans. Nucl. Sci., **NS-45** 522 (1998)
- [16] C. L. Melcher et al., Nucl. Instr. and Meth., **A314**, 212 (1992).
- [17] C. L. Melcher et al., SCINT95, Delft Univ. Press, The Netherlands, 309 (1996)

第3章 PET 検出器及びフロントエンド回路の考察

渡辺光男

浜松ホトニクス株式会社 中央研究所

An investigation of detector and front-end electronics for next generation PET

M. Watanabe

Hamamatsu Photonics k.k.

1. はじめに

PET用検出器は、高分解能、高感度、高計数率化に向け、これまでに多種多様な検出器が開発されてきた。以前よりPMTをAPDに置き換えたもの、ガンマ線を直接検出するCZTなどの半導体検出器の研究が盛んに行われているが、現在でもその検出器構成の主流はシンチレータ+PMTである。また、特にここ数年、ガンマ線がシンチレータに対して斜め方向から入射することによる空間分解能劣化を抑えるため、深さ方向の情報を検出できるDOI (Depth of Interaction) 検出器の開発が積極的に行われ、一部のPET装置で実用化されるようになってきている [1]。PET検出器のシンチレータの主流は、BGOであるが、LSO、GSOなどの蛍光減衰時間が短くかつ発光量の多いシンチレータを用いたPETの開発も盛んに行われている [1][2][3]。一方、検出器出力の信号処理回路（フロントエンド回路）も検出器の高性能化にともない複雑化してきているが、ASIC、FPGA等の最新のエレクトロニクス技術の利用により、コンパクトで高機能な回路を実現することが可能となってきた。

本年度、次世代PET研究用装置の開発を目的として、PET用検出器及びフロントエンド回路について検討を行った。以下に、検出器として採用が検討されている薄型位置検出型光電子増倍管 (Flat Panel PS-PMT) 及び次世代PET検出器について概説する。また、フロントエンド回路の開発の方向性について記す。

2. PET 検出器

同時に反対方向に発生した511 keVのガンマ線をいかに高精度で効率良く検出するかがPET検出器の使命である。PETの空間分解能はPositron Range, Angular Deviationによる物理的制限があるものの、より高い空間分解能を得るためには、使用するシンチレータのセグメントサイズをできる限り細くすることが必要である。また、検出器リング視野周辺での劣化を抑えるため、DOI検出機能を持たせることが有効である。シンチレータに要求される特性としては、発光量が多く Stopping Powerが高く、蛍光減衰時間が短いこと、PMTに要求される特性は、高い位置及びエネルギー分解能と高速応答性である。

薄型位置検出型光電子増倍管 (Flat Panel PS-PMT) :

PS-PMTは、光電変換された電子を増倍しその出力電子群をマルチアノードあるいはクロスワイヤー (プレート) アノードで受け、その各アノードからの出力を比較したり重心計算することにより信号 (例えばガンマ線) 入射位置を検出するものである。これまで検出器にPS-PMTを採用したPET

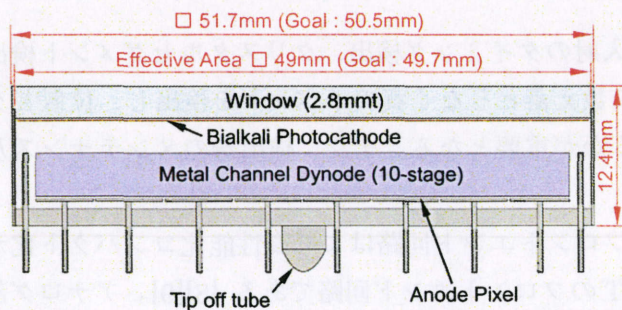


図 1. Flat Panel PS-PMT の構造図

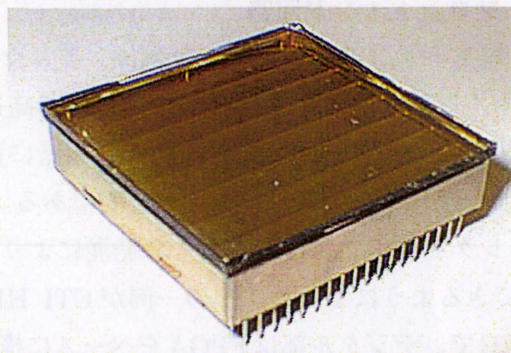


図 2. Flat Panel PS-PMT の写真

として、浜松ホトニクス社製の動物用 PET (SHR-7700) が開発されている [4]。

次世代 PET 検出器用に、新たにマルチアノードタイプの 2 inch 角薄型 (Flat Panel) PS-PMT の開発が行われている [5]。図 1 に、その構造図を示す。外形は 51.7 x 51.7 x 12.4 mm と非常に薄型構造となっている。その感度有効エリアは 49.0 x 49.0 mm と外形に対して 90% と広く、これまでの PMT と比べアレイに並べた場合の不感エリアが著しく改善でき、検出器を密に配列することが可能となっている。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、電子の拡がりを抑制しているため、良好な位置分解能が得られる。信号読み出しのためのアノードは、8 x 8 あるいは 16 x 16 のマルチアノードタイプの両方が試作されている。現在、PMT としての基本的な特性が評価されており、良好な結果が得られている。Flat Panel PS-PMT の写真を図 2 に示す。

次世代 PET 検出器：

次世代 PET 検出器の候補として、上記の Flat Panel PS-PMT と GSO シンチレータを 3 次元構造とした DOI 検出器が検討されている。図 3 に検出器構成図を示す。シンチレータは、16 x 16 Array の 4 層構造を持っており、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するとともに [6]、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 [7]、あわせて 4 層の DOI 検出を実現しようとするものである。今後、詳細な実験評価及び回路構成の検討が行われる予定である。

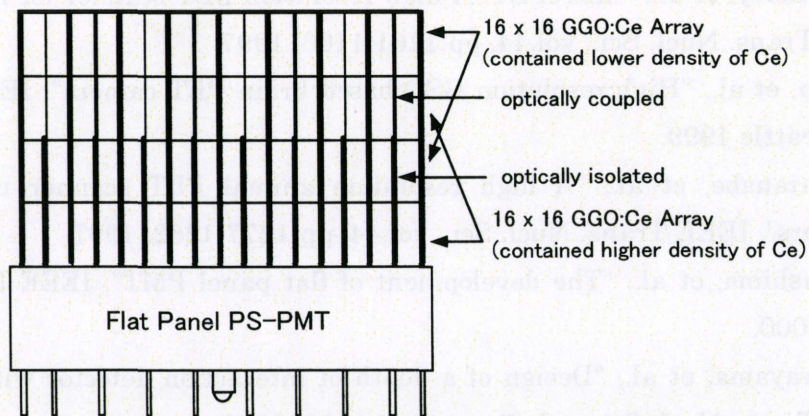


図 3. 次世代 PET 検出器構成図

3. フロントエンド回路

フロントエンド回路の主な役割は、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、エネルギー弁別である。いかに高精度で高速に数え落としなく真のイベントを検出し、位置とタイミング信号のデータとして同時計数回路に送るかが重要となる。また、検出器のメンテナンス及び校正の容易さを考慮した設計が必要である。

エレクトロニクス技術の著しい発展により、フロントエンド回路はより高性能化コンパクト化が実現できるようになった。その一例が CTI HRRT のフロントエンド回路である [8][9]。アナログ部を ASIC で、デジタル部は FPGA をベースに構成されており、ほぼ全ての機能がコンパクトに実現されている。アナログ ASIC 上には、Variable Gain Amplifier, Gated Integrator, Constant Fraction Discriminator が、FPGA には、各種の Map (Crystal Selection, Energy Qualification, Time Correction, Depth of Interaction Determination) コントロールと計数率カウン機能及び回路間のインターフェイスが集積化されている。フロントエンド回路は、機能をどう実現するかではなく、どんな機能を実現するかというアイデアが重要となってきている。次世代 PET では、高い計数率特性と高精度な DOI 検出が要求されており、ASIC, FPGA の採用による回路のコンパクト化の検討とともに、要求仕様を満たす回路構成の詳細検討が今後の課題である。

4. まとめ

PET 検出器及びフロントエンド回路について、これまでに検討した事項についてまとめた。PET 検出器部は、PET 装置の性能を左右する重要な部分であり、その仕様の決定に当たっては十分な検討が必要である。一方、PET 装置のコストは、検出器が多く部分を占めており、高性能化とともにその低コスト化についても考慮する必要がある。

我々は、Flat Panel PS-PMT と 4 層の GSO アレイによる DOI 機能を持った PET 検出器を検討しており、今後、次世代 PET 用検出器として試作し、詳細な実験評価を行っていく予定である。

参考文献

- [1] M. Schmand, et al., "Performance evaluation of a new LSO high resolution research tomograph – HRRT", IEEE NSS & MIC. Conf. Rec. Seattle 1999.
- [2] S. R. Cherry, et al., "MicroPET: A high resolution PET scanner for imaging small animals", IEEE Trans. Nucl. Sci., vol.44, pp.1161-1166, 1997.
- [3] J. Karp, et al., "High-resolution GSO-based brain PET camera", IEEE NSS & MIC. Conf. Rec. Seattle 1999.
- [4] M. Watanabe, et al., "A high resolution animal PET scanner using compact PS-PMT detectors", IEEE Trans. Nucl. Sci., vol.44, pp.1277-1282, 1997.
- [5] H. Kyushima, et al., "The development of flat panel PMT", IEEE NSS & MIC. Conf. Rec. Lyon 2000.
- [6] H. Murayama, et al., "Design of a depth of interaction detector with a PS-PMT for PET", IEEE Trans. Nucl. Sci., vol.47, pp.1045-1050, 2000
- [7] S. Yamamoto, et al., "A GSO depth of interaction detector for PET", IEEE Trans. Nucl. Sci., vol.45, pp.1078-1082, 1998.

- [8] 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.
- [9] D. M. Binkley, et al., "A custom CMOS integrated circuit for PET tomograph front-end applications", IEEE NSS & MIC. Conf. Rec. 1992.

第4章 DOI 測定装置

稲玉直子

千葉大学・自然科学研究科

A measurement system of Depth of Interaction

N. Inadama

Chiba University

1. はじめに

高感度・高解像度を目的とする次世代 PET 装置研究開発では、3次元計測で感度を上げ、それによって解像度が落ちない検出法を探求することが課題である。3次元計測による感度向上により、今後検査時間が短くなり被検者の検査回数が増える方向に移行していく中で、3次元での計測は欠かせないものになると考えられる。

現在、PET用検出器のシンチレーション結晶は位置分解能を向上するため光学的に細かく分けられているが、検出効率を上げるために γ 線入射方向に長い柱状の構造となっている。そのため、3次元計測では斜め方向から入射した γ 線に対し極端に位置分解能が落ちるといった性質を持っていた。検出効率を落とさずに高分解能を保つためには、 γ 線がシンチレーション検出器内で相互作用を起こした深さ位置の情報(DOI: Depth of Interaction)を得ることが必要である。

DOI 検出器の例として、小型シンチレーション結晶素子の3次元光学結合した検出器が提案され、良好な弁別特性を得ている[1]。本検出器の特徴は、結晶間に光学的不連続面を設けることにより、結晶ごとの位置弁別型光電子増倍管(PS-PMT)へのシンチレーション光の分配率に差を与えることにある。当グループでは、その検出器に的を絞った測定システムを設置し、基本的物理特性を測り、本 DOI 検出器を用いた PET に最適な検出器パラメーターを決めていく。本章では、以下、その測定システムの概要を述べる。

2. 測定装置

2.1 DOI 検出器について

図1 a) のように、1つの検出器は4つのBlockから成り、1Blockは12個のGSO結晶($3.8 \times 3.8 \times 10 \text{mm}^3$)から構成されている。PS-PMTには光電面に入射する光量を局所的に検出し電気信号として出力する部分(Anode)が16箇所あり(図1 c)、それぞれに1段目の結晶が一つ接するため、各Anodeは真上の結晶からくる光の量を測ることになる。Anodeの出力信号は、入射光量に比例した高さのピークを持つ波形として出力される。

ある結晶で event が起こると、そこからその結晶を含

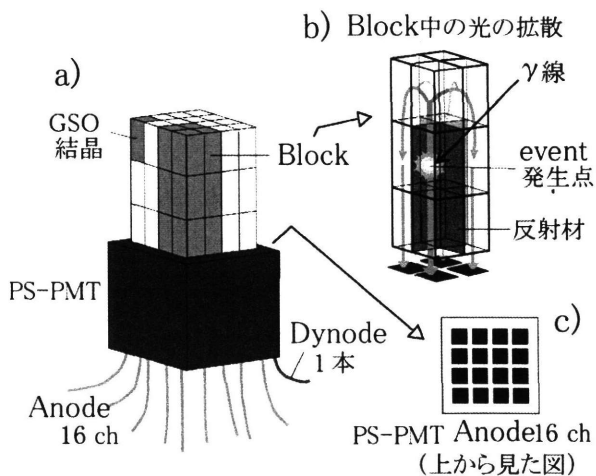


図1：DOI 検出器

む Block 全体に光が広がる。そのとき、1, 2 段目の結晶の側面には反射材が巻かれているため、光は3 段目結晶を通して広がることになる(図 1 b))。それらは Block の下の4 つの Anode で検出されるが、結晶間の gap などにより event 発生点からの道のりが長い Anode ほど達する光量が少なくなる。そのため、48 個の結晶ごとに、event が起こった場合の 16ch PS-PMT の各 Anode への光の分配率が異なり、その結果、分配率を測定することで event が発生した結晶を特定できる。

2. 2 装置の全体図

本システムは、DOI 検出器の基礎的な物理特性を調べることを目的とした single event 測定用である。その概要を図2に示す。

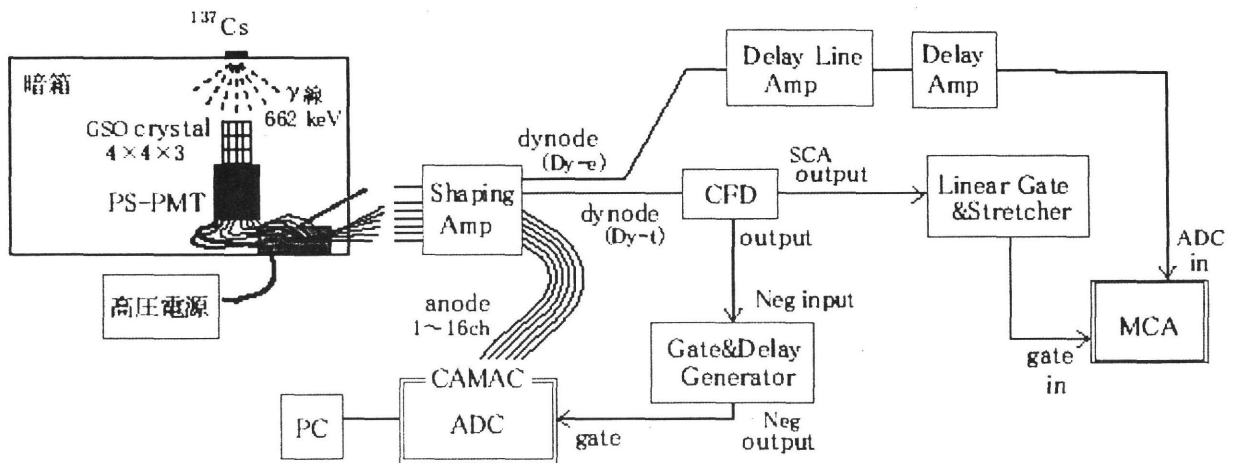


図 2：測定システム

1 event で得られる 16ch 分の Anode 信号は、Shaping Amp を通って CAMAC の ADC に送られ、そこで信号のピークの高さが数値に変換されてコンピューターに記録される。データはリストモードで記録する。そのため、測定終了後に event ごとに位置演算することができる。「ADC gate」への配線は Anode 信号を ADC に読み込むタイミングを決めるためのものである。

2. 3 モジュールについて

○ Shaping Amplifier :

PMT からの電気信号を増幅し、フィルターをかけて波形整形を行う。

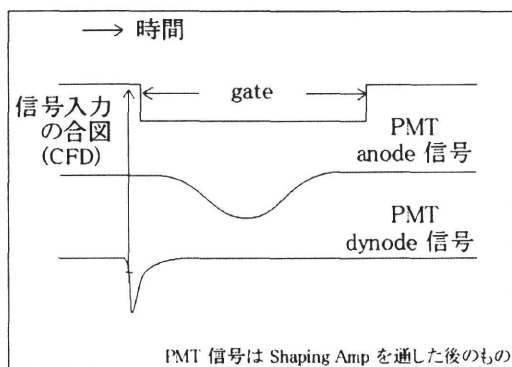


図 3：gate と PMT 信号のタイミング

○ ADC (= Analog to Digital Converter) ピークホールド型 :

波形信号のピークの高さを数値に直す。gate がかかっている間に来た信号の処理を行う。

ADC の gate パルスは、PMT の Dynode 信号(Dy-t)を使って、CFD , Gate&Delay Generator を経て作る。Dynode の大きさは Anode 信号 16ch 分の和にほぼ等しく、Shaping Amp 内で2つに分岐され、Dy-t はタイミング用の短い波形に、Dy-e は MCA に入力するため Anode のような波形にされる。

○ CFD (= Constant Fraction Differential Discriminator) :

波形信号を受け取り、波の高さによらない0クロスのタイミングで output 信号を出す。

energy window もここで設定され、energy (波の高さ) がその範囲内にある信号のみ出力する。

○ Gate & Delay Generator :

入力信号がくると、一定幅のパルスを出す。これを ADC の gate とするので、Anode 信号がパルスの中に入るよう、ここでタイミングと幅の調節を行う(図 3)。

○ MCA (= Multichannel Analyzer) :

energy とカウントのグラフをモニターする。gate in には Linear Gate & Stretcher で幅を広げた CFD output 信号が入り、ADC in には Dy-e の信号を整形して gate とタイミングを合わせた信号が入っている。画面には、散乱線、1~3 段目結晶での event に対応するピークが見られる。CFD での energy window 設定は、ここで様子をモニターさせながら行う。

2.4 データ収集・処理の流れ

- ① ADC の offset データ(PMT からの信号がない状態での測定値、ADC のゼロ点)をとる。
- ② PMT Anode の出力信号を ADC でとる。
- ③ 発生点の (x, y) 座標を計算する。
リストモードでとられた 16ch 分のデータによる event の発生点の計算結果は position map として表される。x - y 平面の位置と検出器結晶の対応は図 4 の通りで、等高線はカウントを表す。
- ④ position map を図 5(左)のように各シンチレーション結晶に対応する範囲に区切る。

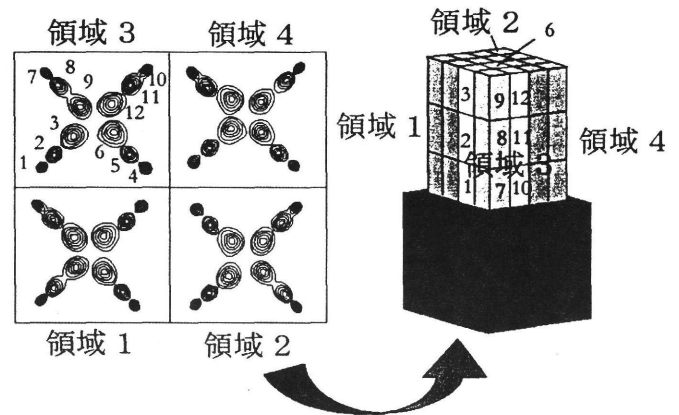


図 4 : position map と結晶の対応

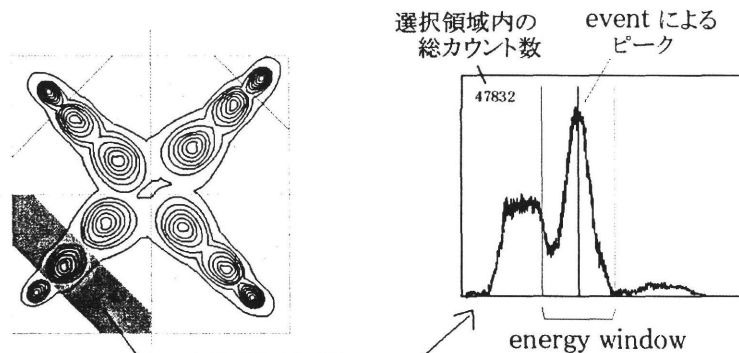


図 5 : map cut (左)

energy spectrum (右)

- ⑤ ④で区切った範囲ごとに energy spectrum を描く(図 5(右))。図は対応する結晶内で相互作用を起こした event のみで構成されている。図にはその event が蓄積してピークが見られるはずなので、ピークの

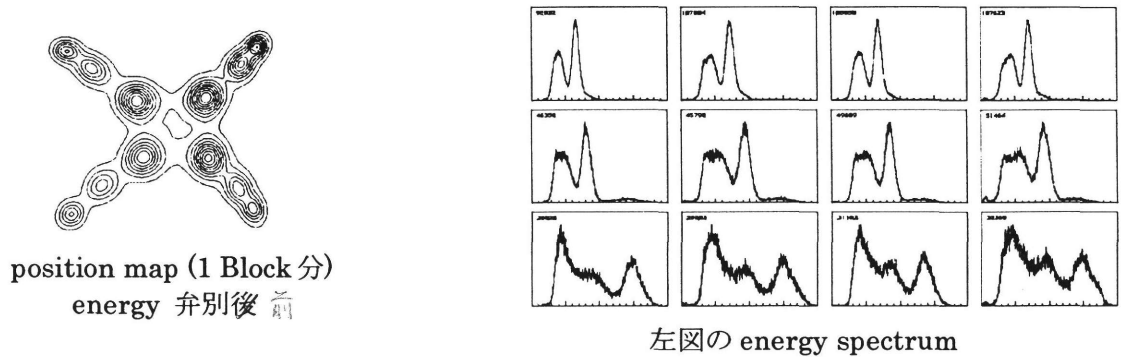
0.7 ~ 1.3 倍を energy window とする。1 event の energy は、16ch 分のデータの和である。

- ⑥ ⑤で選んだ energy window 内の event 情報を、記録したリストモードデータファイルから読み出す。
- ⑦ ⑥で読み出したデータのみを使って、再び position map を描く。ノイズがかなり除去された map になっている。これで結晶の位置弁別ができたことになる。

3. 測定例

本システムによる測定の例を2つ示す。

- ① ^{137}Cs 点線源を使用したときの position map。

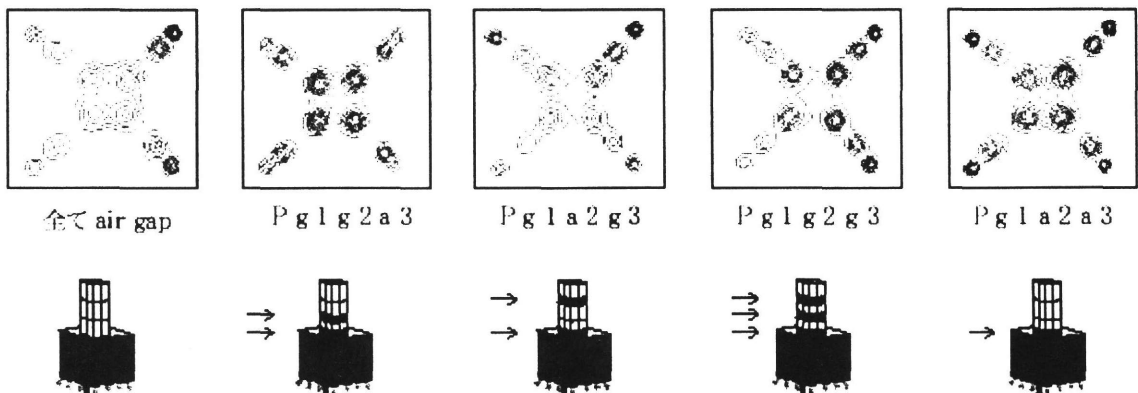


線源: ^{137}Cs (γ 線 energy 662keV, 約 400kBq)
 線源との距離: 約 3cm
 シンチレーター素子: GSO $3.8 \times 3.8 \times 10 \text{ mm}^3$
 側面が粗面, 上下が鏡面
 結晶間: シリコングリース
 反射材: テフロンテープ
 データ数: 30k event (約 1 時間で取得)

上図は、本システムで event の位置弁別ができることを示す。

- ② グリースの効果。

本 DOI 検出器で、結晶素子間の光学接合をグリース層とするか空気層とするかによって得られる位置弁別の効果を実測した。



シリコングリースの屈折率は 1.5 (cf. GSO 1.9, air 1.0)

上図のgはグリース、aは空気層で、P,1,2,3はそれぞれPS-PMT,1,2,3段目結晶を表す。例えば、pg1g2a3はPMT-1段目間及び1-2段目間はグリースで2-3段目間は空気層である。これらの図の間には等高線のピークの位置の違いが見られる。その原因としては、屈折率 n が1.85のGSO結晶に近い屈折率をもつシリコングリース($n=1.48$)は空気($n=1.00$)に比べて光を透過させやすいため、グリースを塗る場所の違いによって光量の分布が影響を受けたためであると考えられる。

結晶素子間の光学接合が全てグリース層と全て空気層での測定について、これらには測定された光量に差がみられた。結晶の各段における両者の光量の比は表1のようになり、全て空気層の場合は、全てグリース層の場合に比べてどの段も約半分の光量しかPS-PMTに到達していないことが分かった。

	ピーク値の比 (グリース無し/ グリース有り)
三段	0.42
二段	0.52
一段	0.75

表1:段数ごとのピーク値比

4. 終わりに

DOI 検出器を用いて、入射 γ 線のエネルギーを選別し、かつその3次元位置弁別ができる測定システムを設置した。本測定システムで、例に挙げた測定のほか、各種線源での position map、GSO 単結晶の各種線源による energy spectrum、単結晶の種類や表面条件を変えた spectrum などを得ている。これらは次世代PET 用検出器のパラメータを決定するための資料となる。今後、更なる基礎データの取得を予定しているが、それと平行し、本システムを検出器の時間特性の測定に応用していくことも課題としている。

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. IEEE Trans. Nucl. Sci., 47, pp.1045-1050, 2000

第5章 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

Detector Simulator

Hideaki Haneishi
Chiba University

1. はじめに

高感度・高解像度の次世代 PET 装置の実現に向けて、シンチレータ内の相互作用位置(DOI: depth of interaction)が検出可能なディテクタの開発が活発化している[1-6]。DOI 計測のために村山らが提案した、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は、単一のシンチレータ材質を用い、かつ単一の光検出器のみで光子検出を行うため、コストや簡易性の点で優れている[1]。また、実際に作成したプロトタイプユニットによる実験から、精度の高い位置弁別が可能であることが実証されている[1,2]。

われわれは、このディテクタの最適設計に向けて、シミュレータを構築している[7-9]。これまでに、シミュレータによって得られた特性とプロトタイプユニットを用いた実験結果とを比較し、シミュレータの妥当性を確認した。また、ディテクタパラメータのうち、屈折率およびブロック横サイズなど、5つのパラメータに関して位置検出精度の特性を調べた。これらの結果について報告する。

2. DOI ディテクタ

図1は3次元配列位置検出器ユニットの一例である。ステージ1, 2では、4つの結晶が反射材で仕切られており、ステージ3では、部分的に空気層(溝)で仕切られている。ステージ間には空気層が存在する。またディテクタ全体は反射材で覆われている。入射 γ 線が結晶と相互作用して発生した多数の光子は結晶内を進み、最下層の下に置かれた4つの光電子像倍管(PMT)で検出される。発光した結晶ごとに4つのPMTに到達する光子の量と比率が異なるため、PMTの出力信号から、適当な演算によって相互作用のブロックを弁別することができる。弁別のための演算法の例として、PMTの出力信号を A, B, C, D とし

$$X = \frac{(A+B)-(C+D)}{A+B+C+D}, Y = \frac{(A+C)-(B+D)}{A+B+C+D} \quad (1)$$

なる演算を行うと、相互作用を起こしたブロックごとに、X, Y面上で分離することから、ブロックの判別が可能になる。

シミュレーションではシンチレータ内部における光子ひとつひとつの屈折や反射を追跡し、最終的にPMTに到達した光子をカウントして出力信号予測とする。入射 γ 線の相互作用としては光電吸収およびコンプトン散乱を考慮している。ただし、今回のシミュレーションではコンプトン散乱後に、同一ディテクタユニット内で引き続いて起こる光電吸収やコンプトン散乱は、それぞれ独立にPMTで検出されるとして計算を行った。

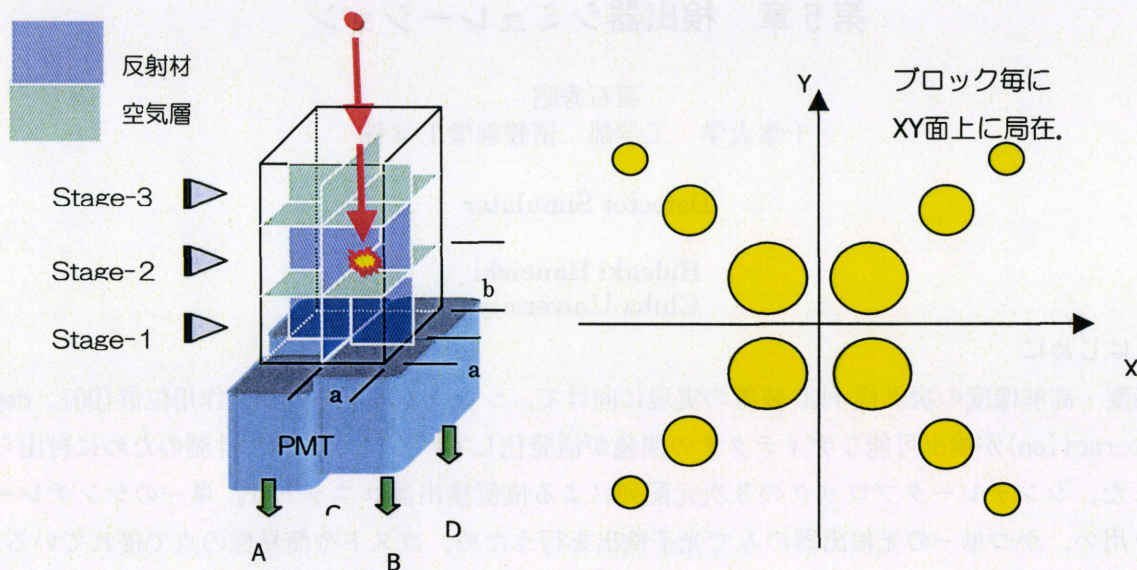


図1. シンチレータ結晶の3次元配列からなる位置検出器ユニット（左）と位置弁別変数XY平面上に局在する各ブロックでの相互作用の出力の模式図（右）.

3. プロトタイプユニットとの比較

図1に示すプロトタイプユニットの出力と、シミュレータによる予測との整合性を調べた。実験データは、1ブロックが6mm(高さ)×4mm(縦)×4mm(横)のGSO(屈折率:1.85)を用い、シンチレータ最上面の上15mmの位置に γ 線源Cs-137を配置した状態で取得されている。シミュレーションもこれに合わせて行った。

比較結果を図2および3に示す。図2は、XY面上でのヒストグラムを表している。実験による分布とシミュレータによる分布がよく類似していることがわかる。図3はステージごとのエネルギースペクトルを表している。ステージ1は、線源から最も遠い距離にあるため相互作用の頻度が他のステージに比べて少なく、また、最もPMTに近いことから光子の伝播中の損失が他のステージに比べて少なく光電ピークに対する検出光子数が多い。このような性質は、実験結果とシミュレーションの両方に現れている。ただし、ステージ2およびステージ3の光電ピーク位置が入れ替わっている点、ステージ間で互いに寄っている点などは、実験と一致していない。光電ピーク位置はシンチレータの表面処理(粗面や鏡面)のモデル化のしかたで変わってくるのがわかっており、今後さらにパラメータ調整が必要である。一方、実験結果の再現性についても調べておく必要がある。また、散乱成分の頻度が光電ピークに比べて多めなのは、前述のように同一ユニット内で連続して起こった相互作用を別々に扱っているためと考えられ、今後改良する必要がある。

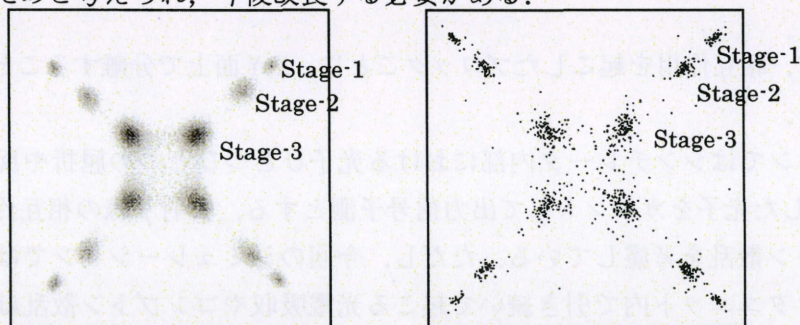


図2. XY面上でのヒストグラム（左：実験，右：シミュレーション）

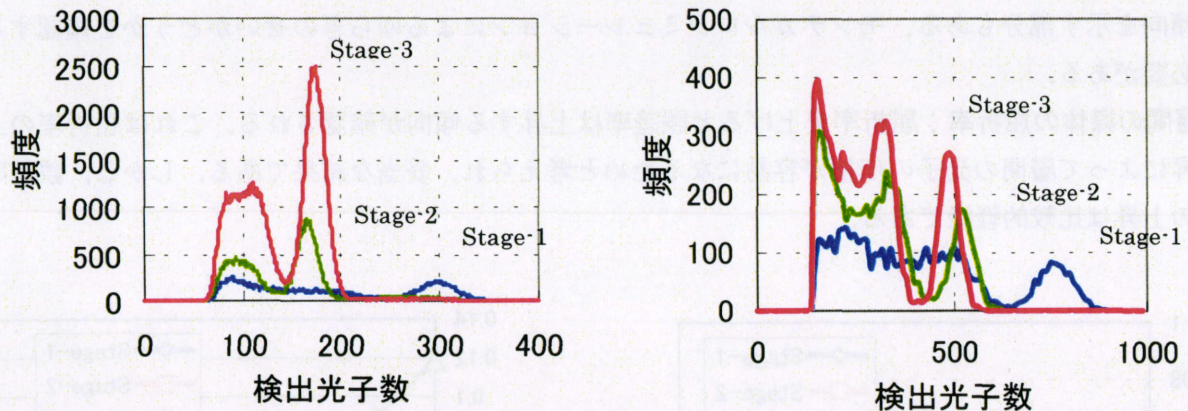


図3. ステージごとのエネルギースペクトル (左:実験, 右:シミュレーション)

4. 設計パラメータに対する位置弁別精度

まず、ベースモデルを以下のように設定した。

- ・ブロック構造: $2 \times 2 \times 3 = 12$ ブロック
- ・シンチレータ結晶: GSO ($n=1.85$, $\mu=0.54/\text{cm}$ at 662keV)
- ・1ブロックのサイズ: 4mm x 4mm x 6mm
- ・最上層の溝の深さ: 2mm
- ・空気層での反射・透過: Fresnel's formula
- ・反射材で反射: 98%の反射率
- ・層間の媒質: 空気($n=1.0$)
- ・最下層とPMTの間: シリコンオイル($n=1.47$)

ベースモデルに対して、以下の5つのパラメータを変えて、位置弁別の精度を調べた。ブロックの判別は、多項分布モデルを用いた判別分析によって行うこととし[3]、判別誤答率により判別能を評価した。図4にパラメータ毎の結果を示す。

- ①屈折率: 屈折率が1の場合は、ステージ3でブロック間の仕切りが実質的に存在しないことから光子の往来が自由であり、このために誤答率が高い。しかし、それ以外ではどの屈折率でも誤答率に大きな変化はない。このことは、シンチレータの材質を決定する際、屈折率があまり重要にならないことを示唆している。
- ②ブロックサイズ: ブロックの縦サイズを6mmに固定した状態で、横サイズを変えたときの誤答率を調べた。横サイズが小さい場合には、特にステージ3で誤答率が高い。これは、クリスタル側面への光子の入射頻度が高く、特に仕切りが部分的に存在しない最上層では光子の混合が多いためと考えられる。横サイズが3mm程度以上では誤答率は6%以下と、低い値が得られるのがわかる。
- ③最上層の溝の深さ: 下の2つの層では溝の深さに関わらず安定して高い弁別精度を示している。一方、最上層では、溝を深くするほど弁別精度は向上し続け、完全に分離された状態で最も高い弁別精度が得られる。結局、最上層では光子の伝播を意識して光路を設けなくても空気層だけで十分であり、むしろ完全に分離して混合を抑えるほうがよいことがわかる。

- ④発生光子数：大まかな傾向として発生光子数の増加に伴い誤差率は減少するが、局部的に異なる傾向を示す部分もある。モンテカルロシミュレーションによるゆらぎのせいかどうかを確認する必要がある。
- ⑤層間の媒体の屈折率：屈折率を上げると誤差率は上昇する傾向が確認される。これは屈折率の上昇によって層間の光子の伝播が容易になるためと考えられ、妥当な結果である。しかし、誤差率の上昇は比較的軽微である。

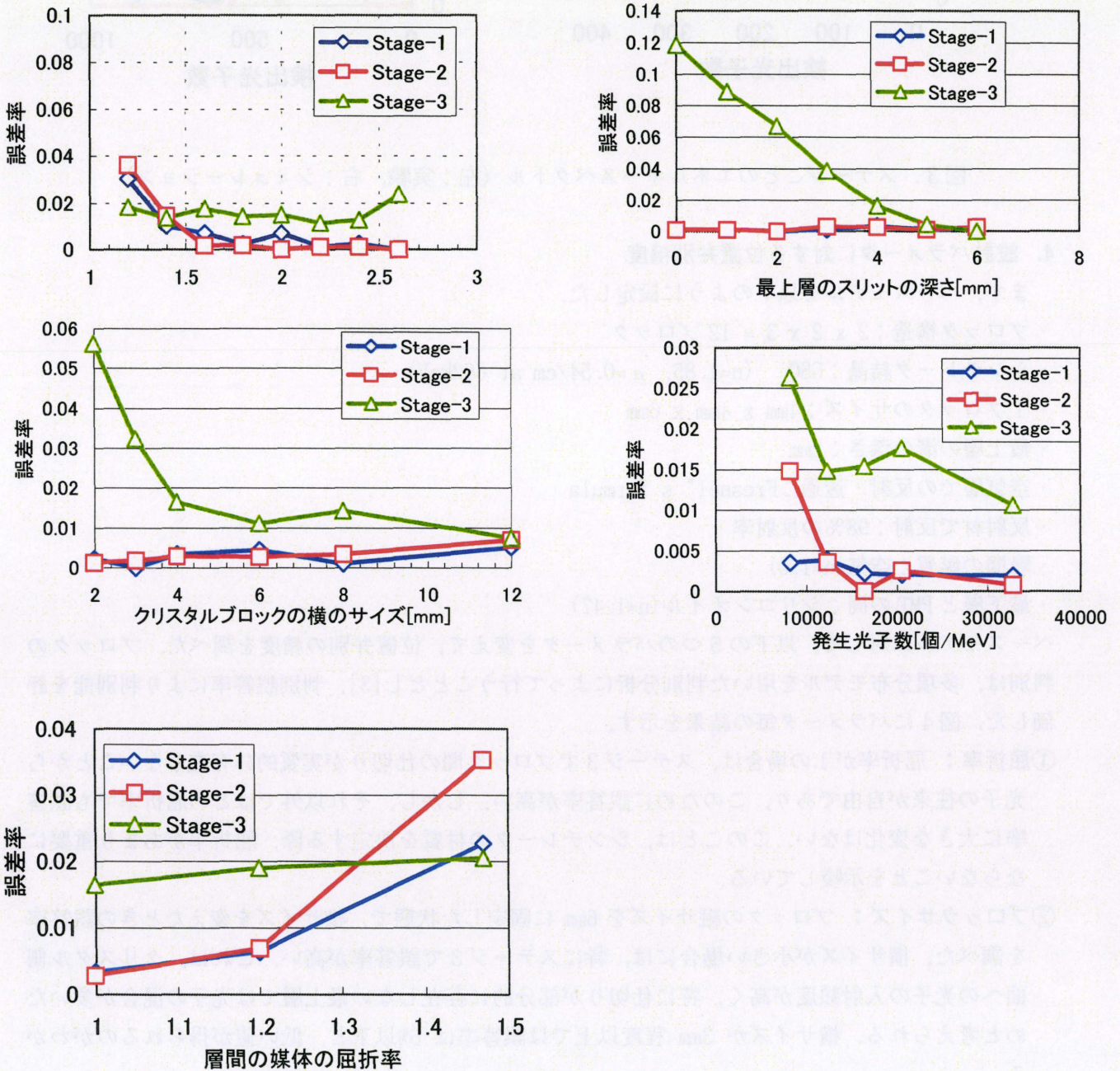


図4 パラメータごとの誤差率の変化

5. おわりに

位置検出型 PET ディテクタのシミュレータを開発した。5つのパラメータに関して精度予測を行い、

以下の結果を得た。

- 広い屈折率範囲にわたって高精度
- 3mm 以上の幅で誤差率 5% 以下
- 最上層の溝は長いほどよい
- 発生光子数が 10,000 個/MeV 以上で高精度
- 層間に $n=1.4$ 程度の媒質を入れても誤差率は 5% 以下

今後は、実験データとの整合性を更に向上させた上でディテクタの最適設計に活用していく。

謝辞 実験データをご提供いただいた浜松ホトニクス大村知秀氏、日立化成石橋浩之氏に感謝します。

参考文献

- [1] H. Murayama et al. IEEE, Trans. Nuclear Science, Vol. 45, No.3, pp. 1152-1157 (1998)
- [2] H. Murayama, H. Ishibashi, H. Uchida, T. Omura and T. Yamashita, "IEEE Trans. Nuc. Sci., 47, pp.1045-1050, 2000.
- [3] S. Yamamoto and H. Ishibashi, IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 45, pp. 1078-1082 (1998)
- [4] R. S. Miyaoka, T. K. Lewllen, H. Yu and D. L. McDaniel, IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 45, pp. 1069-1073 (1998)
- [5] J. Seidel, J. J. Vaquero, S. Siegel, W. R. Grandler and M. V. Green, "Depth identification accuracy of a three layer phoswich PET detector module," IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 46, No. 3, pp. 485-490 (1999)
- [6] 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. Nuclear Science, Vol. 44, No. 4, pp.1487-1491 (1997)
- [7] H. Haneishi et al. "Computer Simulation for Design of Depth Encoding Multicrystal Detector for PET", IEEE '99 Medical Imaging Conference, Conference record (1999)
- [8] 高木, 羽石, 三宅, 村山, Medical Imaging Technology, Vol. 18, No. 4, pp.561-562 (2000)
- [9] 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)

第6章 PET 検出器評価システムの開発

山本誠一

神戸高専電気工学科

Development of an evaluation system for PET detector

S. Yamamoto

Kobe City College of Technology

1. はじめに

現状の臨床用の PET 装置の空間分解能は半値幅 (FWHM) で 4mm 程度[1-3]と低く、またコストも高いという問題点がある。これらの問題点を解決するためにより高分解能あるいはローコストな臨床用 PET 装置、あるいは超高分解能の動物用 PET 装置のための検出器の開発が積極的に行われている[4-8]。最近では1-2mmの空間分解能を有する動物用PET装置も実現してきている[9-11]。次世代PET用検出器としてはこれまでのようなブロック型の検出器[12-14]以外にガンマカメラのように光電子増倍管(PMT)を連続的に配置したいわゆる Quadrant Sharing 方式の検出器[15-16]、あるいは位置有感型光電子増倍管(PSPMT)を用いた検出器[4, 8, 17-18]などが有力な候補と考えられる。これらの検出器はそれぞれ異なった位置演算回路を必要とする場合があるが、検出器の性能評価のためにそれぞれの回路をハード的に製作するのは労力を要する。この問題点を解決するためにパーソナルコンピュータを用いた検出器評価システムの開発を行った[19]。開発したシステムは検出器からの複数の出力をパーソナルコンピュータ上で事象ごとにソフトウェア的に位置演算を行う。位置演算以外にもエネルギーの計算も可能とし、測定終了と同時に検出器の位置応答分布および任意の関心領域のエネルギー分布を表示可能とした。この章では開発したシステムとそれを用いて測定した種々のタイプの検出器の性能評価結果を紹介する。なお本研究の詳細は文献[19]に報告済みである。

2. 方法

代表的な PET 用検出器の位置演算の方式を Fig.1 に示す。Fig.1 (a)にブロック型の検出器の概念図を示す。この方式の検出器は現在、汎用の PET 装置に最も良く用いられている[12-14]。この方式の位置演算は Fig.1 (a)の右に示す計算式が一般的である。ここで X、Y はそれぞれ水平方向、垂直方向の位置演算結果、Z はエネルギー信号値である。Fig.1 (b)に Quadrant Sharing 方式の検出器の概念図を示す。この方式は PMT をシンチレータブロックを X、Y 方向にオーバーラップして配置する。オーバーラップすることにより位置演算に必要な PMT の数を 1/4 にできる。あるいはブロック型の検出器と同じ大きさの PMT を用いた場合、空間分解能を X、Y 方向それぞれに対し約 2 倍に向上できるため次世代 PET 用検出器として注目されている[15-16]。この方式の位置演算はオーバーラップして計算すること以外は基本的にはブロック型の検出器と同じである。Fig.1 (c)に位置有感型光電子増倍管(PSPMT)を用いた検出器の概念図を示す。この検出器の場合、抵抗チェーンで PSPMT のクロスアノードの X 方向、Y 方向の出力それぞれを接続し、両端から得られた信号を図の右に示す演算を行うことにより位置を決定する場合が多い[4, 8, 17-18]。この場合の演算はブロック型

検出器と異なるため、専用の位置演算回路が必要となる。ブロック型検出器、Quadrant Sharing 方式の検出器および PSPMT を用いた検出器ともに 1 ブロックからの出力信号は 4 本となる。

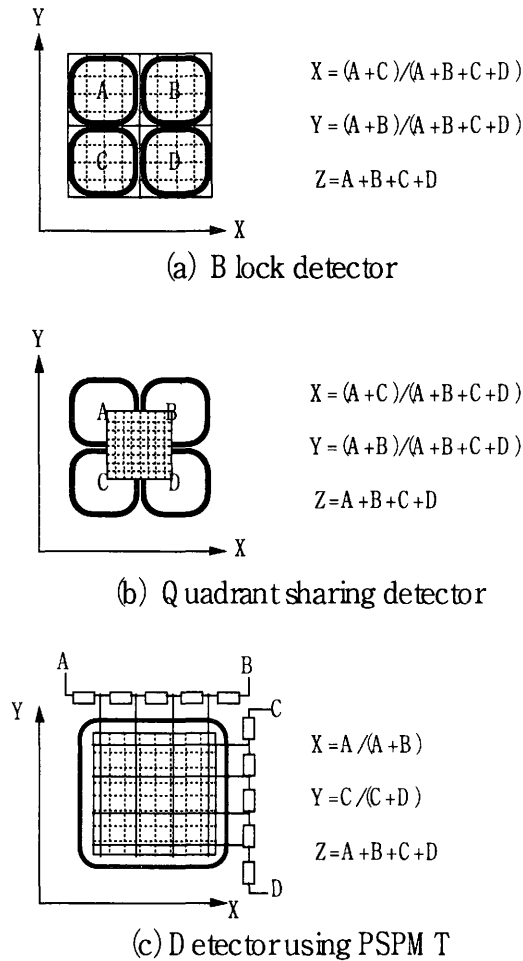


Fig.1 代表的な PET 用検出器の位置演算の方式: (a) ブロック型検出器、(b) Quadrant Sharing 方式、(c)PSPMT を用いた検出器

開発した検出器評価システムのブロック図を Fig.2 に示す。検出器からの出力は加算され一定のスレシヨールドを超えた信号に対してのみアナログ-デジタル(A-D)変換を開始するとともにパーソナルコンピュータに対してストローブ信号を発生する。A-Dされた4本の信号はストローブ信号を検出したパーソナルコンピュータに読み込まれる。A-Dコンバーターは Analog Devices 社製のフラッシュ型 8bit で2回路内蔵の AD-9058 を用いた。パーソナルコンピュータのインターフェースはコンテック社パラレル入出力インターフェース、PIO-32/32T(98)Eを用いた。またパーソナルコンピュータは NEC、PC-9821 V200 を用いた。コンピュータに取り込まれた信号は、データ収集プログラムにより事象ごとに位置演算される。まず予め収集すべき総計数を設定する。ストローブ信号のレベルを読み、レベルが High レベルであれば、A-Dされた検出器からの a、b、c、d を読み込む。読み込んだ a、b、c、d を用いて、それぞれの検出器の方式に応じた位置演算(X, Y)とエネルギーの演算(Z)を行う。演算結果は X, Y, Z の対応する 3次元の配列の計数に 1 を加算する。収集した計数が総計数に達したら収集を終了し位置演算結果を表示する。この位置演算のプログラムは位置演算の方式の異なるブロック型検出器 (Quadrant Sharing 方式) と PSPMT を用いた検出器に対してそれぞれ作成した。ま

た収集したデータは X, Y, Z のファイルとして保存し、後でのデータの表示や解析を可能とした。

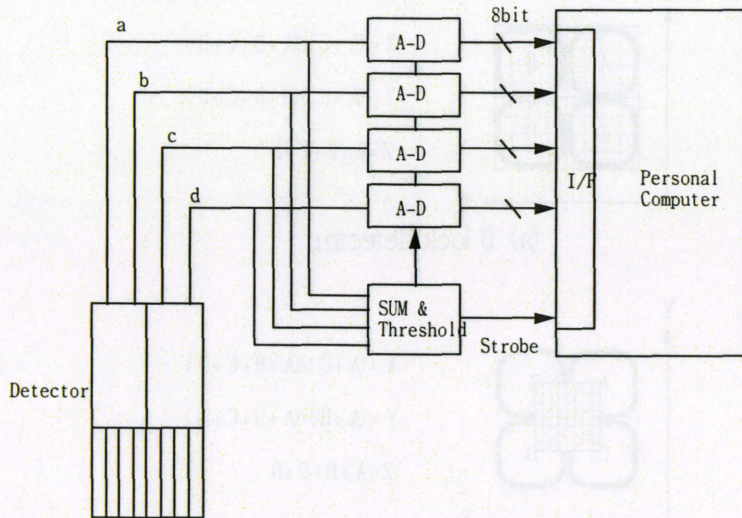


Fig.2 検出器評価システムのブロック図

3. 結果

Fig.3 にブロック型検出器の位置演算結果を示す。この図は保存したデータを開発した表示、解析ソフトを用いて表示したものである。画面の左上に表示されているのが 511keV のガンマ線に対する位置演算結果である。この検出器は 3.8mm x 6.25mm x 30mm の BGO を 6 x 8 のマトリクスに配置し 2 本の 2 回路内蔵 PMT に接続した構造をしており各シンチレータ間の光のクロストークを反射材の塗布量を調整することにより最適化している。X 方向 6 列、Y 方向 8 列の合計 48 個の BGO を弁別できていることが分かる。開発した表示、解析ソフトはプロファイル表示 (位置演算結果の右と下のグラフ) と、任意の関心領域内のエネルギー分布 (右上のグラフ) の解析を可能とした。

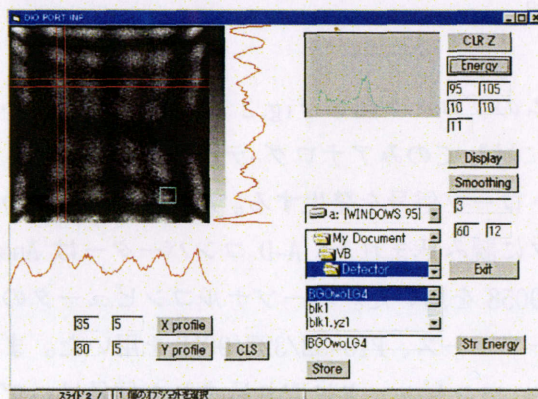


Fig.3 ブロック型検出器の位置演算結果

Fig.4 に Quadrant Sharing 方式の検出器の位置演算結果を示す。この検出器は 6.25mm x 6.25mm x 24mm の GSO を 8 x 8 のマトリクスに配置し、4 本の 50mm 角形の PMT に光学結合した構造をしている。この方式でも各シンチレータ間の光のクロストークを反射材の塗布量を調整することにより最適化している。511keV のガンマ線に対する位置演算結果から 8 x 8 の GSO マトリクスをほぼ完全に分解

していることが分かる。

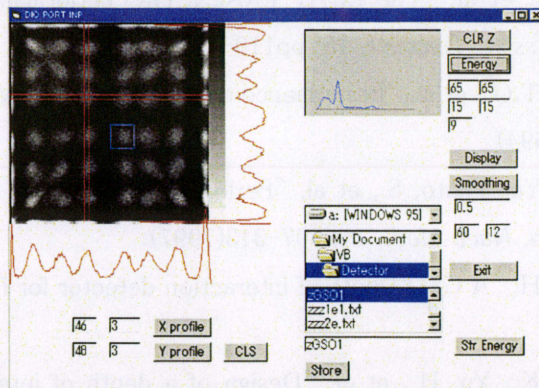
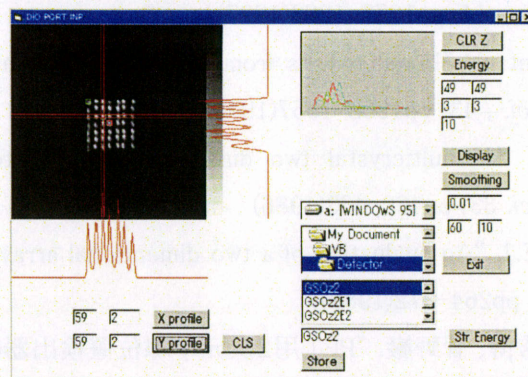


Fig.4 Quadrant Sharing 方式の検出器の位置演算結果

Fig.5 に PSPMT を用いた検出器の測定例として深さ方向の位置を弁別可能な (Depth Of Interaction: DOI) GSO 検出器の測定結果を示す。この検出器は 2.5mm x 2.5mm x 18mm の GSO を X, Y 方向に 7 x 7 のマトリクスに配列したものである。さらに深さ方向は 3 種類の Ce 濃度の異なる GSO が光学結合された構造をしている。この DOI 検出器は深さ方向 3 層の GSO を PSPMT に光学結合した構造をしている。511keV のガンマ線に対する位置演算結果を見ると 7 x 7 の GSO マトリクスを高い精度で分解している。関心領域のエネルギー分布を見てみると数個のピークが観察され、3 種類の Ce 濃度の異なる GSO が光学結合されていることにより深さ方向に対する光の減衰が生じていることが分かる。

Fig.5 PSPMT を用いた検出器の測定例(深さ方向の位置を弁別可能な GSO 検出器の測定結果)



4. まとめ

次世代 PET 用検出器の性能評価のためにパーソナルコンピュータを用いた検出器評価システムの開発を行った。開発した検出器評価システムを用いてブロック型検出器、Quadrant Sharing 方式の検出器および PSPMT を用いた検出器の評価を行った。その結果それぞれの検出器に対して位置およびエネルギー情報を評価することが可能であることが明らかになった。本システムは現在のところ、2 種類の位置演算方式に対応しているが必要があれば異なった位置演算に対してもわずかなプログラムの変更で対応可能となる。さらに A-D とパラレルインターフェースのチャンネルを増加すれば 4 本以上の信号に対しても位置演算が可能となる。このように開発した検出器評価システムは柔軟性の高い装置として PET 等の検出器の開発に有用であると結論される。

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, pp110-118(1994)
- [2] DeGrado, T.R., Turkington, T.G., et al. "Performance characteristics of a whole-body PET scanner." *J. Nucl. Med.*, 35, pp1398-1406(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] Yamamoto, S. and Ishibashi, H. "A GSO Depth of interaction detector for PET" *IEEE Trans. Nucl. Sci.* , 45, pp1078-1082(1998)
- [5] Miyaoka, R.S., Lewellen, T.K., Yu, H., et al. "Design of a depth of interaction (DOI) PET detector module". *IEEE Trans. Nucl. Sci.* , 45, pp1069-1073(1998)
- [6] Murayama, H. Ishibashi, H, Uchida, H., et al. "Depth encoding multicrystal detectors for PET". *IEEE Trans. Nucl. Sci.* , 45, pp1152- 1157(1998)
- [7] Yamamoto, S. "Resolution improvement using tapered fiber for a high resolution PET block detector" *IEEE Trans. Nucl. Sci.* , 45, pp1074-1077(1998)
- [8] Siedel, J., Vaquero, J.J., Siegel, S., et al. "Depth identification accuracy of a three layer phoswich PET detector module." *IEEE Trans. Nucl. Sci.* , 46, pp485-490(1999)
- [9] Cherry, S.R., Shao, Y. et al. "MicroPET: a high resolution PET scanner for imaging small animals." *IEEE Trans. Nucl. Sci.* , 44, pp1161-1166(1997)
- [10] Watanabe, M., Okuda, H., et al. "High resolution animal PET scanner using compact PS-PMT detectors." *IEEE Trans. Nucl. Sci.* , 44, pp1277-1282(1997)
- [11] Limote, R., Cadorette, J., et al. "Initial results from the Sherbrooke avalanche photodiode positron tomograph." *IEEE Trans. Nucl. Sci.* , 43, pp1952-1957(1996)
- [12] Casey, M.E. and Nutt, R. "A multicrystal two dimensional BGO detector for positron emission tomograph". *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 33, pp460-463(1986)
- [13] Dahlbom, M. and Hoffman, E.J. "An evaluation of a two dimensional array detector for high resolution PET." *IEEE Trans. Med. Imag.* 7, pp264-272(1988)
- [14] 山本誠一、三浦修一、飯田秀博、菅野巖. "PET用2次元 γ 線位置検出器の開発". *RADIOISOTOPES*, 45(4), pp229-235(1996)
- [15] Wong, W-H., Uribe, J., Hicks K., Zambelli, M. " A 2-dimensional detector decoding study on BGO arrays with quadrant sharing photomultipliers." *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 42,pp1453-1457(1994)
- [16] Shamand, M., Ericsson, L., Casey, M.E., et al."Performance results of a new DOI detector block for high resolution PET-LSO research tomograph HRRT." *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 45, pp3000-3006(1998)
- [17] Watanabe, M., Okuda, H., et al. "A compact position sensitive detector for PET." *IEEE Trans. Nucl. Sci.* , 42, pp1090-1094(1995)
- [18] Cherry, S.R., Shao, Y. et al. "Optical fiber readout of scintillation arrays using a multi-channel PMT: a high resolution PET detector for animal imaging." *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, 43, pp1932-1937(1996)
- [19] 山本誠一"パーソナルコンピュータを用いた PET 用検出器評価システムの開発". *RADIOISOTOPES*, 49(10), pp487-493(2000)

第7章 次世代 PET の信号処理系の検討

高橋浩之

東京大学人工物工学研究センター

On the Signal Processing System for Next Generation PET

Hiroyuki Takahashi

Research into Artifacts, Center for Engineering, The University of Tokyo

1. はじめに

現在検討されている次世代PET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放射線を可能な限り有効利用しようとするものである。すなわち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など、単に検出器の数が増えるだけではなく、新たな情報の取得が行われるなど、信号処理系から見た場合には、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ている。表 1 は現在本プロジェクトにて検討中の次世代 PET について提案されている仕様のうち、検出部・データ取得部に関係する部分を示したものである。検出素子数は現状の 2 万個から 20 万個へと大幅に増えるため、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 を用いている。また、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。また、空間解像度も 3mm と従来のものに比べて倍以上の改善が期待されている。このように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を実現する上では、個々の

表 1 次世代 PET の要求仕様例

	現状の PET	次世代 PET の一例
検出素子	BGO	GSO または LSO
検出素子数	20000	200000
受光素子	18mm 角 PMT	50mm 角 Flat Panel PMT
受光素子数	1000	444
体軸視野	15cm	40cm
同時計数番地数	10^6	10^9
空間解像度	6mm	3mm
同時計数時間窓	20ns	5ns
ダイナミックレンジ	20	500
同時計数転送速度	1Mcps	20Mcps

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。本稿では、このような次世代 PET のためのデータ処理とフロントエンド回路について、我々のグループで現在検討していることを簡単に示すこととしたい。

2. 次世代 PET の流れとフロントエンド信号処理法

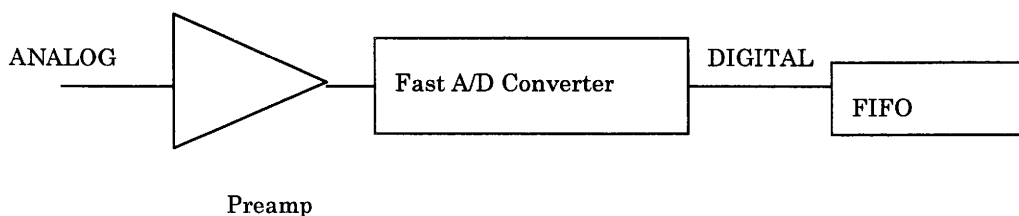
次世代 PET の大まかな姿としては、前項に述べたようなものが現在進行中であるが、フロントエンド信号処理の観点から見た場合に特徴的なものは、検出素子数が極めて多く、計数率を稼ぐためには、その素子数に応じて、個別の信号処理を施してやる必要がある点である。さらに、次々世代 PET としては、深さ方向の分解能を向上させ、計数率を高くとるために、アバランシェフォトダイオード (APD) と LSO などの発光量の大きなシンチレータを組み合わせを用いることや、入射 γ 線に関してさらに詳細な情報を得るために、CdZnTe などの高エネルギー分解能の化合物半導体検出器を用いること等が検討されている。APD 自体はシリコンの薄い検出器であるので、511keV の γ 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、深さ方向の情報もそれほど苦勞する必要がなく得られるものと考えられる。最近では、PET への利用を狙って 2.1mmx2.1mm のピクセルを 4 x 4 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 などの開発も進められており、今後の開発では、これらの利用についても留意する必要があると思われる。海外では、既に APD を用いた PET について Sherbrooke のグループなどで、プロトタイプ製作が行われている。CdZnTe については、常温で利用可能なスペクトロメータを目指して近年多くの開発が進められており、511keV 近辺で 1% 程度のエネルギー分解能をもち、 γ 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ているなど、素子の小型化による時間分解能の向上を利用すれば、新たな可能性を開くことも考えられる。また、国内でも融点が低く安価な 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、多素子化・高精度化への流れは鮮明である。

本プロジェクトの範囲では、現世代の PET から一步飛躍を図るための基礎的な枠組みを提案することが重要であり、また、従来の PSPMT とは大幅に異なる Flat Panel PMT による多素子独立読み出し型のシステムが採用される見込みであるので、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していくことが重要であると考えられる。多素子化のデメリット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。これらを解決するために、我々のグループでは、将来の 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、研究を進めている。

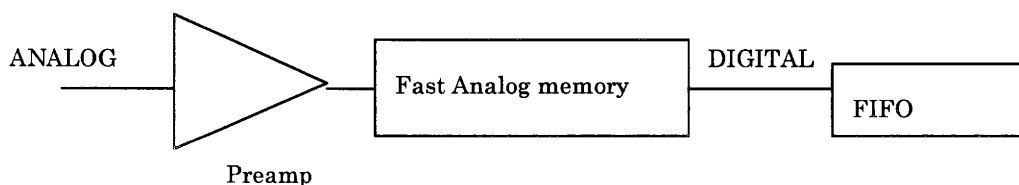
3. 次世代 PET のための ASIC

既に CTI など、欧米諸国の先発開発グループでは、PET 用 ASIC を積極的に開発している[3]。この場合、主眼点としては、従来のアナログ回路を置き換えるということであり、デジタル部分については、初期のものでは、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、せつ

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 が普及してきたので、最近の傾向としては、デジタル部分については、特に ASIC の開発は行わずに、FPGA を利用することが多い。アナログ部分についてはそうは行かないので、部品数を減らし、シンプルな構成とするために、ASIC の開発が現在も続けられている。本研究では、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について検討することとした。デジタル部分についても、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、高精度の信号処理を行うためには、やや問題が生じるからである。



(a) 高速 AD 変換器を用いる方法



(b) アナログメモリを用いる方法

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[4]を実現すべく、高速のトラッキング型 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。このような構成をとれば、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、波高値計測とそれぞれ分かれて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にも寄与すると考えられる。

図 2 は、カスコード接続した MOSFET による前置増幅器の例であり、図 3 はそのレイアウト例である。このような回路を多数集積したテスト用の ASIC を現在東京大学大規模集積回路設計教育センターの

CMOS プロセスを用いて設計・製作しており、今年度中にはチップが納品される予定である。デジタル回路の設計に関しては、一部応用物理学会において発表する予定であるが、来年度には製作したチップの性能評価を詳細に行い、その結果を反映させて実際に次世代 PET プロトタイプ用として利用可能な ASIC の開発へつなげたいと考えている。

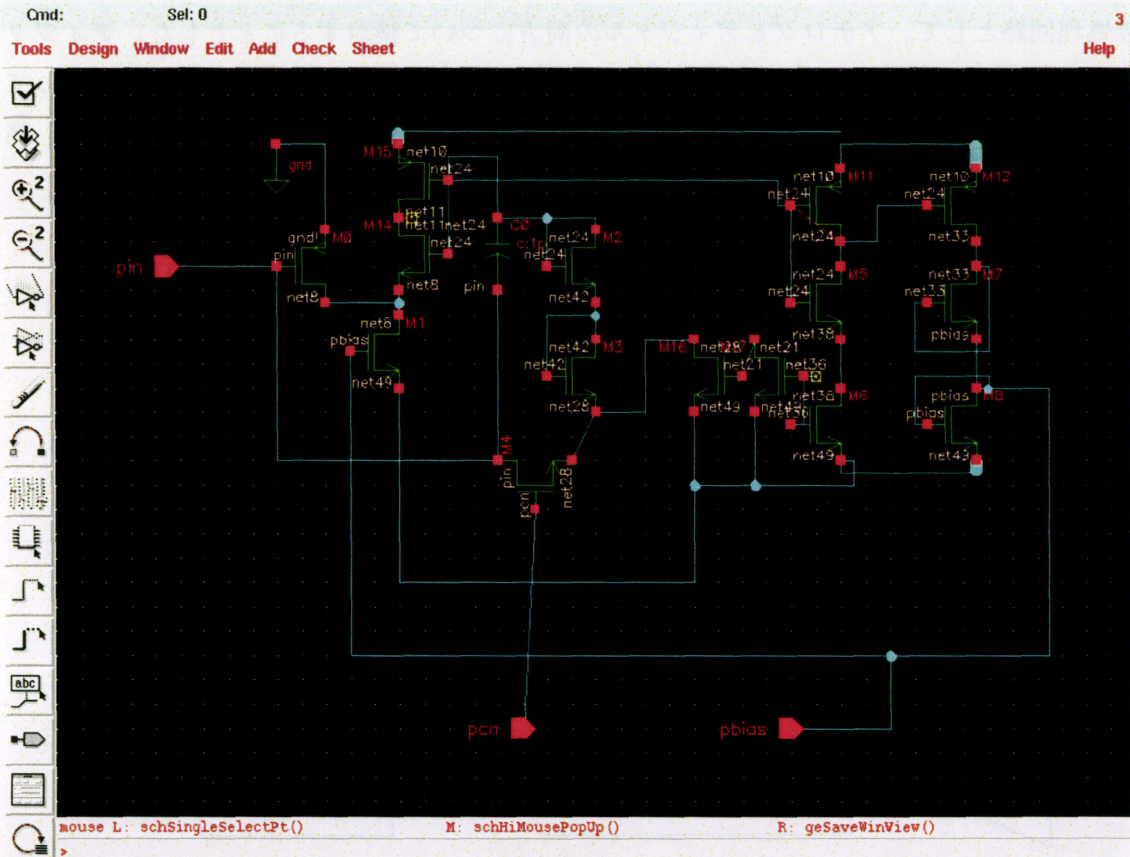


図2 MOSFETによる前置増幅器の例

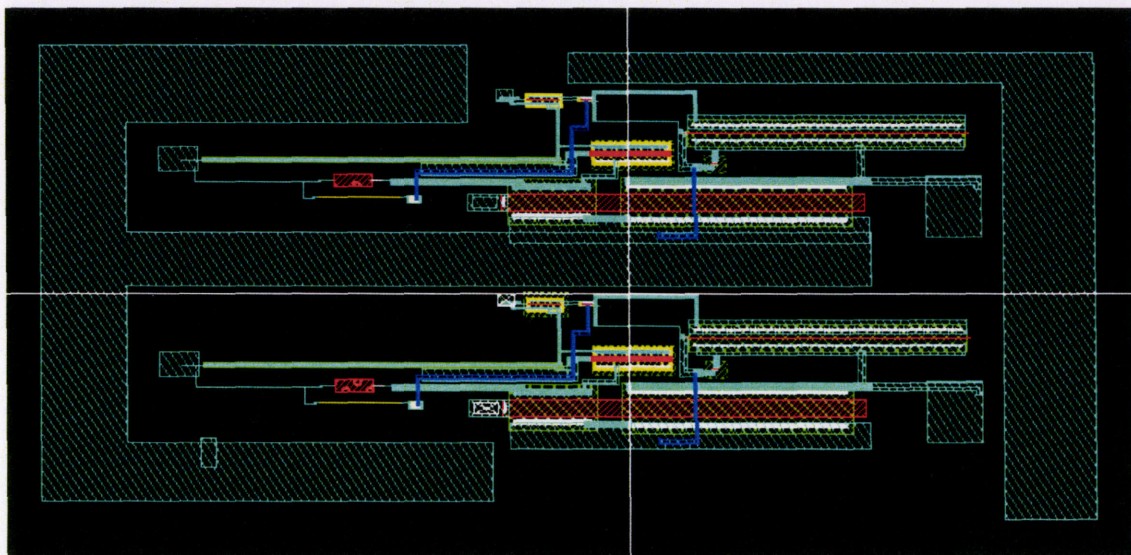


図3 レイアウト例

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] 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.
- [4] 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.

第8章 リストモードデータとその利用法に関する考察

小尾高史

東京工業大学・像情報工学研究施設

List-Mode data acquisition method for the Next Generation PET

Takashi Obi

Imaging Science and Engineering Lab., Tokyo Institute of Technology

1. はじめに

現在、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・高解像度・高計数率特性をもつ次世代立体計測型ポジトロンCT (PET) 装置の開発が進められている。次世代 PET 装置では、検出器数の増加、エネルギー情報・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。このために、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、1検査あたりの保存データ量は数 G バイトを超える。これに対して、我々は、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行っている。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。本稿では、次世代PET装置において収集されるリストモードデータの特徴及びその有効性について考察を行った。

2. 次世代PET装置におけるリストモードデータ収集の必要性

現在開発が進められている次世代PET装置では、高分解能・高画像再構成のための情報取得を目的とし、ディテクタ数の増加や深さ方向の検出を可能とする Depth of Interaction(DOI)検出器の開発[1]だけでなく、散乱線補正のためのエネルギー情報の取得、さらには動態機能解析のための時間情報の保持など、様々な情報の取得を同時に行う予定である。これにより、1イベントあたりのデータ長は、現在の32bitから64bitへ拡張される予定である。さらに、Single Photon検出にも対応可能な20M event s/secという高計数率の実現を目指していることから、次世代PET装置のデータ収集系は、従来のPET装置で用いられてきた方法とは異なる視点で検討を進める必要がある。

本節では、まず、従来型PET装置で一般的に用いられてきた、あらかじめデータ格納領域を確保し、観測されたイベントデータを積算して格納領域に保存する方法であるヒストグラムデータ収集・記録方法の問題点を示す。そして、次世代PETに適したデータ収集方法として期待されるリストモードデータ収集の利点について考察する。

まず最初に、次世代PETにおいて収集されるデータ量を明らかにする。現在設計を進めている次世代PET装置で得られる観測データのLine of Response(LOR)の総数は、次のように計算される。次世代PETは図1に示すように、体軸方向に複数のモジュールからなる検出器バンクを同心円状に配置した構成になっている。ここで、LORを求める際に必要となるモジュール同士の組み合わせ数は、 $(1\text{Bankあたりのモジュール数})^2 \times (\text{Bank数}-1) \times \text{Bank数} / 2$ で与えられ、これを用いると総LOR

数は、モジュール同士の組み合わせ数×1モジュールあたりの DOI 検出素子数となる。このため、例えば図1の PET 装置では、総 LOR 数は、 $(2)^2 \times (5-1) \times 5 \times (12 \times 12 \times 3)^2 / 2 = 11.2 \text{ Million}$ となることがわかる。これは従来の非 DOI-PET 装置のおよそ10倍に及ぶことから LOR 毎に観測データを保存するだけでもそのデータ量は膨大になる。次世代 PET では、エネルギー情報や時間情報を付加してデータを保存するため、記録が必要なデータ量はさらに増大する。

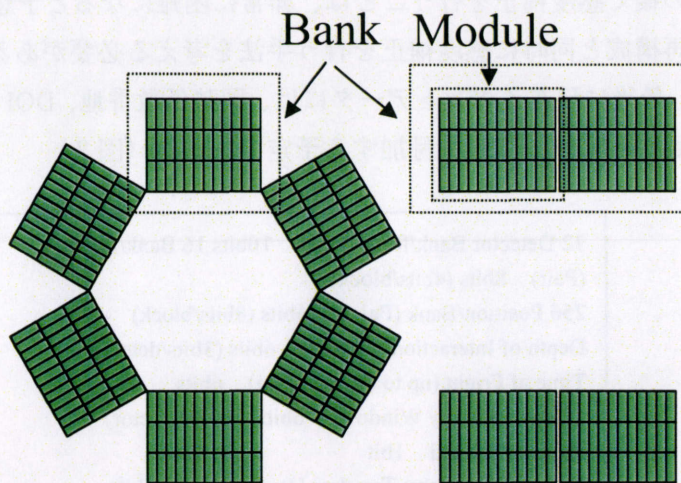


図1 次世代 PET 構成図

ここで、現在の PET 装置で用いられているデータ記録方式である、ヒストグラム形式でデータを保持する場合を考える。ヒストグラム形式での保存に必要な記憶容量（ビット）は、1属性情報あたりの割り当てビット数を B ビット、総属性情報 N 個、総イベント数を J 、マトリクス内の1要素あたりの割り当てビット数を A ビットとすると、 $A \cdot 2^{NB}$ となり、属性情報の数に対し指数関数的に増加することがわかる。それに対して、1イベントごとにデータを記録する方法であるリストモードデータ形式の保存では、 NJB となり、属性情報数に対して線形的に増加する[2]。このため、リストモード形式でのデータ保存では比較的少ない記憶容量で観測データを保持することが可能である。

さらに、FDG 検査を例にとり、記憶データ量の比較を行う。今、体重70Kgの成人に1mCi (37 MBq) の FDG を投与した場合を想定する。このとき、頭部検査用次世代 PET 装置 (LOR 総数:4740万、FOV 径 187mm、体軸方向 98mm、検出効率 10%) で観測される観測データは1分あたり 8.94M イベントとなる。ヒストグラム形式では、LOR 番地及びエネルギー情報のみを保持するように格納した場合でも、1分あたり 1138 Mbyte (1.138 Gbyte) の記憶領域を必要とする。通常 FDG による検査が60分程度継続されることを考えると、総データ量は1患者あたり 70 Gbyte にも及び、データの (非可逆な) 圧縮なしにすべてのデータを保持することは難しい。これに対して、リストモード形式では、すべての属性情報 (64bit) を保存した場合でも1分あたりのデータ量は 71.52 Mbyte のデータ量で済むことから、リストモードデータを用いたデータの保持は、非常に有効であると考えられる。

以上のように、リストモードデータ収集は、記憶容量の削減に非常に効果があるが、それ以外に、感度補正、画像再構成などのデータ処理に対しても有効性があると考えられる。現在の PET 装置では、イベントデータ取得と同時にサイノグラム生成回路を用いてハードウェア的にサイノグラムデータを生成している。これは、保存領域の問題だけでなく、PET 装置そのものの感度が低いためにそれを補う側面もある。しかし、次世代 PET プロジェクトにより感度の高い PET 装置が開発された場合には、第3節で示すように、サイノグラム化による分解能の劣化が大きな問題になる可能性がある。このため、安易なサイノグラム化は避け、データ処理の行いやすいリストモードでのデータ保存を行うべきである。また、511 keV の消滅放射線を同時計数する効率は、単一検出器の検出効率の2乗に比例するため、DOI データ収集系における2層目、3層目の同時係数は、1層目における同時係数と比較して非常に少ないものになる可能性がある。このような条件下でサイノグラムデータを生成し、そ

の後で感度補正を行うことは、非常に困難になると予想されるため、リストモードデータを利用し、再構成と同時に感度補正を行う手法を考える必要がある。

最後に現在イベントデータには、同時係数番地、DOI 情報、TOF 情報、エネルギー情報及び計測開始からの時間情報を付加する予定である。(図 2)

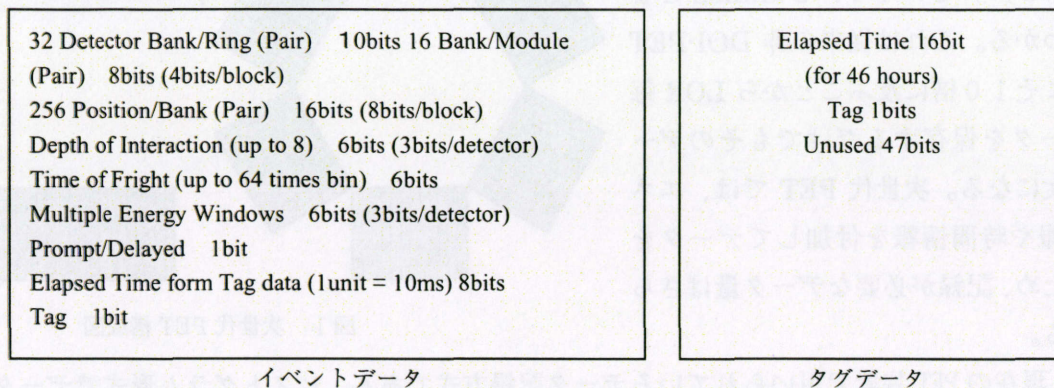


図 2 リストモードデータ (64Bit) の内容

3. サイノグラム化の再構成画像への影響

第 2 節で示したように、次世代 PET 装置では、ディテクタ数の増加や DOI 情報の取得により、LOR ごとに観測データをヒストグラム形式で保持することは難しい。現在の PET 装置では、感度の高い観測データの生成及び容易な後処理を実現するために、観測データを並び替えることでサイノグラムデータを生成し、保存している。しかしながら、次世代 PET で目的とする再構成像の分解能の向上を考えた場合、サイノグラム化に伴う感度分布の広域化だけでなく、代数的手法や EM-ML などを用いた再構成を行う際に必要となるシステムの感度分布のモデル化が困難であることから、サイノグラムデータを用いて分解能向上を実現することは非常に困難であると考えられる。

そこで、サイノグラム化の再構成画像への影響を示すため、PET 観測系に代数的な画像再構成手法 [3] を適用し、小型 PET 装置を仮定した計算機シミュレーションを行う。正確な LOR を利用したものと得られた投影データをサイノグラム化したものを用いる。仮定した系は人間用 PET 装置 (2D mode) であり、シンチレータとして $4.05 \times 4.39 \times 30$ mm の BGO をリングあたり 576 個使用している (図 3)。ファントムはそれぞれ時計周りに、3, 4, 5, 6, 7, 8 mm の直径の Hot スポットファントムが配置されているものを用いた。図 4 に再構成結果を示す。明らかに、サイノグラム化後の再構成では、分解能の劣化が生じていることがわかる。ここでは、サイノグラム化の影響を強調するために、1 層のみの PET 装置を仮定したが、3 層構造をもつ DOI 情報には冗長な成分が多く含まれることも予想されるため、装置の複雑化および観測データ数の増加を避けるためには、検出素子の大きさ、層の数など検出器配置を最適化する必要がある。

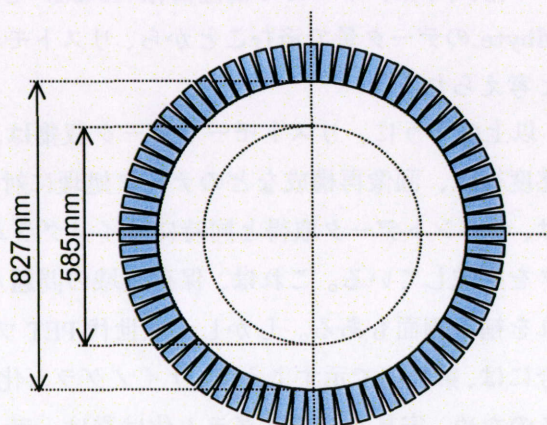
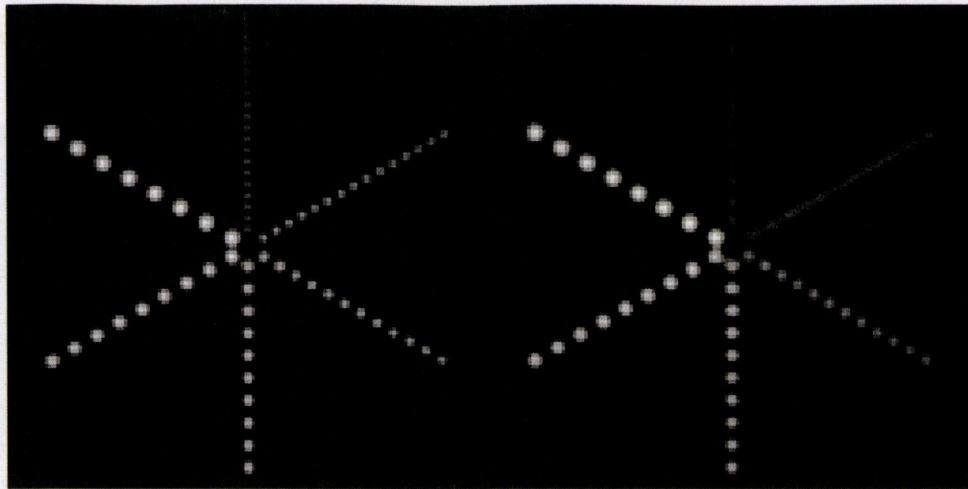


図 3 仮定した 2D-PET 装置



正確な LOR を用いた再構成像

サイノグラムデータからの再構成像

図4 サイノグラム化による分解能の劣化

4. Time-of-Flight 情報を用いた画像再構成

次世代 PET で得られるリストモードデータには、TOF 情報を格納する領域がある。本節では、TOF 情報を用いることで、再構成像の分解能の向上が可能であることを示す。

今、放射能分布を表す連続関数 $f(r)$ と観測データ $\mathbf{g}=[g_0, \dots, g_N]^t$ の関係は、次式で表される。

$$g_j = \int_C h_{m,n,\lambda}^j(r) f(r) dr \quad (j=1, \dots, N)$$

ここで、 g_j は j 番目の検出器対で得られる観測値、 $h_{m,n,\lambda}^j(\mathbf{r})$ は j 番目の検出器対がもつ感度分布関数、 C は物体領域、 N は検出器対の総数を表す。感度分布関数は、1 点において生じた消滅 γ 線が j 番目の検出器対で同時計数測定によって検出される確率として定義され、TOF 型 PET の場合には次式で表される。

$$h_{m,n,\lambda}(r) = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} p_m(\theta, r) p_n(\theta, r) \exp \left\{ - \int_{l(\theta, r)} \mu(r) dr \right\} \left\{ \text{rect} \left(\frac{1}{D} (l(\theta, r) - \lambda(\theta, r)) * \eta(l(\theta, r)) \right) \right\} d\theta$$

ここで、 $p_m(\theta, r)$ 、 $p_n(\theta, r)$ は、ディテクタ m 、 n における検出確率、 $l(\theta, r)$ は飛行経路に沿った直線、 $\mu(r)$ は γ 線の吸収率分布位置 r 角度 θ で生じた消滅 γ 線を示している。本節では、このようにモデル化された観測データ \mathbf{g} から連続物体 $f(\mathbf{r})$ を推定する手法として、離散データからの一般的な代数的推定手法として知られる GARDS[3] を用いている。次に 2 次元頭部診断用 (TOF) PET を仮定した計算機シミュレーションを行った。ディテクタ数は 1 リングあたり 128 個、シンチレータ開口幅は、10.2mm、TOF の位置分解能は 57.5mm、再構成時に用いる TOF 計測の離散化幅 $D=57.5$ mm、TOF 計測の離散化点数は、 $T=230/D=4$ とする。図 7 に再構成結果を示す。比較のため TOF-PET からの画像再構成法として提案されているデコンボリューション法及び TOF 情報を使用しない再構成結果も示している。この結果から、TOF 情報を用いて代数的手法により再構成を行うことの有効性が確認できる。こ

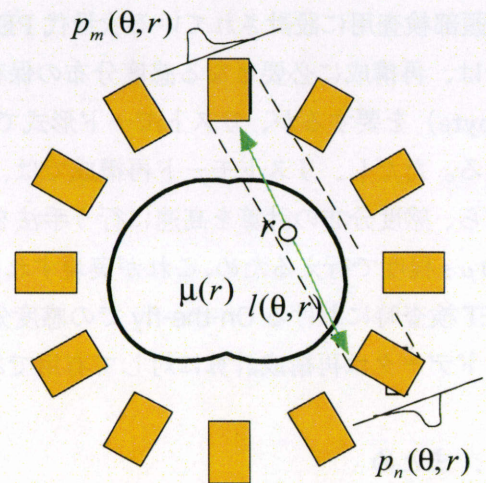


図5 TOF-PET の感度分布

のことから、次世代 PET により得られる様々な付加情報に対して、適切なデータ処理手法・再構成手法を用いることで、高解像度の再構成像を得ることが可能であることがわかる。

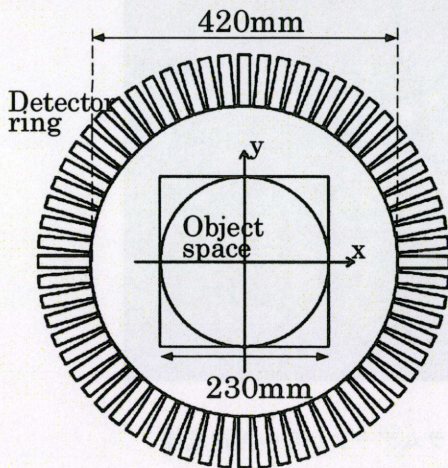


図6 2次元頭部診断用(TOF-)PET

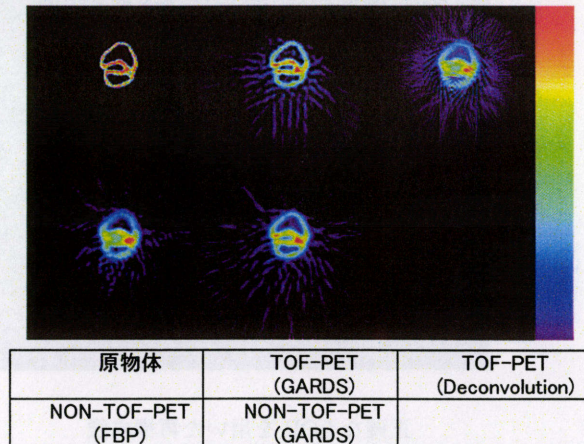


図7 TOF 情報を利用した再構成像

5. 再構成計算に要する負荷の比較

頭部検査用に設計されている次世代 PET 装置 (LOR 総数・4740 万、物体領域 1 mm サンプリング) では、再構成に必要な感度分布の保存にマトリクス形式では、1 6 5 9 Gbyte (1. 1 3 8 Tbyte) を要するが、リストモード形式では、3. 1 3 Gbyte となり、ほぼ 500 分の 1 で済む計算になる。ただし、リストモード再構成では、検査ごとに感度分布の計算を行う必要が生じる。しかしながら、感度分布の計算を高速に行う手法を用いることで、各イベントに対する感度分布の計算時間は $30 \mu s$ 程度で行えるため、これが実現すれば、感度分布の計算をほぼリアルタイムで行うことができ、PET 検査時における On-the-fly での感度分布計算及び再構成が可能となる。この点からも、リストモードデータは再構成計算に対して有用であるといえる。

6. まとめ

次世代 PET 装置に対するリストモードデータ収集の有用性を示した。リストモードデータ収集により、データ保存における記憶容量の削減、正確な感度分布に基づく高分解能再構成法の適用、ダイナミックスタディにおける時間情報の利用などが実現できる。今後リストモードデータからの 4 次元画像再構成手法 (図 7) の開発が望まれる。

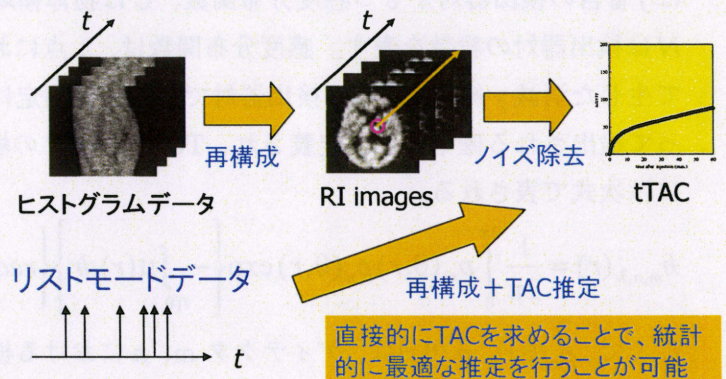


図7 リストモードデータからの 4 DPET 再構成

参考文献

- [1] H. Murayama, et.al., "T.: Design of a Depth of Interaction Detector with a PS-PMT for PET," 1999 IEEE Nucl. Sci., vol. 47, pp.1045-1050, 2000.
- [2] H.H.Barrett, et.al., "List-mode likelihood," J.Opt.Soc.Am.A, vol.14,No11, 1997
- [3] N. Ohyama, et.al., "A proposal of GARDS," Signal Recovery and Synthesis IV, pp. 105-107, 1992.

第9章 リストモードデータ収集シミュレータ

清水啓司

浜松ホトニクス(株)・中央研究所 第5研究室

List-mode Data Acquisition Simulator

K. Shimizu

Hamamatsu Photonics K.K., Central Research Lab. 5th Group

1. はじめに

近年 PET 装置の三次元データ収集における進展は著しく、従来の装置からスライスセプタを除いたような構造の装置は既に実用段階に入ったとも言える。そのデータ収集部は従来装置のものをそのまま、あるいは三次元用に拡張して用いているものが殆どであるが、それはヒストグラム方式のメモリでありその必要な大きさは同時計数対数に比例して大きくなっていく。三次元計測における必要なヒストグラムメモリの大きさは二次元に比べて増大するが、大きなメモリ空間を用意しても計測によっては殆どアクセスされないメモリ領域が大量に発生することが生じ得る。このことは以前から提唱され、三次元データ収集においてはヒストグラム方式よりもリストモードの方が優れているのではないかという提案もなされてはいたが、従来型の装置を三次元モードで使う分にはメモリが大きくなると言ってもさほどではなく、むしろリストデータの事後処理で時間がかかることが問題となっていた。しかしながら三次元データの、特に今後の検討課題である軸方向に大きな装置においてはさらに膨大なメモリーが必要となり、リストモード収集の方が格納等の事後処理まで含めても有利な可能性が有る。

一般的なヒストグラムメモリはヒストグラミングを専用ハードウェアで行いかつ必要な領域を複数面持つような構造で、ある面で収集している間にホストコンピュータが非収集面のデータを取り込む方式である。このような構成ではヒストグラミングをする専用ハードウェアのスピードで収集可能な最大計数率が決まり、ハードディスクへの書き込みまで含めたホストコンピュータへのデータ転送速度がダイナミック計測における最小フレーム時間を決める。最小フレーム時間はデータの時間分解能と考えると良いが、三次元化により膨大となったメモリーを転送するためにこの時間を例えばサブ秒オーダーまで小さくするのはかなりの技術的困難が予想される。

一方リストモード収集におけるデータの時間情報はデータリスト個々に付加することができるのでマイクロ秒単位でも容易に実現可能である。最大計数率はホストコンピュータへのデータ転送速度で決められることになる。この転送速度はコンピュータ自身とインターフェイスの性能それぞれに依存するところが大きいので、昨今のコンピュータ業界の進歩が装置の性能に反映される。リストデータの事後処理にしても、これは完全に CPU パワーに依存するので、同様にコンピュータの進歩の恩恵をそのまま享受することができる。とはいえ限りはあるので装置の仕様から想定される必要な計数率に足りない場合は並列収集という構成を取る必要があるが、この場合単一の収集系でどれぐらいの計数率まで扱えるのかを明らかにしておく必要があるのは当然と言える。またデータの

時間情報はむやみに細かくしてもデータ量の増大を生ずるだけであり、検出器ペアアドレスへの付加の仕方も含めて最小時間単位やビット幅などの最適値の検討が必要である。そもそも事後処理まで含めてリストモード収集におけるデータフォーマットはどのようなものが適しているのか、さらにフリーミング測定を目指した場合の位置情報の付加等々、手法が確立されたヒストグラム方式と比べてリストモード収集には未解決の課題が多い。

本章ではそれらの課題を検討するためのシミュレータについて述べる。本装置による解析の結果は今後の次世代 PET 装置に使用するリストモード回路の概念設計に反映される。

2. 装置の構成

シミュレータのブロックダイアグラムを図1に示す。本装置はデータ出力 PC、データ変換部、SCSI-I/F、データ収集 PC の4ユニットより構成される。データ出力 PC では想定される測定条件におけるイベントデータを設定された計数率に対応するトリガに合わせて高速 Parallel-I/O (PIO)モジュールを介して出力する。上記出力データはデータ処理回路部内のデータ変換回路において収集開始からの時刻情報が付加され、望みのフォーマットに変換され、SCSI プロトコルを有する I/F 基板のバッファメモリに蓄えられ、一定量づつまとめてデータ収集 PC へ転送される。データ収集 PC は SCSI 経由でデータを取得し、必要な処理があればそれを行い、最終的にファイルへの格納を行う。各部の詳細を以下に述べる。

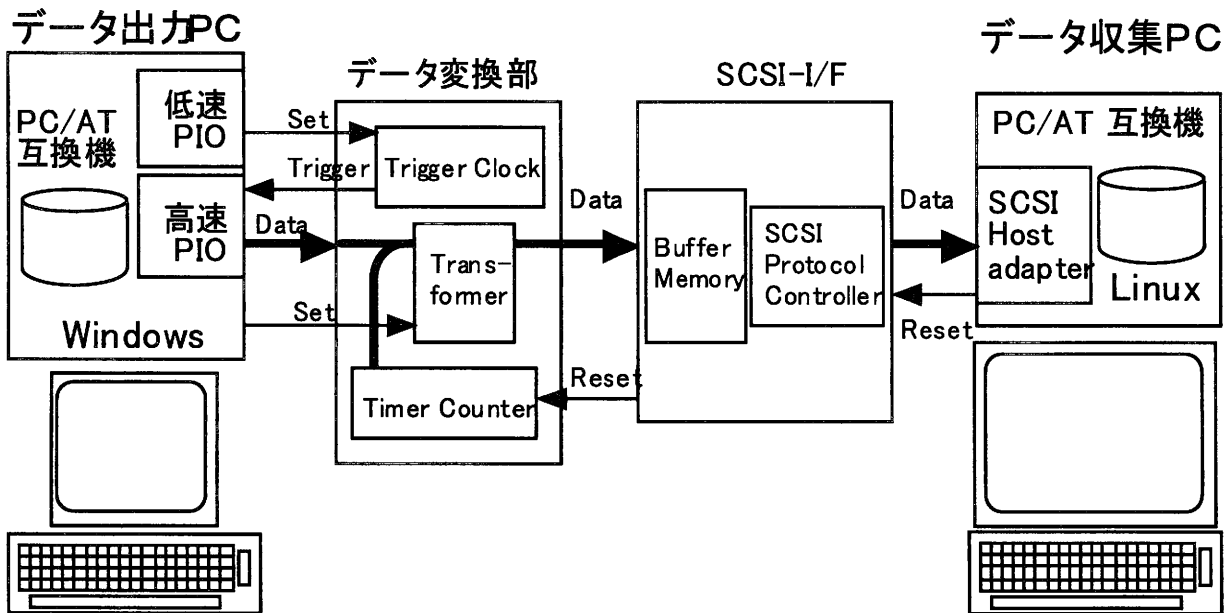


図1 リストモードデータ収集シミュレータのブロックダイアグラム

(1) データ出力 PC

データ出力 PC の機能としては；

1. 用意されたイベントリストデータストリームをデータ変換部からのトリガに同期して高速 PIO を介して出力する。
2. 上記外部トリガの発生周期、すなわち模擬計数率の設定を行う。
3. データ変換部におけるビットフォーマットの設定を行う。

という3種がある。

OSには各種ツールの入手性からWindowsを採用した。

このシステムでは用意されたイベントリストデータはW.F. Jonesらの提案するフォーマット[1]を前提としており、64ビットで1イベントを表現するものとする。ただし64ビットであればデータ変換部において任意に変換可能であるので、必ずしもそのフォーマットである必要はない。

高速PIOにはグラフィン社製GPIO-100Mを使用することとした。一般的なPIO基板は8255のポート制御によるものが多いが、それらではせいぜい2MB/sぐらいまでの速度しか実現できない。この基板では20MB/sまで可能である。またWindowsのドライバとライブラリが用意されているのでプログラムを開発も容易に行える。このライブラリを利用してループモードにより時間制限無しの連続出力を行うことができる。

計数率の設定に関しては高速動作の必要は無いため一般的な安価なPIOで充分である。設定は発生模擬計数率にて $*. ** \times 10^{-*}$ Mcps と表わした時の*に入る4つの数字を送るという内容である。

ビットフォーマットの設定については、具体的にはデータ変換部でXilinx社のCPLDにより実現しているため、Xilinx社の開発ツール（論理合成、配置配線、プログラマ）でJTAG規格を使ってコンフィギュレーションを行う。

(2) データ変換部

データ発生PCに対するトリガはPLLシンセサイザ方式により、上述の設定値で発振させる。周波数精度は3桁である。

収集データの時間情報となるタイマーカウンターのベースクロックは上記トリガとは独立に動作させる。このカウンターは32ビット幅であり、値は収集開始時にSCSI-I/F経由で送られてくる信号でリセットされ、CPLDでイベントデータ（検出器ペアアドレス）に必要な分だけ付加する形で変換を受ける。なお、このベースクロックの設定もデータ出力PCの低速PIOを介して行うことができる。

カウンター値がある条件（例えば下8ビットがすべて0；CPLDのコンフィギュレーションで変更可能）と一致したらカウンター値だけのデータを出力するようなことも可能にしている。これにより時間情報を2段階で持たせてデータワードを無駄に大きくさせないようなフォーマットの検討を行える。

(3) SCSI-I/F

データ収集PCとのインターフェイスにはSCSI規格を採用した。具体的には8bit 20MHz転送のUltra-SCSI規格である。SCSI規格の選択は、

- ・ 広く一般的に使われている規格なので、PC側のI/F（ホストアダプタ）に安価で高性能な市販品を使用することができる。
- ・ ホストコンピュータの機種依存性がなくなる。
- ・ PET側I/F部の開発においても、このような汎用の規格では高機能のプロトコル制御用LSIが数多く開発されており、ネイティブな動作はプロトコルLSIが殆ど自動的に実行するようになっているので、規格が高度化しても対応が容易で専用ハードウェアのような陳腐化を避けやすい。
- ・ ドライバソフトも市販品を使えるのでアップデートが容易である。

・同じ SCSI カテゴリ内での高速化だけでなく全く別の規格、ファイバチャネルであるとか IEEE1394 等に置換えた時の性能変動を、例えばハードディスクに SCSI とその比較対象規格の製品が使われている事例である程度推測が可能となる。

などの理由による。

回路としては FIFO 形式のバッファメモリを備え、SCSI Protocol Controller がそこに溜まったデータをホストアダプタに転送し、全体の制御はマイクロプロセッサが受け持つと言う構成になっている。データ転送にはアービトレーションフェーズ等の言わば転送のデッドタイムとなる期間があるが、バッファメモリのサイズをある程度大きくすることでこの間の取りこぼしを防ぐことが出来る。本装置においては 4MB すなわち 500k カウント分のメモリを用意した。バッファとしては充分であると思われる。

(4) データ収集 PC

データ収集 PC ではデータを SCSI 経由で取得し、ハードディスクに格納する。少なくともこの2つのタスクを実行する必要があるためマルチタスク OS を搭載してコンカレント処理を行うようにしたい。本装置では PC 用 UNIX として広まりつつある Linux を採用した。

検討課題によっては収集データになんらかの処理を施して格納する必要があるが、Linux では標準で C 言語によるプログラミング環境が整えられているので開発は容易である。またその処理もコンカレントに実行可能である。

3. 今後の検討課題

(1) Ultra-SCSI 以外のプロトコル

本装置においては Ultra-SCSI を採用した。Ultra プロトコルは現状で最も普及し安定した規格であるが、2 倍の転送速度を持つ Ultra-wide がだんだん主流になりつつある。また更に高速の Ultra2 から Ultra160 へと、普及はしていないが規格は整備されてきている。他方 SCSI 以外ではデジタルビデオで採用された IEEE1394 が PC へのデータ転送プロトコルとして注目を集めている。現状では SCSI の方が性能は上であるが、動向を見たい。ファイバチャネルも高速であるが、PC 用となるとまだ普及しているとは言えない。

ただ、高速のプロトコルがあったとしても、最近の PC のコストパフォーマンス向上は激しく、システムとしての転送速度を稼ぐためには多数の収集 PC を用意して並列化を進めた方が安価で確実に早い解決方法かもしれない。

(2) 並列収集

リストモード収集においてはデータ収集 PC への転送速度で計数率の上限が決まってしまう、必要な計数率に足らなければ収集系を分割して並列収集を行わなければならない。その場合は複数の収集 PC をネットワークで結合し、最終的にサーバー PC にて統合するような構成が考えられる。もともと UNIX はネットワーク環境に強い OS であるので構築に際しての技術的問題はあまりないと思われるが、ネットワークを通じてのデータ転送までコンカレントに行った場合はいくらマルチタスク OS といえどもリソースの食い合いが生じ、単体動作時よりも収集可能な計数率の上限が低下してしまうことが予想される。まず単体での性能評価をし、その後に Linux 搭載の PC をもう一台サーバーとして用意

して検討を進めて行くべきであろう。

(3)外部情報の付加

リアルタイム処理の必要な外部情報、例えば心拍ゲートの情報であるとかフリームービング測定に対応した患者位置情報などを付加したいと言う場合は、現状の装置では取り込むことが出来ない。しかしデータ変換部と SCSI-I/F 部との間に外部情報を付加する回路を挿入するような構成を取ることで解決できる。個々のデータに付加する方式が良いのか、外部からのトリガが生じたらタグデータを挿入する方が良いのか、タイマーデータの処理と似たところがあるが外部情報の内容により適切な処理方法は変ると思われる。

(4)ソフトウェアによるヒストグラミング

CPU の高速化とメモリの廉価化により、事後処理とされていたソフトウェアによるヒストグラミングを収集中に行うことは決して非現実的な話ではなくなっている。むしろハードディスクへのアクセスという低速のタスク発生回数を抑えられることにより、収集 PC への転送速度が向上する可能性もある。しかしながら並列収集の場合では収集メモリの大きさがサーバーへの転送においてリソース消費の負荷となり得る。収集中に行うべきか否かは、必要なメモリサイズ (=ファイルサイズ)、想定される最大計数率、並列収集の分割数、外部情報を付加するかどうかなどの条件で変わるので、本シミュレータを活用して検討を進めたい。

参考文献

- [1] W.F. Jones, J.H. Reed, J.L. Everman et al : "Next Generation PET Data Acquisition Architectures," IEEE Trans. Nucl. Sci., 44, pp.1202-1207, 1997.

第10章 画像再構成

山谷泰賀

放射線医学総合研究所・高度診断機能研究ステーション

東京工業大学・像情報工学研究施設

Image Reconstruction

T. Yamaya

National Institute of Radiological Sciences

Tokyo Institute of Technology

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[1]。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つ感度分布は、視野領域の端に位置するほど広がりをもつ(図1(a))。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実用化[2]することで、感度分布の広がりを抑制し、空間解像度の向上を目指している(図 1(b))。しかし、DOI 計測の分解能の制限や検出器対の不均一なサンプリングによって、DOI-PET 観測系は shift-variant な特性を持つ。よって、観測データが物体の線積分値で表されることを仮定している filtered backprojection (FBP)法では、次世代 PET 装置のもつ特性を十分に活かした画像再構成を行うことは困難であると考えられる。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一つとして、DOI-PET 観測系の感度分布関数を定義し、代数的な画像再構成手法[3]-[5]を適用する。代数的手法は、観測系の伝達特性に従った画像再構成を行うため、FBP 法と比べて、PET 画像の画質の向上が可能である[6][7]。そして、2 次元の DOI-PET 装置を仮定した計算機シミュレーションにおいて再構成像の画質評価を行い、観測系の正確なモデル化の効果および DOI 情報の付加による効果を評価する。さらに、DOI-PET 装置の設計において、検出素子の大きさ、層の数、検出器配列などを最適化する必要があることから、まず検出素子の厚さに注目し、検出素子の厚さが再構成像の空間解像度に与える影響を評価する。

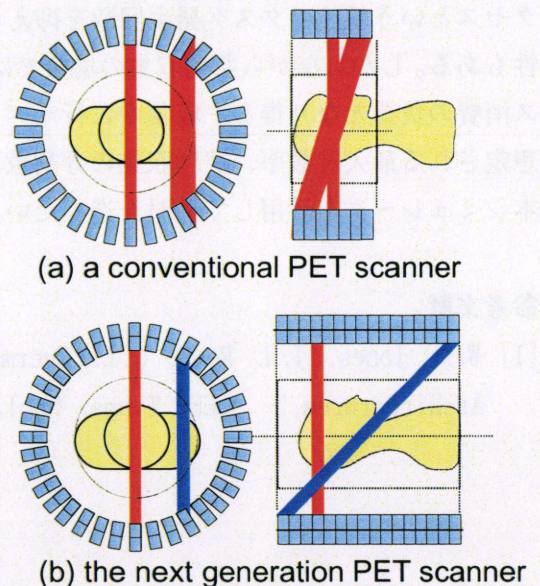


図1 (a)従来のPET装置と(b)次世代PET装置における検出器対の感度分布の違い。次世代PET装置では、DOI情報を付加することによって感度分布の広がりが抑制される。

2. 代数的な DOI-PET 画像再構成手法

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、 $h_{im,jn}(\mathbf{r})$ は対応する検出器対がもつ感度分布関数、 C は物体領域を表す。感度分布関数は、点 \mathbf{r} において生じた消滅 γ 線が検出器対 (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 γ 線の貫通を考慮した場合、次式で表される。

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

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

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

ここで、 $l_{im}(\Omega, \mathbf{r})$ は γ 線の飛行経路に沿った直線が検出素子 im を横切る長さ、また $\bar{l}_{im}(\Omega, \mathbf{r})$ 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、 μ は、511keV の γ 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。

ここでは、人体による γ 線の吸収は正確に補正されていることを仮定し、 γ 線の散乱は無視する。本研究では、観測データの集合 $\{g_{im,jn}\}$ から連続物体 $f(\mathbf{r})$ を逆推定する手法として、離散データからの一般的な逆推定手法として知られる generalized analytic reconstruction from discrete samples (GARDS) [5], [8]を用いた。

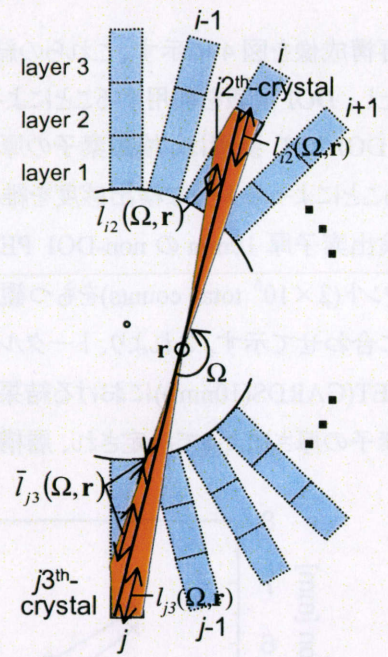


図2 DOI-PET 装置の感度分布関数。図は、3層の DOI-PET 装置において、点 \mathbf{r} から生じた消滅 γ 線が検出器対 (i, j) で検出される確率 $h_{i,j}(\mathbf{r})$ を求めるようすを示している。

3. 計算機シミュレーション(1)

提案手法の有効性および DOI 情報の効果を示すために、表1に示すような2層の動物用 2次元 DOI-PET 装置(検出素子厚 10mm+10mm)を仮定した計算機シミュレーションを行い、DOI情報を用いない場合(検出素子厚 20mm の non-DOI PET 装置)と比較した。観測データは(1)式に従って生成され、総カウント数に応じたポアソンノイズを加えた。観測データ数は、DOI-PET 装置では 20,736、non-DOI PET 装置では 5,184 である。まず、一様ファントム(2×10^6 total counts)および点線源ファントム(noise free)の観測データに対し FBP および代数的な画像再構成手法(GARDS)を適用し、FBP では ramp フィルタのカットオフ値、GARDS では疑似逆行列計算における正則化パラメータ値を調整して、一様領域の標準偏差(NSD)と空間解像度の関係を調査した結果を図 3(a)に示す。NSD 値は、ノイズの影響を表す指標であり、注目領域内における RI カウントの分散 σ^2 および平均値 m を用いて、 $NSD = |\sigma|/m$ で定義される。また、空間解像度は、中心および中心から 20mm, 40mm, 60mm 離れた点における radial および tangential 方向の半値幅を平均化して求めた。また、NSD 値一定(NSD=0.09)において、視野中心から外側に向かって radial 方向の空間解像度が変化する様子を図 3(b)に示す。また、このときの点線源ファントムの

表1 計算機シミュレーションで用いた動物用 PET 装置

crystal:	material	BGO
	size (face)	3.8 × 3.8 mm
	size (depth)	10 mm
	arrangement	(144 × 2 layers) / ring
ring diameter		φ 187 mm
FOV		φ 140 mm

観測データは(1)式に従って生成され、総カウント数に応じたポアソンノイズを加えた。観測データ数は、DOI-PET 装置では 20,736、non-DOI PET 装置では 5,184 である。まず、一様ファントム(2×10^6 total counts)および点線源ファントム(noise free)の観測データに対し FBP および代数的な画像再構成手法(GARDS)を適用し、FBP では ramp フィルタのカットオフ値、GARDS では疑似逆行列計算における正則化パラメータ値を調整して、一様領域の標準偏差(NSD)と空間解像度の関係を調査した結果を図 3(a)に示す。NSD 値は、ノイズの影響を表す指標であり、注目領域内における RI カウントの分散 σ^2 および平均値 m を用いて、 $NSD = |\sigma|/m$ で定義される。また、空間解像度は、中心および中心から 20mm, 40mm, 60mm 離れた点における radial および tangential 方向の半値幅を平均化して求めた。また、NSD 値一定(NSD=0.09)において、視野中心から外側に向かって radial 方向の空間解像度が変化する様子を図 3(b)に示す。また、このときの点線源ファントムの

再構成像を図 4 に示す。これらの結果から、観測系の正確なモデル化によって PET 画像の空間解像度が向上し、DOI 情報を利用することによってその一様性が向上することが分かる。

DOI-PET 装置は、検出素子の厚さを薄くすることによって分解能を向上し、かつ検出素子を多層に配置することによって十分な検出感度を維持する。ここでは DOI 情報のもつ幾何学的特性を明らかにするために、検出素子厚 10mm の non-DOI PET 装置を仮定し、2層の DOI-PET 装置(10mm+10mm)と等しいトータルカウント(2×10^6 total counts)をもつ観測データに GARDS を適用し、再構成像の画質を比較した結果を図 3(a) に合わせて示す。これより、トータルカウントが等しい場合、2 層の DOI-PET(GARDS(10+10mm))と non-DOI PET(GARDS(10mm))における結果に違いが見られないことから、DOI 情報のもつ幾何学的特性は主に検出素子の厚さによって決定され、層構造には依存しないことが分かる。

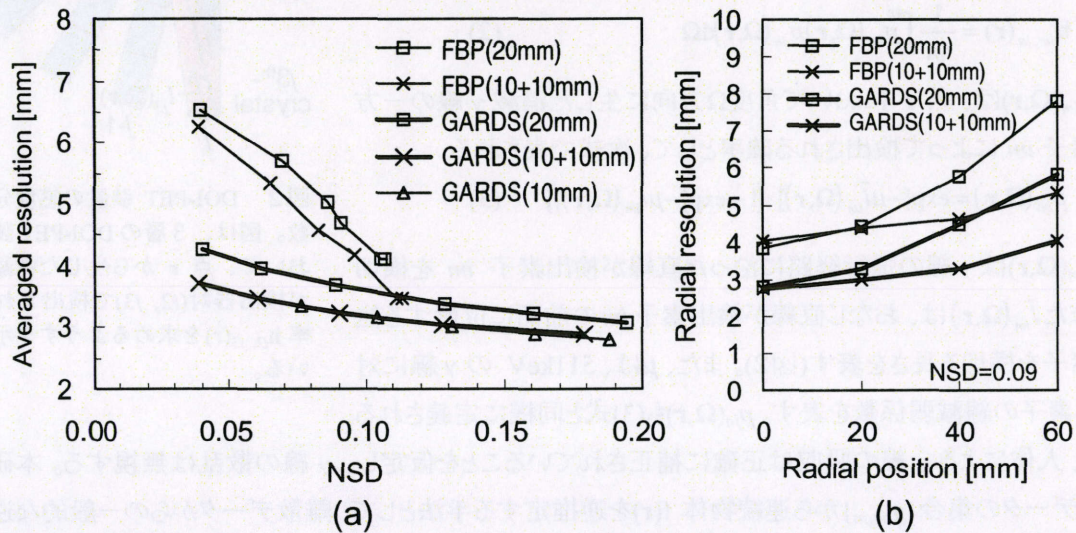


図 3 (a)一様領域の RI カウントの標準偏差(NSD)と空間解像度 (半値幅) の平均値の関係。DOI-PET 装置(検出素子厚 10mm+10mm)および non-DOI PET 装置(20mm)で得られる観測データに対して、FBP および代数的画像再構成手法(GARDS)を適用した。また GARDS(10mm)は、検出素子厚 10mm の non-DOI PET 装置を仮定し、DOI-PET 装置(10mm+10mm)と等しいトータルカウントをもつ観測データに GARDS を適用した結果を示す。(b)NSD 値一定(0.09)における radial 方向の空間解像度の変化。

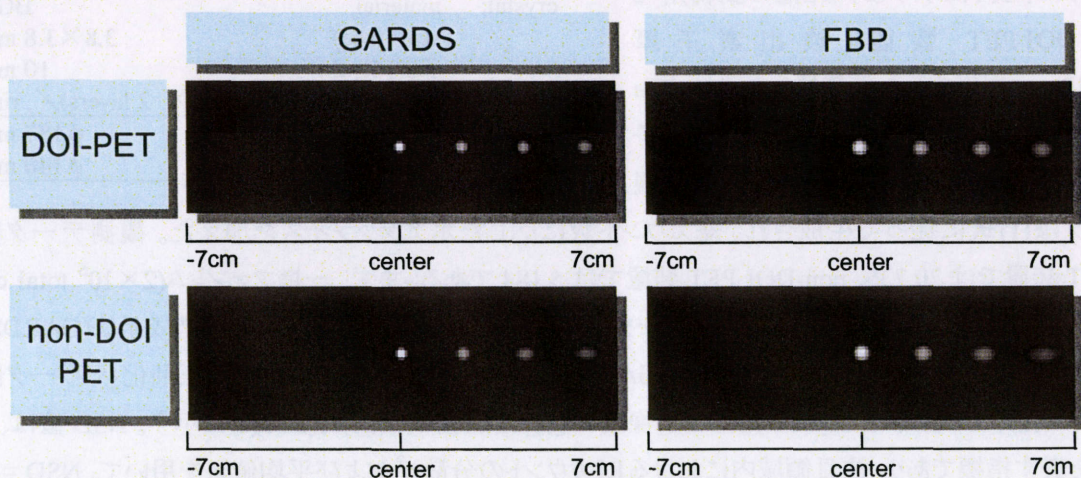


図 4 NSD 値一定(NSD=0.09)における点線源ファントムの再構成像の例。

4. 計算機シミュレーション(2)

DOI-PET 装置の設計において、装置の複雑化および観測データ数の増加を避けるために、検出素子の大きさ、層の数、検出器配列などを最適化する必要がある。ここでは、まず検出素子の厚さに注目し、代数的な PET 画像再構成手法を用いて、検出素子の厚さが再構成像の

空間解像度に与える影響を評価する。表2に示すような2次元の頭部用 PET 装置において、装置感度(トータルカウント)を一定にして検出素子の厚さを 30mm、15mm、10mm、7.5mm、5mm に変化させた計算機シミュレーションを行い、再構成像の画質を評価した。前節で示したように、DOI 情報のもつ幾何学的特性は主に検出素子の厚さによって決定されることから、これらはそれぞれ通常の PET 装置(30 mm×1 layer)および2層(15 mm×2 layers)、3層(10 mm×3 layers)、4層(7.5 mm×4 layers)、6層(5 mm×6 layers)の DOI-PET 装置に相当する。

まず、一様ファントム(2×10^6 total counts)および点線源ファントムの観測データに対し GARDS を適用し、疑似逆行列計算における正則化パラメータを調整して、一様領域の標準偏差(NSD)と空間解像度の関係を調査した結果を図 5(a)に示す。ここで、空間解像度は、中心および中心から 20mm、40mm、60mm、80mm、100mm、120mm、140mm 離れた点において、radial および tangential 方向の半値幅の平均値として求めた。また、NSD 値一定(NSD=0.20)において、radial および tangential 方向の空間解像度を比較した結果を図 5(b)に示す。このときの点線源ファントムの再構成像を図6に示す。これらの結果から、検出素子の厚さを薄くするに従い、radial 方向の空間解像度が向上し、視野領域における一様性が向上することが分かる。

検出感度を維持して検出素子を薄くするためには、DOI の層数を増加させる必要があるが、観測データの要素数(検出器対の総数)は DOI の層数の2乗に比例して増加する。よって、空間解像度の向上と観測データの要素数の増加のバランスから、検出素子厚を最適化する必要がある。そこで、NSD 一定(NSD=0.20)において、radial 方向の空間解像度(視野中心および中心から 60mm、120mm 離れた点)と観測データの要素数

表2 計算機シミュレーションで用いた頭部用 PET 装置

crystal:	material	BGO
	size (face)	3.8×3.8 mm
	size (depth)	30, 15, 10, 7.5, 5 mm (variable)
	arrangement	456/ ring
ring diameter		φ 600 mm
FOV		φ 300 mm

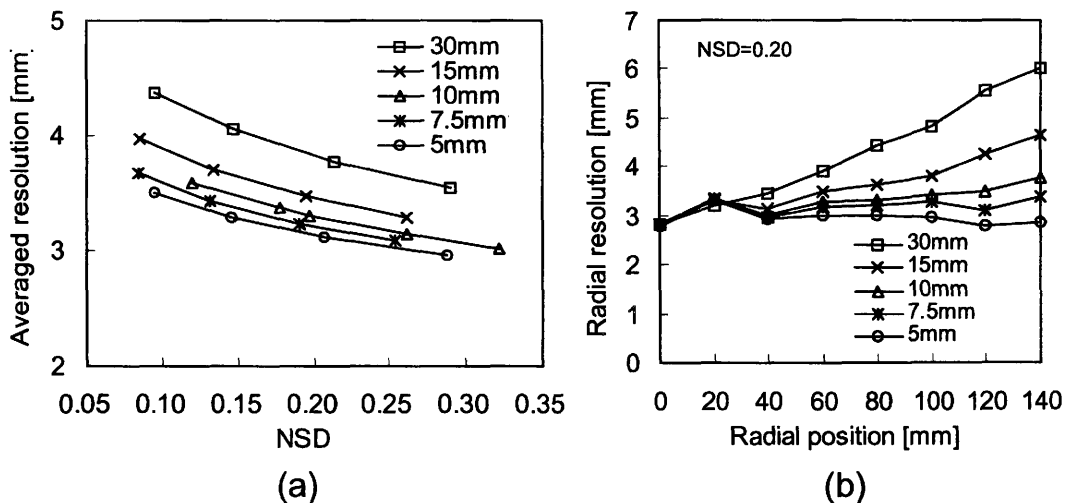


図5 (a)一様領域の RI カウントの標準偏差(NSD)と空間解像度(半値幅)の平均値の関係。装置感度(トータルカウント)を一定にして検出素子の厚さを 30mm、15mm、10mm、7.5mm、5mm に変化させた計算機シミュレーションを行い、代数的な画像再構成手法(GARDS)を適用した。(b)NSD 値一定(0.20)における radial 方向の空間解像度の変化。

を、検出素子厚を変化させて調べた結果を図7に示す。検出素子厚を10mmあるいは7.5mm以下に薄くした場合、観測データの要素数の増加に比べて空間解像度の向上がみられないことから、本シミュレーションで仮定した装置における検出素子厚の最適値は、10mmあるいは7.5mm程度であると言える。

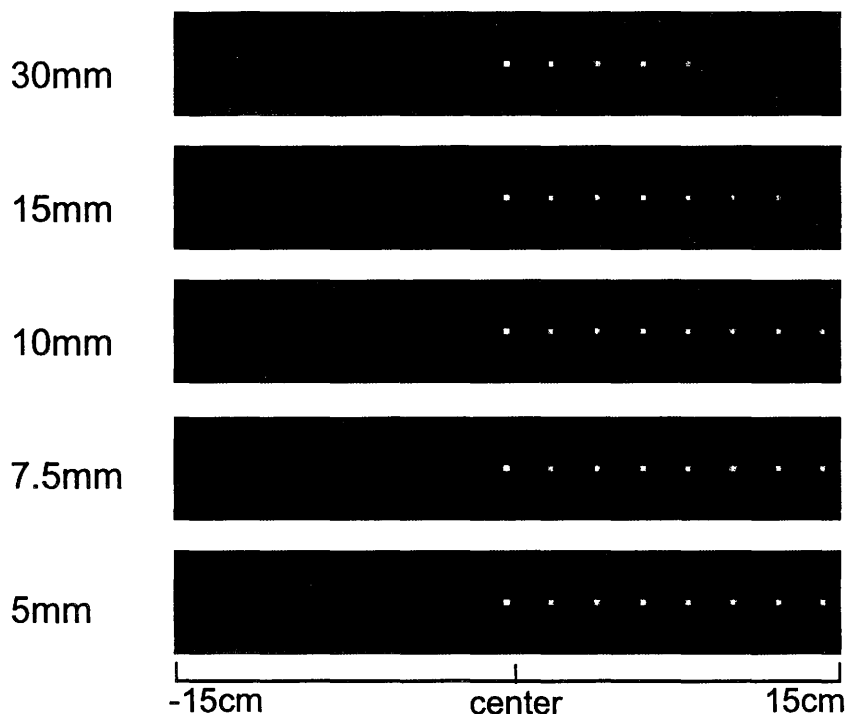


図6 NSD値一定(NSD=0.20)における点線源ファントムの再構成像の例。

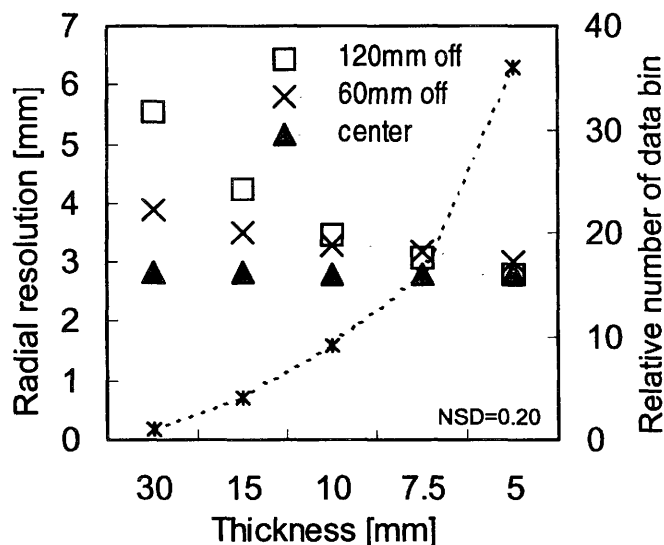


図7 検出素子厚の変化に対する、radial方向の空間解像度(視野中心および中心から60mm、120mm離れた点)の向上(左目盛り)および観測データの要素数の増加(右目盛り)。観測データの要素数は、検出素子厚30mm(non-DOI PET装置に相当)における値を1として規格化している。

5. まとめ

本研究では、次世代 PET 装置に適した画像再構成手法として、DOI-PET 観測系を正確にモデル化し、代数的な画像再構成手法を適用した。そして、計算機シミュレーションを行い、観測系の正確なモデル化によって再構成像の画質が向上することを示した。また、代数的手法は観測系の伝達特性に従った画像再構成を行うことから、異なる装置条件で生成したシミュレーションデータに本手法を適用することで、DOI 情報の効果を示し、また検出素子厚の最適化を行った。

次世代 PET 装置は、DOI 情報の取得に加えて、体軸方向視野の拡大によって検出器対の総数は膨大になるため、本手法を大規模な観測系へ適用するためには、観測データの冗長性を抑制する並び替え手法を開発して計算コストを削減する必要がある。また、検出器対の総数に対して実際に得られるカウント数は限定されることから、従来のヒストグラムデータ(サイノグラム)ではなく、リストモードデータからの画像再構成手法も検討する必要がある。さらに今後は、検出器のブロック構造や検出素子内散乱などの特性を考慮して観測モデルの精度を高めると共に、3次元計測へ拡張し、検出素子の大きさや検出器配置の最適化を行う。また、感度向上に伴う散乱線の増加、深さ方向の検出素子感度のばらつきなどの問題から、感度補正、吸収・散乱補正も重要な課題となる。

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 44, 2000. (<http://www.nirs.go.jp/>)
- [2] Murayama H., Ishibashi H., Uchida H., Omura T., Yamashita T.: Depth encoding multicrystal detectors for PET. IEEE Trans. Nucl. Sci., 45, pp. 1152-1157, 1998.
- [3] Gordon R., Bender R., Herman G. T.: Algebraic reconstruction techniques (ART) for three-dimensional electron microscopy and X-ray photography. J. Theoret. Biol., 29, pp. 471-482, 1970.
- [4] Buonocore M. H., Brody W. R., Macovski A.: A natural pixel decomposition for two-dimensional image reconstruction. IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-28, pp.69-78, 1981.
- [5] Ohyama N., Barrett H. H.: A proposal of GARDS. Signal Recovery and Synthesis IV, pp. 105-107, 1992.
- [6] Yamaya T., Obi T., Yamaguchi M., Kita K., Ohyama N., Murayama H.: Algebraic PET image reconstruction with pre-computed reconstruction operators using subsets of sensitivity functions. IEEE Trans. Nucl. Sci., 47, pp. 1670-1675, 2000.
- [7] Yamaya T., Obi T., Yamaguchi M., Ohyama N.: High-resolution image reconstruction method for time-of-flight positron emission tomography. Phys. Med. Biol. 45, pp. 3125-3134, 2000.
- [8] Yamaya T., Obi T., Yamaguchi M., Ohyama N.: An acceleration algorithm for image reconstruction based on continuous-discrete mapping model. Optical Review, 7, pp. 164-169, 2000.

第11章 計算機シミュレーションによる 次世代PET装置の性能予測

北村圭司

㈱島津製作所・医用機器事業部技術部

A Monte Carlo Simulator for Next Generation PET Scanners

K. Kitamura

Medical Systems Division, Shimadzu Corporation

1. はじめに

PET装置の性能指標として、空間分解能、感度、散乱フラクション、計数率特性(偶発同時計数、真の同時計数)、次式で定義される雑音等価計数率(Noise Equivalent Count rate: NEC)が一般的に用いられている。

$$NEC = T / (1 + S/T + 2fR/T)$$

ここで、Tは真の同時計数、Sは散乱同時計数、Rは偶発同時計数、fは線源が視野内に占める割合である。また、感度は低線源濃度での真の同時計数率/線源濃度で定義される。すなわち、空間分解能以外の性能は、ファントムの線源濃度を变化させたときの装置の計数率をシミュレーションによって計算することで、予測できる。

そこで今回、次世代PET装置を対象としたシミュレータを開発し、装置の設計パラメータと計数率との関係について簡単な考察を行なったので報告する。

2. PET装置シミュレータの概要

今回開発したPET装置シミュレータの構成を図1に示す。これらは次節に示す5つの独立したプログラムで構成され、各プログラムの計算結果は中間ファイルとして保存される。したがってPET装置の設計パラメータを変更した場合でも、すべての計算をやり直す必要がなく、全体の計算時間を短縮することができる。

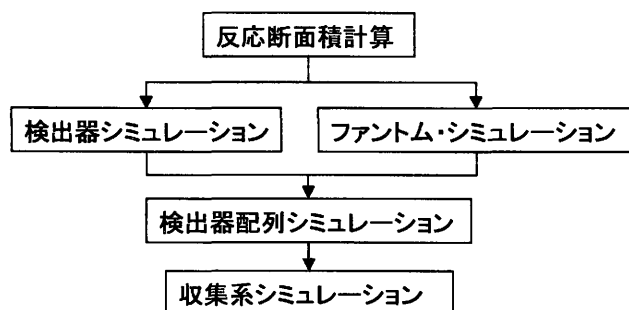


図1. PET装置シミュレータの構成

最初の3つのプログラムについては、物質内でのガンマ線の反応に関する計算がメインであるので、高エネルギー物理学の分野で広く利用されているEGS4(Electron Gamma Shower code version 4)を活用した。EGS4は、Mortranと呼ばれるFortranの拡張言語を用いることで、その機能を自由に拡張し、様々なアプリケーションに適用することができる。

3. 各シミュレーションプログラムの概要

(1) ガンマ線の反応断面積の計算

シンチレータやファントムの物質情報にもとづいて、各エネルギーのガンマ線での反応断面積を計算する。EGS4 のプリプロセッサである PEGS(Preprocessor of EGS)を利用する。

(2) ファントム・シミュレーション

EGS4で消滅ガンマ線が発生させ、ファントム内でのガンマ線の反応(Compton 散乱、光電効果)を計算する。ファントム外に出たガンマ線の位置、方向、エネルギー、散乱の有無を記録する。ファントムの形状は EGS4 の拡張コードとして記述する。

(3) 検出器シミュレーション

材質とサイズが与えられたシンチレータブロックに、エネルギーと入射角度が異なるガンマ線を入射し、シンチレータ内で反応する確率を計算する。この際、ガンマ線がブロック内で失ったエネルギーに応じてイベント数を記録する。

(4) 検出器配列シミュレーション

ファントム・シミュレーションの結果得られたガンマ線が、どの位置のシンチレータブロックにどのような角度で入射するかを計算し、検出器シミュレーションで得られた結果をもとに、検出されるガンマ線の数と計測する。その際、消滅ガンマ線対であるかどうかによって真の同時計数(true)かシングル計数かを判定し、散乱の有無によって散乱同時計数(scatter)も弁別する。ある検出器対 ij の偶発同時計数(random) R_{ij} は、各検出器に検出されたシングル計数の総数(N_i)と設定したタイムウィンドウ(2τ)から、 $R_{ij} = 2\tau N_i N_j$ で計算する。

(5) 収集系シミュレーション

各検出器ブロックごとの計数をもとに、収集系回路での数え落としを計算する。各処理段階ごとに不感時間を設定し、処理すべきイベント数に応じて次の処理に送られるイベント数を決定する。

4. シミュレーション・パラメータ

シンチレータの材質から吸収係数 μ を計算し、エネルギー E での吸収係数を $\mu(E/0.511)^n$ で近似して、 n をエネルギー依存パラメータとして定義する。また、エネルギー分解能とエネルギーウィンドウを設定する。

検出器配列は各モジュールのサイズとリング径・リング長から決められる。パッキングフラクションは検出器モジュール間のすき間を考慮した円周方向に占める検出器の割合、検出器フラクションは反射材の厚みを考慮したブロックに占めるシンチレータの面積比を表す。また、開口トンネル・カバーと検出器ケースによる吸収の効果も概算で考慮する。ただし、今回は 3D-PET の性能予測が目的であるため、スライスシールドについては考慮していない。

検出器からの信号は、フロントエンド、グルーピング、コインシデンス、エンコードの各回路を通過して、収集メモリに出力されるとした。フロントエンド回路は検出器ブロックごとにパルス積分で位置とエネルギーを決定し、エネルギーウィンドウによって信号を弁別した後、1回路ごとに1つの信号を出力する。グルーピング回路ではフロントエンド回路の出力をバケットにグループ化し、コインシデンス回路でバケットの組み合わせに応じて設定したタイムウィンドウで同時計数処理する。エンコード回路はコインシデンス回路の出力を収集メモリシステムに転送する。これら回路の処理時間は主としてパルスの幅で決まるとし、計数損失の計算の際には、フロントエンド回路のパルス信号はまひ型として計算し、他は非まひ型であると仮定した。

表1に今回仮定した次世代 PET 装置のパラメータを示す。

表1. 次世代 PET 装置のパラメータ(仮定)

項目	数値	項目	数値
シンチレータ	GSO	シンチレータブロック断面	48x48mm
シンチレータブロック厚	30mm	シンチレータ吸収係数(1/cm)	0.71
吸収係数エネルギー依存係数	-1.28	エネルギー分解能	20%
エネルギーウィンドウ(下限)	350keV	エネルギーウィンドウ(上限)	650keV
検出器径	60cm	検出器長(体軸方向)	40cm
パッキングフラクション	0.97	検出器フラクション	0.93
検出器カバーの吸収効果	0.92	円周方向ブロック数	38
リングブロック数	8	フロントエンド回路数	38
ゲルヒング回路数	19	バケット数	19
同時計数から除くバケット数	7	コインシデンス回路数	114
エンコード回路数	1	パルス積分処理時間	200ns
ゲルヒング処理時間	50ns	コインシデンス処理時間	50ns
タイムウィンドウ	10ns	エンコード処理時間	50ns

今回は、均一な放射能濃度の円筒ファントムのみを使って計数率を計算した。ファントムは、図2のように、体軸方向と断面内の中心が円筒検出器の中心と常に一致するように配置した。

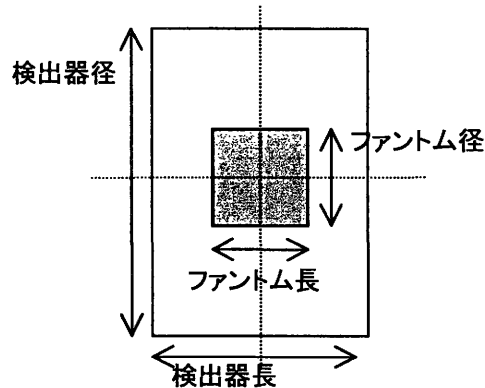


図2. 円筒型検出器と円筒ファントムの配置

5. シミュレーション結果

標準ファントム(φ20cmx20cm)で計算した次世代 PET の性能を既存の PET 装置と比較して表2に示す。

表2. 既存の PET 装置との性能比較 (既存装置の性能は文献値)

	Scintillator/ Thickness (mm)	AFOV (cm)	Sensitivity (cps/Bq/ml)	Max NEC (kcps) at kBq/ml	SF(%)
ECAT HR+	BGO / 30	15.5	31	110 at 24	37
ECAT 3D	BGO / 30	23.4	69	200 at 10	42
ECAT HRRT	LSO / 15	25.2	28	250 at 40	40
次世代 PET	GSO / 30	40.0	240	550 at 12	42

また図2には装置の計数率特性を示す。これらの結果から、次世代 PET 装置は非常に高い感度と高い NEC を達成できる可能性があることが分かる。散乱フラクションも比較的少なく、GSO シンチレータの特性が生かされていると考えられる。ただし、最大 NEC に達する放射濃度は比較的低いいため、低投与量の検査により適していることが示唆される。

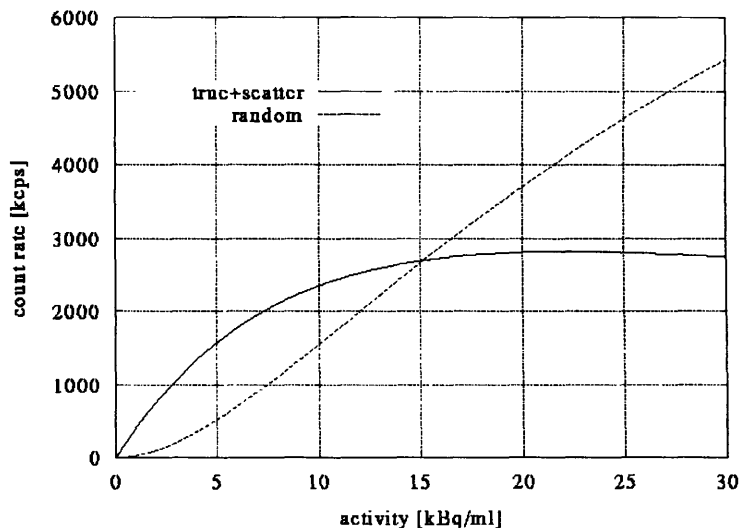


図3. ϕ 20cmx20cm ファントムによる次世代 PET の計数率特性

図4にファントムの長さを変えた場合の NEC の違いを示した。ファントムの長さが長くなるほど、最大 NEC 値とそのときの放射能濃度値のいずれもが急速に小さくなることが分かる。このことから、仮定した次世代 PET 装置は頭部の検査に適しており、その際にも視野外からの散乱同時計数や偶発同時計数をできるだけ少なくする措置が必要であることが示唆される。

図5には、ファントムを標準ファントムに固定し、検出器長とリングブロック数を変更した場合の計算結果を示した。リングブロックを増やして体軸方向視野を長くすると、最大 NEC は向上するが、ダイナミックレンジが小さくなることが分かる。また、30cm 長と 40cm 長の違いはそれほど大きくなく、GSO の時間分解能を生かさなければ、検出器長を 40cm にする利点は少なくなると予想される。

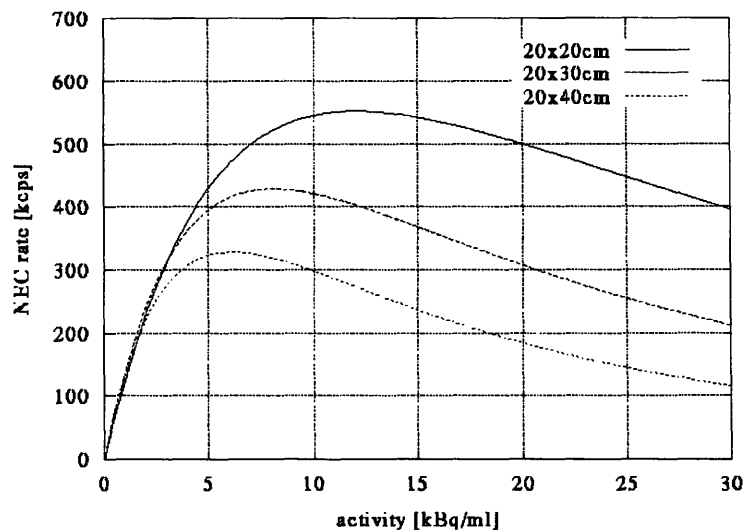


図4. ファントム長を変えた場合の NEC の違い

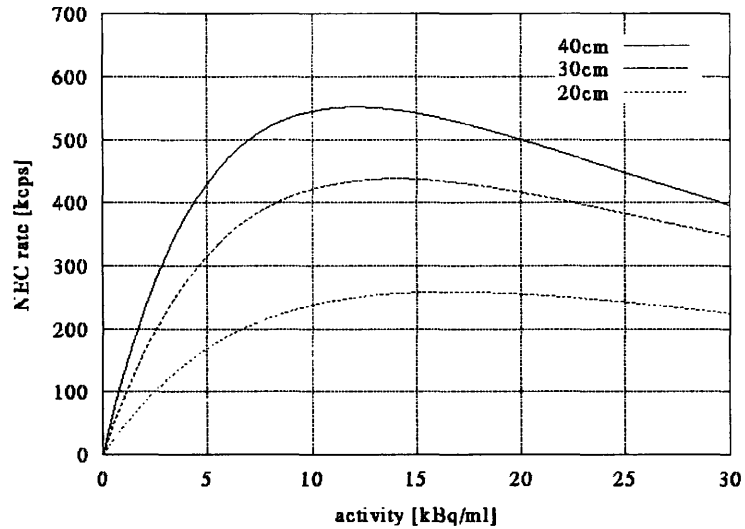


図5. 検出器長(axial FOV)を変えた場合の NEC の違い

図6には、収集回路のパラメータを以下のように変えた場合の性能の違いを示した。

- タイムウィンドウ: 10ns → 6ns
- エンコーダ処理時間: 50ns(20MHz) → 20ns(50MHz)
- パルス積分時間: 200ns → 100ns

この結果から、タイムウィンドウが計数率に与える影響がもっとも大きいことが分かる。またエンコーダの影響も比較的大きく、データの並列読み出しも計数率向上に有効であることが示唆される。

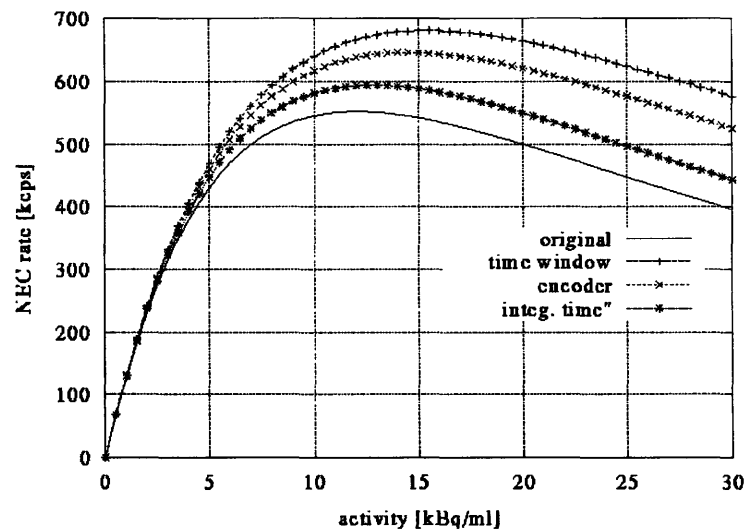


図6. 収集回路パラメータを変えた場合の NEC の違い

6. まとめ

EGS4 モンテカルロシミュレーションを応用した PET 装置シミュレータを開発し、次世代 PET 装置の性能予測を行なった。これにより装置の計数率特性が明らかになり、装置の設計指針を与えることが可能であると考えられた。今後は、より現実的なファントムで計算を行ない、臨床応用に求められる装置の仕様を検討する材料にしていきたい。

参考文献

- [1] H.Hirayama, How to use Morfran 3, KEK International 92-8, June 1992
- [2] Y.Namito, How to use PEGS4, KEK International 97-6, July 1997
- [3] Y.Namito et al, Installation of EGS4, KEK International 97-7, July 1997
- [4] H.Hirayama, How to code geometry of EGS4, KEK International 97-9, July 1997
- [5] Y.Narita et al, Simulation of Compton Scatter in 3-Dimensional PET, Proceedings of the First International Workshop on EGS4, KEK proceedings 97-16, pp.174-180,1997
- [6] C.J.Thompson et al, PETSIM: Monte Carlo simulation of all sensitivity and resolution parameters of cylindrical positron imaging systems, Phys.Med.Biol., vol.37, No.3, pp.731-749, 1992
- [7] C.W.Stearns et al, NECR analysis of 3D brain PET scanner designs, IEEE Trans.Nucl.Sci., vol.42, No.4, 1075-1079, 1995
- [8] C.Moisan, A count rate model for PET and its Application to an LSO HR PLUS scanner, IEEE Trans.Nucl.Sci., vol.44, No.3, pp.1219-1224, 1997
- [9] R. Badawi, et al, The Effect of Camera Geometry on Singles Flux, Scatter Fraction and Trues and Randoms Sensitivity for Cylindrical 3D PET - Simulation Study, IEEE MIC Conference Record, 1999

第 1 2 章 視野外放射能と散乱線

長谷川智之

北里大学 医療衛生学部

Out-of-FOV Radioactivity

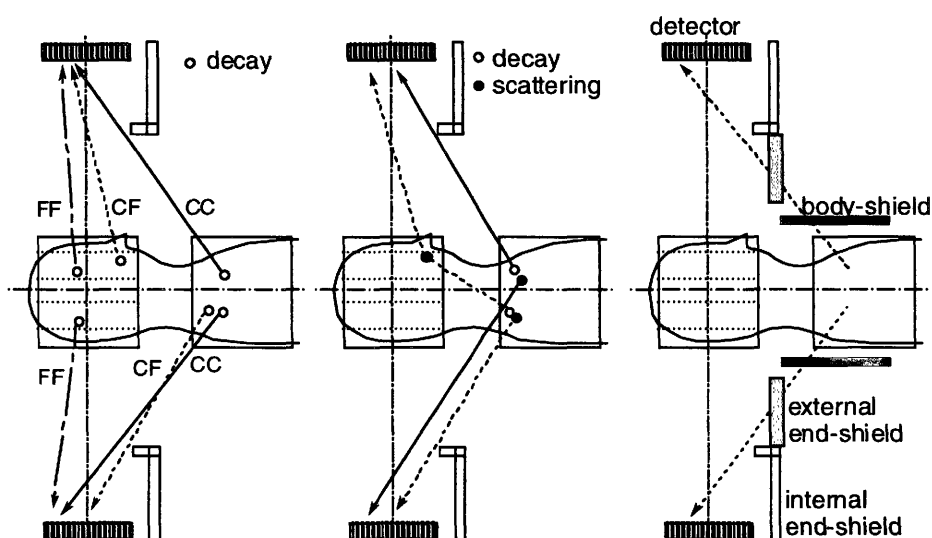
T. Hasegawa

School of Allied Health Sciences, Kitasato University

1. はじめに

PET装置は近年、3次元モードや検出器受容立体角(幾何学的効率)の拡大などによりその感度を飛躍的に向上させてきた。3次元モードでは、セプタを使用しないため散乱フラクションが35~40%以上と、従来の2次元モードの場合の3倍近くにまで増大してしまう。それと同時に、PET装置視野外の放射能の影響を受けやすい事も問題となっている[1-6]。

視野外放射能により反対方向に放出されたガンマ線ペアが、その一方、あるいは両方が体内での散乱を経て検出器リングに同時計測される場合、視野内からの正常なガンマ線信号と区別がつかない。現在、広く普及し市販のPET装置に標準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を想定していないため、結果として定量測定制度が悪化する可能性がある。また、視野外放射能からのガンマ線の一方が偶発的に別の崩壊に伴うガンマ線の一方と同時計測される可能性もある。特に、視野外に分布する放射能値が高い場合には、偶発同時計数率が増加し、結果としてランダム補正に伴う統計雑音を増大させることとなる。頭部スキャン時に胸部が視野外に位置する場合を想定し、以上の状況を下図に示した。本章では、視野外放射能と散乱線について次世代PET装置の開発という観点から考察する。また、そのために重要な役割を果たすモンテカルロ・シミュレーションについても概説する。



2. GEANTを用いたPET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[7]。PETやSPECTのシミュレーションを目的として作られた専用プログラムもあれば、それに限らず素粒子相互作用全般をシミュレーションする目的で開発された汎用プログラムもある。前者の中でも特にSIMSET[8]は様々な分散減少化 (variance reduction) の手法[9,10]により計算効率がけた違いに高いという長所を有する。しかし、PETについてはごく基本的なリング形状の装置にしか適用できず、検出器散乱を無視しているという制限があった。後者としてはEGS4[10]やGEANT[11]などが普及しており、これらは任意の複雑な検出器系にも原理的には対応できる。EGS4は特に低エネルギーの光子反応について定評がある。GEANTには、計算結果を表示・解析するユーティリティーが整備されており、その点ではエンドユーザーのプログラミング負担が小さいというのがその利点として挙げられる。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。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をも比較的容易に組み込むことが可能である。検出器やセプタなどのシールド類による散乱も考慮されている。DOI (Depth-of-interaction) 検出器についても、検出器ブロックの位置デコーディング用サブルーチンをコンパイル時にリンクすることで可能となる。ただし、計算時間の観点から、検出器結晶内の光学的モンテカルロ・シミュレーションまでは組み込む予定はない。偶発同時計数の考察のために同時計数事象とともにシングル計数事象もシミュレーション結果として出力される。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。詳細は原著論文として投稿する予定である。

3. シールド機器

視野外放射能に起因するガンマ線をセプタの助けを借りずに遮蔽する目的で考えられたのがエンドシールドやボディーシールドである[13-17]。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る。一方、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。本グループではこれまで既存の市販PET装置、ECAT EXACT HR+(CTI/Sidemen's, 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について計数率特性に対する効果をファントム実験により評価した[16]。また、モンテカルロ・シミュレーション計算により実験結果を分析した。その結果、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であることがわかった。また、厚さに関しては10mm程度以上に増やしてもあまり効果はないことが確認された。遮蔽効果を高めるにはシールド面積を大きくするのが有効であるが、面積増加に伴いシールド自体による散乱線も増加してしまう。特に、厚さの薄く面積の大きいボディーシールドの場合にはシールド自体による散乱線の増加に注意を払う必要があることがわかった。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。それと比較すれば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。被験者への負担が少ないような固定方法を工夫し、シールド厚を薄くし過ぎず設置位置を調整することでその有効性を高めることができるはずである。

現在、ボディースールドに関してもエンドシールドと同様な検討を予定している。

4. 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[18]。それらの中でも仮定したモデルに基づき測定したエミッションデータを用いて散乱成分を見積もる手法[19-21]、特にSSS法[22-26]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[27]などが、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適切に対応できないと考えられている。よって、視野外放射能の影響を受け安い高感度の次世代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法が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る[28-30]。また、複数のエネルギーウインドウを設定せずに特殊なセプタを設置することで散乱線成分を実測データから推測するという手法も提案されている。部分回転セプタを用いた手法は[31]、2次元モードデータと3次元モードデータを引き算して散乱補正を行うという手法[32]を、回転する部分セプタにより2次元データと3次元データを同時に取得できるように発展させたものである。この手法では、さらに散乱成分は主として低周波の成分であるということを用いて、高周波成分と低周波成分に対して別々の補正処理を行うことが提案されている。租セプタ法[33]は、検出器ブロック毎に長めのセプタを設置し、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ようという手法である。これらの手法が次世代PET装置に適しているかどうかは、既存の装置を用いたファントム実験やモンテカルロ・シミュレーション計算による詳細な分析を要するこれからの重要な検討事項である。

5. まとめ

以上に示したように、次世代PET装置を検討する上でシミュレーションは不可欠ともいえる役割を担う。特にモンテカルロ・シミュレーションは、解析的なシミュレーションに比べ、複雑に関連する要素を正確に組み込みそれらを総合的に評価するのに適した手法である。幾何学的効率を高めることを目指し検出器配置を大きく変化させた場合に視野外放射能の影響も含めて散乱線の特性がどうなるか、その補正法をどうしたら良いか、感度をできるだけ犠牲にせずに不要なガンマ成分を減少させる有効な手段はないか、とにかく、どのような装置にすれば最終的に良い測定を実現できるかを検討する上で、装置がこれまでにない新しいものであればある程にモンテカルロ・シミュレーションによる検討の重要性が増す。

6. 謝辞

本研究は文部省科学研究費(課題番号 10770453、12770504 及び 12470191)、北里学園奨励研究費(平成11及び12年度)、北里大学医療衛生学部特別研究費(課題番号 SAHS-B033-1997、SAHS-B065-1998、SAHS-B236-1999、SAHS-B234-2000)の援助のもとに行われた。

参考文献

- [1] 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.
- [2] 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.
- [3] 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.
- [4] 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.
- [5] 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.
- [6] 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.
- [7] H.Zaidi, "Relevance of accurate Monte Carlo modeling in nuclear medical imaging", Med. Phys., vol. 26(4), 1999, pp. 574-608.
- [8] 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.
- [9] D.R.Haynor, R.L.Harrison, T.K.Lewellen and A.N.Bice, "Improving the efficiency of emission tomography simulations using variance reduction techniques", IEEE Trans. Nucl. Sci., 37(2), 1990, pp. 749-753.
- [10] D.R.Haynor, R.L.Harrison and T.K.Lewellen, "The use of importance sampling techniques to improve the efficiency of photon tracking in emission tomography simulations", Med. Phys. 18(5), 1991, pp. 990-1001.
- [11] W.R.Nelson, H.Hirayama, D.W.O.Rogers, "The EGS4 code system", SLAC-256, Stanford Linear Accelerator Center, Stanford, CA, 1985.
- [12] 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.
- [13] 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).
- [14] 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.
- [15] R.Laforest, P.D.Cutler, and M.E.Daube-Witherspoon, "Extra Shielding for Improved Signal-to-Noise In 3D Whole-Body PET", Proceedings of 1999 IEEE MIC, October 1999, Seattle, Washington, USA.

- [16] 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.
- [17] C.J.Thompson, S.Kecani, and S.Boelen, "Evaluation of a Neck-Shield for Use During Neurological Studies with a Whole-Body PET Scanner", *Proceedings of 2000 IEEE MIC*, November 2000, Lyon, France.
- [18] 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.
- [19] J.M.Ollinger, "Model-based scatter correction for fully 3D PET", *Phys. Med. Biol.*, 41, 1996, pp. 153-176.
- [20] 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.
- [21] 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.
- [22] 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.
- [23] C.C.Watson, "New Faster, Image-Based Scatter Correction for 3D PET", *Proceedings of 1999 IEEE MIC*, October 1999, Seattle, Washington, USA.
- [24] 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.
- [25] 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.
- [26] C.Michel, 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.
- [27] 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.
- [28] 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.
- [29] 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.
- [30] H.Zaidi, "Comparative evaluation of scatter correction techniques in 3D positron emission tomography", *Eur. J. Nucl. Med.*, vol. 27(12), 2000, pp.1813-1825.
- [31] 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
- [32] 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.
- [33] E.Tanaka, T.Yamashita, et al., (private communication).

研究発表リスト

原著論文

1. 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. Hasegawa, T., Michel, C., Kawashima, K., Murayama, H., Nakajima, T., Matsuura, H., Wada, Y.: A study of external end-shields for PET. IEEE Trans. Nucl. Sci., 47, 1099-1103, 2000.
3. Yamaya, T., Obi, T., Yamaguchi, M., Kita, K., Ohyama, N., Murayama, H.: Algebraic PET reconstruction with pre-computed reconstruction operators using subsets of sensitivity functions. IEEE Trans. Nucl. Sci., 47, 1670-1675, 2000.
4. Tanaka, E., Hasegawa, T., Yamashita, T., Okada, H., Murayama, H.: A 2D/3D hybrid PET scanner with rotating partial slice-septa and its quantitative procedures. Phys. Med. Biol., 45, 2821-2841, 2000.
5. Yamamoto, S., Matsuda, T., Kanno, I.: Development of a DSP-based real-time position calculation circuit for a beta camera. Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res. A, 441, 359-365, 2000.
6. 山本誠一: パーソナルコンピュータを用いた PET 用検出器評価システムの開発. RADIOISOTOPES, 49(10), 487-493, 2000.
7. Obi, T., Matej, S., Lewitt, R.M., T. Herman, G.T. : 2.5D Simultaneous Multislice Reconstruction by Series Expansion Methods from Fourier-Rebinned PET Data ; IEEE trans. on Medical Imaging, 19[5], 474~484, 2000.
8. Kitamura, K., Iida, H., Shidahara, M., Miura, S., Kanno, I. : Noise Reduction in PET Attenuation Correction Using Non-linear Gaussian Filters. IEEE Trans Nucl Sci, vol.47, no.3, 994-999, 2000

プロシーディング

1. 村山秀雄,石橋浩之,内田博,大村知秀,山下貴司:次世代PETを目指した3次元放射線位置検出器. 研究会「放射線検出器とその応用」(第14回)要旨論文集, 19-20,2000.
2. 高木一也、羽石秀昭、三宅洋一、村山秀雄:DOI-PET の画像再構成シミュレーション (I) - DOI 情報の有用性の確認-. 第 47 回応用物理学関係連合講演会講演予稿集第3分冊, p.1031, 2000.
3. 村山秀雄,石橋浩之,内田博,大村知秀,山下貴司:位置感応光電子増倍管を適用したポジロンCT用3次元入射位置検出器. 第 47 回応用物理学関係連合講演会講演予稿集第1分冊, p.100, 2000.
4. 長谷川智之,山谷泰賀,小尾高史,村山秀雄:陽電子ホールボディカウンター. 医学物理, 20 卷 Sup. 2, p. 87-88, 2000.
5. 高木一也、羽石秀昭、三宅洋一、村山秀雄:DOI情報を用いたPET画像再構成の計算機シミュレーション. 日本医用画像工学会 (Med. Imag. Tech.), 18, p.561-562, 2000.
6. 山谷泰賀, 小尾高史, 山口雅浩喜多紘一, 大山永昭, 村山秀雄:代数的手法に基づく高速な PET 画像再構成手法の臨床機を用いた評価. 日本医用画像工学会 (Med. Imag. Tech.), 18, p.547-548,

2000.

7. 山谷泰賀,小尾高史,山口雅浩,喜多絃一,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 PET 画像再構成. Optics Japan 2000, , p., 2000.
8. 村山秀雄,山谷泰賀,小尾高史,長谷川智之,羽石秀昭:次世代PET装置の概念設計における検出器形状と立体計測の考察. 医学物理, 20 卷 Sup. 4, p. 296-299, 2000.
9. 羽石秀昭,高木一也,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. 医学物理, 20 卷 Sup. 4, p. 300-303, 2000.
10. 山谷泰賀,小尾高史,山口雅浩,喜多絃一,大山永昭,長谷川智之,羽石秀昭,村山秀雄. 医学物理, 20 卷 Sup. 4, p. 304-307, 2000.
11. 長谷川智之,C. Michel,川島勝弘,村山秀雄,中島恭彦,松浦元,和田康弘:3次元モードPET測定における視野外放射能の遮蔽. 医学物理,, 20 卷 Sup. 4, p. 308-311, 2000.
12. 村山秀雄,山谷泰賀,小尾高史,長谷川智之,羽石秀昭:次世代PET装置の検討(1)概念設計. 核医学, 37 卷 5 号, p. 583, 2000.
13. 羽石秀昭,山谷泰賀,村山秀雄,小尾高史,長谷川智之,:次世代PET装置の検討(2)DOI 検出器. 核医学, 37 卷 5 号, p. 583, 2000.
14. 小尾高史,村山秀雄,山谷泰賀,羽石秀昭,長谷川智之:次世代PET装置の検討(3)リストモード収集. 核医学, 37 卷 5 号, p. 583, 2000.
15. 長谷川智之,村山秀雄,山谷泰賀,羽石秀昭,小尾高史:次世代PET装置の検討(4)装置物理特性. 核医学, 37 卷 5 号, p. 583, 2000.
16. 山谷泰賀,村山秀雄,小尾高史,長谷川智之,羽石秀昭:次世代PET装置の検討(5)概念設計. 核医学, 37 卷 5 号, p. 583, 2000.
17. Hideo Murayama : A detector unit for PET in next generation. Intern. Sympo. on Medical Imaging at NIRS, 2000 A New Horizon for Molecular Imaging, Chiba, Nov. 16-18, 2000.
18. Takashi OBI, Makoto OKU, Taiga YAMAYA, Hinako TOYAMA, Masahiro YAMAGUCHI, Nagaaki OHYAMA : Fast Determination Method of Cerebral Metabolic Rate Images of Glucose Using Dynamic PET Data ; IEEE Nucl. Sci. Sym. and Med. Imag. Conf. in Lyon France, IEEE84 CD-ROM, 2000.
19. 奥信人、山谷泰賀、小尾高史、山口雅浩、大山永昭、外山比南子： FDG 動態機能解析における PET 投影データからの高速な機能画像推定手法の開発； MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, 18, [4], 559～560, 2000.
20. K. Kitamura, S. Kuwamura, M. Shidahara, H. Iida, S. Miura and I. Kanno, "IMPACT OF EDGE-PRESERVED NON-LINEAR GAUSSIAN SMOOTHING FOR ATTENUATION CORRECTION IN PET," Journal of Nuclear Medicine, vol.41, no.5, 197P, 2000.
21. 北村圭司、桑村進、飯田秀博、茨木正信、三浦修一、菅野巖:PET の吸収補正ノイズ除去における非線形フィルタのパラメータ最適化. 核医学, 37 卷 5 号, 2000.
22. 北村圭司、田中和己、佐藤友彦: FORE を用いた3次元連続全身収集モードによる全身 PET 検査の画質改善と効率化. 核医学, 37 卷 5 号, 2000.

総説,その他

1. 村山秀雄:PETの放射線検出系, Med. Imag. Tech., 18(1), 15-23 , 2000.
2. 村山秀雄:立体計測型ポジロン断層撮像法における画像再構成, 光学, 29(6), 366-371 , 2000.
3. 小尾高史: 最尤推定-期待値最大化法を用いた単一光子放射型CTの画像再構成, 光学, 29[6], 378~379, 2000.
4. 小尾高史: 時間情報を用いた3次元PET画像再構成手法の開発, INNERVISION, 15[8], 74, 2000.

特別講演

1. 村山秀雄:IEEE Medical Imaging Conference の報告と次世代 PET の開発動向, 日本原子力産業会議 放利研・医学利用グループ第6回定例研究会, 東京, 2000.3.10.
2. 村山秀雄:核医学イメージング機器の最近の動向, 福島県核医学研究会, 郡山, 2000. 9.2.
3. 村山秀雄:RI イメージングの最前線, 日本原子力産業会議 放利研・アイソトープ利用グループ研究会, 東京, 2000.11.10.
4. 羽石秀昭:核医学イメージング, 日本光学会光波シンセシス研究会, 東京, 2001.3.15.

口頭発表

1. 村山秀雄, 石橋浩之, 内田博, 大村知秀, 山下貴司:研究会「放射線検出器とその応用」(第 14 回), 高エネルギー加速器研究機構, つくば, 2000.2.2.
2. 高木一也, 羽石秀昭, 三宅洋一, 村山秀雄:第 47 回応用物理学関係連合講演会, 東京, 2000.3.29.
3. 村山秀雄, 内田博, 大村知秀, 山下貴司, 内田博, 石橋浩之:第 47 回応用物理学関係連合講演会, 東京, 2000.3.31.
4. 長谷川智之, 山谷泰賀, 小尾高史, 村山秀雄:第 79 回日本医学物理学会大会, 横浜, 2000.4.6-7.
5. 高木一也, 羽石秀昭, 三宅洋一, 村山秀雄:日本医用画像工学会第 19 回大会, 大阪, 2000.8.3-5.
6. 山谷泰賀, 小尾高史, 山口雅浩, 喜多紘一, 大山永昭, 村山秀雄:日本医用画像工学会第 19 回大会, 大阪, 2000.8.3-5.
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,: Optics Japan 2000, 北見, 2000.10. 7-8
8. 村山秀雄, 山谷泰賀, 小尾高史, 長谷川智之, 羽石秀昭:第 80 回日本医学物理学会大会, 東京, 2000.9.28-30.
9. 羽石秀昭, 高木一也, 村山秀雄:第 80 回日本医学物理学会大会, 東京, 2000.9.28-30.
10. 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:第 80 回日本医学物理学会大会, 東京, 2000.9.28-30.
11. 長谷川智之, C. Michel, 川島勝弘, 村山秀雄, 中島恭彦, 松浦元, 和田康弘:第 80 回日本医学物理学会大会, 東京, 2000.9.28-30.
12. 村山秀雄, 山谷泰賀, 小尾高史, 長谷川智之, 羽石秀昭:第 40 回日本核医学会総会, 神戸, 2000.11.1-3.

13. 羽石秀昭,山谷泰賀,村山秀雄,小尾高史,長谷川智之:第 40 回日本核医学会総会,神戸, 2000.11.1-3.
14. 小尾高史,村山秀雄,山谷泰賀,羽石秀昭,長谷川智之:第 40 回日本核医学会総会,神戸, 2000.11.1-3.
15. 長谷川智之,村山秀雄,山谷泰賀,羽石秀昭,小尾高史:第 40 回日本核医学会総会,神戸, 2000.11.1-3.
16. 山谷泰賀,村山秀雄,小尾高史,長谷川智之,羽石秀昭:第 40 回日本核医学会総会,神戸, 2000.11.1-3.
17. Hideo Murayama : A detector unit for PET in next generation. Intern. Sympo. on Medical Imaging at NIRS, 2000 A New Horizon for Molecular Imaging, Chiba, Nov. 16-18, 2000.
18. Seiichi Yamamoto and Kenichi Kashikura. "Speed of face recognition in humans: even-related potentials study", Sixth Annual Meeting of the Organization for Human Brain Mapping, San Antonio, Texas, June 12-16, 2000.
19. Seiichi Yamamoto, Kenichi Kashikura, Jeff Kershaw, Iwao Kanno. "Visual mental imagery of alphabet: a functional magnetic resonance study". Sixth Annual Meeting of the Organization for Human Brain Mapping, San Antonio, Texas, June 12-16, 2000.
20. Kenichi Kashikura, Seiichi Yamamoto, et al. "Temporal characteristics of VEPs and BOLD response to checkerboard stimulation of human V1: comparison between different control features". Sixth Annual Meeting of the Organization for Human Brain Mapping, San Antonio, Texas, June 12-16, 2000.
21. 山本誠一、垂谷一正、湊小太郎:"GSO を用いた PET/SPECT ハイブリッドカメラの可能性"、第 40 回日本核医学会総会,神戸, 2000.11.1-3.
22. 山本誠一、垂谷一正、湊小太郎、飯田秀博:"血中 RI 濃度連続測定システムのためのノイズ除去機構を有するベータ線検出器の開発"、第 40 回日本核医学会総会,神戸, 2000.11.1-3.
23. Seiichi Yamamoto. "Preliminary results from GSO PET/SPECT block detector". IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, Lyon, France, October 15-20, 2000.
24. Seiichi Yamamoto Kazumasa Tarutani, Kotaro Minato and Hidehiro iida. "A beta detector with noise rejection capability for continuous blood sampling system". IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, Lyon, France, October 15-20, 2000.
25. Seiichi Yamamoto, Kazumasa Tarutani, Koutaro Yamasoto, Dadong Iskandar and Takao Iida. "A continuous radon concentration monitoring system in underground soil". IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, Lyon, France, October 15-20, 2000.
26. Takashi OBI, Makoto OKU, Taiga YAMAYA, Hinako TOYAMA, Masahiro YAMAGUCHI, Nagaaki OHYAMA : IEEE Nucl. Sci. Sym. and Med. Imag. Conf., Lyon France, 10.15-20, 2000.
27. K. Kitamura, S. Kuwamura, M. Shidahara, H. Iida, S. Miura and I. Kanno, "IMPACT OF EDGE-PRESERVED NON-LINEAR GAUSSIAN SMOOTHING FOR ATTENUATION CORRECTION IN PET," The 47th Annual Meeting of Nuclear Medicine, St.Louis, June 3-7, 2000.
28. 北村圭司、桑村進、飯田秀博、茨木正信、三浦修一、菅野巖:PET の吸収補正ノイズ除去における非線形フィルタのパラメータ最適化:第 40 回日本核医学会総会,神戸, 2000.11.1-3.
29. 北村圭司、田中和己、佐藤友彦: FORE を用いた 3 次元連続全身収集モードによる全身 PET 検査の画質改善と

効率化. 第 40 回日本核医学会総会, 神戸, 2000.11.1-3.

平成12年度次世代PET装置開発研究報告書

発行 2001年3月

むらた はじめ むらやま ひでお

編集 村田 啓、 村山 秀雄

発行者 放射線医学総合研究所

〒263-8555 千葉県稲毛区穴川4-9-1

電話 043-251-2111 (代表)
