NIRS-R-57

平成 18 年度 次世代 PET 研究報告書



平成19年3月1日

放射線医学総合研究所

まえがき

ページ 2

第 1部	報告論文:次世代 PET 研究の進捗状況		
(1)	次世代 PET 試作機の位置づけ	村山秀雄	8
(2)	jPET-D4 の性能評価	吉田英治	13
(3)	GATE による jPET-D4 の性能解析	長谷川智之	18
(4)	jPET-D4 画像再構成	山谷泰賀、他	22
(5)	Correction of Inter-Crystal Scatter: An Experiment Validation	Chih Fung LAM 、他	26
(6)	GSO-8 層 DOI 検出器の結晶構成の検討	稲玉直子	31
(7)	小動物 PET 装置開発	錦戸文彦、他	36
(8-1)	消滅放射線 in vivo 角度揺動の定量	澁谷憲悟、他	40
(8-2)	DOIとTOT-PETの融合	澁谷憲悟、他	47
(9)	蛍光兼用 DOI-PET 検出器	高橋慧、他	50
(10)	小動物 PET 装置の計数率解析	小林哲也、他	55
(11)	近接撮像型 DOI-PET 装置の画像再構成における 観測モデル	高橋悠、他	59
	の検討		

第2部 特別寄稿:PET 装置開発の展望

[1]	シンチレータから見た PET の世界		石橋浩之、他	1	66
[2]	APD 開発の現状と今後		片岡淳		71
[3]	マルチチャンネルフロントエンド用 ASIC の開発	高橋浩之	、他	78	
[4]	マンモ用 PET 装置の開発		大井淳一		82
[5]	半導体検出器を用いた PET 装置の開発		上野雄一郎、	他	87
[6]	PET 検出器の現状と将来		山下貴司		90
[7]	PET 装置開発の醍醐味		山本誠一		94
[8]	脳機能イメージングの定量性と装置		伊藤浩		99
[9]	放射線技師から見た装置への期待 ー臨床 PET の定量性-		谷本克之		103
[10]	小動物実験用 PET 装置の現状と課題		和田康弘		108
[11]	小動物イメージング装置への要望		長谷川純崇		114

—IN VIVO TUMOR CELL BIOLOGY を目指して—

第3部 パネルディスカッション「PET 装置開発研究の次の一歩」

議事録 抜粋	116
研究発表リスト	119

まえがき

放射線医学総合研究所は文部科学省所属の国立試験研究所から独立行政法人へと生まれ変わり、6年 が経過しようとしている。放医研は今後10年を見据えた3つの基本的な目標を掲げているが、その1つは、患 者の身体的負担の少ない放射線診療の実現である。この基本的目標の下に、平成13年度4月に策定され た放医研の5カ年中期計画では、高度画像診断装置開発研究が重点研究課題と認められ、次世代PET装 置開発研究がその一翼を分担した。平成13年度から17年度までの第1期中期計画における次世代PET装 置開発研究の達成目標は、以下のように極めて革新的なものであった。解像度3mm程度、感度 100kcps/MBq及び高計数率10Mcpsの性能をもつ、頭部専用次世代PET装置の試験機を平成16年度に 完成させ、視野内で一様な高解像度を達成させる。さらに17年度には装置を改良して従来装置と比べて感 度を3倍とし、人を対象とした試験を実施する。この画期的なプロジェクトは、産官学にまたがる所外の研究 者・技術者が密接な協力体制を整えた上で、放医研の研究資源と環境を活用しながら実行され、達成目標 以上の成果を挙げる事ができた。

上記プロジェクトでは、新規検出器の試作のみでなく実用化の方向付けを行うことにも成功した。量産した 検出器の品質が保証できたことと、新規検出器の特徴を活かすことのできる3次元画像再構成法を開発でき たこと、更に、新規技術の上に立って人を対象とした測定が試行できたことで、世界に先駆けて本格的な次 世代 PET 装置の試作に成功したと誇りを持って断言できる。また、本プロジェクトは放医研の特徴を活かして、 オールジャパンの研究開発体制がうまく機能した事例と言える。当初の達成目標を超えた研究成果の1つは、 我々が世界に先駆けて開発した新規 PET 用検出器に関して、4層以上の多層化が可能であることを実証した 事である。この成果に基づいて、企業への技術移転が平成 18 年度より NED0(新エネルギー・産業技術総合 開発機構)の研究助成で行われることが決定した。

平成18年度から放医研において第2期中期計画が始動した。我々の研究チームは、第1期中期計画においては重粒子治療研究センター・医学物理部に所属していたが、第2期中期計画では平成17年11月に発足した分子イメージン研究センター・先端生体計測研究グループの下で、イメージング物理研究チームとして活動することとなった。

平成18年6月3日~7日に San Diego で開催された Society of Nuclear Medicine 52回総会で は、我々の開発したPET 試作機「 jPET-D4 」が高く評価され、Wagner のハイライトで紹介されるな ど世界的名声を得た。しかし、核医学物理分野での日本の現状はようやく世界の土俵に復帰できた という段階に過ぎない。これに甘んじることなく今後も試作機の臨床的価値を実証するなど、日本 の力をアピールするべく努力する必要がある。次世代 PET 装置開発プロジェクトは平成17年度で終 了したが、試作機の今後の活用が期待されているのと、まだ PET の技術は発展途上と我々は認識し ていることから、恒例の「次世代 PET 研究会」自体は、所内外の連絡を密接に保つためにも引き続き 行うことを決めた。

放医研における次世代 PET 研究に関して、平成 18 年度の主な研究成果を以下に示す。

1)次世代 PET 用検出器は、高計数率測定条件下においてエネルギーおよび位置弁別特性の低下が見 られ計数損失が生じる。特に1検出器ユニット当たり40kcpsの計数率測定条件下においては位置弁別 特性への影響が大きいことが判明した。この問題に対しては、検出器出力信号処理部に Base line restorer を設けて、直流成分を安定化することにより改善できることを実証した。

- 2) 試作機 jPET-D4 の画像再構成においては検出素子数が膨大なため、142P バイトにおよぶシステムマト リクスの要素数となる。この問題に対して規則性を利用すれば 13.4G バイトに圧縮できることを見出した。 DOI 画像再構成演算に従来は1週間を要していたが、開発した簡便法を用いることで3日間に時間短 縮することができた。
- 3) 乳がんモデルのラットに 56MBqの FDGを投与し、試作機 jPET-D4を用いた PET 計測を試行した。FDG 投与後 60 分後に 120 分測定を行い、3D OSEM (8サブセット、20 反復、1.5mm ボクセル) による画像 再構成により、数 mm レベルの腫瘍が明確に画像化された。本研究は、放医研・発達期被ばく影響グ ループと共同して行われた。
- 4)GATE を用いた jPET-D4 のモンテカルロ・シミュレーションモデルを構築した。このモデルにより試作装置 jPET-D4 の物理性能評価を行い、感度・散乱フラクションの実測データと比較分析することで、データを構成する物理的因子の割合が明らかになった。特に、検出器内散乱が感度の 4 分の3を占めることが判明したことは、画質を向上する信号処理法の開発のみでなく将来の装置開発にも有益であると考えられる。
- 5)PET 画像の解像度を制限する消滅放射線の角度揺動に関して、人体を対象にした実測を世界で初め て行なった。光電ピークスペクトルが電子の運動量により広がるドップラーブロードニングを計測するこ とで、角度揺動を間接的に定量した。その結果、従来知られている4℃の水中における角度揺動の値 より10%大きい事が判明した。
- さらに、上記項目以外に以下の特記事項があげられる。
 - 6) 共同研究(リーディング・プロジェクトと協力する研究課題):本共同研究は、平成 15 年度リーディングプ ロジェクト PET 関連研究「光技術を融合した生体機能計測技術の研究開発」を、放射線医学総合研究 所の立場で側面から支援・協力する課題の1つとして位置づけられる。256ch FP-PMT の上に、 1.45mm×1.45mm×4.5mmのLSOシンチレータを32x32x4層に配置する3次元小型結晶配列は、次 世代 PET 開発研究の中で放医研が開発した技術を下に新たな光学的制御を工夫して試作を行った。 この検出器ユニットを2つ作成し、同時計数測定を行った結果、2.0 mm 以下の空間分解能を得た。前 年度では 32x8x4 層の結晶ブロックを用いていたが、今回 32x32x4 層の結晶ブロックで性能が確認さ れたことで、超高感度の小動物用 PET 装置の試作に一歩近づいた。また、計算機シミュレーションで 性能予測を行った。
 - 7)NEDO(新エネルギー・産業技術総合開発機構)課題設定型勧業技術開発助成金事業による研究課題 「悪性腫瘍等治療支援分子イメージング機器研究開発装置の開発(PET, PET/CT/MRI システム、プ ローブの開発)受託研究」:本研究は、平成18年度より4年間実施される予定であり、放医研としては次 世代 PET 装置の実用化を支援すると同時に、関連する要素技術の基礎研究を推進することが主たる 分担である。本年度は、蛍光イメージングとPETの同時撮像を可能とする DOI 検出器の開発について 検討した。具体的には蛍光がシンチレーション光と異なる波長領域であることを利用して、反射材にダ イクロイックミラーを用いた検出器を考案した。また、GSO 結晶を用いた8層 DOI 検出器における結晶 配列法に関する研究を行った。2 種類のシンチレータ 4 層分を交互に配置する場合と、まとめて上下 に配置する場合について性能比較を行い、前者の配置法が優れていることを実証した。

平成19年1月22日には、放射線医学総合研究所において放射線医学総合研究所・分子イメージング研

究センター主催の研究会「次世代 PET 研究会—PET の将来を考える」を開催し、119名(所外:94名、所内: 25名)が参集して他分野の技術者・研究者を交えた討論が活発に行われた。

研究会は、3部で構成された。第1部は「放医研イメージング物理研究チームの研究報告」であり、要素技術ごとに研究開発に関する1年間の進捗状況が、担当する代表者によって報告された。第2部は「PET 装置開発の展望」でありシーズ編とニーズ編から成る。シーズ編では、大学および企業における PET 装置開発への取り組みがそれぞれ紹介された。ニーズ編では、研究のために PET 装置を研究もしくは利用している核医学研究者に、次世代 PET に対する意見を述べて頂いた。第3部はパネルディスカッション「PET 装置開発研究の次の一歩」であり、核医学研究者4人を中心に PETを取り巻く話題を提供して頂くと共に、装置への期待を述べて頂いた。装置利用について具体的な目標が示されたことにより、装置開発を担う研究者・技術者は大いに励まされた。以下に研究会の開催概要とスケジュールを記す。

研究会名: 次世代 PET 研究会—PET 装置開発研究の次の一歩

開催日: 2007 年 1 月 22 日(月)

場所: 放射線医学総合研究所 重粒子治療推進棟2階 大会議室

- 主催: 放射線医学総合研究所・分子イメージング研究センター
- 参加者: 119 名(所外 94 名、 放医研 25 名)

スケジュール	(発表者)	(演題)
10:00-10:10	米倉義晴(放医研理事長)	開会挨拶

第1部 放医研イメージング物理研究チームの研究報告			
10:10-10:20	(1) 村山秀雄(放医研)	次世代 PET 試作機の位置づけ	
10:20-10:35	(2) 吉田英治(放医研)	jPET-D4 の性能評価	
10:35-10:50	(3) 長谷川智之(北里大、放医研	F) GATE による jPET-D4 の性能解析	
10:50-11:05	(4) 山谷泰賀(放医研)	jPET-D4 画像再構成	
11:05-11:20	(5)Chih Fung LAM (放医研) C	orrection of inter-crystal scatter	
11:20-11:35	(6) 稲玉直子(放医研)	GSO 8 層 DOI 検出器の結晶構成の検討	
11:35-11:50	(7) 錦戸文彦(放医研)	小動物 PET 装置開発	
11:50-12:05	(8) 澁谷憲悟(放医研)	in vivo 角度揺動の定量と DOI-TOF-PET	

12:05-13:15

昼食

第2部 PET 装置開発の展望

(シーズ編)

13:15-13:30	(9) 石橋浩之(日立化成)	シンチレータから見た PET の世界
13:30-13:45	(10) 片岡淳(東工大)	APD 開発の現状と今後
13:45-14:00	(11) 高橋浩之(東大)	マルチチャンネルフロントエント [*] 用 ASIC の開発
14:00-14:15	(12) 大井淳一(島津製作所)	マンモ用 PET 装置の開発

14:15-14:30 休憩

14:30-14:45	(13) 上野雄一郎(日立製作所)	半導体検出器を用いた PET 装置の開発
14:45-15:00	(14)山下貴司(浜松ホトニクス)	PET 検出器の現状と将来
15:00-15:15	(15) 山本誠一(神戸高専)	PET 装置開発の醍醐味

15:15-15:30

休憩

17:30-17:40	菅野巖(放医研)	閉会挨拶
17:00-17:30	第3部 パネルディスカッション 座長:菅野巖(放医研分子イメー会 和田康弘(理研)、木村裕一(都	「PET 装置開発研究の次の一歩」 ジング研究センター長) 老人研)、伊藤浩(放医研)、村山秀雄(放医研)
16:45-17:00	休憩	
16:30-16:45	(20) 島田義也(放医研)	小動物 PET 装置に期待するもの
16:15-16:30	(19) 長谷川純崇(放医研)	小動物 PET 装置への要望
16:00-16:15	(18) 和田康弘(理研)	小動物実験用 PET 装置の現状と課題
15:45-16:00	(17) 谷本克之(放医研)	放射線技師から見た装置への期待・定量性
15:30-15:45	(16) 伊藤浩(放医研)	脳機能イメージングの定量性と装置

17:45-19:30 懇親会 (参加者 54 名)

本書は、PET の潜在力を活かす次世代 PET 装置の開発において、放医研を中心に行っている要素技術 研究の現状報告と、大学および企業における PET 装置開発への取り組みの紹介、ならびに核医学研究者の 意見の概要とを取りまとめた論文集である。この論文集が、日本における PET 装置開発研究の活性化に貢 献し、日本発の優れた PET 技術が今後世界に展開していく上で適切な指針を与えると確信している。

平成19年3月1日

村山秀雄

放射線医学総合研究所・分子イメージング研究センター

第1部

報告論文:次世代 PET 研究の進捗状況

(1) 次世代 PET 試作機の位置づけ

村山秀雄

放射線医学総合研究所・分子イメージング研究センター イメージング物理研究チーム

1. はじめに

医学物理学に関する国際的な学術専門誌である Physics in Medicine and Biology (PMB) が、昨 年で創刊 50 年を迎えた。この時を迎えるのにふさわしい記念事業として、医学物理学の歩んできた 研究の歴史が各分野を代表する研究者によりまとめられ、各研究分野ごとの発展の歴史を記述した 論文集が PMB の特集号として最近出版された。その中で PET 装置開発研究については G. Muehllehner と J.S. Karp が担当し、20 ページにわたり主要な歴史が綴られている[1]。1960 代年に Brownell ら の研究グループや Anger らが最初にポジトロン・イメージングを手がけてから今日に至までの約 40 年間、PET 装置開発研究の先導役はもっぱら米国と欧州であった。引用文献総数は 68 であるが、そ のうち日本人の論文は4件に留まっている。

上記4件の論文の内訳は、Tomitani による TOF-PET の画像再構成に関する 1981 年の論文[2]、 Senda らによる POSITOLOGICA-III の特性を報告した 1985 年の論文[3]、Tsuda らによる小動物用4層 DOI 検出器開発に関する 2006 年の論文[4]、Yoshida らによる頭部用4層 DOI 検出器の特性に関する 2006 年の論文[5]である。



図1. 1979年に開発された頭部用 PET 装置 POSITOLOGICA-I およびその画像

2. 放医研における PET 装置開発の初期の歴史

放医研において最初のポジトロン・イメージング用装置開発が行われたのは 1977 年のことである。 この装置は、196 個の NaI (T1)検出器を 14 行 14 列に配列したガンマカメラを 2 台対向させ、同時計 数により画像を撮影する多結晶同時計数型ポジトロンカメラであった[6]。1979 年からは、PET の本 流ともいえる環状型カメラの開発が開始された。12x12x24mm³の BGO シンチレータを 64 個リング状に 配列した最初の装置は頭部用であり POSITOLOGICA-I と命名された[7]。この装置では不均等配列した 検出器を連続回転し、解像度を 7mm に向上する工夫がなされた。その後、全身用装置として POSITOLOGICA-II が 1982 年に開発された[8]。この装置は 3 検出器リングから構成されており、総数 480 個の BGO シンチレータを 240 本の受光素子に光学結合する 1 次元コーディング方式が開発され、 9. 3mm の解像度が得られた[9]。1983 年には小動物(マウス)用 PET 装置 POSITOLOGICA-IV が開発さ れ、当時としては最高の解像度である 2.2~3.6mm を達成した[10]。2 個のシンチレータに 1 個のゲー ト付光電子増倍管を光学結合し、パルス制御によりシンチレータを同定するツウィン検出器が開発さ れ[11]、この装置に使用された。1985 年以降は、これまでの放医研における装置開発研究を下に PET 装置の商用化を図る㈱日立メディコや浜松ホトニクス㈱へ開発の現場が移り、放医研は PET の画像再 構成法や定量性向上に関する基礎的研究を行うことが主になった。



図2. 1983 年に開発された小動物用 PET 装置 POSITOLOGICA-IV とツウィン検出器

3. 試作機 jPET-D4

1990 代の放医研においては装置開発を行わず、外国製 PET 装置を導入して臨床研究を推進するこ とに主眼が置かれてきた。この間に PET 独自の3次元収集モードが実用化され、設定の自由度をもつ 装置パラメータが多くなったことから、これらが物理特性に及ぼす影響を明らかにするなど既存の装 置を評価分析し、使用目的に応じて装置の最適化を図る研究にも成果を挙げてきた。しかし、2001 年度より 2005 年度までの放医研の第1期中期計画においては、PET 装置開発研究を再開することが 決定した。5年間の次世代 PET 装置開発プロジェクト研究は重点研究課題と位置づけられ、具体的に は 100kcps/MBq の高感度と 3mm の高解像度を共に達成する頭部用 PET 試作機を開発することが、目標 として掲げられた[12]。一般に、従来の性能を飛躍的に越える装置の実現には、ハードウエアに関 する新しい要素技術の開発とそれに付属するソフトウエアの開発が不可欠である。本プロジェクト において最も重要な要素技術は、3次元放射線位置検出器、すなわち深さ位置情報(DOI)検出器で あった。我々は全く新しい検出器の原理を考案して4層 DOI 検出器を新規開発することに成功した。 検出器内で光学的反射材を3次元的に挿入することで、結晶素子の同定のみならず、結晶素子ごと で吸収された放射線エネルギーおよび検出時間情報を精度よく獲得できた。

新規検出器 24 個を直径 390mm の周にリング状配列し、この検出器配列を5リング重ねることによ り、体軸視野 260mm の高感度次世代 PET 装置「jPET-D4」の検出部を構成した。総数 120 個に及ぶ新 規 DOI 検出器の特長を活かして、装置の高解像度化を達成するには、検出器配列を考慮した画像再 構成法が不可欠である。膨大な検出器対数を簡素化する新たな工夫をデータ処理法を考案し、本試 作装置の画像性構成法に導入することにより、画質を即なう事無く演算時間を大幅に短縮すること に成功した。試作装置の物理性能評価を行った結果、到達目標のすべてが達成されたことを確認で きた。

昨年度は FDG によるボランティア測定を試作機で行い、解像度の高い再構成画像を実現した。今後は、装置の計数率特性を向上するために回路系の改良を行い、ボランティア測定を継続することで、装置の臨床的有用性を示したい。本試作機では、新規 DOI 検出器の出力信号から従来装置では得ることが不可能な様々な情報が取得できる。しかし、その活用法の研究は始まったばかりである。臨床的に役立つ計測情報の活用を行う新たな挑戦を通して、次世代 PET の威力を示す事が今度は重要な研究課題であり、臨床現場にできるだけ早く次世代 PET 装置を普及させることに貢献をしていきたい。



図3. 2006年に完成した次世代 PET 試作機 jPET-D4

4. 今後の展開

世界における PET 装置開発において、その黎明期から今日に至る数十年間の日本の貢献度は、決 して十分であるとは言えない。しかし、PET 装置開発研究の歴史が終了した訳ではない。PET-CT 装 置の普及とともに、PET 装置は研究用装置としての段階から急速に臨床現場で活躍する診断装置に成 長しつつある。PET 装置に対する要求も多様化しており、今後も TOF-PET の実用化や MRI/PET などハ イブリッド装置の開発研究、高システム感度全身用 PET 装置の開発、高感度・高解像度・高速度を 追求した小動物用 PET 装置の開発など、取り組むべき多くの課題が山積している。

今後は日本が持つ強い要素技術である DOI 検出器の特長を活かした装置開発を進めていくと共に、 他の要素技術の開発研究を産学官で協力して行う必要がある。PET のもつ潜在力を充分活かしていな い現状では、PET を取り巻く技術進歩は当分続くと予想される。世界の潮流に負けることなく、是非 次世代 PET 装置の実用化では日本の機器製造企業が主導権を握り、健康医療技術を日本の基幹産業 に成長させるための牽引役となってくれることを期待したい。一方、日本の PET 装置開発が世界に 貢献する度合いを今後増していくには、装置開発に直結する基礎研究の裾野を広げる努力が益々必 要になるであろう。その意味でも大学の果たす役割は大きく、企業や研究所との有機的な協力体制 の下で力を発揮することが期待される。

参考文献

- [1] Muehllehner, G., Karp, JS. : Review Positron emission tomography. Phys. Med. Biol., 51, R117-R137, 2006.
- [2] Tomitani, T. : Image-reconstruction and noise evaluation in photon time-of-flight assisted positron emission tomography. IEEE Trans. Nucl. Sci., 28, pp. 4582-4589, 1981.
- [3] Senda, M., Tamaki, N., Yonekura, Y., Tanada, S., Murata, K., Hayashi, N., Fujita, T., Saji, H., Konishi, J., Torizuka, K., Ishimatsu, K., Takami, K., Tanaka, E. : Performance characteristics of Positologica III a whole-body positron emission tomograph. J. Comp. Assist. Tomogr., 9, pp. 940-946, 1985.
- [4] Tsuda, T., Murayama, H., Kitamura, K., Yamaya, T., Yoshida, E., Omura, T., Kawai, H., Inadama, N., Orita, N. : Performance evaluation of a subset of a four-layer LSO detector for a small animal DOI PET scanner: jPET-RD. IEEE Trans. Nucl. Sci., 53(1), pp.35-39, 2006.
- Yoshida, E., Kitamura, K., Tsuda, T., Shibuya, K., Yamaya, T., Inadama, N., Hasegawa, T., Murayama, H. : Energy spectra analysis of the four-layer DOI detector for the brain PET scanner: jPET-D4. Nucl. Instr. Meth. A, 577, pp. 664-669, 2006.
- [6] 野原功全、富谷武浩、田中栄一、村山秀雄、飯沼武、須田善雄:他結晶同時計数型ポジトロンカ メラの試作. RADIOISOTOPES, 27(10), pp. 572-578, 1978.
- [7] Nohara, N., Tanaka, E., Tomitani, T., Yamamoto, M., Murayama, H., Suda, Y., Endo, M., Iinuma, T., Tateno, Y., Shishido, F., Ishimatsu, K., Ueda, K., Takami, K. : POSITOLOGICA: A positron ECT device with a continuously rotating detector ring. IEEE Trans. Nucl. Sci., 27(3), pp. 1128-1136, 1980.
- [8] Takami, K., Ueda, K., Okajima, K., Tanaka, E., Nohara, N., Tomitani, T., Yamamoto, M., Murayama,

H., Shishido, F., Ishimatsu, K., Ohgushi, A., Inoue, S., Takakusa, Y., Hayashi, T., Nakase,
S. : Performance study of whole-body, multislice positron computed tomography -POSITOLOGICA-II-.
IEEE Trans. Nucl. Sci., 30(1), pp. 734-738, 1983.

- [9] Murayama, H., Nohara, N., Tanaka, E., Hayashi, T. : A quad BGO detector and its timing and positioning discrimination for positron computed tomography. Nucl. Instr. Meth. 192, pp. 501-511, 1982.
- [10] Tomitani, T., Nohara, N., Murayama, H., Yamamoto, M., Tanaka, E. : Development of a high resolution positron CT for animal studies. IEEE Trans. Nucl. Sci., 32(1), pp. 822-825, 1985.
- [11] Murayama, H., Tanaka, E., Nohara, N., Tomitani, T., Yamamoto, M. : Twin BGO detectors for high resolution positron emission tomography. Nucl. Instr. Meth. 221, pp. 633-640, 1984.
- [12] 棚田修二、村山秀雄:平成17年度次世代PET装置開発研究報告書,NIRS-R-54,放射線医学総合研究所発行,3月,2006.

(2) jPET-D4 の性能評価

吉田英治

放射線医学総合研究所・分子イメージング研究センター

1. はじめに

放射線医学総合研究所が中心となって平成 17 年度までの 5 ヵ年において 4 層の深さ識別能 (Depth-of-Interaction: DOI)を有する頭部用 PET 装置のプロトタイプ「jPET-D4」を開発し、ボラ ンティア測定及び物理測定において高感度(視野内一様に 3 mm 以下)及び高分解能(中心絶対感度 10%以上)を立証し、本装置の高い基本性能を示すことができた。[1,2]しかし、ハードウェアの安定 性の問題や性能評価の積み残し等の検討課題も多々残った。今年度からは臨床研究に適応できるよ うに jPET-D4 の改良を進めている。本稿においては NEMA NU2-2001 による性能評価の結果を報告す る。

2. jPET-D4

jPET-D4 の主な特徴を Table I に示す。最 大の特徴は検出器が4層の深さ識別能を有す る点であり、DOI 情報により斜め入射による 測定誤差を低減することにより視野内で一 様な空間分解能を維持できる。リング径と Axial field-of-view (FOV)はそれぞれ 39 cm と 26 cm である。DOI-PET 装置の先行研究で あり米 CTI 社が開発した頭部専用 PET 装置 HRRT[3]はリング径が 46.9 cm、Axial FOV が 25.2 cm であり jPET-D4 の方が高い立体角を 有する。HRRT は結晶に LSO を用い結晶の厚 さが 20 mm であるのに対し jPET-D4 では GSO 結晶を用いているが 30 mm の結晶の厚さを有 しているので、高い立体角と合わせて高感度 化を可能にしている。

DOI-PET 装置では特に従来のヒストグラミ ングによるデータ収集では膨大なデータ保存 領域を必要とするため同時計数事象ごとにデ ータを保存するリストモードによるデータ収 集を行う方がより効率的である。データ収集 は十分なスループットを得るために Fig. 1 に 示したように 6 分割で行われる。収集された TABLE I MAJOR SPECIFICATIONS OF THE JPET-D4

Crystal material	GSO (0.5 mol% and 1.5 mol% Ce)	
Crystal size	$2.9 \times 2.9 \times 7.5 \text{ mm}^3$	
PMT type	256-channel flat panel PS-PMT (Hamamatsu H9500)	
Number of crystals	122,880 (1,024/PMT)	
DOI capability	4	
Number of PMTs	120 (24 transaxial × 5 axial)	
Number of rings	80	
Ring diameter	390 mm	
Transaxial FOV	312 mm	
Axial FOV	260 mm	
Coincidence time window	10 ns	
Energy window	400 - 600 keV	
Data acquisition mode	64-bit 3D list mode	



Fig. 1 Data acquisition system

リストモードデータはローカルネット上にある複数の NAS (RAID5) に最終的に保存され、ディスク がいっぱいになると空の NAS に順次ターゲットが切り替わるシステムになっている。データの管理 は各種実験条件およびファイルの場所を半自動でデータベース化し Web ベースのクライアントから 参照可能である。

256-channel FP-PMT は高い有効検出面積比を有するが、それぞれのアノードの増幅率が最大で 1 桁程度ばらつく。これを補正するために検出器には各チャンネルの増幅率を補正する特定用途向け 集積回路(ASIC)が取り付けられている。しかしながら、ASIC 自身の増幅率が温度依存性を持つため、 ガントリ内の温度管理が必要になる。装置を安定して動作させるために検出器モジュールごとに空 冷ファンを増設することで対処した。現状、室温は気候や時間帯によって 2℃程度変動するが光電ピ ークの変化量は4 チャンネル程度に収まっている。

3. 方法

本報告では PET 装置の性能評価の標準的指針である NEMA NU2-2001[4]に基づいて性能評価を行った。[5]ただし NEMA NU2-2001 は全身用 PET 装置に最適化されているため一部の計測は頭部用である jPET-D4 のために修正を加えた。また、空間分解能については独自に点線源を作成し計測を行った。 エネルギーウィンドウ及び同時計数ウィンドウは Table I にあるようにそれぞれ 400-600 keV と 12 ns とした。

3.1 空間分解能

空間分解能はNEMA NU2-2001 において内径が 1 mm 以下のガラス管の使用を推奨しているが、 1 回の測定で複数点を取得するため¹⁸F 水溶液 を濃縮した Molecular Sieve (外径 1.4 mm)を 使用した。DOI Compression (DOIC)[6]による Line-of-response (LOR)の束ねを行った後、 サイノグラム上にヒストグラミングする。偶 発同時計数補正を行った後、2 次元 Filtered back projection (FBP)により再構成画像を得 て、空間分解能を線形補間で求めた半値幅 (FWHM)から評価した。





3.2 感度

感度測定は分離可能な5層構造の70 cmのアルミスリーブに70 cmの¹⁸F 水溶水で満たしたライン ソースを挿入しアルミの厚さを変えて計測を繰り返し行い、吸収体がない場合の絶対感度を外挿す ることによって求める。線源は偶発同時計数の影響がほとんどない程度の強度のものを利用し、FOV 中心のみでの計測を行った。また、FOV 中心での点線源による中心絶対感度も計測した。

3.3 散乱フラクション

Fig. 2に示すように、散乱フラクション (SF) 計測用のファントムは直径 20 cm、長さ 70 cm のポ リエチレン製円筒ファントムの中心から 4 cm ずれた部分に穴が開いており、この部分に¹⁸F 水溶水で 満たしたラインソースを挿入する。NEMA の指針によれば Axial FOV の中心とファントムの中心を合 わせるが、頭部専用である jPET-D4 はベッドに対して反対側の視野外に線源が設置されることはな いので Fig. 2 のようにファントムを設置した。ベッド側にのみ設置されたガントリのエンドシール ドにより視野外放射線を低減できる。

3.4 計数率特性

計数率特性についても SF 計測で用いたファントムを利用する。同時計数率は収集したリストモー

ドデータを解析することにより得る。即発同時計数からの真の同時計数率と散乱同時計数率の割合 は上記 SF を用いて算出し、偶発同時計数率は遅延同時計数回路から得られる。雑音等価計数(NECR) は次式で定義した。

$$NEC1R = \frac{T^2}{T+S+R}, \quad NEC2R = \frac{T^2}{T+S+2\cdot R}$$
 (1)

ここで T は真の同時計数、S は散乱同時計数、R は偶発同時計数である。現状、 jPET-D4 は遅延同時 計数による偶発同時計数補正を行っているので NEC2R に相当するが将来的にはシングル計数率から の補正等も考慮しているため NEC1R の結果も追記した。

4. 結果

4.1 空間分解能

Table II に点線源を用いて計測した結果得ら れた空間分解能を示す。この結果は線源のサイ ズ(直径 1.4 mm、長さ 1.5 mm)でデコンボリュー ションしてある。再構成画像のマトリックスサ イズは 512 x 512 x 175 であり、ピクセルサイズ は断層面で 0.61 mm、体軸方向で 1.45 mm である。

Radial Position (cm)	1	10
Radial Resolution (mm)	3.1	3.7
Tangential Resolution (mm)	3.1	3.5
Axial Resolution (mm)	3.1	3.1

結晶リングは80個であるが検出器間に2結晶素子分の隙間があることから仮想的な結晶を設けて175 スライスとしてある。

4.2 感度

Fig. 3 に感度測定の結果を示す。横軸は DOI 層数に対応し、縦軸は各 DOI 層までの計測データを 利用した際の感度である。高感度計測には GSO 結晶の厚さは 30 mm は必要であることが分かる。 NEMA-NU2 2001 による計測の結果、感度は 19.3 kcps/MBq であった。一般的な全身用装置の感度は 4 ~8 kcps/MBq であり本装置が高い感度を有することを示す。Fig. 4 に点線源による中心絶対感度の エネルギー閾値依存性を示す。

Sensitivity (kcps/MBq)



150 125 100 75 50 25 0 200 250 300 350 400 450 500 550 600 LLD (keV)

Fig. 3 Sensitivity for 70-cm NEMA phantom as a function of crystal length.

Fig. 4 System sensitivity for point source with different LLDs. ULD was kept at 600 keV.

4.3 散乱フラクション

得られたスライスごとの SF の結果を Fig. 5 に示す。ここで、装置の最大リング差は 79 とした。 スライス番号 0 の方がベッド側でありベッドの反対側の視野外には線源がないことから SF が下がっ ている。全スライスでの平均SFは42%であった。 立体角の大きいPET装置ではSFの増加が懸念され るが本装置では16%という高いエネルギー分解能 を有していることからSFの増加をある程度は低減 できていると考えられる。

4.4 計数率特性

計数率特性と NECR の結果を Fig. 6 及び Fig. 7
に示す。Fig. 6 から即発同時計数(真の同時計数
+散乱同時計数)と遅延同時計数が逆転するのは
500 kcps @ 8 kBq/ml 付近であった。真の同時計数
の最大値は 350kcps まで到達しているが、偶発同



Fig. 5 SF as a function of slice location for /0-cm NEMA phantom.

時計数が多いためダイナミックレンジが制限されている。同時計数ウィンドウはハードウェア的に 固定のため(4 ns 刻みでの調整が可能であるが 6 ns では感度が低減する。)、視野外放射線に対す るシールドを検討する必要があるかもしれない。ピーク NECR は NEC1R と NEC2R の場合についてそれ ぞれ 82 kcps @ 8.7 kBq/ml、56 kcps @ 7.6 kBq/ml である。ピーク NECR の値は他の一般的な全身用 装置と同程度であり、低い Activity での NEC の値は他の装置より高いと言える。



Fig. 5 Count rate performance for 70-cm NEMA phantom.



5. まとめ

本報告では jPET-D4 の性能評価を NEMA-NU2 2001 に基づいて行った。その結果、 jPET-D4 の高い基本性能の示すことができた。今後は臨床研究に適応できるようにデータの蓄積及び改良を引き続き行っていく。

参考文献

- [1] E. Yoshida, T. Yamaya, M. Watanabe, et al.: "The jPET-D4: Detector Calibration and Acquisition System of the 4-layer DOI-PET scanner ", 2005 IEEE Nuc. Sci. Sympo. & Med. Imag. Conf, Puerto Rico, 10.24-29, 2005
- [2] T. Yamaya, N. Hagiwara, T. Obi, et al.: "Preliminary resolution performance of the prototype system for a 4-layer DOI-PET Scanner: jPET-D4", IEEE Trans. Nucl. Sci. 53(3) 1123-8

- [3] K. Wienhard, M. Schmand, M. Casey, et al.: "The ECAT HRRT: Performance and first clinical application of the new high resolution research tomography", IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 49, 104-110, 2002
- [4] National Electrical Manufacturers Association. NEMA Standards Publication NU2- 2001: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association; 2001.
- [5] E. Yoshida, A. Kobayashi, T. Yamaya, et al.: "The jPET-D4: Performance Evaluation of Four-Layer DOI-PET Scanner Using the NEMA NU2-2001 Standard", 2006 IEEE Nuc. Sci. Sympo. & Med. Imag. Conf, San Diego, USA, Oct. 30 Nov. 4, 2006.
- [6] T. Yamaya, N. Hagiwara, T. Obi, et al: "DOI-PET Image reconstruction with accurate system modeling that reduces redundancy of the imaging system", IEEE Trans. Nucl. Sci. 50: 1404-1409, 2003

(3) GATE による jPET-D4 の性能解析

長谷川智之 1),2)

1)北里大学医療衛生学部大学院医療系研究科、2)放射線医学総合研究所

1. 導入

jPET-D4 の性能評価実験を進める中で、実験結果が妥当かどうかの定性的及び定量的な評価のためには Monte Carlo シミュレーションによる評価が有用である。ここでは、GATE (Geant4 Application for Tomographic Emission)を用いて jPET-D4 のシミュレーションモデルを構築し、感度や散乱フラクション などの基本的特性を分析した結果を報告する。

2. 方法

シミュレーションには GATE (ver3.0.0)、Geant4 (ver4.8.0.p01) を使用した。シミュレーションモデルでは、jPET-D4 の 4 段 DOI 検出器 のクリスタル判定手法を近似的にモデル化し、クリスタル判定の誤りと ゲイン補正誤差、検出器カバーや患者ポートカバー等の物質も考慮した。

点線源感度の測定には、我々で考案したアルミ点状線源(図1)を用いた。取り外し可能なアルミスリーブを用いて、Bailey らが提案[1]した外挿法に類似した手法で感度を求めた。それ以外は、基本的には標準 測定法 NEMA NU2-1994 あるいは NEMA NU2-2001 に従った。

aluminium cap aluminium pipe (1mm t) ¹⁸F-FDG water soaked in a molecular sieve removable aluminium pipe (1mm t) <u>2mm</u>ø <u>4mm</u>

図1

3. 結果

(1) エネルギースペクトル

図2(上、下)に、Ga68/Ge68 密封線源を用いて採られたエ ネルギースペクトル(上図)とシミュレーション結果(下図) を示す。シミュレーションでは、エネルギー分解能を一様に 14%と仮定している。スペクトル形状の傾向や、結晶層番号 (以下、層と略す)依存性が良く再現されていることから、 第3層、第4層の非対称性と光電ピーク幅の見かけの増加は、 層判定ミスによるゲイン補正誤差の影響として説明できるこ

とがわかった。第3層と第4層の光量は第1層及び第2層よ りも数%~十数%高めとなっており、層判定に基づきゲイン 補正が施されているため、層判定に誤りがあるとゲイン補正 誤差が生じる。

(2) 2 次元エネルギースペクトル

図3(a、b、c)に、点状線源に対する2次元エネルギー スペクトルを示す。光電ピークより低エネルギー領域に、光 電ピークの40%程度に相当する事象が観測された(a)。こ



図2 (上)実験結果、(下)シミュレーション結果

れはシミュレーションで良く再現されている(b)。また、マルチブロック事象(後述)を排除したシミ ュレーション結果(c)と比較することにより、この低エネルギー成分はマルチブロック事象に起因する という可能性があることがわかった。



図3 (a)実験結果、(b)シミュレーション(マルチブロック有り)(c)シミュレーション(マルチブロック無し)

(3) 点線源感度

表1に有効視野中心に設置した点状線源に対する感度を示す。実験値として記した誤差0.5%には、感度の外挿計算の不確かさによる誤差、キュリーメーターによる放射能測定誤差等の影響を考慮した。また、70cmの長さの線状線源に対する NEMA2001 感度は、実験結果が2.1±0.3%に対してシミュレーション結果が2.0%であった。なお、シミュレーションでは感度ロス因子として0.89 を仮定した。表にはGS0 を BG0 や LS0 に置き換えた場合の結果も示しているが、これに関しては後述する。

条件	感度
実験値結果	$11.3 \pm 0.5\%$
シミュレーション(GSO の場合)	11.4%
シミュレーション(BGO にすると)	19.2%
シミュレーション(LSO にすると)	16.5%

表1 点状線源に対する感度

(4) 体軸方向スライスプロファイル

Ga68/Ge68 密封線源に対する体軸方向スライス プロファイルの比較を図4に示す。測定結果は線 源の大きさの影響で見かけの幅が検出器素子の幅 から期待される分解能よりも大きめとなっている。 シミュレーションで、まず線源の大きさを考慮し た場合の結果が実験結果と一致することを確認し た。次に、線源の大きさを十分に小さく設定しシ ミュレーションをすることにより、線源の大きさ の影響を取り除いた分解能(固有分解能)は3.0mm (FWHM) 程度であることを確認できた。



(5) 散乱フラクション

図5にNEMA NU2-1994の散乱フラクション、図6にNEMA NU2-2001の散乱フラクション測定結果及びシ ミュレーション結果を示す。後者については、ファントムの片端を軸方向有効視野一端に合わせる形で設 置した。このように、本シミュレーションモデルは、エネルギー依存性とスライス番号依存性を良く再現 しており、2種類の測定結果を矛盾無く説明できる。なお、シミュレーションにおける散乱フラクション の値は、エネルギー分解能の設定値によって多少変化することは付記しておく。



図 5(左)NEMA NU2-1994、(右)NEMA NU2-2001

4. 考察

シミュレーション計算は実験結果をおおむね良く説明できることがわかった。このことから、本シミュ レーションモデルは、jPET-D4 の特性などを評価・分析するのに有用であると判断できる。以下、今後の 性能向上に繋がる可能性について幾つか考察を示す。

まず、GSO 結晶を BGO や LSO に置き換えるとどうなるかということである。BGO や LSO は GSO よりも 511keV ガンマ線の検出確率が高く、同じ厚さならば感度が高い。表1に示すとおり、実際、シミュレーションで GSO を BGO や LSO に置き換えてみると、感度が大幅に向上することがわかった。ただし、BGO は減衰時間 が長いので低計数率域の高感度検査のみが適用となるだろう。また、発光量が少ないため、エネルギー分 解能が劣り、現方式 DOI 検出器としてはクリスタル判定精度の点からも若干不利となる。

GSO 結晶は実効原子番号が低く、反応に 占めるコンプトン散乱の割合が多いとい う特徴がある。これも一因となり、 jPET-D4 では検出器結晶散乱成分の影響 が大きいことがわかった。結晶散乱成分 は、図6に示す2つの場合に分けられる。

(a)は、同時計数の片側が2つの検出 器ブロックにまたがってしまう場合(マ ルチブロック事象)、(b)は、検出器 ブロック内で2回以上の相互作用により 複数の結晶素子が光る場合(マルチクリ スタル事象)である。シミュレーション



によると、jPET-D4 では、11.3%という点線源感度のうち、4分の3はマルチクリスタル事象に属する。マ ルチクリスタル事象は、DOI 検出器における結晶判定の誤判定率を増加させ、結果として、感度の高分解 能成分を低下させる。すなわち、クリスタル誤判定による分解能のぼけは、結晶ブロックの大きさ(の半 分)程度と考えられる。よって、感度と分解能を真の意味で両立させるには、結晶散乱に起因するマルチ クリスタル事象の処理が大きなポイントであることが改めて強く認識される。高分解能成分に寄与する感 度を評価するには、点状線源に対する画像中に小さい ROI を設定し、そのカウントあるいは放射能(濃度) を調べるというのが一つの方法である。図1に示した点状線源については、モレキュラーシーブ[2]とア ルミ吸収体の形状、及びキュリーメーターでの校正方法についてまだまだ検討の余地がある。jPET-D4の みならず、臨床用 PET 装置についてもこのような感度高分解能成分の測定を行い比較することは非常に興 味深い結果をもたらすはずである。従来の標準測定法における感度測定では不十分である。

一方、マルチブロック事象の数は、図3にも示した通り、シミュレーションによると通常の同時計数事 象の数10%に及んでいる可能性がある。もし、2つのブロックにまたがったマルチブロック事象を選別し、 そのエネルギー和に対してエネルギー閾値を設定し、どちらが最初の相互作用ブロックかを見分けること ができるならば、これら事象を捨てずに感度向上に繋げられる可能性がある。この方向を突き詰めるなら ば、フロントエンドにおけるエネルギー閾値を下げ、タイムスタンプのビット数を増やすのが望ましいか もしれない。実際にこの方法を適用した場合の感度向上、雑音特性、分解能特性がどうなるかというのは 興味深い研究テーマである。なお、このアイデアは jPET-D4 のみならず、結晶内散乱の影響が比較的大き い PET 装置に適用できるはずである。

感度ロス因子の原因については十分には理解できていないが、核医学装置に関する実験結果をシミュレ ーションで再現するにあたり、一般に10~20%程度の未知の感度ロス因子が必要となることが珍しくはな い(例えば[3])。現状のシミュレーションモデルでも性能評価に有用であることに変わりはないが、こ の感度ロス因子の原因を突き止めようという努力は大いに歓迎されるべきで、さらなる性能向上へのヒン トが得られるかもしれない。

5. まとめ

Monte Carlo シミュレーションを活用した性能評価により、jPET-D4 の物理特性についての理解が深まったと同時に、次世代 PET 装置の性能向上に繋がる有益な情報が得られた。なを、ここで示した内容の一部は文献[4]にて発表した。

参考文献

[1] D. L. Bailey, T. Jones and T. J. Spinks, "A method for measuring the absolute sensitivity of positron emission tomographic scanners," Eur. J. Nucl. Med. 18:37479 1991
[2] D. L. Bailey et al., "The use of molecular sieves to produce point sources of Radioactivity," Phys. Med. Biol. 49:N219 2004
[3] C. R. Schmidtlein et al., "Validation of GATE Monte Carlo simulations of the GE Advance/Discovery LS PET scanners," Med. Phys. 33:198-208 2006
[4] T. Hasegawa, E. Yoshida et al., "Evaluation of static physics performance of the jPET-D4 by Monte Carlo simulation," Phys. Med. Biol. 52:213-230 2007

(4) jPET-D4 画像再構成

山谷 泰賀*1、伊藤 浩*2、西村まゆみ*3、島田 義也*3 放射線医学総合研究所・*1先端生体計測研究グループ,

*2分子神経イメージング研究グループ、*3発達期被ばく影響研究グループ

1. はじめに

正確な観測モデルに基づく統計的な画像再構成手法は画質向上に有効であるが、jPET-D4 に適用する場 合、44 億にも及ぶ次元(結晶素子対数)の膨大な観測データの取扱いが最大の課題であった。これに対し、 次世代 PET 装置開発プロジェクト(平成13 年度から平成17 年度)において、以下の2 手法(図1)を開 発し計算時間の削減を図ったが、臨床利用化に向けた更なる高速化が求められている。

- ・ DOI compression(DOIC)法[1]による観測データの冗長性抑制(1/16に削減)
- ・ 観測モデルの近似化手法[2](1/200に削減)



図1 jPET-D4 画像再構成の2つのポイント

そこで今年度は、

・ 抜本的な計算時間短縮を目指した 3D システムマトリクス事前計算手法の提案

・ 乳がんモデルラットによる FDG-PET 実験

FDG 健常ボランティア実験における jPET-D4 と市販装置(HR+)との比較
 を行ったので、報告する。

2. 3D システムマトリクス事前計算手法[3]

jPET-D4 のシステムマトリクス要素数は、結晶素子対数(約 4G)×画像次元数(約 5M) (直径 25cm 視 野(最大視野は直径 30cm)を1.5mm ボクセルで離散化した場合)となり、仮に1 要素を8 バイトで表現する と142P(ペタ)バイトものメモリを要する。頭部用2層DOI-PET 試作機である HRRT では、24 ノードの大規 模クラスタ計算機を導入し[4]、システムマトリクスをメモリ上に持たずに on-the-fly 計算しているが、 システムマトリクスの精度を高めると計算時間増加は避けられない。 jPET-D4 の場合、LOR あたり平均 83 本 (0.5mm 格子間隔)の sub-LOR を用いて検出器応答をモデル化すると、1 反復 10 日程度の計算時間を要 してしまう(single P4 3.2Gz PC)。そこで本研究では、高精度な jPET-D4 画像再構成の高速化を目指し、 従来の on-the-fly 計算とはまったく異なる視点から、システムマトリクスの規則性を利用して膨大な要 素を事前計算・保持する手法を提案する。具体的には、(1)ゼロ要素(99.976%)の除去、(2)DOIC法(1/16 に削減)、(3)リング方向の規則性を利用した可逆圧縮(1/88 に削減)を適用することによって、142Pバイトのシステムマトリクスを25Gバイトに圧縮した。システムマトリクス要素は8バイト(画像次元インデックス4バイト+値4バイト)とした。on-the-fly計算法と比較した事前計算法の特徴を表1に示す。

	事前計算法	on-the-fly計算法
特徴	(圧縮)システムマトリクスを 事前計算・保持	画像再構成中にシステム マトリクス要素を逐次計算
精度と計算時間の関係	精度に依存せず常に高速	精度と計算時間はトレード オフ
3D PET再構成における 普及状況	希少	精度を落とした実装が一般 的
計算機への負荷	メモリ大/CPU小	メモリ小/CPU大
拡張性 (モデル化)	•任意の観測モデルに対応 •規則性の制限あり	•観測モデルは限定 •規則性の制限なし* (*実験方法によっては規則性に制限あり)
拡張性(並列化)	OK	OK

表1システムマトリクスの事前計算法と on-the-fly 計算法の特徴

本手法に基づき、ヒストグラムベースの 3D OSEM 法を実装した。物体マトリクスは、(1.5mm)³ボクセル とした。そして、DOIC 法によりリストモードデータをヒストグラムデータに変換した後、ランダム除去、 感度補正、散乱補正法(Hybrid Dual Energy Window 法)および吸収補正を行った後[5]、上記の 3D OSEM 法 を適用した。

3. 乳がんモデルラットによる FDG-PET 実験

乳がんモデルのラットに 56MBq FDG 投与 60 分後、2 時間測定を行った。検出器ブロックの一つが故障し てしまったが、ちょうど端に位置する検出器であったため、5 リングを 4 リングに変更して計測を継続し た。画像再構成の条件としては、視野を直径 148mm、体軸方向 208.5mm に限定し、3D OSEM(8 サブセット、 20 反復、1.5³mm³ボクセル)を適用した。ラットイメージングでは、吸収補正および散乱補正は行っていな い。図 2 に示した再構成結果より、数 mm レベルの腫瘍 (腫瘍 2) も明確に画像化されていることが分かる。



図2 乳がんモデルラットによる FDG-PET 実験

4. FDG 健常ボランティア実験

放医研治験等審査委員会にて承認された「健常ボランティアによる次世代 PET 試作機の性能評価」に基づき、健常ボランティア(21歳男性、体重 60kg)による FDG-PET スキャンを行った。本実験は、2005年12月に実施したものであり、一部の結果は次世代 PET 装置開発プロジェクトの中で報告済みであるが、今回再構成ソフトウェアの改良に加え、同日に撮影した従来装置(HR+)との比較を行ったので報告する。 具体的には、104MBq FDG 投与 60 分後から、HR+にて 30 分間測定した後、10 分間で部屋間を移動し、jPET-D4にて 40 分測定した。測定時間の違いは、¹⁸F の減衰を補正するためであり、FDG の体内分布の変化やデッドタイムの違いを無視すれば、同条件の比較になるように注意した。HR+画像は、搭載ソフトウェアの中で最も高画質な選択といえる FORE+2D OSEM(16 サブセット、6 反復、1.3x1.3x2.4mm³ボクセル)、jPET-D4 画像は 3D OS-EM (8 サブセット、8 反復、1.5³mm³ボクセル)により得た。jPET-D4と HR+の画像を比較した結果を図 3 に示す。また、図中 1~4 の四角で囲った領域を拡大して比較した結果を図 4 に示す。これらより、jPET-D4 によって、従来装置では画像化が困難であった大脳皮質などの細かい構造が明確に描写されていることが分かる。



jPET-D4

- 3D OSEM (8 sub., 8 itr.)
- 1.5 x 1.5 x 1.5 mm³ voxel

• FORE+2DOSEM (16 sub., 6 itr.)

- 1.3 x 1.3 x 2.4mm³ voxel
- 図3 FDG 健常ボランティア実験における jPET-D4 と従来装置(HR+)との比較





5. 画像再構成の計算時間

計算時間の短縮化の経過を図5にまとめる。現時点では、Intel dual core XEON 3.0GHz x 2CPU (32G バイトメモリ)の計算機において、OSEM1 反復あたり1時間にまで高速化を達成している。



図5 画像再構成の計算時間の短縮化

6. まとめ

jPET-D4の画像再構成において、画質を維持したまま計算コストを削減する手法として、DOIC法、近似 化観測モデル、システムマトリクス事前計算手法を開発し、1反復あたり1時間にまで計算時間の短縮化 を図った。そして、ラット実験および健常ボランティア実験によって、jPET-D4の優れたイメージング性 能を明らかにした。今後は、

- ・ 収束性の高い画像再構成法の採用(現在は OSEM 法)
- ・ メモリ非共有型の大規模並列計算化(現在はメモリ共有型の4 core 並列計算)

によって更なる計算時間の短縮を図り、jPET-D4の臨床利用化を目指したい。

謝辞

ボランティア実験では、棚田修二先生、吉川京燦先生、谷本克之先生をはじめ、放医研関係者各位のご 協力を頂いた。また、ラット実験は、放医研西村義一先生から多大なご尽力を頂いた。厚く御礼申し上げ る。

参考文献

- [1] Yamaya T, Hagiwara N, Obi T et al: DOI-PET image reconstruction with accurate system modeling that reduces redundancy of the imaging system. IEEE Trans Nucl Sci 50: 1404-1409, 2003
- [2] Yamaya T, Hagiwara N, Obi T et al: Transaxial System Models for the jPET-D4 Image Reconstruction. Phys Med Biol 50: 5339-5355, 2005
- [3] 山谷泰賀,吉田英治,佐藤允信,北村圭司,小尾高史,棚田修二,村山秀雄, "jPET-D4 画像再構成 のための 3D システムマトリクス事前計算手法の提案, "医学物理 26 巻, Sup. 2, pp. 127-128, 2006
- [4] Carson R E, Barker W C, Liow J-San et al: Design of a motion-compensation OSEM list-mode algorithm for resolution-recovery reconstruction for the HRRT. 2003 IEEE NSS-MIC Conf. Rec.: M16-6, 2003
- [5] Kitamura K, Ishikawa A, Mizuta T et al: Detector normalization and scatter correction for the jPET-D4: a 4-layer depth-of-interaction PET scanner. Conf Rec EuroMedIm2006: 2006

(5) Correction of Inter-Crystal Scatter: An Experiment Validation

Chih Fung LAM *1, 小尾高史 *2

*1 放射線医学総合研究所・分子イメージング研究センター、*2 東京工業大学・総合理工学研究科

1. Introduction

The jPET-D4 scanner contain crystals that are much smaller in size than conventional scanner, thus inter-crystal scatter (ICS) causes greater detection error and its effect cannot be ignored. ICS occurs due to Compton scatter in detector crystals. When a gamma photon is irradiated into a crystal, it scintillates part of the energy into light (first interaction) and scatters to other crystals where scintillation occurs again. As detected position by Anger-type logic may locate away from the first interaction position, ICS causes error in position detection and therefore worsens the image contrast.

2. Method

For Maximum Likelihood Expectation Maximization (ML-EM) image reconstruction, list-mode data is first histogrammed into g_i so that more than one event detected by the same pair of detector crystals is summed. Notation g_i represents total detected counts by *i*-th crystal pair. Conventionally, ideal system matrix, a_{ij} of ML-EM (equation 1) is calculated based on the geometrical arrangement of crystals and gamma-ray's penetration in the crystals. This ideal a_{ij} does not include the effect of ICS. Notation *n* here is the iteration number, and f_j is the *j*-th pixel in object space.

$$f_{j}^{n+1} = \frac{f_{j}^{n}}{\sum_{i} a_{ij}} \sum_{i} \frac{g_{i}}{\sum_{j} a_{ij} f_{j}^{n}} a_{ij}$$
(1)

Here, we propose to model a new system matrix that considers ICS effect. Firstly, the ICS probability, ICS_{hi} is modeled by using the detector block Monte-Carlo simulator [1]. It is a statistical relationship between gamma-ray first interaction (FI) crystal pair and the detected crystal pair, and is modeled as shown in equation 2. Here, $g_{h,i}$ is the detected events at *h*-th crystal pair originated from FI at *i*-th crystal pair; and g_i^{FI} is the total FI events at *i*-th crystal pair. The detected crystal pair may differ from FI crystal pair due to the presence of ICS.

We assumed that ICS is a linear shift-variant operation as shown in equation 3, where $g_h^{detected}$ represents the detected events at *h*-th crystal pair. A linear shift-variant process in g_i domain is also equivalent to including detector response function of neighboring crystals during ML-EM reconstruction with proper weighting function. Thus, we proposed to model a new system matrix, a_{hj}^{ICS} by making use of the ICS probability as shown in equation 4. This results in a more accurate system matrix that includes ICS effect. It is used for image reconstruction as shown in equation 5 to correct the error caused by ICS.

$$ICS_{hi} = \frac{g_{h,i}}{g_i^{FI}} \qquad (2); \qquad g_h^{detected} = ICS_{hi} \otimes g_i^{FI} \qquad (3)$$

fⁿ

(5)

$$a_{hj}^{ICS} = \sum_{i} ICS_{hi} \times a_{ij} \qquad (4); \qquad f_{j}^{n+1} = \frac{J_{j}}{\sum_{i} a_{hj}^{ICS}} \sum_{h} \frac{g_{h}}{\sum_{i} a_{hj}^{ICS}} f_{j}^{n} a_{hj}^{ICS}$$

3. Simulation and experiment

The Monte-Carlo detector block simulator was used to simulate one detector block ring of the jPET-D4. We evaluated ICS effect by simulating a hotspot phantom. The hotspot phantom shown in Figure 1 was generated. The phantom has a uniform cylinder background with three hotrods of different diameter. The background cylinder is 195mm in diameter, 46.4mm in depth, and it is placed at the center of FOV. The hotrods are cylinders with diameter 10.0mm, 12.0mm and 16.0mm, being placed at 59mm off-center. Each hotspot has six times the average radioactivity of the background. As comparison for our proposed method, two types of data were used for image reconstruction. They were the normal detected data which contains ICS and its equivalent FI data. FI data contains the ideal interaction position which can only be obtained from the simulator.



Figure 1: Hotspot phantom for simulation.

An experiment was also performed with a hotspot phantom shown in Figure 2. The phantom has a uniform cylinder background with three hotrods and three coldrods. The background cylinder is 195.0mm in diameter and 186.0mm depth. The hotrods are cylinders with 10.0mm, 12.0mm and 16.0mm in diameter, and were being placed at 59mm off-center of background cylinder. Coldrods are cylinders with 19.5mm, 27.5mm and 39.0mm in diameter. Hotrods and background contains FDG where each hotspot has six times the average radioactivity of the background. The coldrods are filled water without radioactivity. The lower energy threshold was set at 300 keV. Random correction, object scatter correction and attenuation correction were performed before image reconstruction. Object scatter correction was performed by tail fitting method.



Figure 2: The experiment phantom has three hotrods and three coldrods.

Detected events from seven crystal rings were utilized, and axial slices were summed into a 2D histogram for image reconstruction. With this, ICS effect was investigated by 2D image reconstruction. Instead of ML-EM, image

was reconstructed by using OSEM with 12 subsets for faster convergence. Image sampling was 1mm².

Contrast recovery coefficient (CRC) of hotspot against normalized standard deviation (NSD) of background is used for evaluation. CRC for hotspot is defined as shown in equation 6, where <> represents the mean value. NSD is calculated as defined in equation 7 with SD represents standard deviation. NSD indicates the noise level of background region of interest (ROI) at each of the iteration.

$$CRC = \frac{\langle hot \rangle - \langle background \rangle}{\langle background \rangle} (6); \qquad NSD = \frac{SD(background)}{\langle background \rangle} (7)$$

CRC is chosen as a figure of merit because it indicates the detectability of tracer in actual applications, for example the ability to identify a tumor in FDG scans. As OSEM iteration increases, image noise increases as reconstructed image gets closer to the desired solution. Thus, CRC is plotted against NSD as we would like to compare CRC of the proposed method at various NSD value. ROI definition can be found at Figure 3. ROI for 10.0mm hotspot is 8.0mm in diameter. ROI for background is 171mm in diameter and is taken by excluding hotspot and coldspot areas as shown in the figure.



Figure 3: ROI definition for simulation as well as experiment phantoms.



4. Result

Figure 4: CRC versus NSD results for 10.0mm hotspot for both simulation and experiment results. CRC of "FI", "uncorrected", "corrected" of simulation; and "uncorrected", "corrected" of experiment results are shown in each graph. The ideal CRC value is 5.0.



Figure 5: (A) Simulation: averaged horizontal profile of 10.0mm hotspot for "FI", "uncorrected" and "corrected" at NSD 0.2. (B) Experiment: averaged horizontal profile of 10.0mm hotspot for "uncorrected" and "corrected" at NSD 0.25. Both profile is plotted after images have been filtered by Gaussian filter with FWHM of 1.5mm.

By comparing "corrected" result with "FI" of simulation in Figure 4, it shows that proposed method manages to restore CRC value successfully. At NSD 0.2, the CRC of 10.0mm hotspot improves from 4.26 to 5.01, which is about 17.6% improvement. In the experiment, similar CRC improvement was also observed. The "corrected" CRC value is restored or closer to ideal value. At NSD 0.25, the CRC of 10.0mm hotspot improves from 4.22 to 5.03, which is about 19.2% improvement.

5. Future works

(A)

To evaluate the proposed system matrix in full 3D image reconstruction, computational speed becomes a significant issue due to large number of crystal pair in the jPET-D4. To reduce the calculation time required, firstly it is necessary to compress detected data into one DOI layer by using the DOIC method [2]. Certainly, the proposed system matrix needs to be modified to take DOIC into consideration. This is a topic to be studied in the future.

Besides that, it is also necessary to speed-up the image reconstruction routine. In our current implementation, system matrix a_{ij} is being approximated by overlapping area of object basis function with standard Gaussian function of detected crystal pair, g_i . This is commonly known as the 'on-the-fly' method, as the system matrix is computed during image reconstruction. After compressing the data using DOIC, a 3D OSEM iteration of the jPET-D4 takes about 20 hours. It is based on the following condition: CPU Intel Dual-Core 3GHz, 'on-the-fly' system matrix generation with blob size of 1.5mm. In order to reduce the calculation time required, we are currently developing a parallelized version of the reconstruction routine based on distributed memory system (**Figure 6**) with 16 CPU cores. The calculation time is expected to be reduced with respect to the number of CPUs used.





6. Conclusion

By utilizing DOI information, high resolution images and high sensitivity can be achieved. However, ICS that occurs in DOI PET cannot be neglected due to the use of small crystals. As some scanners apply Anger-type logic calculation in position detection, only one approximated position can be obtained for the case of ICS. This causes error in position detection. We simulate and study position detection error that caused by ICS in a four-layer DOI PET, the jPET-D4 by using the Monte-Carlo simulator. It was found out that ICS worsens the contrast of reconstructed images. We then propose to model the ICS probability which statistically maps the relationship between first interaction crystal pair and detected crystal pair by using the Monte-Carlo simulator. By including the ICS probability into the modeling of ML-EM system matrix, ICS error can be corrected successfully as indicated by CRC values for both the simulation and experiment. However, 3D reconstruction with the proposed system matrix is computational intensive. As a first step, we are currently developing a fast on-the-fly image reconstruction routine for full 3D reconstruction. It can be realized by utilizing parallel computing.

7. Acknowledgement

We would like to thank Prof. Hideaki Haneishi and Mr. Masanobu Sato for their generosity in providing the detector block simulator.

参考文献

 Sato, M., Haneishi, H., Inadama, N., et al.: Computer simulation of four-layer depth of interaction detector for PET. IEEE NSS & MIC Conf Record 3, pp 1913-1917, 2003
 Yamaya, T., Hagiwara, N., Obi, T., et al.: Transaxial system models for jPET-D4 image reconstruction. Physics in Medicine and Biology 50, pp 5339-5355, 2005

(6) GSO-8 層 DOI 検出器の結晶構成の検討

稲玉直子

放医研・分子イメージング研究センター・先端生体計測研究グループ

1. はじめに

従来の技術では困難であった高解像度を保ちつつ高感度を達成する PET 装置の実現を目指し、我々はその 鍵となる Depth of interaction (DOI) 検出器の開発を行ってきた。DOI 検出器は、検出器内で放射線を検出した位 置を深さ方向を含めた 3 次元で特定できるもので、深さ方向の読み出しをどのように行うかが研究の対象となって いる。現在世界で実用で 2 層 DOI 検出器、研究で 3 層 DOI 検出器が報告されている中、我々は 8 層 DOI 検出 器の開発に成功した[1]。検出器は、8 層の結晶素子配列が位置弁別型光電子増倍管に光学結合した構成となっ ている。本検出器の結晶部分は目的とする検出効率を満たす結晶の厚みを 8 等分することになるため、1 結晶素 子の長さを短くすることができ、斜めから入射する放射線に対しても高い空間分解能を保つことができる。それは、 高感度が得られるよう検出器を目的部位に近接させた撮像に対して非常に有利に働く。

8層 DOI 検出器は、出力波形の異なる2種類のシンチレーション結晶の配列を各種4層ずつ、計8層積層した 構造で、波形弁別と結晶配列内の反射材挿入の工夫によるシンチレーション光の広がりの操作で放射線を検出し た結晶の特定を行う[2,3]。2種類の結晶として、異なるCe濃度のGd₂SiO₅(GSO)を用いる。GSO 結晶はCeの添 加量に応じて波形が変わるため、同じ特性を持つ結晶間で波形弁別をすることができるという特別な性質を持つ [4]。前回は、8層 DOI 検出器を試作し結晶識別が可能なことを示した。本報では8層 DOI 検出器についての基 礎研究として、結晶構成による検出器性能の違いを測定した。

2. 実験

2-1. 検出器構成

8 層 DOI 検出器の試作に、Ce 濃度 0.5 mol%:Ce, 1.5 mol%:Ce の 2 種類の GSO を用いる。それぞれの減衰係 数は 60 ns, 35 ns である。結晶の表面状態は全面化学研磨、サイズは 2.9 mm×2.9 mm×3.75 mm(0.5mol%:Ce)、 2.9 mm×2.9 mm×3.6 mm(1.5mol%:Ce)であり、高さの違いは両結晶の区別をつけるためである。検出器は、各 GSO 結晶の 2 次元配列 4 層分、計 8 層で構成される結晶ブロックが 256ch flat panel position sensitive photomultiplier tube (FP-PMT)と光学結合する構成になっている。結晶配列内はシンチレーション光の広がりを操 作するため部分的に反射材が挿入されていて、これにより DOI 4 層分の検出結晶の特定を行う。同じ層内の結晶 ー反射材間は空気で、結晶間、層間、最下層(8 層目) – FP-PMT 間は RTV ゴム(屈折率 1.45) で光学結合する。 反射材には厚さ 0.065 mm,反射率 98 %の multilayer polymer mirrors を使用する。結晶ブロックの底面以外を反 射材でくるみ、テフロンテープで固定する。

8 層 DOI 検出器として、図1に示す2つの結晶構造が可能である。図1(a)は検出器の側面図で(b)は結晶内の反射材挿入位置の上面図である。結晶構造1(LSLS)は0.5 mol%:Ce, 1.5 mol%:Ce GSO 層が深さ方向に交互に配置され(図1(a-1))、連続する2層が同じ反射材構造になっている(図1(b-1))。検出器構造2(LLSS)は0.5 mol%:Ce, 1.5 mol%:Ce GSO 層が深さ方向に4層ずつ配置され(図1(a-2))、4層間で1結晶素子ずつずれた反射材構造になる(図1(b-2))。この2つの結晶構造間で性能の比較を行う。



図 1 (a-1)検出器構造 1 LSLS、(a-2)構造 2 LLSS、の側面図。白は 0.5 mol%:Ce、グレーは 1.5 mol%:Ce GSO による結晶配列。(b-1)LSLS、(b-2)LLSS、の反射材挿入位置の上面図(太:反射材、細:RTV ゴム)。

2-2. 測定方法

図 2 は、性能評価実験の回路図である。¹³⁷Cs 点線源を用い、y線(662 keV)の検出器上方からの一様照射と 側方からの DOI 各層へのファンビーム照射を行う。長さ 10 cm の鉛コリメータを通しy線を 1 mm のファンビームに する。抵抗チェーン[5] を通した 256ch FP-PMT からのアノード信号(全 16 信号)をアンガー計算して得られる 2 次元(2D)ポジションヒストグラムで DOI 4 層分の結晶識別を行う。16 アノード信号の波高値の測定には CAMAC ADC を用いる。Timing Filter Amplifier により整形される波形のゼロクロスのタイミングは、入力信号の減衰定数を 反映し、そのタイミングのヒストグラムを描くと減衰定数の異なる信号ごとの分布ができる。ヒストグラム上で各分布の 境界線を引くことで波形弁別を行う。波形弁別には 256ch FP-PMT のダイノード信号を用い、CAMAC TDC でゼロ クロスのタイミングの測定を行う。図 3 に 8 層 DOI 検出器の結晶識別法をまとめる。まず波形弁別で 0.5mol%:Ce、 1.5mol%:Ce GSO の識別を行い、それぞれで 2D ポジションヒストグラムを作ることによって DOI 方向 8 層分の結晶 識別を可能にする。



2-3. 結果

図 4a), b) はそれぞれ LSLS, LLSS に対し γ線を一様照射して得られたゼロクロスタイミング分布である。図中の 「with pulse height discrimination (PHD)」は、全イベントでのエネルギースペクトル上、約 300 keV に閾値を設けた ものである(エネルギーカット 300keV)。Without PHD, with PHD の比較より、コンプトンイベントが各 GSO に対応 する分布の高い値側に現れている様子がわかる。2 つの分布の分離は LLSS の方が切れがよい。図 5 は γ線のフ ァンビーム照射によるゼロクロスタイミングの分布で、2 種の GSO によるピークの中央に両種結晶間での多重散乱イ ベントによるピークが現れている様子が見える。多重散乱が隣り合う層の間で起こっている場合が多いと考えると、 LSLS ではすべての層で2種の GSO が隣り合っていて LLSS では隣り合う場所が Layer-4と5の境界のみである 事実と図5の結果が一致する。図4で LSLS の peak to valley の値が低いのも、2種類の GSO 結晶をまたがる検 出器内多重散乱イベントが多いためと説明できる。

図 6、7、8 は 2D ポジションヒストグラムの比較であり、図 6 は γ線一様照射で、図 8 は γ線のファンビーム照射 により得られたものである。図 7 は図 6 のプロファイルで、例えば Layer-1-Layer-3 は Layer-1 と 3 の結晶応答に 対応する部分のプロファイルであることを示す。図 6 で、LLSS の Layer-4[~]1 のヒストグラムでは端の分布の分離が 悪いが、図 8 で Layer-4[~]1 の各ヒストグラム全体の大きさが小さいことが要因と考えられる。端の結晶の発したシン チレーション光が結晶配列中央に広がるほど、ヒストグラム上の分布も中央に寄る。受光素子まで距離のある上層 ではその広がりの効果が無視できないものとなるようである。

図9はγ線のファンビーム照射により得られた各層中央付近1結晶の波高分布である。光電ピークの相対値と エネルギー分解能を表1に示す。LSLS、LLSS間に大きな相違はなく、両構造において上層で光電ピーク値が下 がりシンチレーション光の減衰が示唆されるが、エネルギー分解能は全層でほぼ均一であった。光電ピーク値の傾 向としては、一番PMTに近い層から徐々に値が下がるがLayer-1^{~3}でほぼ同じ値となる。上の2層で光量が回復 しているのは結晶ブロック上面の反射材の寄与と考えられる。また、同じ結晶ブロックサイズの4層DOI検出器の 場合、1^{~3}層目の光量はそれぞれ4層目の84%、81%、91%であったが[2]、この光量は8層DOI検出器では Layer-5^{~8}に対応している(表1)。PMTからの距離に依存するなら、1層目がLayer-1,2に、2層目がLayer-3,4 に、と対応するはずである。光量の減衰は、PMTからの距離よりPMTに届くまでに通過する層間の数に大きく依存 すると考えられる。



図5 ファンビーム照射で得られた a) LSLS, b) LLSS でのゼロクロスタイミング分布。c) a) とb)の拡大図。 閾値はす べて約 350 keV。



図6 γ線一様照射で得られた 2D ポジションヒストグラム。(上)LSLS,(下)LLSS。 閾値は約 300 keV。



図7図6の2Dポジションヒストグラムのプロファイル。(a-h-1)LSLS, (a-h-2)LLSS。


図8 ファンビーム照射で得られた 2D ポジションヒストグラム。(上)LSLS, (下)LLSS。 閾値は約350 keV。



Layer		1	2	3	4	5	6	7	8
Full energy peak [ch]	LSLS LLSS	0.62 0.64	0.59 0.62	0.61 0.64	0.63 0.68	0.73 0.70	0.76 0.78	0.92 0.90	1.00 1.00
Energy	LSLS	15	15	15	15	14	14	13	13
resolution [%]	LLSS	15	15	15	15	14	14	13	13

図 9 ファンビーム照射で得られた中央付近 1 結晶の 表 1 波高分布。(上)LSLS,(下)LLSS。

表1 光電ピーク値とエネルギー分解能の層間比較

3. まとめ

新しく開発した8層DOI検出器の構造が検出器性能に及ぼす影響を調べた。ゼロクロスタイミング分布はLLSS の方が明らかに切れが良いが、LSLS で分布の谷に現れる検出器内散乱イベントによる結晶識別の誤りは LLSS 構造でも2D ポジションヒストグラムで Look-up-table を作成する時に結局起こると考えられる。従って、LLSS での2D ポジションヒストグラムにおける端の結晶識別の悪さが検出器全体の性能に最も寄与すると考えられるため、その改善方法が見つからない限りは LSLS 構造を採択することになると思われる。

参考文献

- N. Inadama, M. Hamamoto et al.: 8-Layer DOI Encoding of 3-Dimensional Crystal Array. IEEE Trans. Nucl. Sci., vol.53, No. 5: pp. 2523-2528, October 2006.
- [2] N. Orita, et al.: Tree Dimensional Array of Scintillation Crystals with Proper Reflector Arrangement for a DOI detector. IEEE Trans. Nucl. Sci., vol.52, No. 1: pp. 8-14, February 2005.
- [3] T. Tsuda, et al.: A Four-Layer Depth of Interaction Detector Block for Small Animal PET. IEEE Trans. Nucl. Sci., vol.51: pp. 2537-2542, October 2004.
- [4] H. Ishibashi, et al.: Cerium doped GSO scintillators and its application to position sensitive detector. IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 36: pp. 170–172, February 1989.
- N. Zhang, et al.: A Prototype Modular Detector Design for High Resolution Positron Emission Mammography Imaging. IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 50, No. 5: pp. 1624-1629, October 2003.
- S. Yamamoto, et al.: A Block Detector for a Multislice, Depth-of-Interaction MR compatible PET. IEEE Trans. Nucl. Sci., vol.52: pp. 33-37, February 2005.

(7) 小動物 PET 装置開発

錦戸文彦¹⁾、高橋慧²⁾、大村篤史³⁾
 ¹⁾放射線医学総合研究所・分子イメージング研究センター
 ²⁾千葉大学大学院・自然科学研究科
 ³⁾早稲田大学・理工学部

1. はじめに

マウスやラットなどの小動物を対象にした Positron Emission Tomography (PET) 装置は分子レベ ルの生体機能解明や遺伝子発現の画像化を可能にするため、ポストゲノム研究を推進する有力な手 法として期待を集めている[1]。そこで我々は Depth of Interaction (DOI) 技術を応用した、小動 物用高性能 PET 装置 (jPET-RD) を提案している (図 2) [2]。昨年度までの報告では 4 層 DOI 検出器 の手法の評価を行い、 4 層 DOI-PET 検出器として十分な性能を満たすことを示した[3,4]。現在は jPET-RD の PET 装置としての性能の見積りを行うために検出器を 2 つ用いたワンペアシステムを構築 し評価実験を行っている。本報告ではその結果についての報告を行う。

2. 小動物装置用 4 層 DOI-PET 検出器

図2に評価実験用に製作されたフルブロック4層DOI検出器の写真を示す。検出器はシンチレータ 結晶と反射材で構成された結晶ブロックとシンチレーション光を検出するための光電子増倍管から 成る。本検出器の特徴は従来のPET検出器と同じ結晶・反射材・光電子増倍管の組み合わせを用い反 射材の挿入箇所のみを換えるだけで、アンガー計算のみで4層全ての結晶を1つのポジションヒスト グラムにマッピングすることが可能なことにある。jPET-RDに用いる結晶ブロックは素子サイズ1.44 mm×1.44 mm×4.5 mm であるLYS0(Lu:98%,Y:2%)シンチレータを32×32×4 に組み上げた物を使用 する。シンチレータ素子の表面状態は機械研磨のものを使用した。光電子増倍管は浜松ホトニクス製 の256 channel flat panel PS-PMT (256ch FP-PMT、H9500)を使用する。256ch FP-PMT の Opening area は52 mm×52 mm であり、256 個のアノードは3.04 mm 間隔で16×16 に配列されている[5]。結晶素 子間に挟まれている反射材には、反射率98%、厚さ0.065 mm の Multi-layer polymer mirrors を用 い、結晶ブロックは FP-PMT にシリコンゴムで結合させた。jPET-RD では視野領域が 8.8cm と小さく



図1 jPET-RDの図

図 2 jPET-RD 用結晶ブロック



図3 ワンペア実験セットアップ

図 4 ワンペア実験システム

検出器が測定対象に近接した状態での測定になるため、計数率が高くなりシステムでの不感時間や信 号のパイルアップの頻度が増加することが予想される。現在の計画では解決法として出力信号の分割 読出しを行うことを計画している。過去の研究から jPET-RD においては検出器の読出しを4分割にす ることで感度を大きく下げることなく高い計数率を維持することが可能であることが示されている [6]。そのため現在のフルブロックの製作の過程でも、最初に4分の1ブロック(16×16×4)ずつ結晶 を組み上げ、最後にその4分の1ブロックを束ねて FP-PMT と共に接着を行うという作業行程で行っ ている。ただし現在の読出しシステムでは PMT の出力を分割して読出し収集することが不可能である ため、本実験では結晶ブロックのみ4分割にし、読出し自体は一括のままで測定を行った。その為、 それぞれの4分の1ブロック間の結晶の光学的な接触条件が他の結晶と異なってしまい、2次元ポジ ションヒストグラムにおいても影響がでている。

3. ワンペア実験セットアップ

図 3、図 4 にワンペア実験に用いたセットアップを示す。装置はアルミ製の定盤と検出器ホルダから成っており、定盤の中心には回転ステージとステージ上にライン線源を固定するためのホルダが取付けられている。測定は外径 1.65mm、長さ 5cm の ⁶⁸Ge⁻⁶⁸Ga ライン線源を用い、視野領域中心とそこから 1cm ずつ離れた 4 カ所の位置に置き、それぞれの位置で位置分解能の測定を行った。検出器は図4 に示されるように 6 角形の各辺に自由に動かすことが可能になっており、測定では 2 つの検出器を必要な Line of Response (LOR)を満たす位置に動かし、それぞれの場所で 30 分間データの収集を行った。FP-PMT にはそれぞれ-800V が掛けられており、256ch の出力は抵抗チェーン回路で 16ch まで束ねられ整形回路、位置演算回路を通した後 PA 回路、同時計数回路に送られる。PA 回路等は jPET-D4の収集系と同様の物を用いており、結晶の数のみ 1,024ch から 4,096ch に変更されている。

4. 結果

初めにフルブロック検出器単体で行った測定に対する結果について述べる。現在のシステムではコ インシデンスを取った状態でエネルギースペクトルや2次元ポジションヒストグラムのデータを得 ることが出来ないため、データには LYSO 結晶による自己発光のイベントが混じっている。エネルギ ースペクトルの測定には ⁶⁸Ge-⁶⁸Ga ライン線源を用いた。図5に検出器1で得られたエネルギースペ クトルを示す。自己発光成分が含まれているため に 511keV の光電ピークよりも高いエネルギーの イベントが現れている。本システムでは事前に結 晶間での発光量の違いの look-up-table を作成し ておき、それを参照することで結晶間での発光量 の補正を行っている。図は補正後のエネルギース ペクトルであり、エネルギー分解能は補正後のス ペクトルに対し 17%の値が得られた。

図6に検出器1で得られた2次元ポジションヒ ストグラムを示す。マップの中央部分では図6左 で示されるように4層の結晶が綺麗に弁別されて



図 5 ⁶⁸Ge⁻⁶⁸Ga 線源に対するエネルギースペクトル

いる。それに対し結晶ブロックの端では結晶が FP-PMT の有感領域ぎりぎりまで配置されており、そ れより外側に読出しアノードが存在しないためにアンガー計算を行った際に外側の結晶が内側に寄 ってしまう。そのため全体として潰れてしまい結晶の弁別がうまくいっていない。実際には散乱して 抜けてしまうガンマ線が多い分感度が少ないはずの外周の結晶での感度が高く見えている原因も複 数の結晶を表すピークが纏ってしまっている事が原因である。マップの中央にある十字の隙間は2章 で述べたようにブロック全体が4つに分割されている影響であるが、不均一でありながらも結晶を示 す個々のピークの判別は可能であり、結晶ブロックを分割したことによる中央部での位置分解能の劣 化は起こっていないと考えられる。またポジションヒストグラム上での位置に依存する結晶の弁別能 の違いは主に FP-PMT の陽極感度の非一様性が主な原因である。若干であるが4分の1ブロックの組 立て精度の違いもポジションヒストグラム上に現れているが、結晶の弁別能に影響を与えているとい う点では殆ど FP-PMT や読出し回路の方が大きく影響していると考えられる。

最後にワンペアシステムによる空間分解能評価の結果を示す。結晶リング差が1以下のコインシデンスペアを用いてサイノグラムを作成し再構成はfiltered back projection 法(FBP)を用いて行った。 DOI 無しの場合には上下の4つの層の結晶をそれぞれ足し込み1つの18.0mmの結晶として扱いサイ



図 6 2 次元ポジションヒストグラム

ノグラム化を行った。図8は DOI 情報有りの場合 と無しの場合の空間分解能の線源位置依存性を示 している。空間分解能は上記の様にして得られた 再構成画像の半値幅をから、ライン線源の直径で ある1.65mm分差し引いた物がプロットされている。 視野中心では DOI 情報を用いた場合と用いなかっ た場合共に 1.5mm 程度の空間分解能が得られてい る。図から解るとおり DOI 情報を用いない場合に は線源位置が中心から外れるに従って大きく空間 分解能が劣化している。それに対し、DOI 情報を利 用した場合のデータは若干の空間分解能の劣化は



見られるものの視野全体で 2mm 程度の空間分解能が得られており、4 層の DOI の効果が現れていると 考えられる。

5. まとめ

我々のグループでは小動物用 PET 装置 jPET-RD の開発を行っており、現在ワンペア実験システムを 用いた実験を行っている。4,096 個の LYSO 結晶を 32×32×4 に組上げたフルブロック検出器の製作 を行い、その評価を行った結果検出器全体で 17% (FWHM)のエネルギー分解能が得られた。2 次元ポジ ションヒストグラムにおいては FP-PMT の端の部分を除いては殆どの結晶を弁別することができた。 また、2 個のフルブロック検出器を使用したワンペア実験システムを用い再構成画像の空間分解能の 評価を行った。その結果、検出器中心で 1.5mm の空間分解能が得られた。また、4 層の DOI 情報を用 いることで視野領域全体において 2.5mm 以下の空間分解能が得られた。現在の検出器やシステムは完 全に最適化がされている訳ではなく、今後もシステムや検出器の改良・最適化を行っていく必要があ るが、今回の結果は jPET-RD が高い感度と空間分解能を両立した装置としての性能を持つことを示し ており今後も装置としての開発を進めていく予定である。

参考文献

[1] S. R. Cherry, S. S. Gambhir: Impact of noninvasive technology on animal research. Inst. Lab. Animal Res. J., 42(3), pp. 219-232, 2001.

[2] Keishi Kitamura, Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, et al. "Preliminary Design Studies of a High Sensitivity Small Animal DOI-PET Scanner: jPET-RD" Conf. Rec. 2004 IEEE NSS & MIC, M10-132, 2004.

[3] T. Tsuda, H. Murayama, K. Kitamura, N. Inadama, T. Yamaya, E. Yoshida, F. Nishikido, M. Hamamoto, H. Kawai, and Y. Ono, "Performance Evaluation of a Subset of a Four-Layer LSO Detector for a Small Animal DOI PET Scanner: jPET-RD", IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 53, No. 1, pp. 35-39, 2006

[4] T. Tsuda, H. Murayama, K. Kitamura, N. Inadama, T. Yamaya, E. Yoshida, F. Nishikido, M. Hamamoto, H. Kawai and Y. Ono, "Measurement of $32 \times 8 \times 4$ LYSO Crystal Responses of DOI Detector for jPET-RD", Conf. Rec. 2005 IEEE NSS & MIC, J03-28, 2005

[5] N. Inadama, H. Murayama, M. Watanabe, T. Omura, T. Yamashita, H. Kawai, T. Umehara, T. Kasahara, N. Orita, and T. Tsuda, "Performance of a PET detector with a 256ch Flat Panel PS-PMT" IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 51, No. 1, pp. 58-62, Feb, 2004.

[6] T. Kobayashi, T. Yamaya, H. Takahashi, K. Kitamura, T. Hasegawa, H. Murayama, M. Suga, "A Monte Carlo Simulation Study on Detector Arrangement for a Small Bore DOI-PET Scanner: jPET-RD", Conf. Rec. 2006 IEEE NSS & MIC, M14-72, 2006

(8-1) 消滅放射線 in vivo 角度揺動の定量

澁谷 憲悟¹⁾、鈴木 敏和²⁾

放射線医学総合研究所 1)分子イメージング研究センター、2)緊急被ばく医療研究センター

1. 緒言

陽電子イメージングの基本原理は消滅放射線の同時計測である。消滅放射線は2本が同時に「ほぼ正反対」の 方向に放出される割合が高いため、511 keVの電磁波が2つの検出器で「ほぼ同時」に計測された場合、この2つ の検出器を結ぶ直線(LOR, line of response)上で陽電子と電子が衝突した可能性が高い。

ここで「ほぼ正反対」とは、2本の消滅放射線が放出される相対角度が、厳密には必ずしも 180° ではないという 意味であり、平均して 0.5° 程度の差違があることが知られている。この現象は photon non-collinearity (acollinearity) もしくは angular deviation と呼ばれ、日本語では消滅放射線の角度揺動と言っている。角度揺動に よって、図1に示すように、LOR が真の対消滅座標から乖離してしまうため、陽電子イメージングの空間分解能が劣 化する。



図1:角度揺動によるLORと真の対消滅座標の乖離.

2006 年に出版された教科書 "PET Physics, Instrumentation, and Scanners" [1] の 12 ページには、次のような 練習問題が掲載されている。

EXAMPLE 4

Calculate the blurring due to photon non-collinearity (Δ_{nc}) in an 80-cm diameter PET scanner designed for imaging humans and in a 15-cm diameter PET scanner designed for imaging small animals.

ANSWER

The blurring is calculated as: 80-cm human scanner: $\Delta_{nc} = 0.0022 \times D = 0.0022 \times 800 \text{ mm} = 1.76 \text{ mm}$ 15-cm small-animal scanner: $\Delta_{nc} = 0.0022 \times D = 0.0022 \times 150 \text{ mm} = 0.33 \text{ mm}$ このように、小動物用装置のようにリング径が小さい場合には、角度揺動による解像度劣化は限定的である。しかし、 全身用装置のようにリング径が大きい場合には、PET 計測における原理的な解像度限界の最大要因となる。

ところで角度揺動の影響係数は 0.0022 とされているが、これは LOR と真の対消滅座標の距離を表す関係式(図 1中)に対して 0.50°を代入すると得られる。しかし、一般的に角度揺動が「0.5°程度」と言われているのが、具体的には 0.4°~0.6°の範囲を示すのか、あるいは 0.45°~0.55°の範囲なのか、はたまた係数に 0.0022 と 2 桁の有効数字を添えるからには 0.495°~0.505°の範囲なのか判然としない。少なくとも、0.5X°のように 2 桁の有効数字を検証した実験データはこれまでに無いのであるから、現時点では 0.002 と 1 桁の有効数字に止めておくのが正しい。

「0.5°程度」の根拠として引用されるのは、1965年にColombinoらが純水に対して測定した角度分布のデータである[2]。しかし、Colombino らは半値幅や分散等の定量値は明記していないし、グラフを拡大コピーして解析してみても、2桁の有効数字は保証し難い。また、純水を生体の近似物質として取り扱って良いのかも未検証である。

角度揺動を調べるには、線源が空間的に分布している場合、図2のように放射線検出器を鉛でコリメートして指向性を与え、例えば0.001°ずつ角度を変えながら同時計数率を記録すればよい。線源強度を100mCi、線源と検出器の距離を10m(角度分解能を上げるため)と仮定すると、約2週間で角度分布をプロットすることができる。しかし、¹⁸Fのような短寿命核種(半減期1.83時間)を線源として *in vivo* で定量するのは困難であるため、50年に及ぶ陽電子イメージングの歴史にもかかわらず、生体から放出される消滅放射線の角度揺動は未定量である。



図2:角度揺動の分布を直接測定する方法.

2. 原理

このように、求めたい物理量が直接測定できない場合、別の測定可能な物理量を定量して、求めたい物理量に 換算する方法を考える。

まず、対消滅の前後で保存する物理量を定式化するために、直交座標系を図3のように定義する。電子・陽電子の対消滅の座標を原点にとり、放出される2本の消滅放射線のうち任意の1本の飛行方向に沿ってY軸を定義し、これと直交する方向にX軸を定義する。ここで、2本の消滅放射線の運動量をそれぞれ p1とp2とし、消滅直前の電子と陽電子の合成運動量を pepとすると、この 3本のベクトルで形成される平行四辺形が対消滅前後の運動量保存則に対応する。



図3:角度揺動の原理を説明し保存則を定式化するための座標系.

式で表すと、運動量のX成分とY成分がそれぞれ保存されるので、

$$p_x = p_2 \sin \theta, \quad p_y = p_1 - p_2 \cos \theta$$

となる。また、エネルギーの保存則から、

$$2m_0c^2 = cp_1 + cp_2$$

も成り立つ。ただし、 m_0 は電子もしくは陽電子の質量(9.11×10⁻³¹ kg)であり、c は光速度定数(3.00×10⁸ m/s)である。ここで、消滅後(右辺)の物理量は p_1, p_2, θ の3つであり、式も3つあるので一意に解くことが出来る。

例えば、運動量保存則の Y 成分の式とエネルギー保存則の式を連立して p2もしくは p1を消去すると、

$$\begin{cases} cp_1 = \frac{2m_0c^2 + cp_y}{1 + \cos\theta} \approx m_0c^2 + \frac{cp_y}{2} \\ cp_2 = \frac{2m_0c^2 - cp_y}{1 + \cos\theta} \approx m_0c^2 - \frac{cp_y}{2} \end{cases}$$

の関係式が得られる。電磁波のエネルギーは運動量 pの c 倍であるから、左辺は2本の消滅放射線のそれぞれの エネルギーであり、右辺はその値が(陽)電子 1 個分の質量エネルギー(m₀c²=511 keV)から p_yに比例した分量だ け増減することを示している。つまり、波源(消滅前の電子と陽電子)が運動していると、そこから発生する電磁波の 波長(エネルギーとは反比例)が変動する。これは、移動する救急車のサイレン音が高下するのと同じ現象で、い わゆるドップラー効果である。本稿ではこの現象を「エネルギー揺動」と呼ぶ。

また、消滅放射線のエネルギーの2番目の式と運動量保存則のX成分の式を連立すると、

$p_x = p_2 \sin \theta \approx mc\theta$

の関係が得られる。これは、角度揺動θは px に比例した分量だけ生じることを示している。図3で、もしθが0°に固定されているならば、消滅前の電子と陽電子の運動量の X 成分は行方不明になってしまう。これは運動量の保存 則に反する。つまり、X 軸方向の運動量は角度揺動として保存され、Y 軸方向の運動量はエネルギー揺動として保存されなければならない。

ここで、完全結晶等では、ある特定の方向に原子の結合が揃っているので、物体中の電子の運動量分布も方向 性を有するが、生体中や液体中では熱運動等によって分子は様々な方向を向いているため、観測事象数が十分 に大きければ統計的に *p*_x= *p*_yと考えられる。したがって、以下の関係式が成り立つ。

$$\langle \theta \rangle = \frac{2 \langle \Delta E \rangle}{m_0 c^2}$$

この式は、エネルギー揺動の分布<ΔE>を定量すらば、直接測定することができない角度揺動の分布<θ>に換算

3. 計測

エネルギー揺動の分布<Δ*E*>を精密に測定するために、放射線検出器にはエネルギー分解能が極めて良好な Ge 半導体検出器(GEM-25195)を用いた。当該検出器のチャンネルを予備校正し、511 keV におけるシステム関 数(検出器固有のエネルギー分解能)を求めるため、被検体の計測に先立って、プラスチック容器に封入された 5 種類のガンマ線源と消滅放射線源を同時に測定した。核種とエネルギーの関係は、²⁴¹Am (59.5 keV)、¹³³Ba (81.0, 303, 356 keV)、⁵⁷Co (122 keV)、²²Na (511 keV)、¹³⁷Cs (662 keV)、⁵⁴Mn (835 keV)、および ⁸⁸Y (898 keV)である。

続いて、¹⁸FDG を 2.8mCi 静注してから、140 分経過した健常ボランティア 1 名 (20 代男性)と、0.1mCi 注入直後 のプールファントムから放出される消滅放射線のスペクトルを、それぞれ 40 分間計測した。原理的に同時計数は 不要であり、計測された方の消滅放射線を図3におけるγ1と考え、その飛行方向を事象毎に Y 軸と定義する。した がって、Ge 半導体検出器の配置は任意である。ただし、高計数率による検出器の負荷を避けるため、検出器と各 被検体の距離を 2.0m とし、不感時間を全計測時間の 5%以内に収めた。

4. 結果

図4aは、上記の6種類のRI核種から放出されたガンマ線(消滅放射線)のスペクトルである。エネルギーが高い ほど、光電ピークが太くなっていく様子が分かる。しかし、消滅放射線である²²Naの光電ピークだけは、この法則に 反して⁸⁸Yの光電ピークよりも太い。これは、消滅放射線のエネルギーが511 keV から増減して一つの値に定まら ないためである。これに対して、原子核から放出されるガンマ線ではエネルギー揺動は観測されないが、原子核は 電子や陽電子よりも数千倍以上質量が大きいため、熱運動等の速度が小さいからである。

図4bは、光電ピークの半値幅とガンマ線(消滅放射線)のエネルギーの関係をプロットしたグラフである。各点を 理論曲線(放物線)で最小自乗フィッティングすると、当該検出器の 511 keV におけるエネルギー分解能(ドップラ 一効果が無い場合)は 1.17 keV であると推定される。



図4: (a)6 種類の RI 核種のスペクトル、(b)ガンマ線のエネルギーと光電ピークの 半値幅(エネルギー分解能)の関係.

図5は、生体から放出された消滅放射線の光電ピーク近傍のスペクトルと、そのうち小角散乱線の影響が少ない 508~517 keV の部分の形状に対して 2 成分のガウス関数に最小自乗フィッティングした結果を示している。軌道 電子と陽電子の対消滅に由来すると考えられる半値幅 2.99 keV の成分が 80.9%を占め、電子と陽電子が準安定 的に形成したポジトロニウムの対消滅に由来すると考えられる半値幅 1.77 keV の成分が残りの 19.1%を占めた。図 中の波線は、図4bで求めた 511 keV における Ge 半導体検出器のシステム関数を示している。上記の 2 成分から システム関数による拡がりをデコンボリューションで取り除くことにより、エネルギー揺動を抽出することができる。(ド ップラー効果が表れないガンマ線の光電ピークを、当該エネルギーのシステム関数でデコンボリューションすると 線スペクトルになる。)

図6は、図5で求めた両成分をシステム関数でデコンボリューションした結果と、デコンボリューション後の両成分の和を示している。また、第2節(原理)で求めたエネルギー揺動の分布<ΔE>と角度揺動の分布<θ>の関係式を 用いて、横軸をエネルギーから角度に換算した。その結果、角度揺動は半値幅 0.619°の成分(80.9%)と半値幅 0.301°の成分(19.1%)からなり、平均して半値幅 0.557°±0.016°と求められた。

図7は、同様に処理したプールファントムの測定結果のデータ、および 1965 年に Colombino らによって直接測定 (図2参照)された純水の角度揺動のデータと比較するためのものである。健常ボランティアの計測結果を灰色の 実線で、プールファントムの計測結果を黒の実線で示しているが、両者に差違はほとんど認められなかった。やや 純水よりも生体の値の方が大きいが、誤差の範囲内である。具体的な定量値の比較を表1に示した。生体データ で誤差が大きいのは、小角散乱線によるノイズが光電ピークの低エネルギー側の裾に乗ったためである。また、 Colombino らが直接測定した純水の角度揺動データを×印(4℃)と●印(22℃)でプロットしたところ、エネルギー 揺動から間接的に求めた本結果と良く一致した。



図5 ボランティア被験者から放出された消滅放射線の光電ピークスペクトルと 2 成分ガウス関数によるフィッティングの結果.



Uter 277K (Ref.) × Water 295K (Ref.) • -1.0 -0.5 0.0 0.5 1.0 Anger (degree)

除去した結果と,エネルギー揺動分布から角度揺動分布への換算.

図7 生体とプールファントムの測定結果および既報[2]との比較.

Colombinoらの計測データは、本手法に比べて測定点数が少なく(本手法は130点)、測定値の誤差もやや大きいが、本質的には同様の結果であると考えられる。したがって、Colombinoらのデータを参照して、精度について言及せずに漠然と「0.5°程度」と表現したのが第一の誤りであり(むしろ 0.6°に近い)、更に精度を確認せずに「0.0022」という2桁の有効数字で影響係数を流布したのが第二の誤りであった。

	Broad	Narrow	Angular		
	Component	Component	Deviation		
	(rate)		in Average		
Volunteer	$0.619 \pm 0.011^{\circ}$	0.301 ± 0.030 °	0.557 ± 0.016 °		
	$(80.9 \pm 5.8\%)$				
Pool	$0.633 \pm 0.007^{\circ}$	0.273 ± 0.010 °	0.552 ± 0.008 °		
Phantom	$(82.4 \pm 3.1\%)$				

表1:健常ボランティアおよびプールファントムの角度揺動計測結果.

なお、冒頭に述べた練習問題の解答は、以下のように修正するべきである。

MODIFIED ANSWERThe blurring is calculated as:80-cm human scanner: $\Delta_{nc} = 0.0024 \times D = 0.0024 \times 800 \text{ mm} = 1.9 \text{ mm}$ 15-cm small-animal scanner: $\Delta_{nc} = 0.0024 \times D = 0.0024 \times 150 \text{ mm} = 0.36 \text{ mm}$

5. 結言

エネルギー分解能が極めて良好な Ge 半導体検出器を用いて、¹⁸FDG を注入したプールファントムから放出され る消滅放射線のエネルギースペクトルを精密に計測し、運動量保存則とエネルギー保存則から導かれた関係式に より角度揺動に換算したところ、1965 年に Colombino が測定した純水のデータと良く一致した。また、¹⁸FDG を静注 した健常ボランティアから放出される消滅放射線を同様に計測し、プールファントムの結果と比較したところ、有意 な差違は認められなかった。したがって、角度揺動に関して純水は生体の良い近似物質と考えられる。また、角度 揺動は軌道電子に由来する成分と、ポジトロニウムの電子に由来する成分の 2 つからなり、その平均値はプールフ ァントムで 0.552° ±0.008°、健常ボランティアで 0.557° ±0.016° であった。したがって、これまで考えられてい た「0.5° 程度」よりも約 10%大きいことが確かめられた。核医学会に流布している 0.0022 という影響係数の値は、 0.00243±0.00007(2.43±0.07×10⁻³)と修正されるべきである。この値は装置の設計やシミュレーション、あるいは 画像再構成における順投影等に利用することができる。

謝辞

緊急被ばく医療研究センターの矢島千秋氏と結城政則氏には、Ge半導体検出器の使用方法に関して技術的な ご支援いただきました。

参考文献

 Cherry, S.R., and Dahlbom, M.: "PET: Physics, Instrumentation, and Scanners", ed. M. E. Phelps, Springer, New York, 2006. (ISBN: 0-387-32302-3)

[2] Colombino, P., Fiscella, B. and Trossi L.: Study of Positronium in Water and Ice from 22 to -144℃ by Annihilation Quanta Measurements. Il Nuovo Cimento, 38, pp707-723, 1965.

(8-2) DOIとTOF-PETの融合

澁谷 憲悟、錦戸 文彦

放射線医学総合研究所・分子イメージング研究センター・先端生体計測研究グループ

陽電子イメージングの基本原理は消滅放射線の同時計測である。消滅放射線は2本が同時に「ほぼ正反対」の方向に放出される割合が高いため、511 keV の電磁波が2つの検出器で「ほぼ同時」に計測された場合、この2つの検出器を結ぶ直線(LOR: line of response)上で陽電子と電子が衝突した可能性が高い。

ここで「ほぼ同時」とは、用いられる放射線検出器や電子回路の時間応答特性を考えて、真の同時計数 を誤って棄却しない程度に短い時間という意味であり、例えば、放射線検出器に搭載されているシンチ レータ結晶のタイミング性能に応じて、BGOの場合には 12ns 程度、GSOの場合には 8ns 程度、そして LSO の場合には 5ns 程度に設定されている。この時間幅を同時計数判定窓(CW: coincidence window)と呼ぶ。 CW を短くすると、異なる対消滅で発生した消滅放射線を誤って組み合わせる確率が減少するため、計測 データの統計精度が向上する。最近の PET 装置にはしばしば LSO や LYSO が搭載されているが、シンチレ ータの発光強度が大きく、立ち上がり時間も短いので、このような装置では電子回路等を工夫すると 1ns 以下の時間分解能も達成可能である[1]。ただし、消滅放射線の飛行速度を考慮すると、光速度が c、有 効視野の直径が dのとき、CW を d/c よりも狭めることは出来ない。時間情報の使用目的を同時計数の判定 に限るならば、このような PET 装置は時間分解能を持て余している。

そこで、消滅放射線の飛行時間差の情報を画像再構成に用いる PET、いわゆる Time-of-Flight PET (TOF-PET)の研究開発が盛んになった。例えば、視野の中心で対消滅が起きると 2 本の消滅放射線はそ れぞれの放射線検出器に同時に到達するが、どちらかの検出器に寄った位置で対消滅が起きると近い方 の検出器へ先に到達するため検出時刻に差を生じる。つまり、検出時刻差は LOR 上の座標に対応する意味 を持つ。従来の PET では、1 組の同時計数から得られる空間情報は 1 本の直線であるが、TOF-PET では時 間分解能に応じてこの直線(線分)を限局することができ、その割合に応じて位置情報量が増大する。こ こで時間分解能を t、装置のリング径を Dとすると、TOF-PET における 1 同時計数当たりの情報量は従来 型 PET の 2D/ct 倍であり、信号の統計精度では (2D/ct)^{1/2} 倍となる[2]。したがって、放射線検出器や電 子回路のタイミング特性が改善するほど、実効的な装置感度が増大する。そして、投与放射能の削減や 計測時間の短縮が可能となり、被検者の負担を軽減することが出来る。

このように、当面の時間分解能(>100ps)で TOF に期待されるのは偏に装置の実効的な感度の向上であ り、空間分解能の向上を目的とする DOI とは役割が異なる。したがって、TOF 情報と DOI 情報の併用によ り、感度と分解能が同時に改善されると期待される。本稿では、やや視点を変えて、DOI 情報によって TOF の時間分解能が向上する点を指摘する。

PET 用の放射線検出器に求められる機能は、入射する放射線を効率良く検出し、その位置、エネルギー、 および時刻の情報をより正確に出力することである。消滅放射線のエネルギーは 511 keV であるが、これ は医用の電磁波としては極めて高く、透過力も大きい。したがって、消滅放射線を効率良く検出するた めに、しばしば数 cm の厚さのシンチレータ結晶が用いられる。一方、位置決定精度は単一の検出素子が 線源を見込む立体角で決まるため、他の2辺は概ね5mm以下とされる。ところが、このような直方体の実 効的な断面積は放射線の入射角度が小さくなると著しく増大するため、視野中心付近から飛来する消滅 放射線に対しては良好な位置決定精度が、視野の辺縁部から飛来する消滅放射線に対しては著しく劣化 してしまう。この影響は、リング径Dが小さく、体軸視野Lの長い装置ほど大きい。

そこで、頭部用試作機 jPET®-D4 では断面積が(2.9 mm)²で深さが29.4 mmのGSO シンチレータ結晶を、 深さ方向に4層に分割することで、斜めに入射する消滅放射線に対しても良好な位置決定精度を維持し、 *d*=25.0 cm の視野内において均一的な解像度を実現した[3]。積層した結晶を識別するために、結晶間に Multilayer Polymer Mirror (MPM) と呼ばれるフィルム状の反射剤を挿入し、シンチレーション光が位置 敏感型光電子増倍管に達するまでの経路を制御することで、上下の結晶の位置情報が重なり合わないよ うに工夫した。また、GSO の発光中心である Ce³⁺の添加濃度を増やすと発光の減衰時定数が短くなるとい う性質も結晶の識別に活用されており、上から数えて1層目と3層目の結晶はCe 添加濃度が0.5%(減衰 時定数 60ns)、2層目と4層目の結晶はCe 添加濃度が1.5%(減衰時定数 35ns)となっている[4]。信号 処理では、まずダイノード信号を時間積分してその中間値と最終値の比から推定される減衰時定数によ り偶数層と奇数層を分離し、次に各アノード信号を時間積分してそれらの最終値の2次元重心演算(アン ガー計算)により発光した結晶の層と位置を特定している。また、津田らの追加的な研究により、MPM に よる光路制御のみで4層の結晶を識別する方法も開発された[5]。この場合、減衰時定数の判別を省ける ので、信号処理回路を簡素化することができる。

このような、DOI 検出器を用いると、従来の放射線検出器では修正できない時刻の誤差を修正し、時間 分解能を高めることができる。該当する誤差で最大のものは、消滅放射線とシンチレーション光の飛行 速度の違いによるものである。消滅放射線の飛行速度は、空気中でもシンチレータ結晶中でも光速度 c で ある。これに対して、シンチレーション光は屈折率 n の媒質中において n/c に減速する。したがって、 TOF-PET において 1 組の消滅放射線の飛行時間差を求める際に、片方の消滅放射線が結晶下端でシンチレ ーション光に変換され、他方の消滅放射線が結晶上端でシンチレーション光に変換された場合には、前 者の方が速度 c を保って飛行する距離が長いので先に入射したと誤認される。シンチレータ結晶の屈折率 nを 1.8、結晶の厚さを 3.0 cm とすると、当該誤差は 80 ps となる。実際のシンチレーション光は、結晶 の壁面等で反射を繰り返しながら光電子増倍管等の光検出器まで到達するため、誤差は更に拡大する。 しかし、例えば 4 層の DOI 検出器を利用すれば、1 組の同時計数に対して 2bit×2 の深さ情報を利用する ことで誤差を補正できる。

より細かい誤差の原因として、数多のシンチレーション光子の伝達経路がそれぞれ変化することによ り、光検出器からの出力信号の波形が変化することが挙げられる。出力信号から時刻の情報を抽出する には、一般的にコンスタント・フラクション法やリーディング・エッジ法を用いるが、波形の形状変化 に対しては必ずしも安定ではない。また、光電子増倍管などの光センサーは、受光面の中心部と辺縁部 で時間分解能に関する性能(感度、増幅率など)がしばしば異なる。これらの誤差も結晶の3次元アドレ スと対応付けることにより修正可能である。

現時点で、LSOやLYSOシンチレータを搭載した放射線検出器の時間分解能は、PET 装置に組み込まれた 状態で 500ps 以上であるが[1]、検出器単体では 250ps 以下の時間分解能も得られており[6]、またタイミ ング性能に優れた LaBr₃(Ce)シンチレータの搭載も試みられているため[7]、段階をおって改善されると考 えられる。時間分可能が 300ps 程度になると、上記の時刻誤差を修正できるかどうかで、装置の最終的な 時刻誤差の修正機構を備えるためには、例えば、予め BaF₂のような高速なシンチレータを搭載した放 射線検出器との同時計数により、基準となる時刻からの誤差を結晶ごとに測定し、その情報を ROM 等に保 存しておく。最近の PET 装置は、シンチレータ結晶と光検出器の組み合わせが1対1ではないため、発光 した結晶を推定するためのテーブルデータをメモリ上に保持しておき、光検出器からの信号を受信する 度に参照して結晶アドレスへ変換するのが一般的である。結晶を特定した後で、飛行時間差を計算する 前に、時刻修正のためテーブルデータを参照して時刻を書き換えることで、消滅放射線とシンチレーシ ョン光の飛行速度による誤差等の、結晶アドレスに関連付けられる全ての誤差をまとめて修正すること ができる。

終わりに、DOI 検出器は空間分解能と時間分解能を劣化させることなく、結晶を積層するための技術と 見ることができる。特に、積層技術は GSO や LaBr₃等の実効原子番号が低目のシンチレータ結晶を PET 装 置に搭載する際に、LSO やLYSO と比べて感度が低下する問題を解消できる。また、本稿で述べたように、 TOF-PET においては時間分解能を改善することで間接的に装置感度を向上させる。したがって、従来の DOI 無し PET 装置では、ともすれば trade-off の関係にあった空間分解能と装置感度の両パラメータを総 合的に改善する為の技術が DOI 検出器であり、TOF-PET においては尚一層その効力が高められる。

参考文献

[1] Muzic, R.F. and Kolthammer, J.A.: PET Performance of the GEMINI TF: A Time-of-Flight PET/CT Scanner. Conf.Rec. 2006 IEEE NSS/MIC, M6-152, 2006.

[2] Budinger T. F.: Time-of-Flight Positron Emission Tomography: Status Relative to Conventional PET. J. Nucl. Med., 24, pp. 73-78, 1983.

[3] Yamaya, T. et al.: Preliminary Resolution Performance of the Prototype System for a 4-Layer DOI-PET Scanner: jPET-D4. IEEE Trans. Nucl. Sci., 53, pp.1123-1128, 2006.

[4] Inadama, N. et al: A Depth of Interaction Detector for PET with GSO Crystals Doped with Different Amounts of Ce. IEEE Trans. Nucl. Sci., 49, pp. 629-633, 2002.

[5] Tsuda, T. et al.: Performance Evaluation of a Subset of a Four-Layer LSO Detector for a Small Animal DOI PET Scanner: jPET-RD. IEEE Trans. Nucl. Sci., 53 pp. 35-39, 2006.

[6] Moszynski, M. et al.: New Prospects for Time-of-Flight PET with LSO Scintillators. IEEE Trans.Nucl. Sci., 53, pp. 2484-2488, 2006.

[7] Kuhn, A. et al.: "Performance Assessment of Pixilated LaBr₃ Detector Modules for Time-of-Flight
 PET. IEEE Trans. Nucl. Sci., 53, pp. 1090-1095, 2006.

(9) 蛍光兼用 DOI-PET 検出器

高橋慧^{1,2)}、村山秀雄²⁾、河合秀幸³⁾、稲玉直子²⁾、小田一郎⁴⁾、大村篤史⁵⁾ 1)千葉大学・自然科学研究科、2)放射線医学総合研究所・分子イメージング研究センター、 3)千葉大学・理学部、4)島津製作所、5)早稲田大学・理工学部

1. はじめに

PET と蛍光イメージングの同時撮像を可能にする装置は、分子イメージング研究に大きな進展をもたらすと考 えられる。しかし蛍光イメージングを行うには対象と検出器を近づける必要があるが、PET は近接撮像に於いて 位置分解能が劣化してしまう。そこで我々は、これまで研究してきた DOI(Depth Of Interaction)技術が近接撮 像での位置分解能劣化を抑制できることに着目し、PET 用 4 層 DOI 検出器に蛍光検出能力を付加させることを 考えた。蛍光は PMT(Photo Multiplier Tube)によって直接検出するが、蛍光を PMT に入射させるためシンチレー タブロック上面にはダイクロイックミラーという素材を用いている。本報告では、本検出器の概要と、ダイクロイッ クミラー及び蛍光検出可能な PMT の導入による PET 検出器としての性能評価の結果を示す。

2. 蛍光同時検出の概要

PET での消滅光子と蛍光イメージングでの蛍 光は、本検出器ではどちらも同じ PMT により検出 される。しかし、蛍光イメージングの蛍光は光量 が微弱であり、シンチレーション光と同時に検出 された場合、埋もれてしまい判別が付かない。そ こで、図1のようにシンチレーション光の発光時 間に対応した Gate 信号を作成し、それ以外の時 間(シンチレーション光の発光していない時間) のみで蛍光を検出するようにする。このような検 出形式をとるため、シンチレータには減衰時間が 短くアフターグローや自発光が少ないケイ酸ガ ドリニウム(Gd_SiO5: GSO)を用いる。

図2には、蛍光の代わりに波長 650nm の LED を 用い、¹³⁷Cs からの γ線(662keV)を GSO 結晶により 同時に計測した際の PMT からの信号を示した。図 中、上の信号は PMT の1 アノードからの直接の信 号、下は LED 発光用にかけたパルスジェネレータ の電流信号である。LED 由来の信号と γ線の信号 の高さの比は、最大で 9 倍程度が観測された。



図2 シンチレーション光と単一光子の信号

今後、理論的な計算やこのような実測値を踏まえ、適切な Gate 時間を設定していく。

3. PET 用 4 層 D O I 検出器

シンチレータとしては、1.42 mm×1.42 mm×4.5 mm の GSO 結晶素 子を12×12×4 層のブロック状に構成したものを用いる(図3)。通常、 シンチレータ結晶素子同士の間は図4(a)のように反射材によって区 切られ、各アノードの信号を重心演算することで図4(a)の下図のよ うに各結晶の位置に対応した 2D position histogram が得られる。こ こで一部の反射材を取り除くと、その場所で結晶素子の信号の寄り 合いが 2D position histogram に発生する。このとき、反射材の構造を 変えることで、図4(b)のように別々の位置に信号を寄り合わせるこ とが出来る。



反射材には厚さ 0.065 mm、反射 率 98% の Multilayer polymer mirrors (MPM)を用いる。結晶間、 層間は RTV ゴム(屈折率 1.45) により接合した。



図3 GSO 結晶ブロック



- 図4 反射材配置による4層DOI(結晶素子6×6×4層の場合)
 (a):通常の反射材配置との2Dポジションヒストグラム
 - (b): 4種の反射材配置とそれぞれの2Dポジションヒストグラム
 - (c): 4層重ね合わせた場合の2Dポジションヒストグラム

4. ダイクロイックミラー

PET 検出器は通常、シンチレータ結晶ブロックの底面が受光素子と光学結合した構造になっている。結 晶ブロックは、内部で発生したシンチレーション光の漏洩を防ぐために反射材で覆われているが、蛍光 イメージングで捕らえるべき蛍光はこれを透過出来ないため、蛍光入射側(被験者側)の反射材を取り除 かなければならない。しかし、シンチレーション光の収量が減少すると、エネルギー分解能と検出結晶 の識別能力の低下という形で PET 検出器としての性能は劣化してしまう。そこで 600~700nm の波長領域 のみを透過しそれ以外の波長領域は反射する性質を持つダイクロイックミラーを使用することで、劣化の 回復を試みた。これにより蛍光は透過され、400nm 付近の発光波長をもつシンチレーション光の漏洩を防 ぐことが可能となった。

ダイクロイックミラーの効果を検証するために、図5の様にシンチレーション結晶ブロック上面を、反 射材で覆った場合(MPM)、反射材を取り除いた場合(Non MPM)、反射材に代わりダイクロイックミラーを 用いた場合(Dichroic mirror)の3通りに変え、PET 検出器としての性能を比較し評価した。結果を図6、表 1、表2に示す。図1では各状態でのシンチレーション信号の内、結晶ブロック1層目(PMTより一番遠い 側)で生じたもののエネルギースペクトルを、表1は各光電ピークチャンネルのMPM時に対する相対値(MPM の値を1とする)、表2は各エネルギー分解能をまとめたものである。

これらの結果から、反射材を外すことで劣化した PET 検出器としての性能が、ダイクロイックミラーを 用いることにより回復していることが分かる。



表1 反射材使用状態に対する各層各状態の光電ピークチャンネル相対値

	Layer 1	Layer 2	Layer 3	Layer 4
Non MPM	0.52	0.53	0.73	0.76
Dichroic mirror	0.97	0.96	0.98	0.98

表2 各状態各層のエネルギー分解能

	Layer 1	Layer 2	Layer 3	Layer 4
MPM	17.2 %	17.9%	18.5 %	21.5 %
Non MPM	26.6 %	28.3 %	26.1 %	32.6 %
Dichroic mirror	18.6 %	18.1 %	18.9 %	22.5 %

5. 長波長領域用 PS-PMT

蛍光イメージングで検出される蛍光は 600nm 以上の長波長と なる。一般に PET 用として用いられている PMT ではこの領域に おける量子効率が低いため、蛍光兼用検出器としてそのまま流用 することは難しい。そこで、フォトカソード面をマルチアルカリ とすることで PET に必要な 400nm 付近から 600nm 以上の長波長 領域まで検出できるようにした Position Sensitive PMT (PS-PMT)、 H7546B-01(Hamamatsu Photonics K.K. Japan)を用いることとした (図7(a))。jPET-D4 などで用いられている 256ch PS-PMT H9500(Hamamatsu Photonics K.K. Japan)では 600nm での量子効率 は 0.2%しかないが、今回用いることにした H7546B-01 では図7 (b)のように 6%になる。対し、低波長領域での量子効率は H9500 に比べ低下している。これにより PET 検出器としての性能が劣化 することが懸念されたため、その評価を行った。シンチレータは 前述の 1.42mm×1.42mm×4.5mm の GSO 結晶を 12×12×4 層に配置 したものを使用し、結晶上面にはダイクロイックミラーを置いて いる。線源は²²Naの消滅光子(511keV)を使用し、検出器に一様に 照射した。この時の 2D position histogram と、結晶全体のエネル ギースペクトル及びエネルギー分解能を図8に示す。





⊠ 8 (a) 2D position histogram

(b) 結晶ブロック全体でのエネルギースペクトル

6. 蛍光検出

蛍光は PS-PMT の各アノードで検出され、そのフォトンカウント数の分布によりイメージングを行う。 蛍光検出用として用意した H7546B-01 は 8×8 構造(合計 64ch)のアノードを持つ PS-PMT であり、一検出器 当り 8×8 ピクセルの蛍光分布図が作成される(図 9)。

現在は試験的に光子計測を ADC で行い MAP 化しているが、今後はカウンターを用いた光子数計測による MAP 化を行っていく予定である。



図9 蛍光 MAP 化の手順(模式図)

7. まとめ

蛍光検出兼用の DOI-PET 検出器開発を目指し、ダイクロイックミラー及び長波長領域用 PMT を導入し ての PET 検出器としての性能評価を行った。ダイクロイックミラーでは反射材を取り除いた場合に比べ著 しい性能回復が見られ、長波長領域用 PMT では結晶全体で 19.0%のエネルギー分解能が得られるなど、ど ちらも優良な結果を出すことが出来た。今後、この2つを用いての蛍光兼用 PET 検出器開発を進めていき たいと思う。しかし、シンチレーション光の Gate 幅の設定、PMT 各アノードの検出効率のバラつき、蛍 光の MAP 化のための計測機器の調整など課題は多く、今回結果の出た部分の性能向上も含めて更に検討 していきたい。

参考文献

[1] Prout D.L, Silverman R.W. Chatziioannou A. : IEEE Trans on Nucl. Sci. 51: 752-756, 2004

[2] T. Tsuda, H. Murayama, K. Kitamura et al. : IEEE Trans. Nucl. Sci.51: 2537-2542, 2004.

(10)小動物 PET 装置の計数率解析

小林哲哉1)、山谷泰賀2)、高橋悠1)、菅幹生1)

千葉大学大学院・自然科学研究科¹⁾、放射線医学総合研究所・分子イメージング研究センター²⁾

1. はじめに

近年、分子イメージングを目的とした小動物用 PET 装置の開発や要素技術研究が盛んに行われている。 放射線医学総合研究所では光分配方式による DOI (Depth of Interaction) 検出器[1]を開発し、高性能小 動物用 DOI-PET 装置"jPET-RD"を開発中である[2]。DOI 検出器の特徴は、近接撮影をしてもy線検出位 置精度の劣化が少なく、FOV (Field-of-View) 内の解像度の一様性を飛躍的に高める点である。jPET-RD では、DOI 計測と近接撮影の相乗作用により、既存装置では実現されていない解像度と感度の両立を図る。 一方、小数個の大面積検出器による近接撮影は、個々の検出器ブロックに入射するy線束の増加により フロントエンド回路の不感時間の発生頻度を高め、計数損失を増加させる。これは、高放射能時におい て真の同時計数率を著しく低下させ、結果的に画質を低下させる。本研究では、対向する検出器間の距 離が異なる jPET-RD の計算機シミュレーションを行ない、検出器の近接化が装置の感度・計数率特性に与 える影響を明らかにする。また、計数率改善を目的にアノード信号の分割読み出しを検討し、分割数の 最適化を試みる。

2. 方法

(1) 装置構成

測定対象はマウスを想定し、jPET-RDの検出器配置は、六角形、四角形、検出器ブロック端の一部を重 ねた四角形(以下四角形(重))の3種類とした(図1)。いずれの配置も体軸方向に検出器ブロックを 2個配置した。また、jPET-RDと従来型装置との性能を比較するために、microPET-Focus120と同様な検出 器配置(図1)もシミュレーションに加えた。各装置の形状パラメータを表1にまとめた。

アノード信号の分割読み出しは、例えば、読み出し分割数 1×1、2×2、4×4、8×8 といった場合、そ れぞれ 16×16ch、8×8ch、4×4ch、2×2ch のアノード信号群を1つのフロントエンド回路で読み出す手 法である。読み出し分割数を増すほど1検出器ブロックあたりのシングル計数率が向上すると予想され る。

(2) PET装置シミュレータ

ファントムおよび検出器内での γ線の挙動計算には GATE (Geant4 Application for Tomographic Emission)を用いた[3]。今回は、PMT 出力に相当するシングルデータの生成に GATE を用い、後続の収集 系シミュレータは jPET-RD の信号処理モデルに合わせて別途に作成した。検出器ブロック(分割読み出し 時は各セグメント)からの信号はフロントエンド、グルーピング、同時計数の各回路を通り、リストモー ドでデータ記憶装置に出力されるとした。装置のエネルギー分解能は結晶ブロック内の位置に関わらず 一定とし、jPET-RD が 20%、従来型装置が 18.5%[4]とした。収集系パラメータは jPET-RD と従来型装置で 同じとし、具体的にはパルス積分時間 120ns (まひ型不感時間)、エネルギーウィンドウ 400~600keV、グルーピングサイクル 128ns (非まひ型不感時間[5])、タイムウィンドウ 4.0ns とした。



図1 検出器配置

表1 各検出器配置の形状パラメータ

	jPET-RD			Conventional scanner	
detector arrangement	Hexagon Tetragon Overlapped tetragon			microPET-Focus120	
scintillator material	LSO (lutetium oxyorthosilicate)				
crystal element size	$(1.44)^2 \text{ x } 4.5 \text{ mm}^3$			$(1.51)^2 \text{ x } 10.0 \text{ mm}^3$	
DOI capability	4-layer			non-DOI	
crystal array	32 x 32 x 4			12 x 12	
number of detector	6 x 2 ring 4 x 2 ring		24 x 4 ring		
transaxial FOV	85.2 mm	85.2 mm 49.2 mm 38.1 mm		100 mm	
axial FOV	98.6 mm			76.0 mm	

(3) 計算機シミュレーション

FOV の中心に 10kBq の点線源 (直径 1.0mm)を設置し、100 秒間の測定から中心絶対感度を求めた。加え て、FOV の中心に棒状線源を含む円柱ファントム (直径 3cm×長さ 7cm、材質ポリエチレン)を設置し[4]、 γ 線対の放出数が 10⁶カウントとなるまで測定したデータから放射能と画質の関係を示す雑音等価計数率 (NECR: noise equivalent count rate)を算出した。計算式は *NECR=1² / (T+S+2fR)*である。式中の *T、S、 R* はそれぞれ、真、散乱、偶発の各同時計数の計数率である。*f* は投影データに占める物体の割合で定義 され、観測された偶発同時計数を物体内の計数に補正する係数である。

4. 結果

各検出器配置の中心絶対感度を図 2 に示す。jPET-RD の中心絶対感度比は、六角形:四角形:四角形 (重) = 1.0:1.2:1.5 となり、視野角の大きい装置ほど中心絶対感度が高くなる結果となった。一方、 読み出し分割数を増すほど感度は低下し、分割数 1×1 に対する感度低下率は、検出器配置に因らず、2× 2 で 10.7%、4×4 で 25.5%、8×8 では 41.6%となった。この測定で観測されたエネルギースペクトル(エ ネルギー弁別前)を図 3 に示す。また、従来型装置の中心絶対感度は約 5%となり、jPET-RD と比べ感度が 非常に劣る結果となった。

jPET-RD の各検出器配置での NECR および分割読み出しによる NECR の変化を図4に示す。マウスに対す る最大投与量は 20MBq 程度とされるため、本研究では 20MBq での NECR を評価する。分割読み出しをしな い場合(1×1)、四角形配置の NECR は六角形配置に及ばず、四角形(重)配置では六角形配置と同程度と なった。分割読み出しをすることで、全検出器配置において NECR が向上した。具体的に、分割数 2×2 に



図4 検出器配置と読み出し分割数が異なる jPET-RD の NECR 曲線

おいて NECR は、六角形装置で 10%、四角形装置で 30%、四角形(重)装置で 44%向上し、両四角形配置の NECR が六角形配置を上回った。一方、分割数 4×4 では、40MBq 以上での NECR はさらに向上したが、通常 の投与量域では NECR はほとんど向上していない。分割数 8×8 では、全検出器配置で NECR は低下した。 20MBq でのシングル計数率(装置全体)と読み出し分割数の関係を図 5 に示す。分割数 4×4、8×8 ではシ ングル計数率が改善されていないことがわかる。

jPET-RD(読み出し分割数2×2)と従来型装置の20MBqにおけるNECRを中心絶対感度の関数としてプロットしたグラフを図6に示す。従来型装置はその低い感度に比例し、NECRも低い結果となった。

5. 考察

感度測定の結果から、読み出し分割数を増すと中心絶対感度が低下することがわかった。図3に示し たように読み出し分割数を増すほど、低エネルギーイベントが増加した。これは検出器内部でコンプト ン散乱(以下検出器内散乱)を起こし、複数の読み出しセグメントにエネルギーを分散して付与するγ線 が増加したためと考えられる。こうしたγ線は、各セグメント内で付与したエネルギーが独立したフロ ントエンド回路で処理(加算)されるため、必然的に観測されるエネルギーは低く、エネルギーウィンド ウ内に入らないために感度を低下させると考えられる。

計数率測定の結果から、分割読み出しをしない場合、検出器ブロックの近接化による感度の利得は、 フロントエンド回路の計数負担を増加させ、不感時間の発生頻度を高めるために、結果的に NECR を低下 させることがわかった。しかし、分割読み出しをすると個々のフロントエンド回路の計数負担が分散化 され、シングル計数率および NECR を向上できることがわかった。具体的には、図4および図5から2×2



分割読み出しが最適であるといえる。分割数 4×4、8×8 では、シングル計数率はほとんど変化しないか 低下するため、結果的に NECR は向上しないことがわかった。図2に示したように、分割数 4×4、8×8 で は検出器内散乱に起因した感度低下が著しい。つまり、フロントエンド回路の不感時間に起因した計数 損失は分割数を増すほど減少するが、分割数 4×4、8×8 ではエネルギー弁別による検出器内散乱イベン トの切捨ての影響の方が強いために、図5に示したようにシングル計数率が低下したと考えられる。一 方、分割読み出しは、結果的に検出器内散乱を起こした γ線を除去する効果があるため、画像再構成時 に仮定する同時計数線の位置の誤差を抑制でき、空間分解能の向上が期待される[2]。

また、図6から従来型装置は視野角が小さいために感度が非常に低く、高い NECR が得られていないと 考えられる。この結果は、核種投与量が少量に制限される小動物 PET において NECR を高めるためには、 近接撮影による感度の向上が不可欠であることを示唆している。

6. まとめ

本研究では、DOI検出器を用いた小動物用近接撮影型PET装置"jPET-RD"を設計するにあたり、対向す る検出器間の距離が異なる装置の感度・計数率特性を計算機シミュレーションにより評価した。検出器 ブロックを測定対象に近接させた四角形配置、四角形(重)配置は、jPET-RDの基本設計案である六角形配 置に比べ、視野角の拡大に伴い装置感度は向上するが、反対に高放射能時はフロンドエンド回路の不感 時間に起因した計数損失の増加により NECR が向上しないことを示した。具体的に、中心絶対感度比は六 角形:四角形:四角形(重)=1.0:1.2:1.5であるのに対し、20MBq での NECR 比は1.0:0.9:1.1であっ た。しかし、アノード信号の分割読み出しをすることで、個々の検出器ブロックのシングル計数率が向 上し、検出器の近接化による装置感度の利得により NECR が向上し、NECR 比は1.0:1.1:1.4となった。 また、小動物への通常の投与量域において、検出器内散乱に起因した感度低下を最小限に抑えながら、 NECR を向上できる 2×2 分割読み出しが jPET-RD に最適であることを示した。

参考文献

[1] Tsuda, T., Murayama, H., Kitamura, K. et al.: Performance evaluation of a subset of a four-layer LSO detector for a small animal DOI PET scanner: jPET-RD. IEEE Trans Nucl Sci 53: 35-39, 2006.

[2] Kitamura, K., Yamaya, T., Yoshida, E. et al.: Preliminary design studies of a high sensitivity small animal DOI-PET scanner: jPET-RD. 2004 IEEE NSS/MIC Conf Rec 6: 3896-3900, 2004.

[3] Jan, S., Santin, G., Strul, D., et al.: GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT. Phys Med Biol 49: 4543-61, 2004.

[4] Tai, YC., Ruangma, A., Rowland, D. et al.: Performance evaluation of the microPET focus: a third-generation microPET scanner dedicated to animal imaging. J Nucl Med 46: 455-63, 2005.

[5] Hasegawa, T., Yoshida, E., Yamaya, T. et al.: On-clock non-paralysable count-loss model. Phys Med Biol 49: 547-55, 2004.

(11)近接撮影型 DOI - PET 装置の画像再構成における 観測モデルの検討

高橋悠⁽¹⁾、山谷泰賀⁽²⁾、小林哲哉⁽¹⁾、北村圭司^(3,2)、長谷川智之⁽⁴⁾、村山秀雄⁽²⁾、菅幹生⁽⁵⁾ 千葉大学・自然科学研究科⁽¹⁾、放射線医学総合研究所・分子イメージング⁽²⁾ 島津製作所⁽³⁾、北里大学・医療衛生学部⁽⁴⁾、千葉大学・工学部⁽⁵⁾

1. はじめに

検出器の3次元深さ位置情報を計測できるDOI検出器は、装置の視野中での解像度の一様性を高めることがで きるため、検出器を測定対象に近づけて撮影し、装置感度を高める近接撮影型 DOI-PET 装置の開発が期待され ている。

PET において、統計的な画像再構成法を用いる場合、再構成画像の画質は観測モデルの正確さに依存する。 観測モデルは、投影データと画素値を対応付けるシステムマトリクスに反映され、解析的に計算する手法のほか、 実測により設定する手法[1]、モンテカルロシミュレーションにより設定する手法[2]が提案されている。実測およびシ ミュレーションによる手法では、事前にシステムマトリクスを設定し、計算機に保持した上で画像再構成を行う必要 がある。しかし、検出素子のペア数はDOI層数の2乗に比例して増加するため、DOI-PET装置ではシステムマトリ クスの要素数が膨大となり、一般的な計算機では保持することが難しい。一方、システムマトリクスの必要な要素を 逐次反復の度に解析的に計算することで、メモリ容量の小さな計算機で再構成を行うことが可能であるが、計算コ ストが増加する。そこで、Siddon法に代表される高速な ray-tracing 手法[3,4]を利用した近似的な観測モデルを用 いることで、高速な計算が可能である。これまでに、頭部用装置 jPET-D4 に適した観測モデルとして、平行線モデ ル[5]が提案されている。しかし、近接撮影型装置では装置形状に起因して結晶素子対のサンプリングが不均一と なることで、素子対を結ぶ直線(LOR: Line of response)上で複雑な検出器応答関数(DRF: Detector Response function)となることが予想される(図 1)ため、平行線モデルとして提案されている領域分割モデル[6]を実装し、イメージ ングシミュレーションを行うことで、画質および計算時間の観点から近接撮影型 DOI-PET 装置に適した観測モデ ルを比較、検討することを目的とする。



図1 装置形状による検出器応答関数の違い (a)従来小動物用装置(MicroPET II)、(b)近接撮影型装置(検出器の端を重ねた四角形)

2. 観測モデル

近似的な観測モデルでは、複数本の γ 線の飛行経路(sub-LOR)を仮定し、各検出素子対の DRF を計算する。 各 sub-LOR が検出素子対で検出される確率は、結晶の線減弱係数と素子内での sub-LOR の経路長から計算す ることができる。具体的には、線減弱係数 μ 、注目素子 A、B における γ 線の経路長を L_A 、 L_B 、注目素子 A、B に 入射する前の素子の経路長 L_A '、 L_B '(図 2 参照)とすると、検出確率 h は次式のように表せる。

 $h = \left[\{1 - \exp(-\mu(L_A + L_A'))\} - \{1 - \exp(-\mu L_A')\} \right] \left[\{1 - \exp(-\mu(L_B + L_B'))\} - \{1 - \exp(-\mu L_B')\} \right]$ (1)

2.1 平行線モデル

検出器をリング状に配置した装置においては、DRF が LOR 方向にほぼ均一であると仮定でき(図 1(a))、DRF は 線広がり関数で表現される。このとき、図 2(a)に示すように、*i* 番目の検出素子対の DRF は M_i 本の平行な sub-LOR(ΔL 間隔)を用いて近似することができ、システムマトリクスの要素 $a_{i,j}$ は m 番目の sub-LOR と j番目のピ クセルの交わる長さ $I_{i,jm}$ を検出確率 $h_{i,m}$ で重み付けし、足し合わせることで計算できる。

$$a_{i,j} = \sum_{m=1}^{M_i} h_{i,m} l_{i,j,m}$$
(2)

2.2 領域分割モデル

検出素子が素子間の距離に対し十分に小さな領域を持つ *S* 個の等体積の結晶(sub-crystal)により構成されると 仮定すると、検出素子対の DRF は検出素子それぞれの sub-crystal を結ぶ S²本の sub-LOR を用いて近似するこ とができる(図 2(b))。 *i* 番目の検出素子対に関して s_A 、 s_B 番目の sub-crystal を結ぶ sub-LOR について、 *j*番目のピ クセルと交わる長さ $l_{i,i,SA,SB}$ を検出確率 $h_{i,SA,SB}$ で重み付けし、すべての sub-crystal のペアについて足し合わせるこ とでシステムマトリクス $a_{i,i}$ を計算する。

$$a_{i,j} = \sum_{s_A=1}^{S} \sum_{s_B=1}^{S} h_{i,s_A,s_B} l_{i,j,s_A,s_B}$$
(3)



図2(a)平行線モデルと(b)領域分割モデル

3. 方法

観測モデルの評価のために、モンテカルロシミュレータ GATE を用い擬似データを作成した。シミュレーションで はマウスを想定し、小動物用 4 層 DOI 検出器ブロックの端を重ねて四角形に配置した装置と六角形に配置した装 置を対象とした。シミュレーションでは陽電子飛程、角度陽動、物体による y 線の吸収、散乱は考慮せず、2 次元 に限定した。六角形装置の画質評価用ファントムは、直径 70mmのバックグラウンド上の第一象限に直径 1mmの点 線源を 10mm 間隔で格子状に配置したものを使用し、四角形装置の画質評価には直径 32mm のバックグラウンド 上に同様に直径 1mmの点線源を 5mm 間隔で 11 点配置したファントムを用いた。点線源とバックグラウンドの線源 比はそれぞれ 10 対 1 と5 対 1 とし、統計雑音の影響を考慮して 1M および 2M の収集カウントで評価した。

画像再構成では、平行線モデルまたは領域分割モデルに基づきシステムマトリクスを計算し、感度補正をした上で MLEM(Maximum likelihood expectation maximization)法[7]を適用した。物体空間は、幅 0.49mm のピクセルを 基底関数に設定し、四角形装置で 80×80、六角形装置では 178×178 にサンプリングした。

再構成像の画質評価の指標は、11 点の点線減の垂直、水平方向の半値幅(FWHM)の平均値を平均空間分解 能(Averaged resolution)として定義し、点線減の位置による分解能のばらつきを表す指標として 11 点の FWHM の 標準偏差をその平均値でわった値を空間分解能の非一様性(Resolution non-uniformity)として定義した。

観測モデルの近似精度と計算時間はトレードオフの関係にあり、近似精度を高めるほど画質が向上すると予想される。そこで、平行線モデルについて平行線の間隔 *ΔL* を 0.8mm、0.4mm、0.2mm、0.1mm、0.05mm、領域分割モデルについて結晶分割数 *S*を1×1、2×2、3×3 に設定し、それぞれの1反復あたりの計算時間と、得られた画像の空間分解能の平均値と非一様性を測定した。

4. 結果

4.1 モデルのパラメータ設定

1Mカウントおよび2Mカウントで、各装置において平行線モデルと領域分割モデルのパラメータを変化させ、1反 復あたりの計算時間に対し平均空間分解能と非一様性を求めた結果を図3に示す。装置と観測モデルが同一と いう条件では、収集カウントによらず同じ傾向を示した。また、収集カウントを1Mから2Mとすることで平均空間分解 能と一様性はいずれも向上した。以降の比較では2Mカウントでの結果を利用する。

四角形装置における平行線モデルでは、図3(a-1)と(a-2)よりsub-LORの間隔が0.2mm以下では平均空間分解 能と一様性がほぼ一定になることから、0.2mmを最適値とした。また、領域分割モデルでは、2×2分割と3×3分割 では平均空間分解能は変わらないが、3×3分割とすることで一様性が約28%向上するため、3×3分割を最適値 とした。それぞれの計算コストを比較すると、領域分割モデルでは平行線モデルの約4倍である。

次に、六角形装置についても同様に、図 3(b-1)と(b-2)のグラフより、平行線モデルでは 0.2mm を最適値とした。 一方、領域分割モデルでは平均空間分解能、一様性ともに 2×2 分割と 3×3 分割では変わらないため、2×2 分 割を最適値とした。両モデルの計算コストはほぼ同じである。

4.2 観測モデルの検討

四角形装置および六角形装置において、1M カウントおよび 2M カウントでの 2 つの観測モデルによる空間分解 能の平均値と非一様性を図 4 に示す。四角形装置において平行線モデルと領域分割モデルを比較すると、平均 空間分解能にはほとんど差はないが、空間分解能の一様性では領域分割モデルが 1M カウントで 18%、2M カウ ントで 40%良い結果を示した。一方、六角形装置では平行線モデルを用いることで、一様性が 1M カウントで 22%、 2M カウントで 18% 良い結果を示した。

2 つのモデルで空間分解能の一様性の差が顕著となる四角形装置で 2M カウントの場合での再構成画像と、水 平方向のプロファイルを図5に示す。2 つのモデルのプロファイルを比較すると、領域分割モデルを用いることで点 線源のピーク値のばらつきが抑制されることが確認できた。

以上の結果より、四角形装置では多くの検出素子対において γ線の入射の見込み角が大きいことと、素子対間 の距離が短いことから、斜めに入射する γ線をより正しくモデル化できる領域分割モデルが適すると推測できる。 一方、六角形装置は四角形装置と比較して FOV 直径が約 2 倍であり、結晶素子対の見込み角が小さいことから 平行線モデルが適すると考えられる。



図3 1M カウントおよび 2M カウントで平行線モデル(ΔL=0.8, 0.4, 0.2, 0.1, 0.05mm)と 領域分割モデル(1×1, 2×2, 3×3 分割)のパラメータを変化させ、1 反復あたりの計算時間に対し 四角形装置における(a-1)平均空間分解能、(a-2)空間分解能の非一様性と 六角形装置の(b-1)平均空間分解能、(b-2)空間分解能の非一様性をプロットしたグラフ



図 4 1M カウントおよび 2M カウントで、各装置において平均空間分解能および 空間分解能の非一様性について平行線モデルと領域分割モデルを比較したグラフ



図5 四角形装置における(a)平行線モデルおよび(b)領域分割モデルによる再構成画像とプロファイル

5. まとめ

小動物およびマンモグラフィなどを対象とした近接撮影型 DOI-PET 装置は、装置の形状により不均一な結晶素 子対サンプリングが生じるため、画像再構成において正確な観測モデルが必要となる。本研究では、平行線モデ ルと領域分割モデルについて、計算コストと画質の観点から 2D における基礎的な検討を行った。その結果、空間 分解能の平均値については、観測モデルによる影響が小さいことがわかった。また、四角形装置においては平行 線モデルに対し、領域分割モデルを用いることで計算コストは約 4 倍であるが、視野領域における空間分解能の 一様性が 40%向上することを示した。また、六角形装置では、2 つのモデルの計算コストは同等であるが、平行線 モデルが一様性で 18%優れることを示した。

参考文献

[1] Panin V Y, Kehren F et al: Fully 3-D PET Reconstruction With System Matrix Derived From Point Source Measurements. IEEE Trans Med Imag **25**: 907-921, 2006

[2] Rafecas M, Mosler B et al: Use of a Monte-Carlo based probability matrix for 3-D reconstruction of MADPET-J data. IEEE Trans Nucl Sci **51**: 2597-2605, 2004

[3]Siddon R.L.: Fast calculation of the exact radiological path for three-dimensional CT array. Med. Phys., 12,pp.252-255, 1985.

[4]Zhao H and Reader AJ: Fast Ray-Tracing Technique to Calculate Line Integral Paths in Voxel Arrays. Conference Record of IEEE Nucl Sci Symp & Med Imag Conf 2003: M11-97, 2003

[5]Yamaya T, Hagiwara N, Obi T, Yamaguchi M et al: Transaxial System Model for the jPET-D4 Image Reconstruction. Phys Med Biol **50**: 5339-5355, 2005

[6]Huesman R H, Klein G J, Moses W W, Qi J et al.: IEEE Trans Med Imag 19: 532-537,2000

[7]Shepp L A and Vardi Y: Maximum likelihood reconstruction for emission tomography. IEEE Trans Med Imag 1: 113-122, 1982

第2部 特別寄稿:PET 装置開発の展望

[1]シンチレータから見た PET の世界

石橋浩之、清水成宜 日立化成工業(株)・機能性材料研究所

1. はじめに

近年の画像診断装置の進歩には目を見張るものがある。その代表と言える X 線 CT(X-ray Transmission Computed Tomography)は 1973 年 Hounsfield によって開発された[1]。それまでの X 線フィルムのかわりに NaI:TIシンチレータを用いることで、従来に比べて優れた解像力を実現した。その後も X 線 CT は性能向上し 続け今日の普及につながっているが、検出器に用いられる材料の進歩が今日の高性能化の重要な部分を 担っていると言える。

PET (Positron Emission Tomography)においても、当初 NaI:Tl シンチレータが用いられその原型が作られ たが[2]、その後も Bi₄Ge₃O₁₂(BGO)、Gd₂SiO₅:Ce(GSO)、Lu₂SiO₅:Ce(LSO)等の優れたシンチレータ材料の 開発、実用化により、性能向上が続いている。本稿では、PET の高性能化を達成するためのシンチレータ材 料の進歩について世界的視点から述べてみたい。

2. シンチレータに要求される特性

まずシンチレータ材料に要求される特性を確認しておく。PET 用γ線検出器には高エネルギーのγ線 (511keV)を同時計測するという役目があり、用いられるシンチレータは、感度良くかつ時間情報やエネルギ ー情報を正確に検出する必要こがある。このような役目を達成するためのシンチレータに要求される内容をま とめると、①感度(ストッピングパワー)を上げるため、密度が高く蛍光減衰時間が短いこと。②優れた診断画 像を得るため、無色透明で蛍光出力が高くエネルギー分解能に優れること。③装置価格を低減するため、大 型の単結晶が量産可能なこと、出発原料が安価なこと。④その他として、放射性同位元素などによる自発光 ノイズがないこと、特性が均一で安定していること等が上げられる。これらの要求を満たすものとして、シンチ レータ材料としては一般に無機の酸化物単結晶が使われている[3]。

3. シンチレータの特性比較

表1に、現在 PET に採用されている GSO、BGO、LSO シンチレータの特性を示す[4]-[6]。比較のために NaI:Tlも併記した。BGO 単結晶が Nitsche によって初めて育成されたのは 1956 年[7]と比較的古いが、その 後 1973 年に Weber らによってシンチレータ特性が調べられ[8]、1977 年米国 Cho らによって PET への適用 が検討された[9]。BGO はγ線のストッピングパワーに優れる特長を有し、以来 PET 用シンチレータとして継 続して採用されて続けている材料である。

GSOは1982年に日本の高木、深沢によって見出されたシンチレータで[4]、Ce³⁺を発光中心とすることにより短い蛍光減衰時間を実現した[10]最初のPET用シンチレータである。一方LSOシンチレータは1988年米国 Melcher らによって発明、開発された、GSO 同様 Ce³⁺を発光中心とするシンチレータである[11][12]。BGO単結晶は CZ 法(チョクラルスキー法)とBR 法(ブリッジマン法)の2つの育成方法で作られ、GSO、LSO単結晶は CZ 法で育成されている。

4. PET 用 γ 検出器の進歩

現在のPETの原型といえるものは1975年米国 Ter-Pogossian らにより作られた[2]。その後1970年台の終わり頃から、BGOシンチレータの適用と相まって、画像分解能向上を主目的とした開発競争が日米欧で盛んになる。その開発競争初期における典型的な検出器を図1に示すが[3]、いずれもBGO(またはGSO)シンチレータをいかに緻密に配列するかを目的とし、フォトマルとの構成をどうするかに主眼が置かれていることがわかる。ここで(c)、(d)はシンチレータ数に比べて光電子増倍管の数を減らすことを可能にしたもので注目したい。(c)は2本の光電子増倍管の出力比を使うもので、(d)は蛍光減衰時間の差を使ってγ線がどのシンチレータに入射したかを同定する。これらの技術は後で述べるブロック検出器や次世代PETに用いられる検出器につながる先駆的開発と言える。なおこの時期の日本のPET技術は世界を牽引するレベルにあり、この時期に開発された要素技術は今もなお重要な技術として培われていることをつけ加えておきたい。

シンチレータ 化学式	NaI:TI NaI:T1	GSO Gd ₂ SiO ₅ :Ce	BGO Bi ₄ Ge ₃ O ₁₂	LSO Lu ₂ SiO ₅ :Ce			
密度(g/cm ³)	3.67	6.71	7.13	7.4			
蛍光減衰時間(ns)	230	30 - 60	300	42			
蛍光出力(相対値)	100	20 - 24	10 - 12	40 ? 80			
発光波長 λ _{em} (nm)	415	430	480	420			
屈折率(at λ _{em})	1.85	1.85	2.15	1.82			
放射線強度(gray)	10 ³	$> 10^{6}$	10^{2-3}	10^{5}			
吸湿潮解性	強い	なし	なし	なし			
放射性	なし	なし	なし	あり			
融点(℃)	651	1950	1050	2150			
へき開	なし	(100)面	なし	なし			
育成方法	BR	CZ	CZ, BR	CZ			

表1 現在 PET に採用されているシンチレータ単結晶の特性

(育成方法のCZはチョクラルスキー法、BRはブリッジマン法を示す)



図1 初期の PET 用 γ 検出器の例

1980年代に入ると、2次元アレイ状に並べられたシンチレータと4本のフォトマルを組み合わせ、コーディング技術によりy線の入社位置を同定するブロック検出器(図2)が開発、採用されるようになり、PETの空間分解能の向上が図られる。中でも米国 CTI 社の Casey、Nutt らによって開発された BGO を用いたブロック検出器は、その後10年以上 CTI 社が PET 市場で高いシェアを維持する理由の一つに上げられる[13]。

その後 PET はブロック検出器を多層リング状に配列した検出器(図3)となり、3次元モードデータ収集によ る画像再構成の技術を加え、感度の大幅な向上が図られ現在に至っている[14]。現在は各 PET メーカでは それぞれ独自のブロック検出器を開発し、採用している[15]。なお実際のブロック検出器では、角型の2 連あ るいは4 連フォトマルを使ったものが多い[16]。



図2 ブロック検出器



図3 多リング型 PET

5. 各 PET メーカとシンチレータ

現在商品化されている全身用 PET は全て多層リング型検出器であり、大量のシンチレータが使用されている[16]。このためシンチレータ材料は、PET の基本性能を決定するだけでなく、装置コストへも大きな影響を与えるため、どのシンチレータを採用するかが各 PET メーカの重要な戦略となる。現在の大手 PET メーカの商 用機では、GE 社は BGO、Siemens 社は LSO、Philips 社は GSO をそれぞれ採用しており、ここに各社の特徴 が見られる。これらの PET メーカはいずれも最大市場の米国に生産拠点を置き世界中に販売しているが、現 在欧州やアジアの PET 市場が急拡大しつつあり、米国以外での次世代 PET 開発も盛んになりつつあること から、今後の動向が興味深い。

6. 次世代 PET

現在、次世代 PET として DOI (深さ位置情報) -PET と TOF (飛行時間差) -PET の開発が精力的に進めら れている。図4に現行 PET、DOI-PET、TOF-PET の検出器概念図を示す[17]。現行 PET は感度に優れるが、 シンチレータに斜めに入射する y 線の数が増えるため、特に周辺部での解像度の劣化が問題となる。そこで 感度と解像度の両立が可能な PET として、y 線がシンチレータのどの深さ位置に入射したかが分かる検出器 を搭載した DOI-PET の開発が期待されている。深さ位置情報が分かれば周辺部での解像度劣化が解消さ れる。DOIを実現する方法としては蛍光減衰時間差を利用するのが一般的で、米国 CTI 社で検討、開発され た頭部用 PET の HRRT では、当初 LSO と GSO の組み合わせが検討され[18]、試作機が作られている。また スペイン Suinsa 社で量産されている動物用 PET では、GSO と Lu_{2-x}Y_xSiO₅:Ce (LYSO) が用いられている。放 医研の jPET では、シンチレータ間の光路差と蛍光減衰時間差(Ce 濃度の異なる GSO で実現)の両方の技術を使った4段の3次元位置検出器が開発され、それを使ったPET 装置が試作されている[19]。



TOF-PET は、一対の γ 線の検出時間差を計測することで薬剤が直線上のどの位置にあるかの情報を得ることができる PET 装置で、画質の向上が期待できる。TOF-PET の研究の歴史は長いが、最近の優れたシンチレータの発見とともにその有用性が示され、現在多くの研究がなされている。表2に TOF-PET 用シンチレータとして現在検討されている単結晶材料を示す[17][20][21]。これらの中で Lu_{2-x}Y_xSiO₅:Ce(LYSO)シンチレータを用いた TOF-PET が Philips 社から商品化され、他の PET メーカの動向が注目される。一方LaBr₃:Ce は Nal:Tl を超える出力と短い減衰時間を兼ね備えた単結晶で、現時点で最も優れた時間分解能が期待でき、TOF-PET への適用が検討されている[22]。

シンチレータ	LSO	LGSO	LYSO	LaBr₃
化学式	Lu ₂ SiO ₅ :Ce	$Lu_{2-X}Gd_{X}SiO_{5}{:}Ce$	$Lu_{2-X}Y_{X}SiO_{5}$	LaBr ₃ :Ce
密度(g/cm ³)	7.4	6.5 - 7.3	7.25	5.29
蛍光減衰時間(ns)	42	40 - 100	41	16
蛍光出力(相対値)	40 - 80	40 - 80	- 80	130
発光波長 λ _{em} (nm)	420	420	420	380
屈折率(at λ _{em})	1.82	1.82	1.81	- 1.9
吸湿潮解性	なし	なし	なし	あり
放射性	あり	あり	あり	なし
融点(℃)	2150	2100	2100	783
へき開	なし	(100)面	なし	なし
育成方法	CZ	CZ	CZ,	BR

表2 TOF-PET 用シンチレータとして検討されている単結晶材料

(育成方法の CZ はチョクラルスキー法、BR はブリッジマン法を示す)

7. むすび

シンチレータの視点から、PET 装置の進歩について述べた。現行材料に比べて高密度、短い蛍光減衰時間、大きな蛍光出力、そして低価格のシンチレータが開発されれば、PET 性能の大幅な向上が期待できる。 本研究及び今後の新たなシンチレータ材料の開発が PET の高性能化を進め、癌の撲滅や人々の健康に貢 献することを期待する。

参考文献

- [1] G. N. Hounsfield: Br. J. Radiology, 46, 1016 (1973).
- [2] M. M. Ter-Pogossian, et al.: Radiology, **114**, 89 (1975).
- [3] 石橋浩之,石井満: セラミックス, 21, 42 (1986).
- [4] K. Takagi and T. Fukazawa, Appl. Phys. Lett., 42, 43 (1983)
- [5] 小林正明: 放射線, 20, 41 (1994)
- [6] M. Kobayashi and M. Ishii: *Phosphor Handbook*, p.539 (CRC Press, Boca Raton, 1998).
- [7] R. Nitsche: J. Appl. Phys., 36, 2358 (1965)
- [8] M. J. Weber and R. R. Monchamp: J. Appl. Phys., 44, 5495 (1997)
- [9] Z. H. Cho and M. R. Faruki: J. Nucl. Medicine, 8, 840 (1977)
- [10] T. Hoshina, J. Phys. Soc. Jpn., 48, 1261 (1980)
- [11] C. L. Melcher, US Patents No.4958080 and 5025151
- [12] C. L. Melcher and J. S. Schweitzer: Nucl. Insr. and Meth., A314, 212 (1992)
- [13] M. E. Casey and R. Nutt: IEEE Trans. Nucl. Sci., 33 460 (1986)
- [14] 村山秀雄: 放射線, 24, 31 (1998)
- [15] M. P. Tornai, et al.: IEEE Trans. Nucl. Sci., 41 1458 (1994)
- [16] 田中栄一: Radioisotopes, **46**, 733 (1997)
- [17] 石橋浩之: 応用物理, 75, 560 (2006)
- [18] M. Schmand, et al.: IEEE Trans. Nucl. Sci., 45 3000 (1998)
- [19] 村山秀雄: Isotope News, 5, 2 (2003).
- [20] 山本誠一, Radioisotopes, 47, 673 (1998)
- [21] 石井満, マテリアルインテグレーション, 17, No.11, 9 (2004)
- [22] P. Dorenbos, J. T. M. de Haas and C. W. E. Eijk: IEEE Trans. Nucl. Sci., 51, 1289 (2004)
[2] APD 開発の現状と今後

片岡 淳 東京工業大学・大学院理工学研究科

1. はじめに

近年の CCD や CMOS デバイスの技術革新により、デジタルカメラやスキャナーなど、様々な光センサーが 身近なものとなってきた。 PET を含めた放射線計測も例外でなく、高感度光センサーの開発は時代が求め る最先端のニーズである。素粒子・宇宙・原子核の分野を問わず最も良く使われるのが光電子増倍管(PMT) であり、微弱な電荷信号を 100 万倍にも増幅する優れた光センサーである。一方で、容積が嵩張ることや 1000V を超える高圧を要する点、さらに強磁場では動作しないなど、使用上の制約も多い。PMT に代わる光 センサーとして、フォトダイオードが挙げられる。半導体のため素子が薄く、可視波長で優れた感度(PMT の 約4倍)をもつが、微弱な光を増幅することができない。また、信号応答速度もPMT に劣るため、PET の光検 出器として利用するのは無理がある。本稿では、これら PMT と PD 両方の長所を兼ね備えた光センサー「アバ ランシェ・フォトダイオード(APD)」に着目し、次世代 PET 開発までの展望と、進捗状況について述べたい。ま た、近年話題となっている Multi-Pixel Photon Counter (MPPC; 通称 Si-PM)についても触れ、APD とあわせ た今後の動向を議論したい。

2. APD の種類と構造

APD は、Si 半導体の内部に強い電場勾配を持たせることで、増幅機能を持たせた半導体素子である[1]。 光によって生成された電子・ホール対(キャリア)は素子内部で強い電場によって加速を受け、PN 接合近傍 の増倍領域を通過する間に多数の2次キャリアを生成する。信号自身をM倍に増幅すれば、半導体で問題 となるノイズを等価的に~1/Mまで低減することができ、通常のPDよりも遥かに高いシグナル・ノイズ比(S/N) が得られる。APD の増幅率は印加電圧に依存し、降伏電圧付近では1万倍を超える大きな利得が得られる (ガイガーモード: 6章も参照)。APD は光ファイバーのデジタル受光素子として用いられることが多いが、ここ では増幅率を100倍以下に抑え、放射線計測用の「アナログ線形素子」として利用する。APD でシンチレー タを読み出せば、低ノイズかつコンパクトなガンマ線検出器が実現できるほか、APD 自身をX線や荷電粒子 の検出器として用いることもできる[2]。



図1 浜松製 APD センサーの種類と内部構造

このような観点から、我々は浜松ホトニクス社と共同 で、2種類の"放射線計測用"APDの開発に取り組ん できた[3]。X線など直接検出に用いるAPDはリーチス ルー型(図1左)と呼ばれ、電場の強い(~30V/ミクロ ン)増幅領域の手前に、ドリフト領域と呼ばれる厚い (100ミクロン以上)空乏層をもつ。ドリフト領域は透過 力の強いX線を電子とホールに変換する場所であり、 ここで生じたキャリアは増幅領域まで移動(ドリフト)し て、一気に加速・増幅される。このAPDは300 V程度 で動作し、時間応答も速いが、熱電子によ るノイズを同時に増幅してしまう欠点がある。 ガンマ線シンチレータの読み出しには リバース型(図1右)が 適している。リーチスルー型と対称的な構造をもち、表面から 5 ミクロン程度に増幅領域が存在する。 透過力 の強いX線の検出には向かないが、シンチレータの光は表面から数ミクロンで吸収され、すべて増幅すること ができる。 最大のメリットは、ノイズの主成分である熱電子が増幅されない点にある。 信号の増幅率を保ったま ま、ノイズだけを従来の約 1/100 まで低減することが初めて可能となった。

ここで注目したいのは、浜松製 APD の動作電圧(約 300V)である。APD の歴史は古く、海外では 30 年も以前から開発が行われ、とくに米国 API 社や RMD 社の製品が有名である。これら海外競合メーカーの製品は「斜めエッジ型」と呼ばれる特殊な構造をもち、2000V もの高圧をかけないと動作しない。暗電流ノイズも浜松製品より数十倍高く、また放射線耐性についても問題(ブレークダウン電圧の低下)が指摘されている[4]。浜松 APD は、放射線耐性にも優れ、CERN の CMS カロリメータとしても現在 141,000 ものリバース APD がシンチレータ読み出しに用いられている[5]。

3. X線・ガンマ線検出の実例

ー例として、リーチスルー型 APD を用いて軟 X 線の直接検出を試みた。図2(左)に放射線源(⁵⁵Fe)の X 線スペクトルを示す。6キロ電子ボルト付近の輝線構造が明確に確認できる。エネルギー分解能は、APD としては過去最高の 378eV(FWHM)が得られた[6]。低エネルギー側は、従来の半導体素子では困難な 0.3 キロ 電子ボルト付近までスペクトルが得られ、APD の信号増幅がノイズ軽減に極めて有効であることがわかる。さらに、同じ APD を高計数測定に利用したところ、1 秒間に 1 億イベント(10⁸ cts/秒)もの X 線を取りこぼしなく 計数することができた。APD からの信号を電流増幅アンプで観察すると、僅か 1.9 ナノ秒(FWHM)の間に電荷 (キャリア)の収集が終わっていることが分かる(図2右)。つまり、APD は PMT と同等か、あるいはそれ以上の 信号応答速度を持つ事が確かめられた。



図 2 (左)APD で直接検出した X 線スペクトル (右)APD センサーの出力信号(電流アンプ 100 倍)

続いて、リバース型 APD (5mm 角サイズ)をシンチレータ(CsI(Tl))と組み合わせ、ガンマ線検出器としての 性能を評価する([7][8])。図 3(左)は同じシンチレータからの信号を APD とPD で読み出した場合の比較であり、 APD の優れた特性が理解される。PMT と比較した場合も同様で、APD はノイズ閾値と分光性能、どちらにお いても PMT より優れている。5mm 角の APD は国内で得られる最大のサイズであり、従来の光ファイバ受光面 としては十分すぎる大きさである。しかしながら、物理計測では遥かに大型の検出器が必要とされ、より大きな 受光面をもつ APD の開発が早急な課題である。素子の大型化は容量起源のノイズを増し、表面一様性を損なうなど、多くのリスクをともなう。近年、我々は浜松ホトニクス社と共同でこれらの問題点を克服し、世界最大級となる 18mm 角 APD の開発に成功している[9]。



図 3(左) APD と通常のフォトダイオード(PD)を用いたガンマ線スペクトルの比較。 (右) アクティブ・ゲイン補償によるガンマ線スペクトルの改善の様子。

数々の長所をもつ APD であるが、克服すべき問題点も残されている。APD を冷却すると、加速されたキャリ アが半導体中のフォノン(量子化された格子振動)と相互作用しにくくなり、より一層加速を受けやすくなる。こ れは「増幅率の温度変化」という形で現れ、精密な分光測定には安定した熱環境が求められる。宇宙実験や 加速器実験など、温度コントロールが難しい環境においては、増幅率の変動を積極的に補償する工夫が必 要となる。我々は APD の温度変化から増幅率の変動を計算し、印加電圧をリアルタイムで補正してゲインを 保つ、新しい手法を確立した[10]。図3(右)に示すのは、APD と CsI(TI)からなるガンマ線検出器を 0℃から 20℃まで 6000 秒で変化させた場合の積分スペクトルである。ゲインの自動制御を行うことで、スペクトルにみ られた歪みが完全に解消されることがわかる。

4. APD アレーを用いた「拡張型 PET ユニット」の開発

このように優れた潜在能力を持つ APD をアレー化し、位置検出機能を持たせることは、様々な分野での応用が期待される。米国 RMD 社のホームページでは 2mm 角ピクセルが 4×4ch, 1mm 角ピクセルが 8×8 ch 並んだ APD アレーが紹介されており、また浜松ホトニクス社では 1.6mm 角ピクセルが 8×4ch 並んだ APD アレー(S8550)を製作している。これらは既に H8500 や H9500 といったフラットパネル PMT のピクセルサイズ を十分に下回っており、APD が将来、優れた撮像検出器になる可能性を示唆している。シンチレータの読み 出しでは浜松ホトニクス社の APD が格段に優れるため、海外からもアレー単体の性能評価や、ごく初歩的な イメージング素子の製作例が報告されている[9]。我々も、ピクセル型 CsI(TI)結晶と S8550 を組み合わせた 検出器を試作し(図4左)、実際に数ミリ程度の分解能をもつガンマ線カメラの試作に成功している([3]および 第5章)。

一方で、現状の浜松製 APD アレー(S8550)はピクセル数が少なく、また 1.6mm の受光面素子サイズに対して 0.7mm のギャップがあり、開口率を損している。また、背面のピン出力も特殊な配列で、PET として利



図4 (左) APD アレー S8550(浜松ホトニクス)を用いたガンマ線撮像カメラユニット。
 (右) 現在開発中の 16×16ch 新型 APD アレー。ピクセルサイズは 1mm 角。

用するには敷居の高い構造となっている。我々は浜松ホトニクス社と共同で、より汎用性のある大型 APD アレー数種類の開発に着手している。現在、2mm 角ピクセルの APD 素子を並べた8×8アレー、1mm 角ピクセル を並べた16×16 アレー、さらには0.5mm角ピクセルアレー等の製作を始めており、初版は今年5月ごろに 完成予定である。一例として、図4(右)に256ch APD アレーの概観を示す。各ピクセル間のギャップを可能な 限り小さくしてデッドスペースをなくし、外周となるセラミックパッケージについても無駄なスペースを極力排除 した。3cm 角に全てが収まり、背面ピン配置も均等にすることで利便性を図る。ここで開発する APD アレーは、 数年のうちに浜松ホトニクスの市販ラインに載る予定である。



図 5 APD を用いた拡張型 PET ユニットの概念図

より将来的には、LYSOからなるピクセル・シンチレータとAPD アレーを組み合わせ、またこれを読み出すア ナログ・デジタル基板を全て一体化した「拡張型 PET ユニット」として広く普及を考えている。本開発は、JST の先端計測技術・要素技術開発プログラムの一貫として、平成21年度の完成を目指す。PET ユニットのサイ ズは 3×3×5cm³ 程度と見込まれ、ユーザーはそれぞれの用途に合わせてユニットを連結し、動物用・頭部 用・全身用、あらゆるサイズの PET に構築する利便性を持たせたい。開発する「拡張型 PET ユニット」の構成 概念を図 5 に示す。

5. PET 用 APD アレーに特化した高速 LSI の開発

撮像検出器のチャンネル数はピクセルの細かさ、検出器の大きさ(容積)に比例して増大し、高速かつ多 チャンネルの読み出しシステムの構築が不可欠となる。素粒子・原子核の分野において、ピクセル型半導体 素子のデータ処理に最も良く用いられるのが IDEAS 社製の VLSI (通称 VATA チップ)である。ひとつのチッ プで 数十 ch 以上のデータ処理を行うほか、LabView などユーザー・インターフェースが充実していることも 大きな魅力である。特殊な用途でない限り、市販の VATA チップを購入するのが便利で安上がりであるが、 目的によっては回路パラメータや動作電圧の変更、出力インターフェースの改変などが避けら



図 6 (左) 開発中の LSI 外観 (中) LSI の内部構成(右) SPICE シミュレーションの例

れない。たとえば APD-array は素子内部で信号を 50-100 倍に増幅するため、通常の半導体用 VATA チッ プではゲインが高すぎ、出力信号が容易に飽和してしまう。新しいチップの開発を依頼する場合、数千万円 の膨大な費用を要し、また IDEAS 社の利益に対する説得という、二つのハードルをクリアしなくてはいけない。 幸い、JAXA の宇宙プラズマ研究チームがゲインを 1/10 に落とした VATA チップを製作しており、我々はこ れを拝借して APD 撮像カメラ (S8550 と CsI(TI)ピクセルシンチレータ:図 4 左)の読み出しを試みた。正しくス ペクトルは得られたが、エネルギー分解能は改善の余地があり(8.6%FWHM @662keV)、ダイナミックレンジ を稼ぐためには LSI のさらなる低ゲイン化・最適化が必要である。

PETで利用する場合は、さらに高速なデータ処理が必要とされる。通常のVATAでは整形時定数が数マイクロ秒と遅く、たとえばLYSOシンチレータ(τ~40 nsec)と組み合わせた場合に、せっかくのスピードを生かせない。また、典型的に~100kカウント/秒/アレーが期待されるため、信号がパイルアップして不感時間が 無視できない。APD に特化した "高速かつ低ノイズな"LSI を早急に開発する必要があり、我々は商用のバルク CMOS(0,35 ミクロン、0.25 ミクロン)を用いて集積回路の開発を独自に行うことにした(図 6 左)。具体的には SPICE 回路シミュレーション(図 6 右)を繰り返した後に LSI のレイアウトを固め、国内代理店を通じて MOSIS にプロトタイプ製作を依頼する。APD 用 LSI の開発は既に東大の高橋先生により多くの優れた実績があり、とくに DOI 検出を意識した波形サンプリングについては文献を参照されたい[11]。我々は、3年にわたり様々なタイプの APD 用 LSI の設計・開発を行っていくが、今回は8ch 読み出し用 LSI の開発を進めている。 511keV±50 keV 相当の信号をヒットパターンとして出力するほか、アナログサム、TOF 情報を別途出力する構成とした。詳細なシミュレーションから、サブナノ秒(600psec)程度の時間分解能が実現されることが期待され、今後実機を用いて詳細に評価していく予定である。初版の LSI は今年 5 月に完成予定である。

6. MPPC (Si-PM) との比較

最後に、近年何かと話題の多い シリコン PM (SiPM: 浜松製品名 Multi-pixel photon Counter: MPPC [12])についても簡単に触れておきたい。SiPM は、個々のピクセルサイズを数十ミクロンまで小さくした APD アレーであり、ガイガーモードで動作させる。出力はアレー全体で1 チャンネルであり、個々のピクセルには光

子ひとつしか入らない事が大前提となる。すなわち、全てのピクセルのアナログ和が出力され、入射した光子 数の情報を与える。先に紹介した APD が線形素子として動作し、ゲインが 100 倍程度しか稼げないのに対し、 SiPM は 10 万~100 万倍の高いゲイン取得を可能とする。その結果、1 光子レベルの微弱な信号にも高い S/N を実現し、また信号出力においては最速で~300 ピコ秒程度の速い応答が得られる。そのどちらもが高 エネルギー素粒子実験において魅力的な素子であり、次世代光検出器として大いに注目を集める所以であ る。PET への応用についても、近年盛んに議論が進められ[13][14]、次世代光検出器の大きな一歩となること は間違いないといえる。

一方で、SiPM ならではの問題についても、常に意識しておかなければならない。まずダイナミックレンジに ついて、SiPM は原理的にアレー素子数以上の光子を数えることができない。たとえば 20×20 の素子からな る SiPM であれば、最大 400 光子までしか数えることができず、実際にはその半分程度から線形性が大きく崩 れ始める。また、PET のように位置有感型検出器とするためには、SiPM 素子をさらに複数、アレー型に並べ る必要があるが、クエンチング抵抗の容積もあり、技術的に難しい課題である。また、ガイガーモードで検出 器を動作させる関係上、必然的にバイアス電圧に敏感となる。70V 程度で動作する MPPC 素子の場合、印加 電圧を 1.5 V 変えるだけでもゲインが 2 倍程度変化する。ゲインの温度依存性は APD と同様で、SiPM の場 合は温度環境、バイアス電圧ともに細心の注意のもとで動作させる事が必要となる。これら克服すべき課題は 多いが、高い S/N は後段の回路処理を圧倒的に楽にし、また速い時間応答は TOF-PET への新たな可能 性を秘めている。通常の APD-array, Si-PM ともに一長一短であり、今後平行して開発が進むのではない かと思われる。

7. まとめと今後

本稿では、APD センサーの基礎特性について述べ、現在進行中のプロジェクト(APD アレーを用いた拡張 型高速 PET の要素開発)についても進捗状況を紹介した。APD を用いた撮像検出器はガンマ線検出の位置 分解能を向上し、コンパクトな形状に組み立てられるなど、多くの可能性を秘めている。今年 5 月には浜松ホ トニクス社製の新型 APD アレー素子(8×8ch, 16×16ch)、高速 LSI ともに初版が完成する予定であり、これら の性能評価については稿を改めて紹介したい。最終的に、APD を用いた拡張型 PET ユニットの試作までを 行う予定である。最後に SiPM について、現状の問題点と今後の展望について触れた。個人的には、SiPM、 APD アレーは相補的な光検出器であり、どちらも次世代 PET の鍵を担うことになるのではと期待している。

参考文献

[1] Webb, P. P., McIntyre, R. J., and Conradi, J: "Properties of Avalanche Photodiodes", RCA Review, vol.35, pp.234 (1974)

[2] Kishimoto, S., Ishizawa, N., and Vaalsta, T. P: "A fast detector using stacked avalanche photodiodes for X-ray diffraction experiments with synchrotron radiation", Rev. of Sci. instr., vol 69, pp.384,(1998)

[3] Kataoka, J., et al ; "Recent progress of avalanche photodiodes in high resolution X-rays and gamma-rays detection", Nucl. Instr. and Meth. A. vol.541, pp.398. (2005)

[4] Laird, J. S., et al: "Non-linear charge collection mechanisms in high-speed communication avalanche photodiodes", Nucl. Instr. and Meth. A. vol.541, pp.228. (2005)

[5] Deiters, K., et al: "Properties of the avalanche photodiodes for the CMS electromagnetic calorimeter", Nucl. Instr. and Meth. A. vol.453 pp.223. (2000) [6] Yatsu, Y., et al: "Study of avalanche photodiodes for soft X-ray detection below 20 keV", Nucl. Instr. and Meth. A. vol.564 pp.134. (2006)

[7] Ikagawa, T., et al: "Performance of large area avalanche photodiodes as a low signal photon detector", Nucl. Instr. and Meth. A. vol.515 pp.663. (2003)

[8] Ikagawa, T., et al: "Study of large area Hamamatsu avalanche photodiodes in a gamma-ray scintillation detector", Nucl. Instr. and Meth. A. vol.538 pp.640. (2005)

[9] Sato, R., et al: "Development of 2cm-square Hamamatsu avalanche photodiodes for high-resolution X-rays and gamma-rays detection", Nucl. Instr. and Meth. A. vol.556 pp.535. (2006)

[10] Kataoka, J., et al: "An active gain-control system for avalanche photo-diodes under moderate temperature variations", Nucl. Instr. and Meth. A. vol.564 pp.300. (2006)

[11] Yeom, J. Y., et al: "Development of a multi-channel waveform sampling ASIC for animal PET with DOI information", Nucl. Instr. and Meth. A. vol.564 pp.300. (2006)

[12] Britvitch, I, et al: "Investigation of a photon counting avalanche photodiodes from Hamamatsu photonics", Nucl. Instr. and Meth. A. vol.564 pp.300. (2006)

[13] IEEE Nucl. Sci. & Medical Imag. Conf. 収録 (2006): http://www.nss-mic.org/2006/

[14] 第2回次世代光センサーワークショップ収録 (2006):

http://www-conf.kek.jp/rd-photon2006/program.html

[3] マルチチャンネルフロントエンド用 ASIC の開発

高橋浩之、 島添健次、 Yeom Jung Yeol、石伯軒、 高乗佑 東京大学・大学院工学系研究科原子力国際専攻

1. はじめに

ASIC (Application Specific Integrated Circuit) は放射線検出器の高分解能化・高計数率化の要 求に対応した多チャンネル化を実現する上で、極めて重要な要素となっている。これまでに我々は高 速の多チャンネルフロントエンド ASIC として、信号処理に必要な全ての要素をディジタル回路に渡 すことができるような ASIC を目指して ASIC の開発を行ってきた[1-3]。ここでは、その概要と最近 の結果について示す。

2. ウィンドウ型ディスクリミネータチップ

マルチチャンネルフロントエンド ASIC のもっともシンプルな形態として、プリアンプ・波形整形 回路・ディスクリミネータ ASIC があげられる。このタイプの ASIC では、信号波形情報は得られない ものの、信号波高情報は、Time over Threshold(ToT)の情報により、ウィンドウの幅から間接的に得 ることができる。もちろん、ToT 情報は波高値とは比例関係にはなく、専用の ADC を用いて波高情報 を得た場合に比べてより高精度な情報が得られるわけではないが、パルス幅はディジタル信号処理に おいて取得できるものであり、また、比較的簡単な信号処理が可能となるなどの利点がある。また、 高い精度が必要であれば、それに応じてウィンドウを複数用意すれば、実用上十分な波高情報が得ら れるものと考えられる。そこで、本研究では、2 レベルの閾値を持たせたウィンドウ型のディスクリ ミネータを搭載した ASIC を設計・製作・試験したのでその結果を示す。図1に、12 チャンネルのプ リアンプ・シェーパ・ウィンドウ型ディスクリミネータとエンコーダを載せたチップの概要を示す。



図1 12 チャンネルウィンドウ型ディスクリミネータチップの概要

本チップは、ROHM 0.35um CMOS プロセスを用いて 2.4mm 角のチップにデザインされた。プリアンプ はゲインブースト型カスコード増幅器を用いた電荷増幅器を構成しており[3]、増幅度は 0.9V/pC で ある。ライズタイムは 13ns、プリアンプ単体での ENC は 380e-+ 30e-/pF (rms) の値が得られた。 シェーピングタイムは外部より設定可能となっており、プリアンプ部、シェーパ部、ディスクリミネ ータ部を含めたオーバーオールの ENC としては、680 e-+35 e-/pF (rms) となった。本チップでは、 全てのチャンネルに同一のディスクリレベルを与える構成になっているため、各チャンネル毎の閾値 の変化について調べた。その結果を図 2 に示す。チャンネル間の閾電圧のばらつきはわずかであるが、 存在している。ToT 情報としては、図 3 に示すように、入力信号に応じて変化するが、



図2 各チャンネル間の閾値のばらつき



図3 ToT 情報のチャンネル毎の変化

3. 波形サンプリング型 ASIC

ASICは放射線検出器の高分解能化・高計数率化の要求に対応した多チャンネル化を実現する上で、

極めて重要な要素となっているが、新規に設計する ASIC は単純に集積度を上げるだけではなく、シ ステム全体の設計思想に応じて新たな機能や付加価値をもたらすことができるので[2]、ASICの高機 能化は今後の検出器技術においては、中核を担うものの一つになるものと考えられる。これまでに 我々は高速のマルチチャンネルフロントエンド ASIC[1]として、信号処理に必要な全ての要素をディ ジタル回路に渡すことができるような ASIC を目指して開発を行ってきた。ここでは、その概要と最 近の結果について示す。 図4に波形サンプリング型 ASIC の構成を示す。プリアンプ出力をゲイン 可変増幅器を介して高速 ADC に接続し、プリアンプ信号を直接ディジタル化している。本構成をとる ことで、フロントエンド部においてディジタル信号が直接得られる。ディジタル値となった信号波形 データははチップ内に用意されたメモリに一時記憶され、保存可能である。またタイミング信号を得 る上では時間シフトをとることは容易であるほか、ディジタル信号処理部を後段におくことで、同時 計数・波高分析・波高解析を同時に行うことが可能である。本研究ではこのようなエレクトロニクス として高速の AD 変換器を多数内蔵したフロントエンド信号処理用チップの開発を行なっている。図 5 に、ROHM 社の CMOS 0.35um 2.4mm 角チップにこのような信号処理用チップを 2 回路実装した例を示 す。ここでは6ビットのAD変換器を用いているが、AD変換器のビット数が大きくなるとその分パッ ケージに制約が生じる。本チップではマルチプレクシングの考え方を取り入れて、チップの出力ピン 数を小さく抑える工夫を行っている。



図4 波形サンプリング型フロントエンド ASIC の構成



図5 2チャンネル波形サンプリング型フロントエンド ASIC のレイアウト例

図 6 には異なるライズタイムをもつステップ入力信号について記録されたディジタル信号波形デー タを示す。図7にマルチプレクシング回路の概念図を示す。AD 変換器の出力は交互にスイッチング されて隣のビットのデータも含むようにさせる。すなわちディジタル部でのスピードを倍にすること でピン数の制約をクリアしようとするものである。



Step input response

図6 異なるライズタイムをもつステップ入力に対する応答



参考文献

[1] J.Y. Yeom , H. Takahashi , T. Ishitsu, M. Nakazawa, H. Murayama: Development of a multi-channel waveform sampling ASIC for animal PET with DOI information, Nuclear Instruments and Methods in physics research, A 525 , 1-2, 221-224 (2004).

[2] P. Siritiprussamee, H. Takahashi, J.Y. Yeom, T. Ishitsu, M. Kai, M. Nakazawa, S. Kishimoto, T. Ino, M. Furusaka: A new M-MSGC readout method and front-end ASIC development, Nuclear Instruments and Methods in physics research, A 525, 1-2, 225-228 (2004).

[3] J. Y. Yeom, H. Takahashi, P. Siritiprussamee, H. Murayama, and M. Nakazawa: Multichannel CMOS ASIC Preamplifiers for Avalanche Photodiode and Microstrip Gas Chamber Readouts: IEEE TRANSACTIONS ON NUCLEAR SCIENCE, VOL. 53, NO. 1, 242-246, (2006).

[4] マンモ用 PET 装置の開発

大井淳一

島津製作所·基盤技術研究所

1. はじめに

わが国において、がん(悪性腫瘍)は1981年から死因の第1位を占め、2004年には死亡数が約32万 人と総死亡数の31.1%に達している。国立がんセンターの統計[1]によれば、がん粗罹患率は、胃がんが1 位で、大腸がん、肺がん、肝臓がん、乳がん、膵臓がんと続き、女性に限定すれば乳がんが最も罹患率が 高い。多くのがんでは死亡率は横這いないし減少傾向にあるのに対し、乳がんは30代後半の若年層の発 症が近年増加していることから死亡率は逆に増加傾向にある。これは若年の発症では進行が極めて速い診 断の難しい微小な段階でリンパ節転移、骨転移などが起こり易いためであり、生存率・治療成績の向上に は早期診断・早期治療が非常に重要となっている。そこで、近年乳がん専用のイメージング機器としてX 線マンモグラフィー装置が普及し始め効果を上げている。しかし、乳がん部位の石灰化やしこりなど形態 的な変化が出るまでは診断が難しく極めて小さながんを早期に見つけることは困難であり、また若年層も 乳腺が豊富なため診断が難しい。また、検査では強く乳房を挟むため苦痛や違和感を受けることや、偽陽 性で不要な細胞診を行うことが多く、受診者がマンモグラフィー検査をためらう一因となっている。

一方、検診等において機能や代謝の変化で診断する全身用 PET (PET/CT)装置においても乳がんの診断は 行われているが、乳房専用として設計されていないため、小さながんに対し感度や分解能が足りず、ごく 早期の診断は難しい。そこで、微小ながんでも検出できる高感度で高分解能なマンモ専用 PET 装 置(以下マンモ PET)の要求が高まり、米国ではすでに研究[2]が進み、販売も開始された[3]。ここでは、 まず次世代医療で取り組む乳がん検診のイメージを想定し、われわれが NEDO プロジェクト「悪性腫瘍等 治療支援分子イメージング機器の開発」に基づいて開発を進めているマンモ PET の特長や予想される課題 点について検討したので報告する。

2. 次世代医療における乳がん検診

次世代医療では早期診断・早期治療のため次のような流れが想定される。まず、より精度の高い診断と 効率の良い治療のため各個人の遺伝子情報からがんのかかり易さを調べ、がん罹患率が高いと判定された 場合は早い段階で色々ながんが検出される腫瘍マーカー検査を行う。もし乳がんが疑われる場合、乳がん にのみ特異的に結合する分子プローブを用いたマンモ PET 検査を行う。得られた分子イメージング画像か ら規定の大きさ以上のがんが描出された場合は、X線マンモグラフィー検査やエコー検査および必要に応 じて穿刺吸引細胞診などが行われ、治療が開始される。

一方、マンモ PET のイメージング画像から規定以下の小さながんが描出され、かつ腫瘍マーカー検査値 からがんが未成熟と診断された場合、遺伝子情報に基づき受診者個人に適した治療薬が選択あるいは組合 わされ治療が開始される。ここで使用される治療薬にもがんに特異的に結合する分子プローブを吸着させ ることで、マンモ PET のイメージング画像で治療効果が確認でき、副作用の少ない確実な治療が短期間に 施されるばかりか、必要のないコストを削減できる。治療後の検査にもマンモ PET 検査は有効に機能する。 以上、次世代医療における乳がん検診の流れを図1にまとめた。



図1 乳がん検診の流れ

3. マンモ PET の設計概念と課題点

ここで提案するマンモ PET 装置とその構成要素の設計概念、および想定される課題点を列挙する。

- マンモ PET 装置
 - ・ 乳がんに特異的に結合する分子プローブを利用した、超早期がん診断に寄与する高感度かつ高 分解能な PET 装置とする。検査時間は分子プローブの集積時間を除き 10 分以内を目標とする。
 - 肉体的,精神的に苦痛を与えない人に優しい設計とする。そのため検出器配置は乳房の周囲に
 沿ったリング状配置とし、呼吸など体動の影響を受けない楽な姿勢が取れる装置デザインとする。
 - ・ 検出器は多角形近似のため、データサンプリングの不均一性が顕著になる。そのようなデータ に対しても、再構成画像の分解能や S/N の劣化の少ない 3 次元逐次近似法を採用する。

- ・ 乳房腋下部の撮像もれがないように、検査は片方の乳房ずつとする。検査時間はその分多少増 えるが、最もコストが掛かる検出器数の低減が図られ、普及しやすい製品価格に抑えられる。
- 検出器に対する乳房の位置合わせは検診者自身が鏡やモニター等を見ながら違和感無く簡単に 行えるようにする。このため医師や技師の被曝を最小限に抑えることもできる。
- 検出器

高感度と高分解能を達成させるには、検出器を検査部位になるべく近接させ、シンチレータ素子ピッチ を小さくすることが最も効果的である。しかし、近接させると視差誤差の影響が大きいため、γ線入射位 置をシンチレータ深さ方向に正確に捕捉できる多層の DOI (Depth of Interaction)構造が必須となる。ま た、検出器素子ピッチが小さくてもγ線入射素子が高精度で算出できる位置分解能の高い受光素子が必要 である。そこで、先行して放射線医学総合研究所で研究が進められていた小動物 PET 用 4 層 DOI 検出器[4] を導入し、実用化に向け引き続き共同でシンチレータブロックの高精度化と検出器モジュールの最適化の 準備を進めている。最終的に 32×32×4 層を予定するシンチレータブロックの一部 8×8×4 層を専用のシ ンチレータ組立冶具にて試作したところ次のポジションマップを得た(図2)。





(a) 検出器組立図

(b) 8×8×4 層シンチアレイ
 (c) 8×8×4 層ポジションマップ
 図2 試作したシンチレータアレイとポジションマップ

• 検出器配置

検出器リング径は、乳房形状の個人差を吸収し可能な限り乳房全体を測定視野に入れることができる径 の大きさとする。しかし、乳房は胸部から腋に向かって位置しているため、検出器を単純に円筒状に並べ 前面から乳房を測定範囲入れると腋下部の乳房端が視野範囲から外れる恐れがある。図3に検出器配置例 を示す。乳房全体をカバーし、さらに腋窩リンパ節をも視野に入れるような検出器配置を検討中である。



図3 検出器配置例

• 検出器信号処理回路

PMT はそれぞれ独立した 16×16 チャンネルのカソードとアノードを持つ浜松ホトニクス社製 PS-PMT (R8400-00-M256)を用いる。511keV のy線がどれか1 個のシンチレータチップへ入射し、相互作用 で多数の光子が発生すると、瞬時に所定のカソードへ光子が配分され、電子増倍された信号が同時に各ア ノードから出力される。ただし、PMT の各アノード間の感度差は最大約1:6 と大きいため、あらかじめ可 変増幅アンプ(以下 VGA)で増幅度を一定に調整する。従って、検出器1モジュールにつき 256ch の VGA が 必要であるが、回路基板の設置スペースや耐ノイズ性、発熱などを考慮し、多数のプリアンプ、VGA、ア ナログ演算回路を1パッケージにまとめたミックスドシグナル ASIC を採用する。ASIC で処理された信号 は直ちに A/D 変換され、タイミング情報と共に FPGA で演算処理されリストモードデータが作成される。

データ収集処理

20 個~30 個の検出器モジュールから送られてくるリストモードデータはグルーピングおよびコインシ デンス処理回路にてコインシデンスペアが得られ、リストモード3次元逐次演算処理にて3次元イメージ ング画像を得る。ただし、コインシデンスペアの組み合わせは膨大であるため、分解能に影響が出ない程 度にデータを圧縮し、さらにマルチコア PC を利用した並列演算を行い処理のスピードアップを図る。

• 視野外からの放射線対策

乳房以外の体躯から入射するγ線は強いノイズ成分であり、その計数率が大きい場合は検出器自体の計 数率特性の低下と散乱・偶発同時計数の増大により実感度が大きく低下する。最も体躯に近い検出器のシ ンチレータ側面部に十分厚い鉛シールドを施すとノイズ低減に最も効果があるが、有効視野が狭まりその 影響が大きいため、効果的なシールド方法やノイズ除去回路の工夫が必要である。図4に視野外からのγ 線の影響を、GATEを用いてシミュレーションを行った結果を示す。





Tree MisShell





外来ノイズなし

シールドなし

15 20 Activity (kBq/ml)

鉛 20 mmシールドあり(外周, 側面)

図4 外来放射線ノイズの影響

• 課題点

ここで提案するマンモ PET 装置は生検が難しい数ミリ大の乳がんの超早期診断を行うために設計されて おり、図5に示すように判定能力の高い優れた腫瘍マーカーや特異性の高い乳がん分子プローブの開発が 不可欠である。また、個人の遺伝子情報に基づいた創薬としてテーラーメイド医療技術の進歩も欠かせな い。



図5 臨床応用のサイクル

4. まとめ

次世代医療に向けたマンモ専用 PET 装置の特長や予想される課題点について検討した。装置は高感度と 高分解能を達成するため検出器は検査部位になるべく近接させ、検出器はシンチレータ素子ピッチをでき るだけ小さくした DOI 構造を利用すると共に、得られた膨大な量のリストモードデータから速やかに3次 元逐次演算再構成画像が得られるシステムを構築し、数年後の製品化に向け研究開発を進めたい。

参考文献

- [1] 国立がんセンター「がんの統計'05」http://www.ncc.go.jp/jp/statistics/2005/index.html
- [2] W. W. Moses, J. Qi, "Fundamental limits of positron emission mammography," Nucl. Inst. and Meth. in Phys. Res. A, 497(1), pp. 82-89, 2003.
- [3] http://www.naviscanpet.com/.
- [4] T. Tsuda, H. Murayama, K. Kitamura, N. Inadama, T. Yamaya, and E. Yoshida, "Performance Evaliation of a Subset of a Four-Layer LSO Detector for a Small Animal DOI PET Scanner: jPET-RD," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, VOL. 53, No. 1, pp. 35-39, Feb. 2006.

[5]半導体検出器を用いた PET 装置の開発

上野 雄一郎、清野 知之、柳田 憲史、石津 崇章、高橋 勲、 小嶋 進一、森本 裕一、土屋 一俊、北口 博司、雨宮 健介 (株)日立製作所 電力・電機開発研究所

1. はじめに

我々は、高密度配置可能で直接変換型である半導体検出器を用いることにより、高空間分解能及び高定量性 を有する半導体PET装置の開発を進めている。はじめに半導体検出器のPET装置への有用性を検討する目的で 二次元断層撮像専用のプロトタイプ機を開発して PET 装置としての基本特性を測定すると共に、ファントム及び動 物実験により画像を評価した。更にプロトタイプ機の評価結果をフィードバックしてアナログ ASIC 等の改良を行い、 3D-PET 装置に適用可能な検出器ユニットを2 セット製作しその諸特性を評価したので合わせて報告する。

2. プロトタイプ機

2. 1 装置概要

開発したプロトタイプ機の外観写真を図1に、スペックを表1に示す。試作した装置は、半導体検出器(CdTe)及 び信号処理回路を実装した検出器基板を1枚登載した検出器ユニットを六角形に配置し、二次元断層撮像専用 のPET 装置として構築したものである。撮像可能な領域は直径約80mmの一断面である。検出器は周方向2mm 奥行き方向約15mm 軸方向4mm が最小単位であり、奥行き方向に三段実装した。また、半導体検出器の特徴で ある高エネルギー分解能を実現するために、検出器の微少信号を低ノイズで増幅するASIC(Application Specific Integrated Circuit)を開発した。検出器ユニットからの計測データは、データ収集装置に集められ同時計測後にパ ソコンに保持される。パソコンにてサイノグラム化等の画像処理を実施し画像を得る。また、本プロトタイプ機は、6 角形配置による画像のひずみを除去するために回転撮像を実施している。



図 1 プロトタイプ機の外観写真

表 1 プロトタイプ機の主要スペック

項目	スペック
検出器	CdTe
ユニット数	6個
検出器リング径	約140mm
ポート径	80mm
FOV	Φ75mm×H3.8mm
検出器寸法	2mm(周方向) 15mm(奥行き方向) 4mm(軸方向)
検出素子数	576個 (=32×3×6)
測定方法	回転撮像

2.2 評価結果

(1) 基本特性

本プロトタイプ機を使用し、エネルギー分解能、時間分解能及び空間分解能を測定し評価した。エネルギー分 解能及び時間分解能は、視野中心に配置した FDG 溶液を利用して評価した。また、空間分解能は、FDG 溶液を 注入した点線源を視野中心から 15mm 間隔に 3 個所に配置し、回転撮像して画像化して評価した。

エネルギー分解能の測定結果を図2に示す。検出器毎にゲイン及びオフセットの補正をして装置の全ての半導体検出器(576ch)の合計で評価した結果、エネルギー分解能は5.4%(FWHM)であった。時間分解能の測定結果を図3に示す。対向する検出器ユニット間の計測結果(96ch×96ch)から時間分解能は6ns(FWHM)であることを確認した。また、空間分解能測定結果を図4に示す。視野中心で2.6mm、中心から30mmの位置で2.8mmであった。



(2) 画像評価

画像により装置特性を評価する目的で、ホットロッドファントム及びラット心筋の撮像を実施した。

ホットロッドファントムの撮像では、DOI 方式の有無により識別可能なホットロッドサイズが 2.5mm から 2.0mmに向上した(図5)。また、ラットの撮像では、直径約 10mm の円環状の心筋形状を 2mm 程度の血液部分の抜けた画像が得られた(図6)。



図6 ラットの心筋の PET 画像

3. 3D-PET 用検出器ユニット

3.1 装置概要

製作した検出器ユニットの外観写真を図7に示す。本検出器ユニットは2セット制作し、3D-PET装置への適用 可能性を検討した。プロトタイプ機からの主な変更点は、(1)ASIC改良、(2)検出器の高密度実装である。 (1)ASIC改良

主な改良点は、高集積化、ノイズ量の低減、消費電力の低減等である。

(2)検出器の高密度実装

上記 ASIC の高集積化及び消費電力低減により検出器を搭載した基板(検出器基板)当たりの読出しチャネル 数(検出器数)の増大が可能となった。また、検出器の基板への両面実装技術を確立し、更に体軸方向に本検出 器基板を複数枚スタック状に実装することにより、三次元断層撮像可能な検出器ユニット構成を実現した。

3.2 評価結果

Ge-Gaの標準密封線源を用いて、エネルギー分解能を評価した。エネルギー分解能の測定結果を図8に示す。 2 セットの検出器ユニットの全ての検出器の合計で、エネルギー分解能は4.1%(FWHM)であった。



図8 エネルギー分解能

4. まとめ

(1)半導体検出器を用いた PET プロトタイプ機を開発し、その特性を評価した結果、PET 装置として非常に有望な 基本特性をもつことを示した。特にエネルギー分解能が良好であり低散乱フラクション化が可能である。半導体検 出器の微細化による高空間分解能化の特長と合わせると、半導体 PET 装置は定量性に優れた高空間分解能 PET を実現できる大きな可能性を持っていると言える。

(2) 更にアナログASICを改良して、高集積化、低ノイズ化及び低消費電力化を実現した。本ASICを搭載した検出 器ユニットを2セット製作して、特性を評価した結果、良好なエネルギー分解能(4.1%)を実現し、半導体検出器を 用いた3D-PET 装置実現可能性の見通しを得た。

謝辞

小動物撮像に対し、北大医学部核医学分野(玉木教授)にご協力を頂いたことをここに感謝致します。

[6] PET検出器の現状と将来

山下貴司

浜松ホトニクス(株)・中央研究所

1. はじめに

PET 装置の高性能化への要求に応えて、新材料を用いたシンチレータ結晶の開発、新しい光電子増倍 管や半導体光検出器の開発、コンピュータの並列利用、新しい画像再構成アルゴリズムの開発が活発化し ている。当社では、1970年代後半からPET 用に各種の光電子増倍管(PMT)を製品化してきた。特に、最 近では TOF-PET 用の高速 PMT、フラットパネル位置検出型 PMT (PS-PMT)、アバランシェフォトダイオード (APD)アレイ、ガイガーモード動作のマルチピクセル APD (MPPC: Multi-Pixel Photon Counter)などを開発 してきている。これらのデバイスの長所を活かした各種の高性能 PET 装置の実現が期待されている。

2. PS-PMT とLYSO、LaBr₃シンチレータ

PS-PMT の特長は細かいシンチレータアレイを分離検出する能力が高いことで、この特長を活かして小動物 PET 装置や頭部用 PET 装置の検出器に利用されている。¹⁾⁻⁵⁾ PS-PMT に結合したシンチレータの発光分布を重心計算する時の位置分解能は図1中の式で与えられる。式中の σ_e は光の拡がり、 N_e はイベント

あたり発生する光電子数、*δ*は PMT の1段あ たりの二次電子増倍率である。PS-PMT 光電 面に入射するシンチレータ光分布の拡がりを 抑制することにより、発光量の少ない BGO シ ンチレータを用いても高い解像力が得られる が、発光量の多い LSO や LYSO シンチレータ ではさらに優れた解像力が得られ、幅 1 mm 以下のセグメントを良好に分離することができ る。



図1. PS-PMTを用いたガンマ線検出器の位置分解能

PS-PMT の各マルチアノード出力は、主に電子 増倍部に起因する感度不均一性があるので、これ を補正する機能を有する 64 チャンネル入力の ASIC (Application Specific IC)を開発した。(図2) この ASIC は、各アノード出力を加算したエネルギ ー/タイミング信号と X、Y方向に重心演算した位 置信号が出力される。この IC の適用により PS-PMT の性能向上と同時にその使用が容易にな り、さらに前処理回路部を含む PET 装置のフロント エンド部がコンパクトになる利点がある。



図2. PS-PMT 用 ASIC 回路の構成

4 mm x 4 mm x 30 mm LaBr₃シンチレータの 5 x 5 アレイと、3 mm x 3 mm x 20 mm の LYSO シンチレータ をそれぞれフラットパネル型 PS-PMT (H8500)に結合し、BaF₂シンチレータを用いたプローブと対向して時間 分解能を測定した。図 3 に 1"直径の高速PMTと PS-PMT をそれぞれ LYSO 結晶に結合して得られる時間 特性の比較を示す。図4に LaBr₃シンチレータを PS-PMT に結合して得られる時間特性を示す。



図3. 高速 PMT とフラットパネル PS-PMT を LYSO に結合して得られる時間特性

PS-PMT は、薄いチャンネル型電子増倍部を有しており、電子の走行距離が短いために時間特性にも優れている。ただし現状では実効量子効率が通常の PMT よりも低いため、立ち上がり時間が比較的長い LSO

や LYSO を用いた場合には通常の高速PMT に比較して時間分解能がやや低い。立ち上が り時間が短く発光量の多い LaBr₃を用いた場 合には良好な時間分解能が得られる。

複数の PMT を用いたアンガー型モジュール 検出器では、ライトガイドや隣接結晶への光ク ロストークを利用するため、光伝播に伴う時間 分散が増加する。これに対し PS-PMT は、各 結晶からの光出力をそのまま受光できるので 時間分散を抑制できる。今後さらにPS-PMTの 実効量子効率が改善されれば、時間分解能の 優れた TOF-PET 用検出器を実現できる。



図4. PS-PMT + LaBr₃検出器の時間特性

3. 半導体検出器

APDを用いた PET 検出器の歴史は古いが、発光量の少ない BGO シンチレータを用いていたため、高印加 電圧を必要とする高ゲイン(1000 以上)の特殊構造 APD が用いられた。⁶⁾ しかし、発光量の大きい LSO シン チレータが出現したため、通常の APD をゲンイ100 以下の安定領域で利用できるようになり⁷⁾、実用性が増し た。特に MRI 磁場中で用いる PET/MRI への適用は APD の特長を活かしたものといえる。

最近になり、1素子中に微小な APD ピクセルが多数集まった MPPC が開発された。各 APD ピクセルはガ

イガーモードで動作するため、高速かつ高ゲイン(10⁵ - 10⁶)であり、雑音レベルに対して信号出力が高いた め PMT と同様に使い勝手がよい。図5にMPPCの動作原理を示す⁸⁾。 今後 PET に利用するためには、 MPPC のアレイ化、シンチレータのサイズや発光量との整合性を有した MPPC の設計、これに適した ASIC の 実現などの課題がある。

半導体検出器は、薄型、コンパクト、磁場に強いなどの特徴があり、これらを十分活かした新しい PET イメージング装置の開発が期待される。



図5. MPPCの動作原理と入力光子数の分離能力

5. まとめ

PET イメージングは 30 年をかけて、ほぼ確立された技術となってきた。現在は FDG を用いたがん診断が 利用の大半を占めているが、この用途では測定時間、機器の安定性、画質などの要求性能がほぼ実現され てきた。しかし今後は新規トレーサーの開発などにより、認知症などの脳機能疾患の診断や薬理作用の評 価などの利用が増加すると考えられ、このためには PET 装置の解像力、ダイナミックレンジ、定量性などの諸 特性の向上が要求される。新規シンチレータ材料や半導体検出器などの開発によって、新しい分子イメー ジングに適した PET システムの設計が可能となってきた。また画像再構成法の発展とあわせて、従来では実 現が難しかったポジトロンイメージング技術の出現が期待されている。

参考文献

- H.Uchida, T.Yamashita, M.Iida et al., "Design of a mosaic BGO detector system for positron CT," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol.33, pp.464-467, 1986
- T.Yamashita, M.Watanabe, K.Shimizu, et al., "High resolution block detector for PET," *IEEE Trans.* Nucl. Sci., vol.37, pp.589-593, 1990
- M.Watanabe, T.Omura, H.Kyushima et al.," A compact position-sensitive detector for PET," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol.42, 1090-1094, 1995
- M.Watanabe, H.Okada, K.Shimizu et al.," A high resolution animal PET scanner using compact PS-PMT detectors," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol.44(3), pp.1277-1282, 1997

- 5). N.Inadama, H.Murayama, T.Omura et al., "A depth of interaction detector for PET with GSO crystals doped with different amounts of Ce," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol.49, 629–633, 2002
- 6). R.Lecomte, J.Cadrette, S.Rodrigue et al., "Initial results from Sherbrooke avalanche photodiode positron tomograph," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol.43, 1952–1957, 1996
- 7). Pichler, G.Boning, E.Lorenz et al., "Studies with a prototype high resolution PET scanner based on LSO-APD modules,", *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol.45, 1298-1302, 1998
- K.Yamamoto, K.Yamamura, K.Sato, et.al., "Development of Multi-Pixel Photon Counter," 2006 IEEE Nuclear Science Symposium, San Diego, 2006.

[7] PET 装置開発の醍醐味

山本 誠一

神戸高専・電気工学科

1. はじめに

臨床用 PET 装置の開発は大変な労力を要する。装置が大規模な上に、複雑で高度である。小型 PET 装置の場合は規模が小さくなるので、多少は開発をしやすい。しかし、複雑であることと高度である ことに関しては臨床用 PET 装置とそれほど大きな違いは無い。そのため、小型 PET 装置であっても開 発は困難であり、自力で開発できるグループは国際的にもそれほど多くない。困難なシステムを開発 することが完了すれば、大きな喜びである。実際に、最近開発した動物用 PET 装置[1]や、MRI 中で 測定可能な小型 PET 装置[2]においては、開発途上でサイノグラムが得られたり、再構成画像が得ら れたりしたときは達成感を味わうことができた。PET 装置、SPECT 装置あるいは特殊用途イメージン グ装置の開発に関して、新しいアイデアに基づくこれらの装置が実現したときの喜びは醍醐味という にふさわしいように感じる。しかし開発に伴う困難さのためと思われるが、これらの装置を日本で独 自に開発しようとする動きは、製造業者では増えつつあるが、大学等では欧米に比べ多いとは言えな い。PET 装置等を開発するための障害はどこにあるのか、装置の構成と必要とされる基盤技術、労力 等を振り返り、我が国の装置開発を活性化するための方法を考えたい。

2. PET 装置開発の困難さ

図1に一般的なPET装置のブロック図を示す。PET装置は、大きく分けて、検出器部、データ収集 部、コンピュータ部より構成される。検出器部は最近の装置では放射線位置検出器と電子回路で構成 される。これらをリング状に配置することで検出器リングを構成する。データ収集装置は検出器リン グからの信号をリアルタイムで処理し、主に同時計数等を行う。コンピュータ部では収集した同時計 数のデータを用いて画像再構成等をソフト的に行う。これらのどの部分も複雑で高度である。さらに 各ブロックで必要とされる基盤技術に多少の違いがあるために、複数の分野の異なる専門技術者が必 要とされる場合が多い。



図1 一般的な PET 装置のブロック図

検出器部の開発は、放射線位置検出器に関して高い技術が要求される。最近の PET 装置では検出器 ブロックあたり、数十から数百の検出器素子が配列される場合が多い[3-5]。検出器ブロック単体の 開発もアンガー方式による位置演算回路や波形解析回路等が要求される。また検出器ブロックを高い 精度で多数製作する技術も要求される。電子回路ではタイミング信号の検出と時間情報の付加、検出 器素子ごとのエネルギーウインドウの設定、波形弁別等をリアルタイムで行う。さらにこれらの電子 回路は高速、高密度が要求され、PET 装置の開発における障害になっているものと推測される。

データ収集部に関しては電子回路の設計が主な基盤技術となる。一般には、複数の検出器ブロック からの信号を1グループとしてまとめ、グループ間の同時計数を行う。従来の同時計数は集積度の低 い高速な IC を用いて処理を行っていたため、多数のプリント基板を必要とした。最近では Field Programmable Gate Array (FPGA)を用いる事によりデジタル回路の高密度化が可能となり開発が容易 になった。しかし PET 用データ収集回路の FPGA 内部の設計は特殊であり PET 装置に関する知識を要 する。PET 装置で最も開発が困難な部分がデータ収集部であるように思われる。

コンピュータ部は同時計数した信号をメモリに格納する。最近の小型 PET 装置では汎用性を増すた めに同時計数のデータをリストモードでパーソナルコンピュータのハードディスクに保存する場合 が多い。その後の処理としては、再構成の方法にもよるが、サイノグラムの作成のためのアドレス変 換、ノーマライズ、画像再構成、吸収補正等、膨大なソフト開発が必要となる。さらに画像表示、関 心領域(ROI)やプロファイル表示などの処理ソフトも必要である。しかしこれらはリアルタイムに 行う必要が無いので、PET 装置自身のリアルタイム処理と切り離して考えることができる。

開発した小型動物 PET 装置と MRI 中で測定可能な小型 PET 装置で考慮したのは、検出器の電子回路 部やデータ収集回路に関して、他のシステムにも使えるように汎用性を持たせることである。検出器 の電子回路部やデータ収集回路部は PET 開発で最も困難で費用を要する部分である。今後、小型 PET 装置や小型 SPECT 装置あるいは特殊用途のイメージング装置などの開発を行う場合に、苦労して新た にデータ収集部等を開発することは無駄である。一部を変更するのみで、比較的容易に短期間で廉価 に画像を得ることを可能にすることができれば効率的である。今後の PET 装置等の開発において、こ の今回開発したデータ収集回路が多くの新しいシステムに利用され、容易に新しい装置が実現するこ とにつながれば、我が国の当該分野の発展に貢献できる可能性があると考える。

3. 汎用性を持たせた PET 用データ収集部

汎用性を持たせて設計をした小型 PET 装置用データ収集ラックの写真を図2に示す。筐体として 15 スロットのコンパクト PCI ラックを用いた。検出器ブロックからのアナログ信号は、ラックの右 端の最大8スロットに配置されるアナログボードで処理される。アナログボードでは検出器ブロック からのアナログ信号を重み付け加算し、それぞれが4つのアナログ信号(X⁺, X⁻, Y⁺, Y⁻)を作成する。



図 2 小型 PET 装置用データ収集ラックの写真

開発したデータ収集ラックの中で用いる、2種のアナログボードの写真を図3-(A)と(B)に示す。 図3-(A)は小型 PET 装置に用いたアナログ基板で、1枚あたり PSPMT からの 72本のアナログ信号を 入力し、重み付け加算を行った後、X⁺, X⁻, Y⁺, Y⁻の4つのアナログ信号として出力する。小型動物 PET 装置では、このボードを2検出器ブロックあたり1枚用い、合計8枚を用いて全検出器ブロックの信 号を処理する。



図3 2種のアナログボードの写真: 小型動物 PET 装置用(A)と MRI 中で測定可能な PET 装置用(B)

図3-(B)は MRI 中で測定可能な PET 装置に用いたアナログ基板で、64 チャンネルにアナログ入力 に対応する。1 枚あたり PSPMT からの 32 本のアナログ信号を入力し、重み付け加算を行った後、 X⁺, X⁻, Y⁺, Y⁻の4つのアナログ信号として出力する。このボードを8検出器ブロックあたり1枚用い、 合計4枚を用いて全検出器ブロックの信号を処理する。なおこちらのアナログ入力は可変抵抗によ りチャンネルの利得を調整可能である。8x8 のマルチアノード出力の PSPMT との組み合わせで用いる ことも想定して開発したものである。

図4にデジタルボードの写真を示す。アナログボードからの X⁺, X⁻, Y⁺, Y⁻の信号はデジタルボード のマザーボードに配置されたアナログーデジタル (A-D) 変換ボード (写真では4枚) に導かれ 100MHz で連続的に A-D 変換される。A-D 変換された信号は、閾値を超えた信号に対して、タイム情報の付加、 デジタル積分、位置演算、場合によっては部分積分による波形弁別を行う。同時計数はデジタルコン パレータ回路を用いて 320ns ごとに時間情報を比較する。時間情報は 160ns あたり 8 ビットの精度を 持たせた。



図4 デジタルボードの写真

図 5-(A)に小型動物用 PET 装置に用いたデータ収集回路部のブロック図を示す。16 個の検出器ブロックを8 グループに分け、8 枚のアナログボードにより X⁺, X⁻, Y⁺, Y⁻の 4 つのアナログ信号を作り出す。8 組の重み付け加算された信号はデジタルボード上の8 枚の A-D 変換基板により A-D 変換された後、位置演算、波形解析、同時計数等が行われる。

図 5-(B)に MRI 中で測定可能な PET 装置に用いたデータ収集回路部のブロック図を示す。32 個の 検出器ブロックを 4 グループに分け、4 枚のアナログボードにより X⁺, X⁻, Y⁺, Y⁻の 4 つのアナログ信号 を作り出す。4 組の重み付け加算された信号はデジタルボード上の 4 枚の A-D 変換基板により A-D 変 換された後、位置演算、同時計数等が行われる。

アナログボードは別の配列の検出器ブロックにも使用可能である。6x6 出力のクロスワイヤーアノ ードタイプの PSPMT に対しては小型動物 PET 装置用のアナログボードを用いて PSPMT を 2x3 に配列し たブロックまで対応可能である。またマルチアノードタイプの PSPMT に対しては、MRI 中で測定可能 な PET 装置に用いたアナログボードで 8x8 の出力に対して対応可能である。それ以外の配置の検出器 ブロックに対しては新たなアナログボードを設計すればよい。重み付け加算回路の設計は多少のノウ ハウを要するものの、さほど難しいものではない。



図5 小型動物用 PET 装置のデータ収集回路のブロック図(A)と MRI 中で測定可能な PET 装置のデ ータ収集部のブロック図(B)

図 6-(A) に小型動物用 PET 装置の外観写真を示す。小型 PET 装置はこれにデスクトップ型のパーソ ナルコンピュータと小型高圧電源を接続するのみでデータ収集可能となる。図 5-(B) に MRI 中で測定 可能な PET 装置の外観図を示す。こちらもパーソナルコンピュータと小型高圧電源を接続するのみで 収集可能である。



図6 小型動物用 PET 装置(A)と MRI 中で測定可能な PET 装置(B)の外観写真

4. まとめ

PET 装置開発の醍醐味の一つとして、もの作りの楽しさを味わえる点も上げておきたい。機械部分の組み立ては多少の変更が必要な場合もあるが、問題なく進む場合が多い。装置の形ができるのは嬉しいものである。検出器ブロックの製作は単純労働を要し、感じ方によっては苦しいが完了したときはそれなりの達成感がある。しかし性能評価の結果を見て新たに苦しさを感じることも多い。電子回路や配線のデバッグ作業なども達成感を味わうことができる。どのような装置に関しても言えることであると思うが、技術的に高度な部分の開発がスムーズに進むことはまれであり、例えば滅茶苦茶な分布のサイノグラムを見ながら、悪いところを推測し、デバッグしていくことは長時間を要して苦しい。しかし本来あるべきデータが収集できたときは大きな達成感を感じることができる。

今回、開発したデータ収集装置が他の多くの小型 PET 装置等に利用され、我が国の当該分野の発展 に貢献できるようになることを期待したい。また開発した装置が動物実験等の応用に使われれば新た な喜びである。さらにこのデータ収集装置をベースにした製品が開発され、売れるようになれば、別 の醍醐味を味わうことができるかもしれない。

参考文献

- [1] Yamamoto S. et al.: A dual layer GSO PET system for small animals. Conference Records from the Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, San Diego, 2006
- [2] Yamamoto S. et al.: A Multi-slice Dual Layer MR-Compatible Animal PET System. Conference Records from the Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, San Diego, 2006
- [3] Yamamoto S., Ishibashi H. A GSO depth of interaction detector for PET. IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 45, no.3, pp. 1078-1082, 1998
- [4] Orita, N., Murayama, H., Kawai, H., Inadama, N., Tsuda, T. : Three-dimensional array of scintillation crystals with proper reflector arrangement for a depth of interaction detector. IEEE Trans. Nucl. Sci., 52(1), pp. 8-14, 2005.
- [5] Yamaya, T., Hagiwara, N., Obi, T., Tsuda, T., Kitamura, K., Hasegawa, T., Haneishi, H., Inadama, N., Yoshida, E., Murayama, H. : Preliminary resolution performance of the prototype system for a 4-layer DOI-PET scanner: jPET-D4. IEEE Trans. Nucl. Sci., 53(3), pp.1123 -1128, 2006.

[8] 脳機能イメージングの定量性と装置

伊藤 浩

放射線医学総合研究所・分子イメージング研究センター 分子神経イメージング研究グループ・脳病態研究チーム

1. はじめに

PET を用いて脳神経疾患病態についての臨床研究を行う上で必要な測定システムとしての PET 装置の性能に は以下の項目が挙げられる。

・感度

- ·分解能
- ·定量性
- ・動態測定が可能であること
- ・血液データ収集への配慮
- ・被験者への配慮

感度、分解能に関しては PET の基本的な性能評価項目であり、次世代 PET 研究においてその飛躍的な向上が 期待されているものである。定量性に関してはいろいろな要素があるが、主なものとしては画像再構成、吸収補正、 散乱線補正がある。動態測定いわゆるダイナミックスキャンが可能であることも脳研究には必須である。また、直接 PET データとは関係ないが、PET 検査中の採血手技が円滑に行いうる、被験者が長時間の検査に耐えられるよう な装置上の配慮も、PET 測定システムとしては重要な要素である。ここでは、これらの項目を中心に、脳神経疾患 の臨床研究に望まれる PET 装置について臨床家の立場から述べる。

2. 感度

後述する分解能と深く関係する性能評価項目であり信号対雑音比(S/N)に相当するが、現時点では脳神経疾患 の臨床研究において最も重要なものである。一例として PET による脳賦活試験を挙げると、脳賦活試験において は脳賦活による脳局所の微弱な脳血流変化を捉える必要があるが、現状の PET 装置の S/N では個々人での脳血 流変化を精度よく捉えることはできない。したがって、個々人の脳の形状をあるテンプレート、いわゆる標準脳の形 状に変形し(解剖学的標準化)、多数例での PET 画像を加算平均することにより S/N を向上させて脳局所の微弱な 脳血流変化を捉えるということがなされている(図 1)。もし、PET 装置の感度すなわち S/N の飛躍的な向上が実現 すれば、このような微弱な脳血流変化を個々人の脳で精度よく観察できるようになり、脳研究において大きな進歩 となる。これは、PET による脳疾患研究においても、健常群と疾患群を比較した場合の脳局所の信号異常の検出 率の向上をもたらすものであり、脳疾患研究においても大きな前進となる。



図1 脳賦活試験における解剖学的標準化

3. 分解能

前述の感度と深く関係する性能評価項目であるが、脳神経疾患の臨床研究においてどこまで分解能が必要であ るかということについては、従来、その時点での PET 装置の分解能で観察できるものを対象に研究してきたという 事実もあり、望まれる分解能を明らかにすることは困難である。また、前述の感度とともにこれらの性能評価項目が 大幅に向上した場合には今まで見えていなかったものが見えてくる可能性もあり、その時点でさらに研究が発展す る可能性もある。

最近、我々の研究グループでは抗精神病薬による脳下垂体のドーパミン D₂ レセプター占有率の測定についての研究を開始した(図 2)。この研究においては、下垂体という数 mm の大きさの構造物の放射能濃度を正確に測定する必要があるが、現在の PET 装置の分解能はこのような小さな構造物の評価には必ずしも十分ではない。次世代 PET 研究におけるこの点の向上が期待される。



図2 下垂体におけるドーパミン D2 レセプター占有率の測定

4. 定量性

PET 装置における定量性とは、いかに正確に放射能濃度の空間的分布を測定できるかということであるが、これには画像再構成、吸収補正、散乱線補正などの要因が関係する。

画像構成法については、脳のPET検査においては従来、定量性が確認されているという理由でFBP法が広く用いられてきた。一方、FDGによる全身PET検査においてはOSEM法が広く用いられており、S/Nの良い画像が得

られている。脳研究においても、OSEM法を用いることにより画像のS/Nが向上し、より精度の高い測定が可能になることが期待されるが、その定量性が保障されているかどうかについては未だ不明な点も多い。我々の研究グループでも、OSEM法の脳 PET 検査への応用を試み(図3)、臨床検査レベルでの妥当性については限定的に確認したが、この点についてのより詳細な検討も望まれる。



図 3 FBP 法と OSEM 法の比較

散乱線補正については、近年の PET 装置はほとんど全てが 3D 収集専用機であり、視野外からの散乱線を正確 に除去できるかどうかも定量性に大きく関わる要因となっている。特に、脳 PET 検査に用いるトレーサーによっては 肺などの視野外臓器に強く集積するものもあり(図 4)、このようなトレーサーによる検査にも対応できるような散乱線 補正法の開発が望まれる。



図4 視野外臓器(肺)へのトレーサーの蓄積

5. 血液データ収集・被験者への配慮

PET による脳神経疾患の臨床研究においては、PET により測定されるデータのみならず、入力関数測定や血漿 中の薬物濃度測定など PET 検査中における種々の血液データ収集も重要である。入力関数の測定では PET 測 定中、被験者の前腕あるいは上腕の動脈にカニューレを留置して経時的に採血を行う。また、向精神病薬などを 服用中の被験者における血漿中の薬物濃度測定においても静脈にカニューレを留置して経時的に採血を行うが、 近年普及が目覚しい PET/CT 装置のほとんどのものでは被験者の尾側に CT のガントリーがあるため、PET 測定 中の採血が困難であることが多い。また、採血のために腕を固定する必要があるが、安定して固定できる寝台などの開発も実は重要なことである。

被験者への配慮という点では頭部固定器具や寝台などの直接身体に接触する部分の開発も重要である。頭部 固定器具については、長時間の固定でも痛くならない、検査中 PET の分解能以上には頭部が動かないなどの要 因を満たす必要があり、寝台については、長時間の仰臥位でも痛くならない、腕の置き場が確保されている、安心 できるようなある程度の広さを有するなどの要因を満たす必要がある。

6. まとめ

以上、脳神経疾患の臨床研究に望まれる PET 装置について臨床家の立場から意見を述べた。正しい脳内放射 能濃度分布の測定ができ、PET 検査時の血液データの収集や被験者に配慮した測定システムとしての完成度の 高いPET装置が作られ、さらに、次世代PET研究による感度・分解能の向上が新たな臨床知見をもたらすことを期 待したい。

参考文献

[1] Fox PT, Mintun MA, Reiman EM, Raichle ME. Enhanced detection of focal brain responses using intersubject averaging and change-distribution analysis of subtracted PET images. J Cereb Blood Flow Metab. 1988; 8: 642-53.

[2] Morimoto T, Ito H, Takano A, Ikoma Y, Seki C, Okauchi T, Tanimoto K, Ando A, Shiraishi T, Yamaya T, Suhara T. Effects of image reconstruction algorithm on neurotransmission PET studies in humans: comparison between filtered backprojection and ordered subsets expectation maximization. Ann Nucl Med. 2006; 20: 237–43.
[3] Suhara T, Sudo Y, Yoshida K, Okubo Y, Fukuda H, Obata T, Yoshikawa K, Suzuki K, Sasaki Y. Lung as reservoir for antidepressants in pharmacokinetic drug interactions. Lancet. 1998; 351: 332–5.

[9] 放射線技師から見た装置への期待 -臨床 PET の定量性-

谷本克之

放射線医学総合研究所・重粒子医科学センター病院診療放射線室

1. はじめに

1976 年、日本における Positron Emission Tomography (PET)研究は、放射線医学総合研究所において開始され、その後もしばらくの間、PETは限られた施設における臨床研究として利用されてきた。 1996 年、¹⁵O-標識ガス、2002 年の 2-deoxy-2-[¹⁸F]fluoro-D-glucose (¹⁸F-FDG)の保険適用によりサイクロトロン・PETを所有する施設の急激な増加、さらに 2005 年、¹⁸F-FDGのデリバリー開始により、PET装置のみを所有する施設も増えてきており、まさにクリニカルPET全盛の時代といえる。

PET・SPECT・ γ カメラといった、いわゆる核医学検査とは機能検査であり、放射性薬剤の集積 亢進部位を描出し、その薬理学的特性から機能診断するもので解剖学的情報は非常に乏しい(図1)。現 在、一般的となったPET-CT装置はその欠点を補うために考え出された。特に全身腫瘍検査において PET-CTで得られた画像は高度な分解能を持つCT情報と機能情報を持つPETの両面から診断可 能となり、がん医療における画像診断装置として欠かせないものになっている。

これにともないPET本来の『測定器』としての基本性能がより重要視されてきている。PETの他の 核医学装置と異なる大きな特徴に高い定量性を有していることがあげられる。PET装置は外部線源を 持っており、これを用いて transmission scan を行うことにより被験者の μ -map(吸収係数分布)を作成 し、PETで検出される γ 線を吸収補正し集積亢進部位の定量を行う。PET-CTでは一般的に外部線 源の代わりにCTから μ -map を作成する。このように吸収補正を行うことで高精度の定量を実現してい る。PETの定量性に影響を与えるものに装置の精度管理、画像収集再構成条件、被験者の状態、装置の 分解能、 μ -map の精度等があげられる [1]。





図1 悪性リンパ腫肝転移. CTでは全く見えていない病変部がPETでは明瞭に描出されている

2. 定量性の影響因子

2.1.装置の精度管理

PET装置は日々のチェックと定期的な点検により精度管理を行う必要がある。検出器は経年劣化以 外に温度、湿度、磁場等の影響を受ける。クリスタルの温度特性による変化や校正線源やHV電源を交 換すると大きく定量に影響を与えるので注意が必要である(図2)。



図2 検査室、チラーの温度変化 および ECFの変動

2.2. 画像再構成条件

核医学では古くから Filtered Backprojection (FBP)を用いて画像再構成を行ってきた。Ordered Subsets Expectation Maximization (OSEM)を用いた定量精度について議論されているが、臨床上 腫瘍検査では一般的にOSEMが利用されている [2]。¹¹C-raclopride おけるFBPとOSEMによ る違いを示す [3]。



図3 画像再構成法および条件の差による画質、値の変化

2.3. 被験者の状態

¹⁸F-FDG等の腫瘍検査では一般的に採血を行わずに定量可能な Standardized Uptake Value (SU V)が利用されている。SUVとは次式で表される。

$$SUV = \frac{組織放射能(Bq)/組織体積(ml)^{*1}}{投与放射能(Bq)/体重(g)}$$

*1 組織の比重を1.0と仮定し、1mlを1gとしてピクセルの体積を gに換算している.体脂肪率が高いと体重補正が過補正となる[4]

これによりSUVは目的部位の放射能と身体全体の平均放射能の比として表される。しかしSUVは 排尿、薬剤のリーク、体脂肪率、血糖値等さまざまな被験者の状態の影響を受ける(図4)。



図4 被検者の状態による差 および 身体比重のばらつき

3. Brain Reference Index (BRI)

筆者らはSUVに比べ、より正確な定量指標として Brain Reference Index (BRI)を提唱してい る。BRIはNakagawa らが心筋の glucose 代謝の指標として 1995 年に発表した [5]。脳の glucose 代 謝は安定しており血糖値の影響が小さい。このため小脳のSUVと血糖値は負の相関関係を持つ(図5)。 がんを正しくがんと判定する確率を感度 (Sensitivity)、がんではないものを正しくがんではないと判 定する確率を特異度 (Specificity)とし、Receiver Operating Characteristic (ROC) 解析を行う とBRIはSUVよりおよそ10%高い診断能となる[6](図6)。小脳と腫瘍では metabolic trapping の原理[7]は異なるがBRIは前述 (2節)のSUVにおける不安定要素が cancel されるため、より高 い診断能が得られると考えられる[8]。



4. 分解能

現在、臨床で使用されているPET装置(東芝-Aquiduo:crystal LSO $2 \times 2 \times 20$ mm)の Recovery Coefficient (RC)曲線を示す。この装置の分解能は 4.3 mm であり、病変サイズが 1 cm では 35%程度 になってしまう。分解能の 4 倍以上の大きさがなければ適正な定量は難しい(図7)。高感度、高分解能 なDOI検出器を搭載した次世代PET装置では 1 cm 以下の病変部も十分描出・診断が可能であると考え る。



5. *μ*-map の精度

吸収補正には、時間はかかるが実測する Measured Attenuation Correction (MAC) 法、定量精度は 落ちるがR I injection 後も可能で短時間ですむ Segmented Attenuation Correction (SAC) 法がある。 またCTによる吸収補正CT-based Attenuation Correction (CTAC) 法は高分解能のCTdata から 得られたCTnumber を 511keV の γ 線での μ 値へ変換している(図8)。しかしCTのX線は連続スペク トルであるため吸収体を透過している間にも特に低エネルギー部分が吸収され実効管電圧が変化してい く (図9)[9]。このためCTAC法の定量精度はSAC法と同程度である[10]。収集時間が短く正確な μ -map を作成可能な新しい吸収補正法が望まれている。


参考文献

[1] 谷本克之: 誌上講座「PET に関する話題-Molecular Imaging の時代-」,日本放射線技師会雑誌, Vol. 53, No. 644, pp. 47-53, 2006

[2] Morimoto T, Ito H, Tanimoto K, Yamaya T, et al.: Effects of image reconstruction algorithm on neurotransmission PET studies in humans: comparison between filtered back projection and ordered subsets expectation maximization, Annals of Nucl Med, Apr 20(3), pp. 237-243, 2006

[3] Shiraishi T, Ito H, Tanimoto K, et al.: Effects of image reconstruction algorithms with various parameters on estimation of human neuroreceptor binding with PET, J Nucl Med MEETING ABSTRACTS 47, pp. 541, 2006

[4] 宮本俊男,谷本克之,白石貴博,他:体格指標を用いた PET 定量値 SUV の検討,日本放射線技術学会 雑誌, Vol. 26, No. 9, pp. 1313, 2006

[5] Nakagawa K, Fukushi K, Irie T, et al.: Simplified PET quantitation of myocardial glucose utilization, J Nucl Med, Nov 36(11), pp.2094-2102, 1995

[6] 谷本克之, 白石貴博, 安藤彰, 他: FDG-PET における小脳を用いた定量評価法の検討, 千葉県放射線 研究 2006, pp. 27-31, 2006

[7] Waki A, Fujibayashi Y, Yokoyama A: Recent Advances in the analysis of the characteristics of tumors on FDG uptake, Nucl Med Biol, 25, pp.593-597, 1998

[8] 谷本克之: 米国核医学会 3 年連続受賞-SUV の限界-, 核医学技術, Vol.26, No.3, pp.204-220, 2006

[9] Mohammad RA, Habib Z: Computed tomography-based attenuation correction in neurological positron emission tomography: evaluation of the effect of the X-ray tube voltage on quantitative analysis, Nucl Med Comm, Vol.27, No.4, pp. 339-346, 2006

[10] 安藤彰,谷本克之,白石貴博,他:CTAC における CT 撮影条件が与える PET 定量値への影響、千葉 県放射線研究 2006, pp. 1-4, 2006

[10]小動物実験用 PET 装置の現状と課題

和田康弘

(独)理化学研究所・フロンティア研究システム・分子イメージング研究プログラム 大阪市立大学大学院医学研究科・システム神経科学

1. はじめに

2000 年に第1世代の小動物実験用 PET 装置 microPET P4(米国 Concorde Micro Systems 社製)が、大阪市立大学医学部に日本で最初に導入され現在も研究目的に使用している。また2006年3月には(独)理化学研究所が第2世代装置である microPET Focus220を導入し使用を開始している。大阪市立大学に導入時から現在に至るまでに検出器感度および同時計測線感度補正(ノーマライズ補正)、散乱補正、減弱補正、トランスミッションスキャン、3DMLEM 法等の画像再構成法等の多くの機能が追加されてきた。同時にスキャナー内部で動作するファームウェアーの改善も行われ分解能やカウントレートの改善等も行われてきた。現在もバージョンアップ毎に新たな機能が追加されている。 microPET という名称は商品名であるが現在では小動物実験用 PET 装置の総称名として使用される場合も多い。

小動物実験用PET装置は臨床用装置と比べて空間分解能が高く開口径が小さいという特徴があり、使用 条件としてはスキャンする対象物が小さいという違いもある。今回は microPET P4と microPET Focus220の使 用経験とあわせて小動物実験用 PET 装置の現状と今後の課題に関して検討を行った。

2. PET スキャナー

今回使用したPETスキャナーの主な仕様を表 2-1 に、装置の写真を Fig. 2-1 に示す。両装置ともにデータ 収集は3Dモード専用で収集時のデータはリストモードで保存される。ゲート信号は2系統入力可能である。 同時計測時間幅は 2,6,10,14nsec から選択でき、大阪市大及び理化学研究所では 6nsec を標準的に使用し ている。収集されるエネルギの下限と上限値は 0~814keV の範囲で任意に設定でき、P4 では 350-650keV, Focus220 では 400-650keV に設定している。またトランスミッションスキャン用の機構も有しておりコインシデン スモードとシングルモードの選択が可能になっている。使用する線源は点状であり核種として ¹³³Ba, ⁵⁷Co, ¹³⁷Cs, ⁶⁸Ge, ²²Na を使用できる。さらにクリスタル材料である Lutetium Oxyorthosilicate (LSO)の自己発光の 特性を利用して測定する方法も可能になっている。点状線源を使用した3Dでのシングルス計測では、増加 する散乱成分を補正するための散乱補正機能も有している。ノーマライズ補正のための基礎データ収集は点 状線源と円筒形均一線源の両方を使用し、実測ベースの方法を採用している。

表 2-1		
	microPET P4	microPET Focus220
Crystal Material	LSO	LSO
Detector Diameter (cm)	26	26
Axial Field of View (cm)	7.8	7.6
Total Number of LSO Elements	10,752	24,192
Crystal Size (mm)	2.2 x 2.2 x 10.0	1.5 x 1.5 x 10.0
Packing Fraction (%)	80	92
Number of Slices	63	95
Slice Pitch (mm)	1.215	0.815



3. 小さな物体の減弱(吸収)・散乱の影響

Fig.3-1 にラット頭部、カニクイサル頭部、ウサギ胸部を模した円筒形の均一ファントム(それぞれの直径は3cm,7cm,9cm)の場合の減弱の影響と散乱フラクションを示す。減弱の影響には全体の値が低くなる成分(Bias)と不均一性の成分(Non Uniformity)に分けることができ、それぞれについて Fig.3-1 中に示したROI 値をもとに Eq.3-1 および Eq.3-2 を使用して求めた。散乱フラクションに関しては Fig.3-1 中の右に示したよう にサイノグラム上でファントムがある部分とない部分とのカウントの比によって求めた。Fig. 3-2 にスライス毎の散乱フラクションの値を示す。尚,使用したスキャナーは microPET P4 である。

$$Bias = \frac{Average(ROIs)_{AC(-)} - Average(ROIs)_{AC(+)}}{Average(ROIs)_{AC(+)}} *100 [\%]$$
(Eq. 3-1)

$$Non \ Uniformity = \frac{Max(ROIs) - Min(ROIs)}{Average(ROIs)} * 100[\%]$$
(Eq. 3 - 2)



Fig. 3-2

4. 小さな動物の減弱の影響(シュミレーションによる検討)

microPET のソフトウェアーには画像やサイノグラムデータ間の計算機能や手動で減弱やノーマライズの補 正を行うことや、画像からサイノグラムの作成等を行うことができる機能がある。またエミッション画像から減弱 体分布であるμ-Map を作成する機能もある。これらの機能を使用して減弱の影響を数値モデルで検討を行 ってみた。

検討の方法を Fig.4-1 に、ラットの減弱体数値モデルを Fig.4-2 に示す。 Fig.4-3 と Fig.4-4 にそれぞれラットのみからの影響、 ラットとアクリル製固定具(イヤーバーでラット頭部を固定)の場合について、 スライス毎に Bias と Non-Uniformity を求めた。

ラットのように比較的小さな動物では固定具から減弱の影響が無視できないこともあり、Fig.4-4 に示したよう にラットよりも固定具の減弱の影響のほうが大きくなる場合もある。ラットにおいて胸部や腹部においては減弱 の影響が大きく定量を行うには減弱補正が必要な場合が多いと考えられるが、臨床と比べるとその影響はか なり小さくエミッション画像を見ただけでは減弱補正の有無を判断するのは難しく注意が必要である。









5. ラット体幹部でのトランスミッションスキャン

4においてラット体幹部では、減弱補正が必要である場合が多いことがわかった。ここでは減弱補正の為の トランスミッションスキャンに関して検討を行った。減弱補正データは Fig.5-1 に示すように Line of Response (LOR)毎にブランクスキャンでの係数率との比で求められる。 カウントはポアソン分布に従うとすると減弱補 正データのSD値(Standard Deviation)は Fig.5-1 に示すように、ブランクのカウント数の逆数とトランスミッショ ンのカウント数の逆数の和の平方根になる。もし、ブランクのカウント数が十分に大きい場合にはトランスミッシ ョンのカウントの逆数の平方根で決定される。

減弱補正データの値は、カニクイサル頭部では2程度以上になるが、ラットの胸部場合には 1.2~1.8 程度 であり、ブランクとトランスミッションでの計数率が同じような値となる。この場合にはブランク、トランスミッション 共に小さなSD値(多くのカウント)である必要がある。Fig.5-1の左側に代表的な同時計測線での SD が 9%の 場合のカニクイサルのμ-Map を示す。同時に右側にラット胸部のμ-Map をいくつかの SD 値の場合につい て示す。ラットの胸壁が抽出できるようになるには 4%程度の SD 値である必要があることがわかる。この値は固 定具に固定されたカニクイサルで必要となる SD よりも小さく、トランスミッションスキャンで多くのカウントが必要 となること示唆している。同時にブランクスキャンも多くのカウントが必要となることがわかった。



6. 分解能の差による画像の差

microPET P4とFocus220は表 1-1 で示したように検出器クリスタルの大きさに差があり、これが空間分解能の差となる。P4 では分解能は約 2.0 mm (FWHM)であるのに対し、Focus220 では約 1.6 mm 程度である。 Fig.6-1 に P4と Focus220 の断面内空間分解能を示す。この図のデータは純粋に装置特有の分解能を比較するために円弧補正等は行っていない値である。Fig.6-2 にはラット頭部のFDG画像の両装置の画像を同時に示す。



7. 最後に

約5年間小動物用PET装置を使用してきた経験に基づいて装置の現状と課題を述べてみた。一般的に高 分解能装置では分解能を生かした画像を得るためには見合うだけの多くのカウントが必要になる。感度と分 解能は切り離すことができず両者のバランスが取れていることが重要である。

Fig.6-2 にラット頭部のFDGを示しているが、投与量が330MBq以上と大きな値となっているが、これは高分 解能を生かした画像を得るのに充分なカウントを収集する為である。このことは空間分解能に対して感度が低 いことを意味していると思われ、検出器クリスタルの厚みが10mm(臨床用装置では30mm 程度)であること由 来していると考えられる。単にクリスタルを厚くすると空間分解能劣化が生じることになり、ある程度以上厚くで きないのが現状である。空間分解能の劣化を起こさずに感度を上昇させる方法として Depth Of Interaction(DOI)の導入があり、jPET-D4 の技術がこの問題を解決し、高感度と高分解能(サブミリ)を同時に 達成することもできると期待される。

[11]小動物イメージング装置への要望 — IN VIVO TUMOR CELL BIOLOGY を目指して—

長谷川純崇

放医研・分子イメージング研究センター・分子病態イメージング研究グループ

がんの基礎研究、特に発がん研究は、分子、細胞レベルからモデル動物を用いた個体レベルまで幅広 く研究が行われている。分子生物学や細胞生物学的手法の進歩により、発がんに関わる遺伝子およびタ ンパク質の機能解析が詳細に行われ、ここ20年で膨大な知見が蓄積した。しかし、果たしてこれらの 知見だけで本当に"がん"の本質を解明することが出来るのだろうか?ここで改めて、我々の真の研究 対象は宿主個体内に発生した悪性腫瘍であることを指摘したい。この対象の本質的理解のためには、が ん細胞の性質も"個体内"というコンテキストのなかで捉えていく視点が不可欠であり、IN VIVO TUMOR CELL BIOLOGY を確立する必要がある。

小動物個体を使った実験において(これに限らないが)、鍵となるのは実験対象の正確な計測であるこ とは言うまでもない。今までの科学の歴史を見れば明らかなことだが、科学の進歩は計測機器の開発改 良に大きく依存しており、新しい測定機器が我々を新たな地平へ導いてくれるといっても過言ではない。 この点において、遺伝子解析におけるシークエンサーやPCR装置、タンパク質解析における質量分析計、 細胞レベル解析における各種顕微鏡といった関係が、小動物実験では未だ確立していないように思われ る。我々がん研究者が望んでいるのは、生きた小動物内の腫瘍にアクセスできる、高感度で高解像度、 そして誰にでもストレスなく使える"顕微鏡"的(微視的という意味ではない)イメージング機器であ る。

我々のグループでは、このような機器が開発され、利用することを念頭におき発がんのモデル動物の 作製、がん細胞の生化学的解析、がんの早期診断や治療のための標的分子の同定に力を入れて研究を行 っている。近い将来、小動物 PET を始めとする小動物イメージング装置がラボのルーチンワークとなり、 まさに、 "鍋釜"のように使える日が待ち遠しい。その時、がん研究は、今とは違った地平に立ってい ることだろう。

114

第3部 パネルディスカッション - PET 装置開発研究の次の一歩 -

次世代 PET 研究会「PET 装置開発研究の次の一歩」議事録 より抜粋

日時:平成19年1月22日 10:00~17:40 場所:放射線医学総合研究所·重粒子治療推進棟2階·大会議室 参加者 119名 (所外 94名、放医研 25名)

〇米倉義晴放医研理事長挨拶

第1部 放医研・イメージング物理研究チームの成果報告

(1)村山秀雄(放医研) 次世代 PET 試作機の位置づけ (2)吉田英治(放医研) jPET-D4 の性能評価 (3)長谷川智之(北里大、放医研) GATE による jPET-D4 の性能解析 (4)山谷泰賀(放医研) iPET-D4 画像再構成 (5)Chih Fung LAM (放医研) Correction of inter-crystal scatter (6) 稲玉直子(放医研) GS0 8 層 DOI 検出器の結晶構成の検討 (7) 錦戸文彦(放医研) 小動物 PET 装置開発 (8) 澁谷憲悟(放医研)

in vivo 角度揺動の定量と DOI-TOF-PET

第2部 PET 装置開発の展望

(9)石橋浩之(日立化成)	シンチレータから見た PET の世界
(10)片岡淳(東工大)	APD 開発の現状と今後
(11)高橋浩之(東大)	マルチチャンネルフロントエンド用 ASICの開発
(12)大井淳一(島津製作所)	マンモ用 PET 装置の開発
(13)上野雄一郎(日立製作所)	半導体検出器を用いた PET 装置の
(14)山下貴司(浜松ホトニクス)	PET 検出器の現状と将来
(15)山本誠一(神戸高専)	PET 装置開発の醍醐味
(16)伊藤浩(放医研)	脳機能イメージングの定量性と装
(17)谷本克之(放医研)	放射線技師から見た装置への期待
(18)和田康弘(理研)	小動物実験用 PET 装置の現状と課
(19)長谷川純崇(放医研)	小動物 PET 装置への要望
(20)島田義也(放医研)	小動物 PET 装置に期待するもの

状と今後 トエンド用 ASIC の開発 装置の開発 景を用いた PET 装置の開発 現状と将来 の醍醐味 -ジングの定量性と装置 いら見た装置への期待- 定量性 PET 装置の現状と課題 装置への要望 長置に期待するもの

第3部 パネルディスカッション「PET 装置開発研究の次の一歩」

座長: 菅野巌(放医研・分子イメージング研究センター長) パネラー:和田康弘(理研)、木村裕一(都老人研)、伊藤浩(放医研)、村山秀雄(放医研)

OPET 装置開発研究の次の一歩についてパネラーからの提言

和田康弘:薬物動態と細胞の機能変化を同時に調べられるような、PET とガンマカメラあるいは蛍 光を組み合わせたマルチファンクションのイメージング装置の実現が期待される。

木村裕一:PET 動態モデル解析の観点から見ると、PET 装置には分解能よりも装置感度の向上のほ うが重要である。画素毎のパラメータ解析への期待が大きいが、現状の装置は感度が低いた め、100 画素程度を関心領域として足し合わせる必要がある。よって、10 倍程度の S/N 比向 上にむけた、装置感度向上が求められる。また通常、実際の装置感度に合わせて最適なパラ メータ解析方法を開発するが、開発は時間の要する作業であるため、早い段階で達成可能な

装置感度を明らかにするなど、装置開発と解析法開発のリンクが重要である。

- 伊藤浩:木村先生と同感である。現状の解能で何が見えるものを調べるのが自分の研究スタイル であるが、感度が高くなれば S/N が改善し、複数例のデータ加算ではなく、個人毎にパラメ トリック画像を作成することが可能になり、これまれとは異なる全く新しい知見が得られる と期待できる。
- 村山秀雄: PET の潜在力を活かす新しい要素技術の研究開発が今後も重要であり、最先端技術の力 と同時に国の総合力が問われる分野である。

OPET 装置開発研究の次の一歩に向けた要素技術について(会場からの発言を含む)

- ・シンチレータについて
- 吉川彰(東北大学):シンチレータの発光量や密度などの一般的な特性だけでなく、装置開発の観 点からみてより詳しい要求があれば、シンチレータ開発に活かすことができると考えている。 情報の共有が大切であるため、このような研究会は大事である。
- 薄善行(古河機械金属):結晶屋は結晶の範囲から中々抜け出せないところもあり、この研究会か ら多方面の情報を得ることができ助かる。
- ・受光素子について
- 中村雅樹(浜松ホトニクス): PET 装置の感度向上のためには、シンチレータ結晶の高密度化に加 えて、光電子増倍管の改良も重要であると考える。具体的には、時間分解能の向上は TOF 情 報による感度向上につながるため、光電子増倍管のフォトカソードを改良して有効な光電子 数を増やすなど、改良を進めたい。
- 菅野巌:TOF による感度向上の効果およびコストパフォーマンスはどの程度期待できるのであろう か。また、PET-MRI が注目されているが、装置としては、MRI と PET が相互に干渉する要素が あるため、技術的課題は大きい。PET-MRI が何に役立つかとの問いもあるが、核医学装置は 作ってみると使い方が出てくるというような歴史もある。磁場中でも使える受光素子である、 APD や SiPM (MPPC) にも期待したい。
- ・半導体検出器の動向について
- 久保直樹(北海道大学):半導体検出器は分解能には優れるが、臨床に結びつけるには、感度が低い点が問題であると感じる。
- 村山秀雄:半導体検出器の将来性はあるが、世に送り出すタイミングも重要なポイントであると 感じる。jPET で得たノウハウは、半導体検出器にも役立つ点が多いので、今後共同研究でき ればよいと思う。半導体検出器の素子の小ささは、小動物用装置であれば高分解能化に有効 であるが、人間全身用装置ではオーバースペックとなり、コストパフォーマンスが心配であ る。また、素子間散乱イベントの取り扱いも解決すべき課題のひとつである。
- 上野雄一郎(日立製作所):感度向上が最重要課題であり、素子間散乱イベントを活用した S/N の 向上を検討したい。コストについては、一般的に大量生産で抑えられるが、半導体 PET の場 合には難しい点もあると思う。
- ・高エネルギ研究からのコメント

- 真木昌弘(KEK): 元々ガスで開発された3次元トラッキングが、液体でも実現可能になった。液体 Xe 中の複数の PMT で位置を出す方法が開発され、今後ナノ秒程度の分解能でタイミングを 測定できる環境を検討したい。今後 PET への応用を考えたい。
- ・高速回路について
- 高橋浩之(東京大学):回路研究は日本は遅れている、論文になりにくいとのコメントもあったが、 回路に関してはアイディアを出せる所が多く、そうでないと思う。ASIC は自由度が高いので、 スマートな発想でシステムの信頼性やコストを改善することができる。苦労はしたが、よう やく形が見えてきて、島津をはじめ使ってみたいというようなフィードバックを得られるよ うになった。
- ・ソフトウェアについて
- 木村裕一:ソフトウェア研究では、画像再構成だけでなくパラメータ解析法も重要である。パラ メータ解析法の工夫によって4倍程度のS/N改善が期待できるので、装置感度向上と合わせ て今後10倍程度のS/N改善を目指したい。
- ・PET メーカへの要望について
- 菅野巌:技術レベルでは、外国と日本で差は少ないと思うが、シェアの差は、営業効果の違いだ ろうか?今の臨床 PET 装置は、脳研究に必須であるダイナミックスキャンが可能な機種は少 ないことが問題である。"デジカメ"(静止画)のような装置ではなく、PET 本来の測定器と して PET の本来の姿に戻ることを願う。

Oまとめ

- 菅野巌:装置開発の醍醐味について講演(神戸高専山本誠一)があったが、その指摘の通り、装置を作るだけに留まらず、開発技術が使われるところに大きな醍醐味がある。今回の研究会において、装置感度向上がPETに求められる課題であること、そして、DOI計測技術がその実現に大きく貢献できることが明らかになった。今後、各分野の人たちが優れた要素技術を集結することによって、高性能のPET装置が実現きでることを期待する。
- (以上、敬称略)



米倉義晴放医研理事長による開会挨拶の様子



パネルディスカッションの様子

研究発表リスト 2006 年(平成 18 年)

A1. 原著論文

- 1. Yoshida, E., Kitamura, K., Tsuda, T., Shibuya, K., Yamaya, T., Inadama, N., Hasegawa, T., Murayama, H. : Energy spectra analysis of the four-layer DOI detector for the brain PET scanner: jPET-D4. Nucl. Instr. Meth.A, 557, pp.664-669, 2006.
- Inadama, N., Murayama, H., Kitamura, K., Inadama, N., Yamaya, T., Yashida, E., Nishikido, F., Hamamoto, M., Kawai, H., Ono, Y. : Preliminary evaluation of 4-layer BGO DOI-detector for PET. IEEE Trans. Nucl. Sci., 53(1), pp.30-34, 2006.
- 3. Tsuda, T., Murayama, H., Kitamura, K., Yamaya, T., Yoshida, E., Omura, T., Kawai, H., Inadama, N., Orita, N. : Performance evaluation of a subset of a four-layer LSO detector for a small animal DOI PET scanner: jPET-RD. IEEE Trans. Nucl. Sci., 53(1), pp.35 -39, 2006.
- Yeom, JY., Takahashi, H., Siritiprussamee, P., Murayama, H., Nakazawa, M.: Multichannel CMOS ASIC preamplifiers for avalanche photodiode and microstrip gas chamber readouts. IEEE Trans. Nucl. Sci., 53(1), pp. 242-246, 2006.
- Yamaya, T., Hagiwara, N., Obi, T., Tsuda, T., Kitamura, K., Hasegawa, T., Haneishi, H., Inadama, N., Yoshida, E., Murayama, H. : Preliminary resolution performance of the prototype system for a 4-layer DOI-PET scanner: jPET-D4. IEEE Trans. Nucl. Sci., 53(3), pp.1123 -1128, 2006.
- 小林哲哉、山谷泰賀、高橋悠、北村圭司、長谷川智之、村山秀雄、菅幹生:検出器配置の異なる近接撮影型 DOI-PET 装置の計算機モデルによる感度・計数率特性の比較、Med. Imag. Tech., 24(4), pp. 247-253, 2006.
- 7. 高橋悠、山谷泰賀、小林哲哉、北村圭司、長谷川智之、村山秀雄、菅幹生: 近接撮影型 DOI-PET の画像再構成における観測系モデルの検討、Med. Imag. Tech., 24(4), pp. 300-305, 2006.
- Muraishi, H., Hasegawa, T., Fukushima, Y., Yoda, K., Maruyama, K., Shiba, Y., Muraishi, K., Yamaya, T., Yoshida, E., Murayama, H. : New traking method for head motion using a single camera and a solid marker. Med. Imag. Tech., 24(4), pp. 320-328, 2006.
- Shimura, N., Kamada, M., Gunji, A., Yamana, S., Usui, T., Kurashige, K., Ishibashi, H., Senguttuvan, N., Shimizu, S., Sumiya, K., H. Murayama, H.: Zr doped GSO:Ce single crystals and their scintillation performance. IEEE Trans. Nucl. Sci., 53(5), pp. 2519-2522, 2006.
- Inadama, T., Murayama, H., Hamamoto, M., Tsuda, T., Ono, Y., Yamaya, T., Yoshida, E., Shibuya, K., Nishikido, F.: 8-layer DOI encoding of 3-dimensional crystal array. IEEE Trans. Nucl. Sci., 53(5), pp. 2523-2528, 2006.
- Hasegawa, T., Yoshida, E., Kobayashi, A., Shibuya, K., Nishikido, F., Kobayashi, T., Suga, M., Kitamura, K., Maruyama, K., Murayama, H. : Evaluation of static physics performance of the jPET-D4 with Monte Carlo simulations. Phys. Med. Biol., 52, pp. 213-230, 2007.
- 12. Lam, CF., Hagiwara, N., Obi, T., Yamaguchi, M., Yamaya, T., Murayama, H. : An inter-crystal scatter correction method for DOI-PET image reconstruction. Jpn. J. Med. Phys., in press.
- Yoshida, E., Yamaya, T., Watanabe, M., Kitamura, K., Kobayashi, A., Hasegawa, T., Obi, T., Haneishi, H., Fukushi, M., Murayama, H.: Design and initial evaluation of a 4-layer DOI-PET system: the jPET-D4. Jpn. J. Med. Phys., in press.
- Yoshida, E., Kitamura, K., Kimura, Y., Nishikido, F., Shibuya, K., Yamaya, T., Murayama, H.: Inter-crystal identification for a depth-sensitive detector using support vector machine for small animal PET. Nucl. Instrum. & Methods A, in press.
- 15. Kitamura, K., Ichikawa, A., Mizuta, T., Yamaya, T., Yoshida, E., Murayama, H.: Detector normalization

and scatter correction for the jPET-D4: A 4-layer depth-of-interaction PET scanner. Nucl. Instrum. & Methods A, in press.

A 2. プロシーディング

- 1. Lam, CF., Hagiwara, N., Obi, T., Yamaguchi, M., Yamaya, T., Murayama, H. : Correction of inter-crystal scatter effect in iterative image reconstruction of the jPET-D4, Proc. of SPIE Medical Imaging 2006, Feb. 11-16, San Diego, 2006.
- 2. 稲玉直子, 村山秀雄, 山谷泰賀, 吉田英治, 澁谷憲悟, 津田倫明, 高橋慧: 2種類の GSO 結晶を用いた 8 層 DOI 検出器の結晶構成の検討. 医学物理, 26 巻 Sup. 2, pp. 119- 120, 2006.
- 3. 山谷泰賀, 吉田英治, 佐藤允信, 北村圭司, 小尾高史, 棚田修二, 村山秀雄: jPET-D4 画像再構成の ための 3D システムマトリックス事前計算手法の提案. 医学物理, 26 巻 Sup. 2, pp. 127- 128, 2006.
- 4. 佐藤允信, 吉田英治, 大村知秀, 山谷泰賀, 村山秀雄: 次世代 PET 装置 jPET-D4 の DOI 検出器の実装. 医学物理, 26 巻 Sup. 2, pp. 133-134, 2006.
- 5. 塩入憲二,長谷川智之,丸山浩一,村石 浩,吉田英治,北村圭司,村山秀雄:モンテカルロ・シミ ュレーション法を用いた次世代 PET 装置性能評価分析. 医学物理, 26 巻 Sup. 2, pp. 135- 136, 2006.
- 小林彩子,吉田英治,山谷泰賀,佐藤允信,村山秀雄,渡辺光男,福士政広: JPET-D4 試作機における感度および散乱成分の評価. 医学物理,26巻 Sup. 2, pp. 137-138, 2006.
- 7. 澁谷憲悟,吉田英治,鈴木敏和,稲玉直子,山谷泰賀,村山秀雄:PETにおける角度揺動の定量評価. 医学物理,26巻 Sup. 2, pp. 143-144, 2006.
- 8. 高橋慧, 村山秀雄, 稲玉直子, 山谷泰賀, 北村圭司, 小田一郎, 河合秀幸, 津田倫明: PET・蛍光イ メージングと兼用可能な DOI-PET 検出器の基礎検討. 医学物理, 26 巻 Sup. 2, pp. 145- 146, 2006.
- 小林哲哉,山谷泰賀,高橋悠,北村圭司,長谷川智之,村山秀雄,菅幹生:近接撮影型 DOI-PET 装置 の検出器配置検討(1)モンテカルロシュミレータ GATE による感度・計数率特性評価. 医学物理, 26 巻 Sup. 2, pp. 149- 150, 2006.
- 高橋悠,山谷泰賀,小林哲哉,北村圭司,長谷川智之,村山秀雄,菅幹生:近接撮影型 DOI-PET 装置の検出器配置検討(2)リストモード画像再構成による分解能評価. 医学物理, 26 巻 Sup. 2, pp. 151-152, 2006.
- 11. Yoshida, E., Kitamura, K., Kimura, Y., Nishikido, F., Shibuya, K., Yamaya, T., Murayama, H. : Inter-crystal scatter identification for a depth-sensitive detector using support vector machine for small animal PET. Proc. of EuroMedIm2006, 1st European Conf. on Melecular Imaging Technology, Marseille, France, 2006.
- Kitamura, K., Ishikawa, A., Mizuta, T., Yamaya, T., Yoshida, E., Murayama, H. : Detector normalization and scatter correction for the jPET-D4: a 4-layer depth-of-interaction PET scanner. Proc. of EuroMedIm2006, 1st European Conf. on Melecular Imaging Technology, Marseille, France, 2006.
- 13. Inadama, N., Murayama, H. : Development of depth-of-interaction (DOI) detector for PET and prototype PET scanner. Proc. of the six Japan-France workshop on radiobiology and isotopic imaging (June 19-22, 2006, CEA), pp.87-88, 2006.
- 14. 澁谷憲悟,吉田英治,鈴木敏和,稲玉直子,山谷泰賀,村山秀雄:ドップラーシフトを利用した生体 PET の角度揺動測定. 第43回アイソトープ・放射線研究発表会講演要旨集,2006.
- Shibuya, K., Yoshida, E., Nishikido, F., Suzuki, T., Tsuda, T., Inadama, N., Yamaya, T., Murayama, H. : Limit of spatial resolution in FDG-PET due to annihilation photon non-collinearity. IFMBE Proc. Vol. 14 (Proc. of World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006, Seol), pp. 1554-1557,

2006.

- 16. Murayama, H. : Recent advantages in PET and the new jPET-D4 system. IFMBE Proc. Vol. 14 (Proc. of World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006, Seol), pp. 1570-1573, 2006.
- 17. Yamaya, T., Yoshida, E., Sato, M., Kitamura, K., Obi, T., Tanada, S., Murayama, H. : 3D image reconstruction with accurate system modeling for the jPET-D4. IFMBE Proc. Vol. 14 (Proc. of World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006, Seol), pp. 1574-1577, 2006.
- Takahashi, K., Murayama, H., Inadama, N., Tsuda, T., Yamaya, T., Yoshida, E., Shibuya, K., Nishikido, F., Kitamura, K., Kawai, H. : Performance evaluation of jPET-RD detector composed of 32 x 32 x 4 LYSO. IFMBE Proc. Vol. 14 (Proc. of World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006, Seol), pp. 1581-1583, 2006.
- 19. Yoshida, E., Kitamura, K., Kimura, Y., Nishikido, F., Shibuya, K., Yamaya, T., Murayama, H. : Inter-crystal scatter identification for a depth-sensitive detector using multi-anode outputs, 2006 IEEE Nuc. Sci. Sympo. & Med. Imag. Conf. Record., M6-77, 2006.
- Shibuya, K., Yoshida, E., Nishikido, F., Suzuki, T., Inadama, N., Yamaya, T., Murayama, H. : A healthy volunteer FDG-PET study on the limit of the spatial resolution due to annihilation radiation non-collinearity. 2006 IEEE Nuc. Sci. Sympo. & Med. Imag. Conf. Record., M6-107, 2006.
- Shimazoe, K., Yeom, JY., Takahashi, H., Kojo, T., Minamikawa, Y., Fujita, K., Murayama, H. : Comparison of nonlinear position estimators for continuous scintillator detectors in PET. 2006 IEEE Nuc. Sci. Sympo. & Med. Imag. Conf. Record., M11-95, 2006.
- Yoshida, E., Kobayashi, A., Yamaya, T., Watanabe, M., Nishikido, F., Kitamura, K., Hasegawa, T., Fkushi, M., Murayama, H. : The jPET-D4: Performance evaluation of four-layer DOI-PET scanner using the NEMA NU2-2001 standard. 2006 IEEE Nuc. Sci. Sympo. & Med. Imag. Conf. Record., M11-146, 2006.
- Kobayashi, T., Yamaya, T., Takahashi, H., Kitamura, K., Hasegawa, T., Murayama, H., Suga, M. : Monte Carlo simulation study on detector arrangement for a small bore DOI-PET scanner: jPET-RD. 2006 IEEE Nuc. Sci. Sympo. & Med. Imag. Conf. Record., M14-72, 2006.
- Nishikido, F., Tsuda, T., Inadama, N., Yoshida, E., Takahashi, K., Shibuya, K., Yamaya, T., Kitamura, K., Murayama, H. : Spatial resolution measured by a prototype system of two 4-layer DOI detectors for jPET-RD. 2006 IEEE Nuc. Sci. Sympo. & Med. Imag. Conf. Record., M14-96, 2006.
- Inadama, N., Murayama, H., Tsuda, T., Nishikido, F., Shibuya, K., Yamaya, T., Yoshida, E., Takahashi, K., Ohmura, A. : Optimization of crystal arrangement on 8-Layer DOI PET detector. 2006 IEEE Nuc. Sci. Sympo. & Med. Imag. Conf. Record., M14-135, 2006.
- 26. Yamaya, T., Yoshida, E., Kitamura, K., Obi, T., Tanimoto, K., Yoshikawa, K., Ito, H., Murayama, H. : First human brain images of the jPET-D4 using 3D OS-EM with a pre-computed system matrix. 2006 IEEE Nuc. Sci. Sympo. & Med. Imag. Conf. Record., M14-390, 2006.
- 27. Nakamura, H., Nomachi, M., Ejiri, H., Hai., Murayama, H. : Study of statistical and non-statistical components of enery resolution for position sensitive beta camera. 2006 IEEE Nuc. Sci. Sympo. & Med. Imag. Conf. Record., N30-144, 2006.
- 28. Shibuya, K., Yoshida, E., Tsuda, T., Inadama, N., Yamaya, T., Murayama, H. : Evaluation of annihilation radiation non-collinearity in positron emission tomography by measuring the Doppler effect. Proc. of the 20th Workshop on Radiation Detectors and Their Uses (KEK Proceedings 2006-7, Nov.), pp.78-85, 2006.

A3. アブストラクト

1. Murayama, H. : High resolution and high sensitivity PET using depth-of-interaction detectors: jPET-D4. Abstract book of The 11th Conference of Peace through mind/Brain scince, Feb. 20-22, Hamamatsu, Japan,

V1, 2006.

- 2. Yamaya, T., Yoshida, E., Satoh, M., Kitamura, K., Obi, T., Yamashita, T., Tanada, S., Murayama, H. : Image reconstruction of the jPET-D4: a novel 4-layer depth-of-interaction PET scanner. Abstract book of The 11th Conference of Peace through mind/Brain scince, Feb. 20-22, Hamamatsu, Japan, P06, 2006.
- 3. 稲玉直子,村山秀雄,山谷泰賀,吉田英治, 澁谷憲悟,津田倫明,小野裕介, 錦戸文彦, 濱本学 : GSO-8 層 DOI 検出器の試作. 第 53 回応用物理学関係連合講演会講演予稿集第1分冊, p.124, 2006.
- 4. 津田倫明,村山秀雄,北村圭司,山谷泰賀,稲玉直子,吉田英治, 澁谷憲悟,大村知秀,錦戸文彦, 濱本学, 河合秀幸,小野裕介,高橋慧:4層 DOI 検出器を用いた小動物用 PET 装置1ペア実験システムに よる空間分解能評価. 第53回応用物理学関係連合講演会講演予稿集第1分冊, p.124, 2006.
- 5. 吉田英治, 佐藤允信, 小林彩子, 渡辺光男, 北村圭司, 山谷泰賀, 福士政広, 村山秀雄: JPET-D4 試 作機の全検出器システムの実装と性能評価. 第53回応用物理学関係連合講演会講演予稿集第1 分冊, p. 124, 2006.
- 2006
 2006
 2016
 2017
 2016
 2018
 2018
 2018
 2018
 2018
 2018
 2016
 2018
 2018
 2018
 2018
 2018
 2018
 2018
 2018
 2018
 2018
 2018
 2018
 2018
 2018
 2018
 2018
 2014
 2014
 2015
 2016
- 7. 菅幹生,山谷泰賀,小林哲哉,高橋悠,北村圭司,長谷川智之,村山秀雄:近接撮像型 DOI-PET 装置 の検出器配置の計算機シミュレーションによる比較.第45回日本生体医工学会大会, 2006.5.15-17.
- 8. 北村圭司,石川亮宏,水田哲郎,吉田英治,山谷泰賀,村山秀雄:高感度・高解像度の頭部用 DOI-PET 装置 (jPET-D4) におけるデータ補正法の開発. 第1回複合医工学シンポジウム,京都, 2004.5.19.
- 3. 澁谷憲悟,吉田英治,錦戸文彦,鈴木敏和,稲玉直子,山谷泰賀,村山秀雄:FDG-PET 解像度の限 界に関する in vivo 測定とその考察.日本分子イメージング学会設立総会講演要旨集, p. 131, 2006.
- 10. 錦戸文彦, 澁谷憲悟, 津田倫明, 山谷泰賀, 吉田英治, 稲玉直子, 村山秀雄: TOF-PET 装置用 DOI 検出器における時間分解能. 日本分子イメージング学会設立総会講演要旨集, p. 105, 2006.
- 11. 山谷泰賀, 吉田英治, 稲玉直子, 津田倫明, 錦戸文彦, 澁谷憲悟, 菅幹生, 小尾高史, 長谷川智之, 山下貴司, 北村圭司, 石橋浩之, 谷本克之 吉川京燦, 棚田修二, 村山秀雄: 高感度・高解像度 PET イメージング技術: 頭部用試作機 jPET-D4 の開発と小動物用装置への発展. 日本分子イメージン グ学会設立総会講演要旨集, p. 106, 2006.
- Yamaya, T., Kitamura, K., Yoshida, E., Satoh, M., Inadama, N., Obi, T., Tanimoto, K., Yoshikawa, K., Tanada, S., Murayama, H. : First human brain image of the jPET-d4: Four-layer depth-of-interaction PET scanner. J. Nucl. Med., 47 Sup. 1, p.185, 2006.
- 13. Inadama, N., Yamaya, T., Kitamura, K., Yoshida, E., Satoh, M., Inadama, N., Obi, T., Tanimoto, K., Yoshikawa, K., Tanada, S., Murayama, H. : First human brain image of the jPET-d4: Four-layer depth-of-interaction PET scanner. J. Nucl. Med., 47 Sup. 1, p.399, 2006.
- 4. 錦戸文彦, 澁谷憲悟, 津田倫明, 山谷泰賀, 吉田英治, 稲玉直子, 村山秀雄:小動物 PET 用光分配 型ブロック検出器における時間特性 第 67 回応用物理学関係連合講演会講演予稿集第1分冊, p. 12, 2006.
- 15. 小林哲哉, 山谷泰賀, 高橋悠, 北村圭司, 長谷川智之, 村山秀雄, 菅幹生: 検出器配置の異なる近 接撮影型 DOI-PET 装置の計算機モデルによる感度・計数率特性の比較. 第 25 回日本医用画像工 学会大会講演予稿集, p.43, 2006.
- 16. 高橋悠, 山谷泰賀, 小林哲哉, 北村圭司, 長谷川智之, 村山秀雄, 菅幹生: 近接撮影型 DOI-PET の

画像再構成における観測系モデルの検討.第25回日本医用画像工学会大会講演予稿集, p.43, 2006.

- 17. 山谷泰賀, 吉田英治, 北村圭司, 小尾高史, 谷本克之, 吉川京燦, 棚田修二, 村山 秀雄: jPET-D4 画像再構成手法の健常ボランティア実験データへの適用. 第 25 回日本医用画像工学会大会講演 予稿集, p.44, 2006.
- 18. 吉田英治,小林彩子,錦戸文彦,渡辺光男,長谷川智之,北村圭司,山谷泰賀,福士政広,村山秀 雄:4層の深さ識別能を有する頭部用 PET 装置 j PET-D4 の性能評価、核医学,43(3), p.S160, 2006.
- 山谷泰賀,吉田英治,北村圭司,小尾高史,長谷川智之,羽石秀昭,谷本克之,吉川京燦,伊藤浩, 村山秀雄:頭部用 PET 試作機 jPET-D4 の健常ボランティアによるイメージングテスト.核医学, 43(3), p.S160, 2006.
- 錦戸文彦, 津田倫明, 稲玉直子, 吉田英治, 澁谷憲悟, 山谷泰賀, 村山秀雄, 高橋慧, 北村圭司:1 ペアシステムを用いた小動物用 4 層 DOI-PET 装置 jPET-RD の空間分解能の評価. 核医学, 43(3), p.S180, 2006.
- 21. 村山秀雄,山谷泰賀,吉田英治,稲玉直子,錦戸文彦,澁谷憲悟,渡辺光男,北村圭司,清水成 宜:頭部用 PET 試作機 j PET-D4 の概要. 核医学, 43(3), p.S180, 2006.
- 22. 長谷川智之, 菊池敬, 徳重尊宣, 神宮寺公二, 小林彩子, 吉田英治, 山谷泰賀, 村山秀雄, 小林哲 哉, 菅幹生, 北村圭司: モンテカルロコード GATE による PET 装置マルチヒット事象の分析. 核 医学, 43(3), p.S195, 2006.
- 23. 高橋慧, 村山秀雄, 稲玉直子, 山谷泰賀, 吉田英治, 錦戸文彦, 澁谷憲悟, 津田倫明, 小田一郎, 北 村圭司, 河合秀幸: 蛍光イメージングとの兼用を目指した DOI-PET 検出器の基礎検討. 核医学, 43(3), p.S230, 2006.
- 24. 稲玉直子, 村山秀雄, 山谷泰賀, 吉田英治, 澁谷憲悟, 錦戸文彦, 津田倫明, 高橋慧: PET 用 8 層 DOI 検出器における結晶構造最適化の試み. 核医学, 43(3), p.S230, 2006.
- 25. 澁谷憲悟, 吉田英治, 錦戸文彦, 鈴木敏和, 稲玉直子, 山谷泰賀, 村山秀雄: 健常ボランティアに よる角度揺動測定と FDG-PET の解像度限界. 核医学, 43(3), p.S230, 2006.

A 4. 資料集、研究報告書

1. 棚田修二, 村山秀雄: 平成 17 年度次世代 PET 装置開発研究報告書, NIRS-R-54, 放射線医学総合研 究所, 3月, 2006.

A5. 学会発表(ロ頭・ポスター発表)

- 1. Yamaya, T., Yoshida, E., Satoh, M., Kitamura, K., Obi, T., Yamashita, T., Tanada, S., Murayama, H. : Image reconstruction of the jPET-D4: a novel 4-layer depth-of-interaction PET scanner. The 11th Conference of Peace through mind/Brain scince, Feb. 20-22, Hamamatsu, Japan, 2006.
- Lam, CF., Hagiwara, N., Obi, T., Yamaguchi, M., Yamaya, T., murayama, H. : Correction of inter-crystal scatter effect in iterative image reconstruction of the jPET-D4, SPIE Medical Imaging 2006, Feb. 11-16, San Diego, 2006..
- 3. 稲玉直子,村山秀雄,山谷泰賀,吉田英治, 澁谷憲悟, 津田倫明, 小野裕介, 錦戸文彦, 濱本学 : GSO-8 層 DOI 検出器の試作. 第 53 回応用物理学関係連合講演会,武蔵工業大学, 2006.3.24.
- 4. 津田倫明, 村山秀雄, 北村圭司, 山谷泰賀,稲玉直子,吉田英治, 澁谷憲悟,大村知秀,錦戸文彦, 濱本 学, 河合秀幸, 小野裕介, 高橋慧:4 層 DOI 検出器を用いた小動物用 PET 装置1ペア実験システ ムによる空間分解能評価. 第53 回応用物理学関係連合講演会, 武蔵工業大学, 2006.3.24.

- 5. 吉田英治, 佐藤允信,小林彩子, 渡辺光男, 北村圭司, 山谷泰賀, 福士政広, 村山秀雄: JPET-D4 試作 機の全検出器システムの実装と性能評価. 第 53 回応用物理学関係連合講演会, 武蔵工業大学, 2006.3.24.
- 6. 津田倫明, 村山秀雄, 北村圭司, 稲玉直子, 山谷泰賀, 吉田英治, 錦戸文彦, 河合秀幸, 高橋慧:小 動物用高性能 PET 装置"jPET-RD"プロトタイプシステム. 第 91 回日本医学物理学会学術大会, 横 浜, 2006.4.8.
- 7. 稲玉直子,村山秀雄,山谷泰賀,吉田英治, 澁谷憲悟,津田倫明,高橋慧:2種類のGSO結晶を用 いた8層DOI検出器の結晶構成の検討. 第91回日本医学物理学会学術大会,横浜,2006.4.8.
- 8. 山谷泰賀, 吉田英治, 佐藤允信, 北村圭司, 小尾高史, 棚田修二, 村山秀雄: jPET-D4 画像再構成の ための 3D システムマトリックス事前計算手法の提案. 第91回日本医学物理学会学術大会, 横浜, 2006.4.8.
- 9. 佐藤允信,吉田英治,大村知秀,山谷泰賀,村山秀雄:次世代 PET 装置 jPET-D4の DOI 検出器の実装. 第 91 回日本医学物理学会学術大会,横浜, 2006.4.8.
- 10. 塩入憲二,長谷川智之,丸山浩一,村石 浩,吉田英治,北村圭司,村山秀雄:モンテカルロ・シ ミュレーション法を用いた次世代 PET 装置性能評価分析. 第 91 回日本医学物理学会学術大会, 横浜,2006.4.8.
- 11. 小林彩子,吉田英治,山谷泰賀,佐藤允信,村山秀雄,渡辺光男,福士政広: JPET-D4 試作機にお ける感度および散乱成分の評価. 第53回応用物理学関係連合講演会,武蔵工業大学, 2006.3.24.
- 12. 澁谷憲悟, 稲玉直子, 吉田英治, 山谷泰賀, 鈴木敏和, 村山秀雄: PET における角度揺動評価のための基礎実験. 第91回日本医学物理学会学術大会, 横浜, 2006.4.8.
- 13. 高橋慧, 村山秀雄, 稲玉直子, 山谷泰賀, 北村圭司, 小田一郎, 河合秀幸, 津田倫明: PET・蛍光 イメージングの同時撮像が可能な DOI 検出器開発の基礎検討. 第 91 回日本医学物理学会学術大 会, 横浜, 2006.4.8.
- 14. 小林哲哉,山谷泰賀,高橋悠,北村圭司,長谷川智之,村山秀雄,菅幹生:近接撮影型 DOI-PET 装置の検出器配置検討(1)モンテカルロシュミレータ GATE による感度・計数率特性評価. 第91回日本医学物理学会学術大会,横浜,2006.4.8.
- 15. 高橋悠,山谷泰賀,小林哲哉,北村圭司,長谷川智之,村山秀雄,菅幹生:近接撮影型 DOI-PET 装置の検出器配置検討(2)リストモード画像再構成による分解能評価. 第91回日本医学物理学会学術大会,横浜,2006.4.8.
- 16. 菅幹生,山谷泰賀,小林哲哉,高橋悠,北村圭司*,長谷川智之,村山秀雄:近接撮像型 DOI-PET 装置の検出器配置の計算機シミュレーションによる比較.第45回日本生体医工学会大会,2006.5.15-17.
- 17. 北村圭司,石川亮宏,水田哲郎,吉田英治,山谷泰賀,村山秀雄:高感度・高解像度の頭部用 DOI-PET 装置 (jPET-D4) におけるデータ補正法の開発. 第1回複合医工学シンポジウム,京都, 2004.5.19.
- 18. 澁谷憲悟, 吉田英治, 錦戸文彦, 鈴木敏和, 稲玉直子, 山谷泰賀, 村山秀雄: FDG-PET 解像度の限 界に関する in vivo 測定とその考察. 第1回日本分子イメージング学会設立総会, 京都, 2006.5.23.
- 19. 錦戸文彦, 澁谷憲悟, 津田倫明, 山谷泰賀, 吉田英治, 稲玉直子, 村山秀雄: TOF-PET 装置用 DOI 検出器における時間分解能. 第1回日本分子イメージング学会設立総会, 京都, 2006.5.23.
- 20. 山谷泰賀, 吉田英治, 稲玉直子, 津田倫明, 錦戸文彦, 澁谷憲悟, 菅幹生, 小尾高史, 長谷川智之, 山下貴司, 北村圭司, 石橋浩之, 谷本克之 吉川京燦, 棚田修二, 村山秀雄: 高感度・高解像度 PET イメージング技術: 頭部用試作機 jPET-D4 の開発と小動物用装置への発展. 第1回日本分子イメ ージング学会設立総会, 京都, 2006.5.23.

- Yoshida, E., Kitamura, K., Kimura, Y., Nishikido, F., Shibuya, K., Yamaya, T., Murayama, H. : Inter-crystal scatter identification for a depth-sensitive detector using support vector machine for small animal PET. EuroMedIm2006, 1st European Conf. on Melecular Imaging Technology, Marseille, France, 2006. 5. 9-12.
- 22. Kitamura, K., Ishikawa, A., Mizuta, T., Yamaya, T., Yoshida, E., Murayama, H. : Detector normalization and scatter correction for the jPET-D4: a 4-layer depth-of-interaction PET scanner. EuroMedIm2006, 1st European Conf. on Melecular Imaging Technology, Marseille, France, 2006. 5. 9-12.
- Yamaya, T., Kitamura, K., Yoshida, E., Satoh, M., Inadama, N., Obi, T., Tanimoto, K., Yoshikawa, K., Tanada, S., Murayama, H. : First human brain image of the jPET-d4: Four-layer depth-of-interaction PET scanner. 53th Society of Nuclear Medicine Annual Meeting, SanDiego, USA, 2006.6.
- Inadama, N., Yamaya, T., Kitamura, K., Yoshida, E., Satoh, M., Inadama, N., Obi, T., Tanimoto, K., Yoshikawa, K., Tanada, S., Murayama, H. : First human brain image of the jPET-d4: Four-layer depth-of-interaction PET scanner. 53th Society of Nuclear Medicine Annual Meeting, SanDiego, USA, 2006.6..
- Inadama, N., Murayama, H. : Development of depth-of-interaction (DOI) detector for PET and prototype PET scanner. The six Japan-France workshop on radiobiology and isotopic imaging, Paris, France, 2006.
 19-22.
- 26. 澁谷憲悟,吉田英治,鈴木敏和,稲玉直子,山谷泰賀,村山秀雄:ドップラーシフトを利用した生体 PET の角度揺動測定. 第43 回アイソトープ・放射線研究発表会,東京,2006.7.5-7.
- 27. 錦戸文彦, 澁谷憲悟, 津田倫明, 山谷泰賀, 吉田英治, 稲玉直子, 村山秀雄:小動物 PET 用光分 配型ブロック検出器における時間特性 第 67 回応用物理学会学術講演会, 立命館大学くさつキャンパス(草津), 2006.8.31.
- 28. 小林哲哉、山谷泰賀、高橋悠、北村圭司、長谷川智之、村山秀雄、菅幹生: 検出器配置の異なる 近接撮影型 DOI-PET 装置の計算機モデルによる感度・計数率特性の比較. 第 25 回日本医用画像 工学会大会, 京都, 2006, 07.21.
- 29. 高橋悠、山谷泰賀、小林哲哉、北村圭司、長谷川智之、村山秀雄、菅幹生: 近接撮影型 DOI-PET の画像再構成における観測系モデルの検討. 第25回日本医用画像工学会大会, 京都, 2006, 07.21.
- 30. 山谷泰賀, 吉田英治, 北村圭司, 小尾高史, 谷本克之, 吉川京燦, 棚田修二, 村山 秀雄: jPET-D4 画像再構成手法の健常ボランティア実験データへの適用. 第 25 回日本医用画像工学会大会, 京都, 2006, 07.21.
- Yamaya, T., Yoshida, E., Sato, M., Kitamura, K., Obi, T., Tanada, S., Murayama, H. : 3D image reconstruction with accurate system modeling for the jPET-D4. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006, Seoul, 2006.8.31.
- 32. Shibuya, K., Yoshida, E., Nishikido, F., Suzuki, T., Tsuda, T., Inadama, N., Yamaya, T., Murayama, H. : Limit of spatial resolution in FDG-PET due to annihilation photon non-collinearity. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006, Seoul, 2006.8.30.
- 33. Takahashi, K., Murayama, H., Inadama, N., Tsuda, T., Yamaya, T., Yoshida, E., Shibuya, K., Nishikido, F., Kitamura, K., Kawai, H. : Performance evaluation of jPET-RD detector composed of 32 x 32 x 4 LYSO. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006, Seoul, 2006.8.31.
- Fukushima, Y., Hasegawa, T., Muraishi, Maruyama, K., H., Shiba, Y., Yamaya, T., Yoshida, E., Murayama, H. : Speed-up of a new head motion tracking method for PET. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006, Seoul, 2006.8.30.
- Yoshida, E., Kobayashi, A., Sato, M., Yamaya, T., Watanabe, M., Hasegawa, T., Kitamura, K., Fukushi, M., Murayama, H. : Count rate performance of a brain DOI-PET scanner: jPET-D4. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006, Seoul, 2006.8.30.

- Inadama, N., Murayama, H., Tsuda, T., Yamaya, T., Yoshida, E., Shibuya, K., Nishikido, F., Takahashi, K. : Development of DOI Detector for PMT Blind Region. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006, Seoul, 2006.8.30.
- Hasegawa, T., Fukushima, Y., Murayama, H., Muraishi, H., Maruyama, K., Umezawa, N., Isobe, T., Miwa., K., Kojima, H.: Interactive three-dimensional educational animations for medical physics and radiological technology. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006, Seoul, 2006.8.30.
- 38. Takahashi, H., Yamaya, T., Kobayashi, T., Kitamura, K., Hasegawa, T., Murayama, H., Suga, M. : Resolution performance of simulated small bore DOI-PET scanners using list-mode image. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006, Seoul, 2006.8.30.
- 39. Kobayashi, T., Yamaya, T., Takahashi, H., Kitamura, K., Hasegawa, T., Murayama, H., Suga, M. : Sensitivity and count rate performance of small bore DOI-PET scanners using the Monte Carlo simulator GATE. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006, Seoul, 2006.8.30.
- 40. Kobayashi, A., Yoshida, E., Yamaya, T., Hasegawa, T., Kitamura, K., Watanabe, M., Murayama, H., Fukushi, M. : Evaluation of sensitivity for a brain DOI-PET: jPET-D4. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006, Seoul, 2006.8.30.
- 41. Yoshida, E., Kitamura, K., Kimura, Y., Nishikido, F., Shibuya, K., Yamaya, T., Murayama, H. : Inter-crystal scatter identification for a depth-sensitive detector using multi-anode outputs, 2006 IEEE Nucl. Sci. Sympo. & Med. Imag. Conf., San Diego, USA, Oct. 29 Nov.4, 2006.
- 42. Shibuya, K., Yoshida, E., Nishikido, F., Suzuki, T., Inadama, N., Yamaya, T., Murayama, H. : A healthy volunteer FDG-PET study on the limit of the spatial resolution due to annihilation radiation non-collinearity. 2006 IEEE Nucl. Sci. Sympo. & Med. Imag. Conf., San Diego, USA, Oct. 29 Nov.4, 2006.
- Shimazoe, K., Yeom, JY., Takahashi, H., Kojo, T., Minamikawa, Y., Fujita, K., Murayama, H. : Comparison of nonlinear position estimators for continuous scintillator detectors in PET. 2006 IEEE Nucl. Sci. Sympo. & Med. Imag. Conf., San Diego, USA, Oct. 29 - Nov.4, 2006.
- 44. Yoshida, E., Kobayashi, A., Yamaya, T., Watanabe, M., Nishikido, F., Kitamura, K., Hasegawa, T., Fkushi, M., Murayama, H. : The jPET-D4: Performance evaluation of four-layer DOI-PET scanner using the NEMA NU2-2001 standard. 2006 IEEE Nucl. Sci. Sympo. & Med. Imag. Conf., San Diego, USA, Oct. 29 Nov.4, 2006.
- Hasegawa, T., Yoshida, E., Kobayashi, A., Kobayashi, T., Suga, M., Yamaya, T., Yoda, K., Murayama, H. : Performance evaluation of jPET-D4 with the Monte Carlo code GATE. 2006 IEEE Nucl. Sci. Sympo. & Med. Imag. Conf., San Diego, USA, Oct. 29 Nov.4, 2006.
- 46. Kobayashi, T., Yamaya, T., Takahashi, H., Kitamura, K., Hasegawa, T., Murayama, H., Suga, M. : Monte Carlo simulation study on detector arrangement for a small bore DOI-PET scanner: jPET-RD. 2006 IEEE Nucl. Sci. Sympo. & Med. Imag. Conf., San Diego, USA, Oct. 29 Nov.4, 2006.
- 47. Nishikido, F., Tsuda, T., Inadama, N., Yoshida, E., Takahashi, K., Shibuya, K, Yamaya, T., Kitamura, K., Murayama, H. : Spatial resolution measured by a prototype system of two 4-layer DOI detectors for jPET-RD. 2006 IEEE Nucl. Sci. Sympo. & Med. Imag. Conf., San Diego, USA, Oct. 29 Nov.4, 2006.
- Inadama, N., Murayama, H., Tsuda, T., Nishikido, F., Shibuya, K., Yamaya, T., Yoshida, E., Takahashi, K., Ohmura, A.: Optimization of crystal arrangement on 8-Layer DOI PET detector. 2006 IEEE Nucl. Sci. Sympo. & Med. Imag. Conf., San Diego, USA, Oct. 29 - Nov.4, 2006.
- 49. Yamaya, T., Yoshida, E., Kitamura, K., Obi, T., Tanimoto, K., Yoshikawa, K., Ito, H., Murayama, H. : First human brain images of the jPET-D4 using 3D OS-EM with a pre-computed system matrix. 2006 IEEE Nucl. Sci. Sympo. & Med. Imag. Conf., San Diego, USA, Oct. 29 - Nov.4, 2006.

- Nakamura, H., Murayama, H., Nomachi, M., Ejiri, H., Hai. : Study of statistical and non-statistical components of enery resolution for position sensitive beta camera. 2006 IEEE Nucl. Sci. Sympo. & Med. Imag. Conf., San Diego, USA, Oct. 29 - Nov.4, 2006.
- 51. 吉田英治,小林彩子,錦戸文彦,渡辺光男,長谷川智之,北村圭司,山谷泰賀,福士政広,村山秀 雄:4層の深さ識別能を有する頭部用 PET 装置 j PET-D4 の性能評価. 第46回日本核医学会学術 総会,鹿児島,2006.11.9.
- 52. 山谷泰賀, 吉田英治, 北村圭司, 小尾高史, 長谷川智之, 羽石秀昭, 谷本克之, 吉川京燦, 伊藤浩, 村山秀雄: 頭部用 PET 試作機 jPET-D4 の健常ボランティアによるイメージングテスト、第46回 日本核医学会学術総会, 鹿児島, 2006.11.9.
- 53. 錦戸文彦, 津田倫明, 稲玉直子, 吉田英治, 澁谷憲悟, 山谷泰賀, 村山秀雄, 高橋慧, 北村圭司:1 ペアシステムを用いた小動物用 4 層 DOI-PET 装置 jPET-RD の空間分解能の評価. 第 46 回日本核 医学会学術総会, 鹿児島, 2006.11.9.
- 54. 村山秀雄,山谷泰賀,吉田英治,稲玉直子,錦戸文彦,澁谷憲悟,渡辺光男*,北村圭司,清水成 宜:頭部用 PET 試作機 j PET-D4 の概要. 第46回日本核医学会学術総会. 鹿児島,2006.11.9.
- 55. 長谷川智之, 菊池敬, 徳重尊宣, 神宮寺公二, 小林彩子, 吉田英治, 山谷泰賀, 村山秀雄, 小林哲哉, 菅幹生, 北村圭司:モンテカルロコード GATE による PET 装置マルチヒット事象の分析. 第 46回日本核医学会学術総会, 鹿児島, 2006.11.10.
- 56. 高橋慧, 村山秀雄, 稲玉直子, 山谷泰賀, 吉田英治, 錦戸文彦, 澁谷憲悟, 津田倫明, 小田一郎, 北 村圭司, 河合秀幸: 蛍光イメージングとの兼用を目指した DOI-PET 検出器の基礎検討. 第46回日 本核医学会学術総会, 鹿児島, 2006.11.11.
- 57. 稲玉直子, 村山秀雄, 山谷泰賀, 吉田英治, 澁谷憲悟, 錦戸文彦, 津田倫明, 高橋慧: PET 用 8 層 DOI 検出器における結晶構造最適化の試み. 第 46 回日本核医学会学術総会, 鹿児島, 2006.11.11.
- 58. 澁谷憲悟,吉田英治,錦戸文彦,鈴木敏和,稲玉直子,山谷泰賀,村山秀雄:健常ボランティアに よる角度揺動測定と FDG-PET の解像度限界. 第46回日本核医学会学術総会,鹿児島,2006.11.11.

A7. 特許申請·登録

- 1. 北村圭司, 吉澤昌由加, 稲玉直子, 村山秀雄: マンモグラフィ装置, 平成 18 年 3 月 31 日出願、 出願番号 特願 2006-097320
- 2. 清水成宜,石橋浩之,村山秀雄,津田倫明,稲玉直子,山谷泰賀:放射線検出器,平成 18 年 4 月 25 日出願、 出願番号 特願 2006-120680
- 3. Murayama, H., Inadama, N., Kitamura, K., Yamashita, T.: Radiation three-dimensional position detector, August 8, 2006. Patent No.: US 7,087,905 B2 (米国特許庁)
- 4. 澁谷憲悟, 津田倫明, 錦戸文彦, 稲玉直子, 吉田英治, 山谷泰賀, 村山秀雄: 陽電子放射断層撮像 装置及び放射線検出器, 平成 18 年 8 月 25 日出願、 出願番号 特願 2006-229376
- 5. Sumiya, K., Ishibashi, H., Murayama, H., Inadama, N., Yamashita, T., Omura, T.: Depth of interaction with uniform pulse-height, August 15, 2006. Patent No.: US 7,091,490 B2 (米国特許庁)

C1. 著書・総説

- 1. 山谷泰賀、村山秀雄:次世代の PET イメージング技術,画像ラボ, 17(1), pp.42-47, 2006.
- 2. 村山秀雄: PET の未来予想図 2. PET/CT を超える装置の開発はなるか. INNERVISION, 21(2), pp.81-84, 2006.

- 3. 村山秀雄:放射線物理学 第4章原子核の壊変. 日本放射線技術学会監修, オーム社, pp.53-67, 2006.
- 4. 棚田修二,村山秀雄編:平成 17 年度次世代 PET 装置開発研究報告書, NIRS-R-54, 放射線医学総合研 究所発行, 3 月, 2006.
- 5. 村山秀雄:次世代 PET 装置の開発ー現状と今後の展開ー,日本放射線技術学会誌, 62(6), pp.786-796, 2006.
- 村山秀雄:高感度・高分解能・高速度の頭部用次世代 PET 装置を実現する集約的研究, INNERVISION, 21(7), p.46, 2006.
- 7. 村山秀雄: VIII イメージング&応用編2 6. PET イメージングが拓く新しい世界, INNERVISION, 21(7), pp.89-94, 2006.
- 8. 澁谷憲悟, 山谷泰賀, 斎藤晴雄, 越水正典, 浅井圭介, 稲玉直子, 吉田英治, 村山秀雄: 高速な γ 線 検出器と Time-of-Flight への応用, RADIOISOTOPES, 55(7), pp.391-402, 2006.
- 山谷泰賀、村山秀雄: ライフサイエンスのためのアイソトープ測定機器 III 小動物 PET 装置の 開発, RADIOISOTOPES, 55(9), pp.533-542, 2006.
- 10. 村山秀雄: PET の展望 次世代 PET 装置, Pharma Medica, 24(10), pp.55-57, 2006.
- 11. 村山秀雄: III 工学系からの分子イメージングへのアプローチ 次世代 PET 装置実用化への課題 と必要な技術, INNERVISION, 21(12), pp.25-28, 2006.
- Shibuya, K., Koshimizu, M., Asai, K.: Low-Dimensional Semiconducting Scintillators. In Encyclopedia of Sensors, edited by Grimes, CA. Dickey, EC., Pishko, MV., American Scientific Publishers, California, USA, (ISBN: 1-58883-061-6), Vol. 5, pp. 297-315, 2006.

C2. 解説·紹介記事

- 1. 村山秀雄: 放射線画像A: フロンティア・スピリッツ部門受賞. (Isotope News 誌 2006 年 1 月, 新 春企画「いま放射線でどこまで見えるか? 2006」),日本アイソトープ協会, 2006.
- 村山秀雄: SkyPerfecTV 765ch 子育て支援 サイエンス チャンネル,「科学医療フロンティア」新たな医のステージをひらく次世代PET装置 一放射線医学総合研究所一,2月11日17:30-18:00,2006.
- 3. 吉田英治:第1回分子イメージング技術に関するヨーロッパ会議に参加して. 放射線ニュース, No. 117,8月, pp.1-3, 2006.
- 4. 澁谷憲悟: WC2006 報告記. 放射線科学, 49(12), pp.450-454, 2006.

C3. 講義·講演等

- 1. 村山秀雄:「PET で光る放射線計測技術」. 第14回放射線計測研究会, 放医研, 千葉, 1月21日, 2006.
- 2. Murayama, H. : "High resolution and high sensitivity PET using depth-of-interaction detectors: jPET-D4." The 11th Conference of Peace through mind/Brain scince, Feb. 20-22, Hamamatsu, Japan, 2006.
- 3. 村山秀雄:「次世代の PET 装置と分子イメージングへの展開」. 第 40 回フロンティアメディカ ル工学研究開発センター・メディカルシステム工学科合同研究会,千葉大学工学部,3 月 29 日, 2006.
- 4. 村山秀雄:「生化学反応・機能を体外からみる PET の原理」.千葉大学オムニバスセミナー,千葉大学先端科学研究教育センター,5月 26日,2006.

- 5. Murayama, H.: "Next generation PET scanner toward high resolution and high sensitivity." CJK congress 2006, July. 3-8, Tokyo, Japan, 2006.
- 6. 村山秀雄:「放射線計測学及び PET カメラ」. 大阪大学医学部保健学科,大阪,7月18日,2006.
- 7. 北村圭司:「PET 装置開発における最近の成果と将来展望」. 第25回日本医用画像工学学会大会, 京都大学,7月22日,2006.
- 8. 村山秀雄:「SPECT と PET」. 医学物理サマーセミナー, 大阪箕面, 7月 29日, 2006.
- 9. Murayama, H.: "Physics and instrumentation of PET for high performance." FNCA 2006 Workshop, Aug. 14-18, Kuaka Lumpur, Malasia, 2006.
- 10. Yoshida, E. : "Signal processing." In Short Course 5: PET instrumentation basic and advanced technologies, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006, Seoul, 2006.8.27.
- 11. Yamaya, T. : "Image reconstruction." In Short Course 5: PET instrumentation basic and advanced technologies, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006, Seoul, 2006.8.27.
- 12. Murayama, H. : "Recent advantages in PET and the new jPET-D4 system." World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006, Seoul, 2006.8.30.
- 13. 村山秀雄:「PET 機器開発の現状と展望」. 第7回次世代医用イメージング技術フォーカス会議, 京都大学芝蘭会館,9月25日,2006.
- 14. 山谷泰賀, 稲玉直子, 澁谷憲悟, 吉田英治, 高橋慧, 大村篤史: 「実習講義 DOI 検出器」. (東 海大学付属望洋高等学校生徒対象), 放医研, 千葉, 9月 26日, 2006.
- 15. 村山秀雄:「次世代の PET 装置開発」. 第 10 回ナノメディシン研究会, 東京慈恵医科大学, 10 月 3 日, 2006.
- 16. 村山秀雄: 「分子イメージング機器開発の動向」. 第3回 Molecular Imaging 研究会, かごしま県 民交流センター, 11月9日, 2006.
- 17. 村山秀雄: 「ハイライト 3. 機器装置・技術」. 第 46 回日本核医学会学術総会, かごしま県民交 流センター, 11 月 11 日, 2006.
- 18. 村山秀雄:「生化学反応・機能を体外からみる PET 装置の進歩」. 九州大学医学部保健学科, 九州大学, 11 月 13 日, 2006.
- 19. 村山秀雄:「次世代 PET の開発と癌の画像診断について」. 原子力・エネルギー教育支援事業(千葉県立千葉高等学校生徒対象),放医研,千葉,11月 18日,2006.
- 20. 吉田英治:「次世代 PET 装置の開発」. 第1回分子イメージング研究センターシンポジウム, 放 医研, 千葉, 11月13日, 2006.