NIRS-R-64

平成22年度 次世代PET研究報告書



平成23年3月

放射線医学総合研究所

まえが	き		1
第1部	- イメージング物理研究チームの5年間		
(1)	イメージング物理研究チームの5年間	山谷泰賀	4
第2部	OpenPET 研究開発の進捗報告		
(2)	OpenPET 研究開発の進捗	山谷泰賀	25
(3)	小型 OpenPET 試作機の開発	吉田英治	27
(4)	リストモード OpenPET 画像再構成の高速実装	木内尚子、他	30
(5)	リアルタイム画像再構成に向けたシステムアーキテクチャ	田島英朗	32
(6)	OpenPET 用要素別感度補正法の開発	三好裕司、他	34
(7)	OpenPET 画像再構成における欠損周波数の解析	勝沼隆幸、他	37
(8)	重粒子照射場における PET 検出器への影響の解析	錦戸文彦	39
(9)	HIMAC の今後と RI ビーム照射技術	野田耕司、他	41
(10) 中皮腫モデルマウスにおける重粒子線治療と効果判定	辻 厚至	43
$(1\ 1$) 放射線治療抵抗性低酸素組織のイメージング:直腸癌、肺癌での試み	小泉 満	45
(12) PET 臨床研究の現状と OpenPET への期待	犬伏正幸	46
第3部	クリスタルキューブ検出器開発の進捗報告		
(13) 次世代 PET への期待―最近の脳機能イメージング研究から―	伊藤 浩、他	49
(14) クリスタルキューブ検出器の試作と評価	稲玉直子	51
(15) クリスタルキューブ検出器における 1mm 等方分解能の実現	三橋隆之、他	54
(16) クリスタルキューブ検出器用位置弁別アルゴリズムの開発	横山貴弘、他	56
(17) MPPC のタイミング性能	澁谷憲悟、他	59
(18) クリスタルキューブ内光伝搬シミュレータの開発	緒方祐真、他	61
(19) レーザーによるシンチレータ内部加工と MPPC 用 ASIC の開発	大村知秀、他	64
第4部	- 特別寄稿:次世代 PET への期待		
(20) 腫瘍の診断・治療における次世代 PET への期待	井上登美夫	67
$(2\ 1$) 脳機能画像の現状と展開-次世代 PET への期待-	松田博史	68
(22) PET/MRI に対する MRI 側からのアプローチと臨床応用への期待	小畠隆行	70
(23) 小動物実験用 PET の問題点と望まれる装置	和田康弘	72
第5部	特別寄稿:定量化・標準化に向けて		
(24) 脳機能イメージングの現場から-次世代 PET に託す願い-	島田 斉	75
(25) 脳神経 PET における定量性の現状と問題点	織田圭一	77
(26) 点状線源による PET 装置の定量性評価・校正	長谷川智之	80
(27) 放射能絶対測定と PET 装置・キュリーメータ・ウェルカウンタの校正	佐藤泰	81
(28) 標準脳から個体脳へ-脳 SPECT/PET 画像解析の新手法 FUSE	工藤博幸	83
第6部	特別寄稿:最先端の要素技術・装置開発研究		
(29) APD アレー放射線検出器の開発	柳田健之、他	87
(30) モノリシック MPPC アレーの開発と基礎評価	片岡 淳、他	90
(31) 4 層 DOI 検出器の実用化	津田倫明	92
(32) Pr:LuAG シンチレータを用いた平板対向型乳房用 PEM 装置の開発	三宅正泰	96
(33) 光ファイバー型超高分解能 PET/MRI 一体型装置の開発と Si-PM-PET/MI	Ⅹ 装置との比較 山本誠一	98

100

まえがき

平成 23 年 1 月 24 日、平成 22 年度次世代 PET 研究講演会(分子イメージング研究センター主催)を放 医研にて開催しました。所外 77 名を含む計 108 名の参加者を迎えて、次世代 PET への期待や研究開発に ついて、活発な情報交換が行われました。具体的には、横浜市立大学井上登美夫教授による基調講演、埼 玉医科大学松田博史教授による特別講演のほか、臨床サイドからの 4 講演と、所外の開発プロジェクトに 関する 4 講演をお願いしました。イメージング物理研究チームを中心とした 2 つの開発プロジェクト (OpenPET とクリスタルキューブ検出器) に関する 14 の報告と合わせて、大変中身の濃い講演会となり ました。

今回、我々からの進捗報告が14件にもなってしまったのは、プロジェクトが順調に進んでいることに加 え、今春に修士課程を卒業する千葉大学の4名の学生さんに3年間の成果を発表してもらったためでもあ ります。放医研は、研究機関であり、学生さんの育成は大学の役割です。しかし、PET装置開発の研究分 野は、てこ入れが早急に求められているものの、RI管理区域など必要な実験環境を有する大学は限られて いることから、放医研が研究の中核となり、一部の研究テーマを大学との共同研究としています。

本研究会は、平成 13 年度から 5 年間行われた次世代 PET 装置開発プロジェクトをきっかけとして、平 成 12 年度から毎年開催され、今回は 11 回目の開催になります。いつまで「次世代」なのか?と思われる かもしれません。PET 装置開発研究は世界的な競争下にある今、新技術の速やかな実用化を目指すと共に、 常に未来を見据えた研究を行うことが重要であると考えています。具体的には、平成 18 年度からは、DOI 検出器の実用化と平行して、DOI 検出器の応用や新技術の開発を進めることに主眼が置かれました。その 結果、放医研では、OpenPET やクリスタルキューブ検出器など新しいアイディアが生まれたほか、PET/MRI 要素技術開発など放医研外での産官学連携プロジェクトの立ち上げにも貢献することができました。なお、 放医研におけるイメージング物理研究は、村山秀雄博士の定年退職により、平成 21 年度から山谷にバトン が引き継がれました。世代交代を心配された方もいたでしょうが、安心してもらえたでしょうか?誰も踏 み込んだことのない雪原に足を踏み入れるのは楽しいものです。世界をリードするラボを目指したいと思 っています。

さて、この10年間で、日本の臨床 PET は大きな変化を迎えました。具体的には、PET/CT 装置の実用化 や FDG-PET の保険適用によって、国内の臨床 PET 装置の台数は、この10年間で50台から500台近くに まで急増しました。しかし、PET への期待は高まる一方で、装置は PET の潜在能力をまだまだ活かし切れ ておらず、高分解能化、高感度化、標準化など早急な技術革新が求められています。また、輸入過多の現 状を打破すべく産学官連携による開発力の強化、若手育成、学術分野の強化も重要課題です。日本におけ る研究協力体制の核の1つとなって世界に貢献する役割を果たせるよう、今後とも次世代 PET 研究へのご 支援をよろしくお願いします。

2011年3月15日

独立行政法人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

イメージング物理研究チームリーダー 山谷泰賀

Î			
	平成 22	年度次世代 PET 研究講演会 プログラム	
	日時 時所 主 審 務加費	平成 23 年 1 月 24 日 (月) 10:00~18:00 (独) 放射線医学総合研究所 重粒子治療推進棟 2 階 大会議室 (独) 放射線医学総合研究所 分子イメージング研究センター (独) 放射線医学総合研究所 分子イメージング研究センター 山名 無料 (事前登録は不要)	添賀
	10:00	理事長挨拶	米倉義晴理事長
	10:05	イメージング物理研究チームの5年間	山谷泰賀(放医研)
	OpenPET	が切り拓く PET の未来 (座長:小畠隆行(放医研))	
		其調講法	
	10:20	率調構及: 腫瘍の診断・治療における次世代 PET への期待	井上登美夫(横浜市立大学)
	11:00	PET 臨床研究の現状と OpenPET への期待	犬伏正幸(放医研)
	11:20	HIMACの今後と RI ビーム照射技術	野田耕司(放医研)
		OpenPET 開発研究の進捗	
	11:40	・小型 OpenPET 試作機の開発	吉田英治(放医研)
	11:50	・リストモード OpenPET 画像再構成の高速実装	木内尚子(千葉大/放医研)
	12:00	・リアルタイム画像再構成に向けたシステムアーキテクチャ	田島英朗(放医研)
	12:10	・OpenPET 用要素別感度補正法の開発	三好裕司(千葉大)
	12:15	・OpenPET 画像再構成における欠損周波数の解析	勝沼隆幸(千葉大)
	12:20	・重粒子照射場における PET 検出器への影響の解析	錦戸文彦(放医研)
	高分解育	もPET への期待と要素技術 (座長:菅野 巌(放医研))	
	13:40	次世代 PET への期待―最近の脳機能イメージング研究から―	伊藤 浩(放医研)
	14:00	脳神経 PET における定量性の現状と問題点	織田圭一(健康長寿研)
		クリスタルキューブ検出器開発の進捗	
	14:20	・クリスタルキューブ検出器の試作と評価	稲玉直子(放医研)
	14:30	・クリスタルキューブ検出器における1mm等方分解能の実現	三橋降之(千葉大/放医研)
	14:35	・クリスタルキューブ検出器田位置弁別アルゴリズムの闘発	描述是《「水火、水」》
	14.45	・ I GSO-MPPC のタイミングに関する其木特性	选公需性 (古 大)
	14:55	・クリスタルキューブ内光伝搬シミュレータの開発	· · · · · · · · · · · · · · · · · · ·
	15.05		相方相美、羽石方柏(千条八)
	10.00		八竹加秀(浜松小下ーノス)
	15:20	特別講演:脳機能画像の現状と展開 一次世代 PET への期待一	松田博史(埼玉医科大学)
	PET およ	:びPET/MRIの最先端開発 (座長:村山秀雄(放医研))	
	16:10	MRI側からのアプローチと臨床応用への期待	小畠隆行(放医研)
	16:30	PET/MRI 用 APD アレー放射線検出器の開発	柳田健之(東北大)
ļ	16:50	モノリシック MPPC アレーの開発と基礎評価	片岡淳(早稲田大)
	17:10	4 層 DOI 検出器の実用化	津田倫明(島津製作所)
		ファイバー型超高分解能 PET/MRI 一体型装置の開発と	
	17:30	Si-PM-PET/MRI 装置との比較	山本誠一(神戸高専)
	17.50	まとめ	藤林康久 わいね 一 馬
	17.50	ま こ 50 問 今 の 挨 拶	ハヌ*1かゆへ ビノラ──衣 汁土埔 古田車
	17.00	別云の決ゆ	江开诗》注尹
	1		

(18:00-19:30 懇親会 重粒子推進棟地下1階:セミナー室 会費 1500円)

第1部

イメージング物理研究チームの5年間

(1) イメージング物理研究チームの5年間

山谷泰賀 放医研・分子イメージング研究センター

1. はじめに

Positron Emission Tomography (PET) は、がん診 断など臨床現場で活躍するほか、分子イメージン グ研究を推進する手段として有望視されている。 生体透過性に優れる放射線を使って体内情報を得 る核医学イメージングにおいて、PET は原理的に 感度および定量性に優れる方法であるが、未だそ の潜在能力を十分に活かしきれていない。具体的 には、分解能や感度、さらにはコストに課題が残 され、これらを解決する技術革新が急務である。 一例を挙げると、現状の PET 装置は、体外に放出 された放射線の 9 割以上を、検出できず無駄にし ている。新しい PET プローブ (PET 薬剤) 開発も 盛んな今、次世代 PET 装置の開発研究は世界的な 競争下にある。

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・イメージ ング物理研究チームでは、産学協力のもと、がん や脳の疾患で困ることのない未来を目指し、次世 代の PET 装置および要素技術の研究開発を進めて きた。

本稿では、放医研第2期中期計画(2006年度から2010年度までの5年間)における、イメージング物理研究チームの成果について概説する。

2. 五年間の研究成果概要

次世代 PET 技術として、jPET[®]-D4 で実証された Depth-of-Interaction(DOI)検出器の実用化研究を通 して、PET 装置設計の自由度が飛躍的に向上する ことが示された。特に世界初の発案である 「OpenPET[®]」については、理論的確認、小型機に よる実証を終え、実用機の開発に向けて準備が進 められている。OpenPET は、放射線治療中の画像 収集、重粒子線治療のビーム形状、粒子到達位置 の同時計測が可能となり、その実現が非常に待た れる技術である。また、JST 先端計測分析技術・機 器開発事業からの委託のもと、分解能の飛躍的向 上に向けた次世代 DOI 検出器「クリスタルキュー ブ」の概念実証にも成功した。

成果概要(5年間)

- 1. 頭部用試作機 jPET-D4 で実証された DOI 検 出器について、画像再構成の高速化や新し い散乱線除去法などの実用化研究を通し、 PET メーカーによる製品化へ導いた。
- DOI 検出器の応用として、治療中の PET 撮 影などを可能とする世界初の OpenPET や次 世代 DOI 検出器クリスタルキューブを考案 し、コンセプト実証に成功した。



図1 第2期中期計画(5年間)の成果概要と今後の展開

表1 年度毎の研究成果概要

年度		研究成果概要
2006	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
(H18)		見られ計数損失が生じる。この問題に対して、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 FDG を投与し、試作機 jPET-D4 を用いた PET 計測を試行し、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
		t=。
	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。光電ビークスペクトルが電子の運動量により広がるドッフラーフロードニンクを計測す
		ることで、角度揺動を間接的に定量した。その結果、従米知られている4℃の水中における角度揺動
0007	-	の値より10%大さい事か判明した。
2007	1.	32GBメモリの局迷演昇装直の導入と、開発したDOIG法、近似化観測モナル、システムマトリクス争
(H19)		前計昇于法をアルコリスムに組み込むことにより、「反復当にり」「時间よじに計昇時间の短縮が達 ばされた。
	0	成された。 次世代 DET 試佐機なたが帝田特等を用いて6例のギニンティマ測定の実施を終了した。現在 DET
	Ζ.	次世代 PET 試作成のよび間用表単を用いてひ例のホノンノイノ 測定の実施を於して。現在、PET 両角に関する特徴の株能評価を進めるとせた。その公式を行った
	2	画像に関する表直の住能計画を進めると共に、ての方例を打つた。
	5.	大臣への「L」表直のにのの快山船に有主な十等体ル快山船(AFD)を用いたDOI快山船を叫下し、 方効であることが確認できた。また、桧山哭麦子配列の幾何学的対称性を用いて両傍常質時間の
		有効での心としか確認でとた。また、快田福来了能力の及何子的対称性を用いて国家漢葉時間の 短縮に客与できることを示した
2008	1.	測定対象部位の両側にリング状に検出器を配置する Open PET に関して、拡張した開放空間を画
(H20)		像再構成できる検出器配列法を考案した。
(1120)	2.	次世代 PET に装備する DOI 検出器において、層ごとにシンチレータの種類を変えることにより散乱
		成分の軽減が可能で画質が向上できることを、シミュレーションで立証した。
	3.	次世代 PET の高速高解像力検出器として、シンチレータ素子配列に対して受光素子配列が3次元
		的光学結合をするクリスタルキューブ 検出器を新規に提案し、一面に受光素子を配列した検出器を
		試作して、位置弁別を最適化する受光素子配列法を見いだした。
2009	1.	Open PET 装置について、画像化および装置シミュレーション研究を行い、消滅放射線の飛行時間差
(H21)		(Time-of-flight)情報を付加することで、画像のアーティファクトが抑制できることなどを示した。
	2.	Open PET 装置の放射線治療応用に向けて、重粒子線の照射野近くに設置する PET 用検出器が照
		射ビーム散乱線により受ける放射化の影響を実測した。
	3.	シンチレータを3次元配列した結晶フロックの多面に受光素子を配列するクリスタルキューフ検出器
		について、光電子増倍管で代替したフィージビリティ実験を行い、信号読み出しを行っ手法を確立し
	_	
2010	1.	独自アイアイアである開放型 PET 装直「OpenPET」について、それそれ 8 個の 4 層 DOI 検出器から
(H22)		構成される ∠ フリ快山奋リンクを 42mm 離し L 能直しに小空試作機を開発し、HIMAU の二次ビーム ポートにわけ Z コットレノ実験に トッチ 重频 Z 迫が / 海底の照射照ち 9 次二的に即吐に両角ルナ
		小一ににのけるノアノトム天獣にようし、里祖士稼かん冶燎の忠別野を 3 次元的に即時に関係化9 スコントプレム世界で知めて宝証した さこに コッシレノ 実験やつらっ 実験に トッチ リマリカノノ 刑
		のコノビノIで世介で初めて天証した。 cらに、ノアノトム天歌やくワス天歌にようし、リアルダイム空 フルチエーダルノメージングと相野坊大効里のコンセプト室証にま成功した。
	2	、ルテモーテルコイーシンテビTTHIMAが木のコノビアド天証にも成功した。 シンチレータを3次元配列目たブロックの複数側面に高光表子な光学社会する次世代 DOI 栓中架
	۷.	「クリスタルキューブ」について 半道休受米素子を用いた桧出哭を一次試作」 日標を招うる 9mm
	3	DOI 検出器およびその性能を活かすための要素技術等について、産学連携のもと 半導体受光素
	.	子による DOI 検出器や点線源による新しい校正法を開発したほか、次世代 PET 研究会等を通じた
		技術交流を推進した。特に、マンモ PET に続く産官連携の実用化計画が新たにスタートした。

3. 統計

第2期中期計画におけるイメージング物理研究 チームの予算、研究員、成果に関するデータを表2、 図2にまとめる。要点は以下の通り。

(研究員について)

- 村山チームリーダーの定年退職により、後半2
 年間は山谷がチームリーダーとしてチームを 率いた。
- 研究員は5年間平均で6名であり、現時点での内訳は、定年制職員1名(山谷)、任期制フルタイム4名(稲玉、吉田、錦戸、脇坂)、ポスドク1名(田島)の構成である。
- 今後、中長期的研究の指揮に向けた定年制職員の増員と、将来を担う若手研究者の発掘・ 登用が急務である。

(人件費以外の研究費について)

- 運営費交付金は、2007 年度の 4,142 万円をピークに-1,000 万円/年以上のペースで削減を受けたが、幸いにも所内競争的資金や外部資金を獲得できたため、平均で毎年 6,000 万円を維持できた。
- 特に今年度は運営費交付金が 809 万円にまで 削減されたため、OpenPET 研究を中止せざる を得ない状況に陥ったが、所内競争的資金に 加え、科研費基盤Aの獲得にも成功し、試作 機開発によるコンセプト実証という大きな成 果を得ることができた。
- 今後、研究内容・規模に合わせた適切な研究 費が確保されることが望まれる。

(研究成果について)

- 学会発表は5年間で244件、研究員一人当たり平均40.7件、費やした研究費は平均122万円/件であった。
- 原著論文数は5年間で44件(うち筆頭著者が チーム外である共同研究による成果は9件) あり、研究員一人当たり平均7.3件、費やした 研究費は平均676万円/件であった。
- 特許出願と登録を合わせた数は5年間で49件
 (うち筆頭発明者がチーム外である案件は12件)あり、研究員一人当たり平均8.2件、費やした研究費は平均607万円/件であった。
- 学会発表件数と特許出願登録件数は、研究費の増減と正の相関が見られた。原著論文はアクセプトまでの時間差があるため、研究費の増減に一定の時間差を置いて反応すると予想される。

学会発表件数は 244 件/5 年 (研究員一人当たり平均 40.7 件/5 年/人、費やした研究費は平均 122 万円/件)

原著論文数は 44 本/5 年 (研究員一人当たり平均 7.3 本/5 年/人、費やした研究費は平均 676 万円/本)

特許出願・登録数は 49 件/5 年 (研究員一人当たり平均 8.2 件/5 年/人、費やした研究費は平均 607 万円/件)

表2 イメージング物理チームの統計(2006年度から2010年度)

年度	2006(H18)	2007(H19)	2008(H20)	2009(H21)	2010(H22)	5年計
1. 研究費[千円]	52,699	69,420	64,578	48,913	61,869	297,479
- 運営費交付金(人件費以外)	29,149	41,420	23,765	17,666	8,092	120.092
│	3,600	1,800	17,363	17,445	16,812	57,020
│ │- 外部資金	19,950	26,200	23,450	13,802	36,965	120,367
│ 科研費等	5,400	11,500	11,900	3,243	23,210	
├ 受託研究費	14,550	14,700	11,550	9,650	13,755	
- 助成金	0	0	0	909	0	

2. 研究員[人]	7	7	6	4	6	6.0
	2	2	2	1	1	平均人数
├ 任期制フルタイム職員	3	4	3	3	4	
- ポスドク	2	1	1	0	1	

3. 成果(集計は年度ではなく年単位))					
学会発表数(アクティビティ)	57	57	33	41	56	244
研究員一人あたり[件/人]	8.1	8.1	5.5	10.3	9.3	40.7
費やした研究費[千円/件]	925	1,218	1,957	1,193	1,105	1,219
原著論文数(成果)	13	5	8	9	9	44
研究員一人あたり[件/人]	1.9	0.7	1.3	2.3	1.5	7.3
費やした研究費[千円/件]	4,054	13,884	8,072	5,435	6,874	6,761
特許	5	10	14	7	13	49
- 特許出願数	3	9	10	4	11	37
┝ 特許登録数	2	1	4	3	2	12
研究員一人あたり[件/人]	0.7	1.4	2.3	1.8	2.2	8.2
費やした研究費[千円/件]	10,540	6,942	4,613	6,988	4,759	6,071
評価・アウトリーチ						
├ 表彰	0	1	2	2	3	8
├ 招待講演	4	5	6	4	14	33
- 著書·総説	11	5	10	6	3	35
- 新聞発表・広報など	3	2	12	4	5	26
│- 講義• 講演	23	8	10	9	2	52

午度	2006(H18)	2007(H19)	2008(H20)	2009(H21)	2010(H22)
主なスタッフ(週30時間以上従事)					
職員					
村山秀雄	チー	・ムリーダー(定年	F制)	(専門 第	業務員)
山谷泰賀	研究員	研究員·主任研	研究員(定年制)	チームリーダ	ダー(定年制)
稲玉直子			研究員		
吉田英治			研究員		
錦戸文彦			研究員		
Chih Fung Lam	博士研究員	研究員	_	_	_
脇坂秀克	_	_	_	_	准技術員
澁谷憲悟	:	学振特別研究員	i i	—	—
田島英朗	_	—	—	_	博士研究員
学生(プレドク)					
小林哲哉	_	大学院課程研究員	_	_	_
矢崎祐次郎	_	_	大学院課	程研究員	_
木内尚子	_	_	_	大学院課	程研究員
三橋隆之	_	_	_	_	大学院課程研究員



図2 イメージング物理研究チームの統計

4. 今年度(H22年度)の研究成果概要

独自アイディアである開放型 PET 装置 OpenPET について、それぞれ 8 個の 4 層 DOI 検出器から構 成される 2 つの検出器リングを 42mm 離して配置 した小型試作機を開発し、HIMAC の二次ビームポ ートにおけるファントム実験によって、重粒子線 がん治療の照射野を 3 次元的に即時に画像化する コンセプトを世界で初めて実証した。さらに、フ ァントム実験やマウス実験によって、リアルタイ ム型マルチモーダルイメージングと視野拡大効果 のコンセプト実証にも成功した。 シンチレータを3次元配列したブロックの複数 側面に受光素子を光学結合する次世代DOI 検出器 「クリスタルキューブ」について、半導体受光素 子を用いた検出器を一次試作し、目標を超える 2mm の等方的分解能を達成した。

DOI 検出器およびその性能を活かすための要素 技術等について、産学連携のもと、半導体受光素 子による DOI 検出器や点線源による新しい校正法 を開発したほか、次世代 PET 研究会等を通じた技 術交流を推進した。特に、マンモ PET に続く産官 連携の実用化計画が新たにスタートした。



図3 今年度(H22 年度)の研究成果概要

イメージング物理研究チーム 2010

チームメンバー

山谷泰賀(チームリーダー)、稲玉直子、吉田英治、錦戸文彦(研究員)、脇坂秀克(准技術員)、 村山秀雄(専門業務員)、田島英朗(博士研究員)、木内尚子、三橋隆之(大学院課程研究員)、 客員協力研究員 11 名、実習生3名

外部資金(所内競争的資金を含む)
-------	-------------

敬称略、下線は代表者

	課題名(グラント):直接経費額[万円]	内容	チーム内メンバー	チーム外の共同研究者
1	診断と治療の融合に向けた開放型リア	小型OpenPET装置	<u>山谷泰賀</u> , 稲玉	工藤博幸(筑波大), 菅幹生, 羽
	ルタイム PET 装置の基礎的・実証的研	の開発と実証実験	直子, 吉田英治,	石秀昭(千葉大), 小畠隆行(分
	究(科研費基盤研究(A)): 2,130		錦戸文彦	イメC計測G), 辻厚至(分イメC
				病態 G), 稲庭拓, 吉川京燦(重
				粒子 C), 河合秀幸(千葉大), 小
				尾高史(東工大)
2	OpenPET:小型試作機開発とコンセプト	小型OpenPET装置	<u>山谷泰賀</u> , 吉田	稲庭拓,佐藤眞二,森慎一郎,
	実証実験(所内競争的資金:理事長裁	の開発と実証実験	英治, 錦戸文彦,	古川卓司, 蓑原伸一, 野田耕司,
	量経費創成研究):1,495		稲玉直子, 田島	吉川京燦(重粒子 C), 樋口真人
			英朗,木内尚子,	(分イメC神経G), 辻厚至, 小泉
			三橋隆之	満(分イメ C 病態 G), 国領大介,
				青木伊知男(分イメ C 計測 G)
3	高機能画像診断機器の研究開発(マル	PET/MRI 要素技術	<u>山谷泰賀</u> , 吉田	小畠隆行,川口拓之,黒岩大悟
	チモダリティ対応フレキシブルPET)	開発	英治,稲玉直子,	(分イメ C 計測 G)
	(NEDO/島津製作所):1,045.5		錦戸文彦,田島	
			英朗,脇坂秀克	
4	革新的PET 用 3 次元放射線検出器の開	クリスタルキューブ	<u>山谷泰賀</u> 、稲玉	菅幹生(千葉大)、澁谷憲悟(東
	発(JST 先端計測分析技術・機器開発事	検出器の開発	直子、錦戸文彦、	大)、羽石秀昭(千葉大)、渡辺
	業):330		吉田英治、三橋	光男(浜ホト)
			隆之	
5	MRI 同時計測が可能な RF コイルー体型	PET/MRI 用 PET 検	錦戸文彦	—
	PET 装置の提案と基礎実験(所内競争	出器開発		
	的資金:理事長裁量経費萌芽的研			
	究):186.2			
6	結晶形状の工夫によるDOI-PET検出	DOI 検出器研究	租玉直子	—
	器の高性能化の研究(科研費若手			
	B):180			
7	新たな放射能測定法を用いた PET 装置	放射能絶対定量技	村山秀雄、吉田	<u>佐藤泰</u> (産総研)、織田圭一(都
	の定量性向上に関する研究(科研費基	術の研究	英治、錦戸文彦	健康長寿研)、佐藤友彦(島津)
	盤 C):11			

共同研究契約

	共同研究先	テーマ
1	浜松ホトニクス	次世代PET検出器および画像化技術に関する基礎的研究

主な研究協力先(50音順、敬称略)

	共同研究先	テーマ(担当学生)
1	小尾高史(東工大)	jPET-D4の画質性能評価法の研究(D2 イスメット イスナイニ)
2	片岡 淳(早稲田大)	リアルタイム被曝線量モニタリングシステムの基礎研究(B4 岸本彩)
3	河合秀幸(千葉大理学研究科)	クリスタルキューブ検出器開発(M2 三橋隆之)
		8 層 DOI 検出器の研究(B4 吉岡俊祐)
4	河野俊之(東工大)	jPET-D4による重粒子線照射野画像化実験(D3中島靖紀)
5	澁谷憲悟(東大)	PET 検出器の時間分解能改善法の研究
6	菅幹生(千葉大工学研究科)	GPU による高速 PET 画像再構成(D1 木内尚子)
		OpenPET 画像再構成理論(M2 勝沼隆幸)
		PET 感度補正法(M2 三好裕司)
		クリスタルキューブ検出器の位置弁別法(M2 横山貴弘)
		全身同時視野 PET シミュレーション研究(M1 桝田清史)
		PET 分解能予測法の研究(M1 山下浩生)
		クリスタルキューブ検出器のシミュレーション研究(B4 松本貴宏)
7	長谷川智之(北里大)	PET 校正法
8	羽石秀昭(千葉大フロンティアメディカル)	クリスタルキューブ検出器シミュレーター開発(M1 緒方祐真)
9	Anders Brahme(カロリンスカ研究所) *	* 国際オープンラボを通じたコラボレーション

分子イメージング研究センター

新型DOI検出器から世界初の開放型PETへ

先端生体計測研究グループィメージング物理研究チーム チームリーダー 山谷泰賀 やまや・たいが

> 先端生体計測研究グループイメージング物理研究チームは、 PET(ポジトロン断層撮像法)の次世代技術の開発を行っています。 このたびの中期計画では、PET用3次元放射線位置(DOI)検出器を発展させて、 これを組み込んだ独自の装置OpenPETを提案しました。いずれも世界初の技術です。 山谷泰賀チームリーダーがこれらの技術を紹介します。

新型DOI検出器で感度と解像度を3倍アップ

放医研には今も国産第1号のPET装置が展示してあります。 開発されたのは1979年。以来、先輩の研究者らによってPET の研究が続けられてきました。しかし、残念なことに一時、国策 によって医療機器の輸入が強く推し進められたこともあって、 PETの技術開発は欧米に後れをとることになりました。数年後 にようやく、国民の健康にかかわる大事な技術は自前でという 開発ミッションが打ち出されたのです。私の上司であった村山 秀雄博士を中心にして次世代PET装置開発プロジェクトが立 ち上げられましたが、過去の経緯により、いまだに総合力では欧 米が先行しているのが実情です。

そこで、私たちは、優れた要素技術を開発してそれをコアに 発展させていこうと考えました。そのための戦略技術として選 んだのがPETの要となる検出器です。PETによるイメージング では、まず観察したい体内の分子に集まりやすい、陽電子(ボジ トロン)を放出する放射性同位元素標識薬剤(分子ブローブ) を生体内に投与します。そこから放出される放射線を検出し て、分子ブローブの体内分布を画像化します。検出器はいわ はPETの限です。その性能は30年前には1時間測定してやっ と数cmの画像が得られるレベルでしたが、今日では数分の測 定時間で数mm分解能の画像が得られるようになりました。し かし、これではまだ小さな腫瘍は検出できず、がんの早期発見 には不十分です。また、感度が低いため、全身の計測には20 分以上かかり、投与する薬剤量もある程度多くする必要があり ます。

こうした課題を解決しようと、2000年代に入ってDOI(Depth of Interaction)という方式の検出器の開発が日・米・欧で盛ん になってきました。PETの検出器では、シンチレーターという結 晶素子で放射線を受け、結晶中で生じたシンチレーション光を



(出典:放医研研究レポート2006-2010)

Molecular Imaging Center



光電子増倍管によって電気信号に変えます。結晶素子を厚く すれば感度は上がりますが、斜め方向から入ってくる放射線に 対して解像度が下がります(図1)。そこで、DOI検出器では、 放射線が光に変わる相互作用(Interaction)位置を3次元で 検出し、感度と解像度の向上を図っています。アメリカのグルー プは2層式の検出器を開発していましたが、私たちは世界に先 駆けて4層のDOI検出器の開発に成功しました。具体的には、 2.9mm×2.9mm×7.5mmの結晶を縦16×横16×4層に配置し、 相互作用が起こった位置を層単位で検出することができます。 **開放しても画像化できるOpenPET**

この新型DOI検出器の効果を実証するため、頭部用試作 機「jPET」を開発しました。jはall Japanという意味で、産官学 が協同してそれぞれ得意分野を担当しています。PETの性能 を向上するには、検出した情報を画像として再構成するアルゴ リズムの精度も上げて、ハードウェアとソフトウェアの融合を図る ことも必要です。その結果、市販PETに比べて感度は約3倍 アップし、解像度は3mm以下に向上したことが明らかになりまし た(図2)。この後DOI検出器はさらに進化し、1.5mmの分解 能を達成しています。また、体に近づけても位置検出精度が 劣化しないことから、PETメーカーにより乳がん診断専用のマン モPETとしての商品化が進められています。

jPETの開発では、さらに新しい発想が生まれました。実は、検出器のリング状に並んだブロックに6mmほどのすき間が





市販PET装置 開発PET装置(jPET) 図2 頭部用試件機PETの画像(右)を市販PETの画像と比べると、解像度が格段に向上し たことがわかる。

生じて埋めることができませんでした。しかし、システムには影響がなかったのです。そこから、リングとリングの間をあけた 「OpenPET」(図3)を思いつきました。2007年のことです。単 純な発想なので、既存技術かとも思いましたが、調べてみると 私のオリジナルであることが確認できました。リング間のすきま (開放部分)の幅と検出性能の関係などをシミュレーションし、実 現の可能性を探りました。

現在、小型の実験装置を作製中で、3つの展開を考えていま す。まず、PETの画像でガイドしながら、開放部分から放射線 治療などを行うことです。特にビームを体の深部にも集中できる 重粒子治療と組み合わせると、ビームが目的の腫瘍に正確に 照射されていることをPETの画像で確認しながら治療すること ができます。さらに将来、同時に治療効果をその場で判定する ことも可能になるかもしれません。

第2に、X線CTなどの画像診断装置を開放部分に設置し て、複数の画像診断を同時に行うことです。それぞれの装置 から得られる情報は異なりますから、それらをリアルタイムで組み 合わせることで、より高精度の診断が実現します。

第3は全身同時視野PETの開発です。PETでイメージング する視野は従来20cm程度でしたが、投与される放射薬剤は 全身に広がるので、全身を一度に診断することはできないもの かと考えました。リング状の複数の検出器で全身を覆うようにす れば、PETの視野を全身サイズまで拡張することができます。 さらなる次世代PETの開発をめざして

次世代DOI検出器の研究も始めています。光電子増倍管 に代わって、最先端の超小型半導体受光素子を使う「クリスタ ルキューブ検出器」です。3mm四方の半導体受光素子を立 方体シンチレーターの表面に貼り付けて、放射線の入射によっ て発するシンチレーション光が四方八方に広がるのを逃さずと らえます。クリスタルキューブ検出器で頭部専用のPET装置を つくり、1mm以下、すなわちサブミリオーダーの分解能をめざし たいと思っています。

このクリスタルキューブ検出器とOpenPETの研究は、次期 中期計画でも引き続き進める予定です。これらの技術をベース に、より高性能な次世代PETへ発展させ、さらには世界のスタン ダードにすることが私たちの夢です。

Quinquennial Report 2006-2010 17

▶プレス発表

平成 20 年 2 月 7 日

独立行政法人 放射線医学総合研究所

診断と治療が同時に可能な世界初の開放型 PET 装置を開発 PET の可能性を広げ、分子イメージング研究を推進

【概要】

独立行政法人 放射線医学総合研究所 (理事長:米倉 義晴、以下、放医研)分子イメージング研究*¹ センター、 先端生体計測研究グループの山谷 泰賀研究員らは、がんの早期診断などに有効な PET (陽電子放射断層撮像 法)*²において、診断と治療を同時に行うことを可能にする世界初の開放型 PET 装置を開発しました。従来の PET 装置は、検出感度を高めるために被験者を囲むように放射線検出器を配置していますが、一部でも検出器が欠 損すると画像の劣化は避けられませんでした。その結果、患者ポートは長いトンネル状になり、これが患者の心理 的ストレスを高めると共に診断中の患者のケアの障害にもなっていました。

今回、山谷らは最も画質の優れる PET 装置中央部分が検出器で覆われていない世界初の開放型 PET 装置を開発しました。開放型 PET 装置では、体軸方向に検出器リングを 2 分割して離して配置しますが、検出器同士を結ぶ直線上の放射線を計測するという PET の原理によって、分割した検出器同士から開放空間の放射線を計測できます。PET の画像化理論に基づいて画像劣化が最小になるように検出器を除去している点がポイントで、シミュレーション及び基礎実験の結果、検出器を分割しても装置感度は低下せず、また放医研がこれまでに開発した「3次元放射線位置 (DOI) 検出器*3」と組み合わせると、分解能の劣化も抑えられることが明らかとなりました。

新開発の装置は、開放空間から照射治療が行えるため、これまでは不可能であった治療中の PET 診断を可能に します。特に、粒子線がん治療装置と組み合わせると、ビームが照射された患者体内のがん標的近傍を PET で 画像化して確認できることから、治療精度の向上に役立つものと考えられます。将来的には、画像化計算を高速 化することで、診断・治療・確認をリアルタイムに行う未来型のがん治療も可能になると期待されます。また、本装 置は、限られた数の検出器でも視野範囲を拡大できることから、全身を一度に診断できる高感度・低被ばくな PET 装置を比較的低コストで実現できる可能性があり、医薬品の開発効率を高める方法として注目されているマイク ロドージング試験** の推進に役立つものと期待されます。さらに、近年普及が進んでいる PET/CT 装置に今回の 開発技術を応用すると、開放空間に X 線 CT 装置など別の診断装置を設置できることから、従来の PET/CT 装置 では不可能であった同一部位からリアルタイムで高精度の情報を得ることが可能になります。

本成果は国際特許及び商標登録「OpenPET」を出願し、2月7日に英国物理学会発行の Physics in Medicine and Biology 誌に掲載されました。

(出典:http://www.nirs.go.jp/news/press/2007/02_07.shtml)

【研究の背景】

がんや脳血管障害、認知症などの早期診断に有効 と注目されている PET (陽電子放射断層撮像法) は、 極微量の放射性元素で標識した特殊な薬剤を投与し、 体内から放出される放射線を検出することで、糖代謝 など代謝機能を画像化し、病気の有無や程度を調べ る検査法です。PET は、がんなど病気の早期発見だ けではなく、治療方針の選択や治療効果の確認にも 有効ですが、その一方で、感度や解像度に課題が残 され、各国で研究が続けられてきました。装置感度を 高めるためには、図 1 (a) に示すように検出器をトン ネル状に配置して、立体角を高める必要があり、長い トンネル状の患者ポートは検査中の患者の心理的ス トレスを高めると共に患者へのケアの障害にもなって います。



(図 1) 従来の PET 装置 (左) と新たに開発した開放型 OpenPET 装置 (右)

【開発技術の概要】

山谷らは、図1(b)に示すように、体軸方向に2分割 した検出器リングを離して配置し、物理的に開放され た視野領域を有する世界初の開放型 PET 装置 「OpenPET」を開発しました。従来は一部でも検出器 が欠損していると画像が劣化しましたが、本装置では、 最も画質の優れる PET 装置の中央部分を覆う検出器 を除去しても、画質への影響が最小になるように検出 器を配置しました。即ち、PET では同一検出器リング 内および異なる検出器リング間で放射線を計測します が、異なる検出器リング間での計測データは冗長であ ることに着眼し、残存する検出器リング間の計測デー タで欠損情報を補って画像化することにより、性能が 低下しないようにしました(図2)。

従来の PET 検出器では、検出素子の厚みの影響に よって斜め入射の放射線に対する分解能が劣化して しまうことが知られています。OpenPET では、放医研 が独自に開発した、薄い検出素子を多層に配置する 3 次元放射線位置 (DOI) 検出器を用いることにより 高分解能が維持されます (図 3)。



(図 2) 開放型 PET 装置「OpenPET」の原理



(図 3) DOI 検出器との組み合わせによる効果。従来検 出器では検出素子の厚みによって分解能の劣化を招 くが、DOI 検出器を用いると高分解能が維持される

【実験結果】

(図 4) に示すように、2 台の商用の PET 装置(検出 器幅 15cm)を離して配置し、相互の検出器リング間 で放射線を計測できると仮定した計算機シミュレーシ ョンを行い、15cmの開放空間が生じても画像化できる ことを確認しました。開放空間は検出器幅に応じて拡 大でき、さらに放医研を中心にして開発した次世代 PET 試作機「jPET-D4」*5 に適用し、OpenPET によって 開放空間の画像化が可能であることを実証しました (図 5)。具体的には、jPET-D4 装置は 5 つの検出器リ ングから構成されますが、健常ボランティア実験の計 測データから中央の1リング分に相当する部分を欠損 させ、開放空間においても良好な画像を得ることに成 功しました。



(図 4) 計算機シミュレーションの例



(図5)次世代PET装置jPET-D4」(左)を用いた開放型 PET装置「OpenPET」の実験結果(右)

【研究の効果と今後の見込み】

検出器を分離した開放空間は、治療スペースやX線 CT 装置など別の診断装置の設置場所として活用でき、 粒子線がん治療中の効果のモニタリングや病巣の大 きさや位置などを検出できる新しいマルチモダリティ 装置への応用が期待できます。

重粒子線や陽子線による粒子線治療は線量集中性 が高いため、正常組織への線量を極力抑えて、がん 病巣に絞り照射できる放射線治療方法です。照射は、 患者のCT画像をもとに綿密に計算された治療計画に 基づいて行われますが、実際の患者体内において、 毎回の照射が計画通りの線量分布になっているかを、 外部から経時的に確認するのはきわめて難しく、この 手法は確立されていません。もし照射中に体内の標 的が動いたり変形したりして、治療計画からずれてし まった場合には線量分布のズレは検出できません。こ の課題を解決するため、粒子線ビームの照射に応じ て体内から発生する放射線を PET 装置で計測し画像 化することにより、体内の線量分布を外部からモニタ リングする方法が研究されてきました。PET 装置の要 件としては、検出器がビーム経路と干渉しないこと、お よび発生する放射線が微量であるため高感度である ことの 2 つがありますが、感度を高めるためには検出 器を密に広く配置して立体角を増やす必要があるた め、両者を両立することは困難でした。しかし、

OpenPET では、図 6 (a) に示すように、装置感度を低 下させることなく、開放空間を利用してビーム経路を 確保することができます。

ー方、マルチモダリティ装置としてはPET/CT装置が 普及しつつありますが、従来装置は、単にPET装置と X線CT装置を体軸方向に並べた構造であるため、 PETの視野とX線CTの視野は数十cm離れており、 同一部位を同時に撮影することができませんでした。 これに対して、OpenPETを用いれば、図6(b)に示す ように、開放空間にX線CT装置を組み合わせること によって、同一部位をリアルタイムに撮影する新しい PET/CT装置が実現できます。今後は、実用化に向け て開放型PET装置に適した検出器などの要素技術の 開発を行うと共に、放医研の重粒子線がん治療装置 「HIMAC」への適用を目指していきます。



(a) 粒子線がん治療のモニタリング

(b) リアルタイム PET/CT装置

(図 6) 期待される OpenPET の応用

(用語解説)

*1 分子イメージング研究

生体内で起こるさまざまな生命現象を外部から分子レベルで捉えて画像化することであり、生命の統合的理解を深める新しいライフサイエンス研究分野。PET によるがん診断もその一分野として行っている。

*2 PET

陽 電 子 放 射 断 層 撮 像 法 (Positron Emission Tomography; PET)のこと。画像診断装置の一種。陽 電子放出核種で標識した薬剤を体内に投与し PET 装 置で様々な病態や生体内物質の挙動を画像化する 方法である。PET 装置は投与した陽電子放出核種か ら発生する放射線を計測し、コンピューター処理によ って計測データから元の薬剤の分布を計算する。

*3 3 次元放射線位置(DOI)検出器

次世代のPETの技術開発において、放医研が世界に 先駆けて開発した新規検出器であり、従来のPET で は両立出来なかった感度と解像度が飛躍的に向上す る。例えば、本検出器を頭部用PET 装置に実用化し た場合は解像度が従来の5mmから3mmへと向上し、 感度は従来の3倍に改善することが可能となり、検査 時間も3分の1に短縮出来る見込みである。

*4 マイクロドージング試験

効率的な新医薬品開発を促進するために、開発の早 期段階において、超微量の化合物を投与して、ヒトに おいて最適な薬物動態を示す開発候補の化合物を選 択する方法。

*5 次世代 PET 試作機「jPET-D4」

国際的な次世代 PET 開発競争下において、放医研が 他機関・大学等と共同で世界に先駆けて開発した。高 感度・高解像度を両立する「3次元放射線検出器」を 実装した PET 装置の試作を行い、高解像度 PET 撮像 に成功したものである。

▶プレス発表

平成 23 年 1 月 21 日

独立行政法人 放射線医学総合研究所

世界初!開放型 PET 装置の実証に成功 -「PET で見ながらがん治療」の実現に弾み-

独立行政法人 放射線医学総合研究所(理事長:米倉 義晴) 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 山谷泰賀チームリーダー

【本研究成果のポイント】

- 世界初となる開放型の PET^{*1} 装置「OpenPET[®]」^{*2}の小型試作機を開発
- 開発した小型試作機により、目に見えない重粒子線治療ビームをその場で可視化できることを実証
- がんが照射される様子を見ながら治療する「PET で見ながらがん治療」の実現に向け、今後実用 化を目指す

独立行政法人 放射線医学総合研究所(以下、放医研)分子イメージング研究センター山谷 泰賀(やまや たい が)チームリーダーらは、3 年前に発表^{※3}した開放型 PET 装置「OpenPET[®]」について、千葉大学と共同で小型 試作機を開発し、コンセプトの実証にはじめて成功しました。PET は、がん診断等に役立つことから普及が進ん でいますが、CT 装置と同じような狭いトンネル状の装置に患者を通して検査を行うため、その応用範囲が制限 されていました。これに対して OpenPET[®]は、トンネルを分断し、中央部を広く開放化しても画像化できる画期的 な方法であり、この開放空間を使って同時にがん治療するなど PET の応用が大きく広がります。今回、重粒子 線がん治療装置 HIMAC^{※4} において人体に見立てた模型を使った実験を行い、患者体内の治療ビームの様子 をほぼリアルタイムに画像化できることを実証しました。

これまで、放射線がん治療では、照射の位置決めをした後は、実際に照射される様子を見ることができませんでした。今後、医師がPETで照射状態を見ながら確実に照射を行う、新たな放射線がん治療の実現を目指します。

本研究の成果は、2011 年 1 月 24 日、分子イメージング研究センター主催の次世代 PET 研究講演会^{※5} 及び 2011 年 1 月 25 日、放医研主催の第 2 期中期計画成果発表会^{※6}「安全と医療 新しい放射線の時代へ」にて、 発表されます。

(出典:http://www.nirs.go.jp/news/press/2011/01_21.shtml)

【研究の背景と目的】

がんや認知症などの早期診断に有効と注目されて いる PET は、極微量の放射性同位元素(陽電子放出 核種)で標識した特殊な薬剤を投与し、体内から放出 される放射線を検出することで、糖代謝など代謝機能 を画像化し、病気の有無や程度を調べる検査法です。 放医研は、1979年に国産第1号のPET装置を開発し て以来、PET の研究開発を継続してきました。これま での PET 装置は、患者ポートが CT 装置や MRI 装置 と同様に長いトンネル状になっており、被検者に外部 からアクセスしにくく、その応用範囲が制限されてきま した。これに対して、山谷らは、世界初となる開放型 PET 装置の方法を 3 年前に提唱し、これを 「OpenPET[®]」と名付けました(国際特許出願済)(図 1)。 OpenPET[®]は、検出器リングを体軸方向に 2 分割して 形成した開放空間を3次元的に画像化する装置であ り、3 次元放射線位置(DOI)検出器※7 と組み合わせ ることにより、開放化しても優れた分解能を維持する ことが可能です。



図 1: 従来の PET 装置(左)と開放型 OpenPET®装置 (右)の比較

OpenPET®により、PET の可能性が大きく広がると期 待されます。特に、開放型という特徴を最大限に活用 した応用として、放射線がん治療との組み合わせを検 討し、要素技術の研究開発や周辺特許の出願を進め てきました。特に、重粒子線や陽子線による粒子線が ん治療は、周囲の正常組織を避けてがん病巣に線量 を集中できる理想的な放射線治療法ですが、実際の 患者体内において、毎回の照射が治療計画通りの線 量分布になっているかどうかを外部から検証する方法 は確立していません。すなわち、治療計画時から標的 が変形するなど何らかの原因で、線量分布にずれが 生じてしまった場合、これを検出することは極めて難し いのが現状です。このため、照射ビームと標的の原子 核反応により患者体内で陽電子放出核種が生成され る物理現象を利用したり、治療ビーム自体を放射化 ※8 したりして、標的内部の照射ビームの様子を PET の原理により画像化する試みがなされてきましたが、 対向型のポジトロンカメラ※9を用いた先行研究では3 次元の画像化は極めて困難でした。これに対して、山 谷らは、OpenPET®を用いれば、開放部分を通して治 療ビームを照射しながら、標的内部の照射ビーム自 体を3次元的に画像化できると考えました。

そこで今回、上記のコンセプトを実証するために、 OpenPET®の小型試作機をはじめて開発し、重粒子線 がん治療装置 HIMAC にて実験を行いました。

【研究手法と結果】

開発した試作機は、DOI 検出器から構成される 2 つ の検出器リング(内径 11cm)を 4.2cm 離して配置したも のです(図 2)。この幅は、ヒト用装置に相似拡大した場 合、放射線がん治療に十分な 20~30cm の隙間に相 当します。そして、重粒子線がん治療装置 HIMAC に て、人体に見立てた模型に放射化させた重粒子線を 照射する実験を行いました。(図 3)。その結果、標的に 入射した重粒子線を即時に 3 次元画像化することに 成功しました。



図 2: 開発した OpenPET[®]小型試作機



図 3: 重粒子線がん治療装置 HIMAC にて、人体に見 立てたアクリル円筒に入射した重粒子線を即時に3次 元画像化した結果。重粒子線の下半分だけ、アクリル 円筒内で 5mm 手前に止まるようにしたところ、5mm の 違いが OpenPET®で正しく検出できることが示された。



図 4: OpenPET®の今後の展開。PET で誘導しながら 行う新たな放射線がん治療(画像誘導 治 療)のイメージ

【今後の展開】

OpenPET[®]は、がん診断等に有用な分子イメージン グ※10の技術を放射線がん治療にも応用する画期的 な方法とも言え、今後は、精度の向上や副作用の低 減化のために、重粒子線がん治療における治療ビー ムの可視化の実現を目指します。

さらに、他の応用法として、OpenPET®で誘導しなが ら行う新たながん治療(画像誘導治療)の実現を目指 した研究も行います。将来的には、がんに集積する PET 薬剤を治療前に投与し、OpenPET®でがんの位置 を3次元的に可視化しながら重粒子線を含む放射線 治療や外科治療を施すことも可能になると考えていま す(図 4)。研究成果は順次、企業などへの技術移転を 図り、早期の実用化を目指します。

なお、本研究の一部は、独立行政法人日本学術振 興会の科学研究費補助金基盤研究(A)(課題番号 22240065)の助成によって遂行されました。

(用語解説)

X1 PET

PET とは Positron emission tomography の略称で、陽 電子断層撮像法のこと。PET 装置は、画像診断装置 の一種で陽電子を検出することにより様々な病態や 生体内物質の挙動をコンピューター処理によって画像 化する。

※2 OpenPET[®]

放医研が発明した世界初の開放型 PET 装置の方法。 国際特許出願済み(WO2008/129666)。「OpenPET®」 は、放医研の登録商標(登録第5258764号)。

※3「診断と治療が同時に可能な世界初の開放型 PET 装置を開発 PET の可能性を広げ、分子イメージ ング研究を推進」(平成 20 年 2 月 7 日発表) (http://www.nirs.go.jp/news/press/2007/02_07.shtml) **※**4 HIMAC

Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba の略称で、重 粒子線がん治療装置のこと。重粒子線によるがん治 療は、加速器により炭素イオンを最終的に光速の約 70%まで加速し、がん病巣に照射し治療に用いる。本 装置は 1994 年に開発された医療用としては世界初の 重粒子線加速器である。

※5 次世代 PET 研究講演会

放医研を中心にして、平成 12 年度から毎年開催して いる専門家向けの講演会。世界的な競争下にある PET をはじめとした核医学イメージングの次世代装置 開発において、産学官連携および技術移転を促進し、 日本の技術力を高めることを目的としている。また、 下記のアドレスから過去の報告書の閲覧が可能です (最新版閲覧はユーザー登録が必要です)。 (http://www.nirs.go.jp/usr/medical-imaging/ja/study/ main.html)

※6 第2期中期計画成果発表会

本成果発表会は「安全と医療新しい放射線の時代 へ」とのテーマで開催する。2006年から5年間の計画 で実施されてきた第2期中期計画終了に際し、期間中 の研究成果と今後の展開を一般の皆様に直接紹介 する。開催日:2011 年 1 月 25 日(火)13 時開会、会場: 東京国際フォーラム B5 ホール。

※73次元放射線位置(DOI)検出器

次世代の PET の技術開発において、放医研と島津製 作所、浜松ホトニクス、日立化成工業等の企業との産 学官共同研究により世界に先駆けて開発した新規検 出器であり、従来の 2 次元の放射線位置検出に対し て、検出器内部で、検出器の深さ方向も含めた3次元 の放射線位置検出を可能とする。従来の PET では両 立出来なかった感度と解像度の双方を飛躍的に向上 させることができる。

※8 治療ビーム自体を放射化

重粒子線がん治療では、安定核である炭素 12C を加 速させて治療ビームとするが、加速させた 12C を金属 などの標的に当てて、11C など特定の放射性同位元 素を治療ビームとして取り出すことを指す。二次ビー ム照射と呼ばれる放医研独自の技術である。

※9 ポジトロンカメラ

測定対象を挟むように 2 つの 2 次元放射線検出器を 対向させて、陽電子放出核種の分布を 2 次元画像化 する装置。X線イメージングに例えると、PETはCTと同様な断層撮影法であるのに対して、ポジトロンカメラはレントゲン装置であると言える。

※10 分子イメージング

生体内で起こるさまざまな生命現象を外部から分子レ ベルで捉えて画像化する技術及びそれを開発する研 究分野であり、生命の統合的理解を深める新しいライ フサイエンス研究分野。体の中の現象を、分子レベル で、しかも対象が生きたままの状態で調べることがで きる。がん細胞の状態や特徴を生きたまま調べること ができるため、がんができる仕組みの解明や早期発 見が可能となる新しい診断法や画期的な治療法を確 立するための手段として期待されている。

第2部

OpenPET 研究開発の進捗報告

平成22年度科学研究費補助金 基盤研究(A) 「診断と治療の融合に向けた開放型リアルタイムPET装置の 基礎的・実証的研究」 研究報告書

平成 22 年度理事長裁量経費創成的研究 「OpenPET:小型試作機開発とコンセプト実証実験」 研究報告書

(2) OpenPET 研究開発の進捗

山谷泰賀 放医研・分子イメージング研究センター

1. はじめに

我々は、開放化という全く新しい特徴をもつ世 界初の開放型 PET 装置「OpenPET」のアイディア を 2008 年に発表している[1]。OpenPET により、 PET ガイド下のがん治療のほか、リアルタイム型 のマルチモーダルイメージングや、限られた検出 器数での体軸視野拡張など、新しいコンセプトの PET イメージングが可能になると期待される。図 1は、OpenPET研究開発に関する流れを整理した ものである。将来のヒト用試作機開発に向け、こ れまでの要素技術開発のフェーズから、それらを 集約した実証実験のフェーズへ移行しようとし ている。表1は、現在進めている OpenPET 研究 開発に関するテーマをまとめたものである。現在、 主に所内競争的資金(理事長裁量経費)と科研費 のサポートのもと、OpenPET が可能にする診断治 療融合システムにより、重粒子線など粒子線がん 治療の精度を高めるコンセプトを確立し、まずは 小動物サイズの小型 OpenPET 試作機開発を通じ て、ファントムにてコンセプトの実証実験を行う ことを目指している。本稿では、進捗について報 告する。

	2007	2008	2009	2010 7/26研究会	2011	2012	2013 以降
所内競争的資金 (理事長裁量経費)	発案	要素技開発	術 小型 機関	試作 PO 開発 ①	0		
科研費		画像理 (若马	写構成 手B)	小型試開発	作機2号機 (基盤A)	POC ②	
?					i	ト用試作 (予算5	。 機開発へ 未定)

図1 OpenPET 研究開発の流れ。本稿では、主に青部分 について、進捗を報告する。

表1	現在進めている	OpenPET	研究開発に関	するテーマ
----	---------	---------	--------	-------

テーマ	担当者
小型試作機システム	吉田英治(放医研)
重粒子対応 DOI 検出器	錦戸文彦(放医研)
リアルタイム再構成システ	田島英朗(放医研)
Д	
GPU 高速画像再構成	木内尚子
	(千葉大菅研/放医研)
画像再構成理論解析	勝沼隆幸(千葉大菅研)
感度補正法	三好裕司(千葉大菅研)
全身同時視野 PET 検討	桝田清史(千葉大菅研)

OpenPETによるがん診断治療融合コンセプトの提案

治療においては、がんを根絶し、かつ失われた 機能回復を早める、すなわち OOL(生活の質) を高める方法として、放射線治療が注目されてい る。特に、周囲の正常組織への影響を極力抑えて がんのみに線量を与える技術として、重粒子線な ど粒子線がん治療の高度化が進められている[2]。 患者ごとに照射を決める治療計画においては、照 射野の画像化[3]のほかに、肉眼的腫瘍体積(GTV) に一定の線量を与える従来法に対して、PET 画像 を用いて臨床標的体積(CTV)を決定し、さらには 酸素状態に応じて線量をきめ細やかに決めるな ど、分子イメージングと放射線治療を融合する検 討もはじまった[4]。しかし、治療計画作成から治 療までの数週間の間に腫瘍の形状が変化したり するリスクは否定できず、また、数週間後の予後 診断以外に、計画通りの照射が行われたかを確認 する方法はないのが現状である。そこで本研究で は、長期目標として、線量や治療効果を即時に画 像化し、その結果をフィードバックして治療計画 をオンタイムに修正する、治療と診断を高度に融 合する一体型システムの実現を目指す(図2)。 具体的には、世界初となる OpenPET を具現化し、 リアルタイム、すなわち動画のように開放空間を 画像化する PET システムを開発する。将来、治 療計画システムのリアルタイム化や、治療効果に 即時的に反応する新たな PET プローブが実現す れば、がんそのものを見ながら、体内線量分布を 見ながら、さらには治療効果を見ながら照射する、 患者そして腫瘍ごとに最適化した、安全・安心・ 確実な夢の放射線がん治療が実現できるのでは ないかと考える。



3. 小型試作機の開発と実証実験

コンセプト実証実験を目的とした、小動物サイ ズの OpenPET 試作機を開発した(図3)。具体 的には、2.9×2.9×5.0mm3のLGSO結晶(日立化 成)を14x14x4段に配置したシンチレータブロッ クを光電子増倍管(H8500,浜松ホトニクス)に 光学結合した3次元放射線位置(DOI)検出器8個 から構成される検出器リング(内径 110mm)を2 本離して配置し、42m幅の開放領域(シンチレー タブロック間距離)を確保した。実際の開放領域 幅はガントリ部材の厚みにより多少狭くなるが、 ヒト用サイズに相似拡大した場合、放射線治療に 十分な20cmから30cmの開放領域幅に相当する。 ガントリーは、PET エリアから HIMAC 物理照射 室へスムーズに移動できるようにキャスター式 とし、また検出器リング中央位置の高さは、 HIMAC ビームラインの床面高さと同じ 1250mm とした。プリアンプなどのフロントエンド回路は、 通常の PET では検出器の直後に設置するが、設 計装置では、核破砕片の影響を極力抑えるために、 1.2m のケーブルで検出器から延長し、遮蔽した ケース内に収めるようにした。



図3 開発した小型試作機の設計図



(d) Girbean (d)

そして、重粒子線がん治療装置 HIMAC にて、 体内線量分布を可視化できることをファントム 実験にて実証した。具体的には、直径 4cm の PMMA 円筒ファントムに ¹¹C ビームを 10^5 particle/sec で 20 分間照射し、照射直後の 20 分 PET 計測 (off-beam) と、照射中の PET 計測 (in-beam) のどちらにおいても、与えた 5mm のレンジの差 が明確に画像化できることを示した(図4)。

4. 結論

小型の OpenPET 試作機を開発し、目に見えな い重粒子線ビームの体内線量分布を3次元的に 可視化するコンセプトを、ファントム実験により 実証した。現在、画像再構成のリアルタイム化な ど試作機の改良研究や、より詳細な HIMAC 実験 を進めているほか、科研費基盤A(課題番号 22240065)による2号機開発にも着手した。さて、 試作機は小動物用サイズであるため、前臨床の分 子イメージング研究を推進するツールにもなる。 そこで、FDG 投与の腫瘍モデルマウスを試作機 で計測し、複数のモダリティ(今回は PET と光 学カメラ)で同時撮像する実験も行っている。今 後、現時点では思いもつかない様な、開放化の特 長を活かした斬新的な研究が生まれる可能性を 期待したい。

謝辞 共同研究者の先生方(敬称略)へお礼申し 上げます。

千葉大:菅幹生(+菅研学生)、羽石秀昭、河合秀幸(+ 河合研学生)

筑波大:工藤博幸

東工大:小尾高史、中島靖紀(河野研学生)

NIRS 重粒子:稲庭拓、佐藤眞二、蓑原伸一、野田耕司、 ほか

NIRS 病院 :吉川京燦

NIRS 分イメ: 辻厚至、小泉満、青木伊知男、国領大介、 樋口真人、小畠隆行、ほか

NIRS イメージング物理研究チームメンバー

参考文献

- [1] T Yamaya et al., A proposal of an open PET geometry, Phys. Med. Biol. 53, 757-73, 2008.
- [2] Noda K et al.: New accelerator facility for carbon-ion cancer-therapy, J. Radiat. Res. A 48 Sup., 43-54, 2007.
- [3] Nishio T et al.: Dose-volume delivery guided proton therapy using beam ON-LINE PET system, Med Phys 33, 4190-7, 2006.
- [4] Apisarnthanarax, S. and Chao, K. S. C., Current imaging paradigms in radiation oncology, Radiat. Res. 163, 1-25, 2005.

(3) 小型 OpenPET 試作器の開発

吉田英治 放医研・分子イメージング研究センター

1. はじめに

我々のグループでは、治療と診断の新しい融合 を目指し、世界初となる OpenPET[1]装置の開発を 行っている。OpenPET は検出器リングの欠損して いる開放空間でも画像化が可能となる点に特徴が あり、粒子線治療のモニタリングや低コストでの 体軸視野の延長等が可能になる。本研究では OpenPET のコンセプト実証のために、小型 OpenPET 試作機を開発し、PET 装置としての性能 評価及び HIMAC における¹¹C 照射によるオンライ ン画像化実験の結果を報告する。

2. 方法

小型OpenPET試作機

図1に小型 OpenPET 試作機の外観を示す。本装 置は、8つの検出器が1検出器リングを成し、2つ の検出器リングから構成される。(図2)検出器リ ングは直径110 mm、体軸長42 mm であり、2つの 検出器リングを42 mm 間隔で設置することで体軸 視野は126 mm となる。2つの検出器リング間距離 は42 mm であるが、固定具等があるため解放空間 は27 mm となる。体軸視野は検出器幅の1.5 倍と なる126 mm まで拡張される。



図 1 小型 OpenPET 試作機(左: ギャップなし、 右: ギャップあり)



図2 小型 OpenPET 試作機の検出器リング構成

開放空間における空間分解能の低下を抑制する ために、図3に示す2.9 x 2.9 x 5 mm³のLGSO シン チレータを 4 層に積層したシンチレータブロック を 64 チャンネルの位置弁別型光電子増倍管と光学 結合した Depth-of-interaction (DOI)検出器を開発し た。シンチレータの深さ検出には光分配方式[2]を 用いた。体軸方向の 2 個の DOI 検出器は重心演算 時に束ねることで仮想的に単一の検出器リングと し、結晶弁別等も一括して処理する。また、重心 演算前に光電子増倍管の個々のアノード増幅率は 専用回路によって補正される。

OpenPET においては開放空間に画像化するター ゲットを配置するため、ギャップに面したシンチ レータブロックの側面の感度が高くなる。したが って、周辺部でのシンチレータの識別能を優先す るためにシンチレータブロックを PMT の有感領域 よりひと回り小さくした。このような検出器の仕 様はギャップのサイズを制限するが 27 mm の開放 領域でも十分に OpenPET のコンセプト実証実験が 可能である。







図4 小型 OpenPET 試作機のハードウェア構成

図4に小型 OpenPET 試作機のハードウェア構成 を示す。重粒子線による回路系への放射線損傷を 避けるため、検出器とフロントエンド回路間を1.2 mの同軸ケーブルで延長し、回路を鉛およびパラ フィンのブロックで覆った。また、本装置は非常 にコンパクトな設計となっており、データ収集系 も下部のラックに収まる。ベッドは取り外し可能 であり、別途ブランク収集用の回転ステージも設 置可能である。データ収集はリストモードで行い、 0.01 秒間隔にて、任意のイベントを収集後に抽出 することが可能である。表1に小型 OpenPET 試作 機の仕様を示す。

収集されたデータは感度補正及び偶発同時計数 補正のみを行い、分解能特性を組み込んだ 3D OS-EM[3]を用いて画像再構成を行った。再構成画 像の画素ピッチは 1.5 mm とした。

	表1	小型 OPENPET	試作機の仕様
--	----	------------	--------

Scintillator material	LGSO
Number of scintillators	25,088
Size of scintillator	2.9 x 2.9 x 5 mm ³
Block size of the detector	42 x 42 x 20 mm ³
DOI	4
PMT	64 channel PS-PMT
Ring diameter	110 mm
FOV	86 mm
Distance between detector rings	42 mm
Axial FOV	126 mm
Data acquisition	List mode
Energy window	400 – 600 keV
Coincidence time window	20 ns

性能評価

本装置の性能評価として空間分解能、感度及び 計数率特性の評価を行った。性能評価実験はエネ ルギーウィンドウが 400-600 keV、コインシデンス タイムウィンドウが 20 ns の条件下で行った。

¹⁸F 水溶水を染みこませた微小なモレキュラーシ ーブを用いて空間分解能評価を行った。厚紙の上 に上記モレキュラーシーブを1 cm 間隔で 3x8 のマ トリックス上に配置して 10 分間の測定を行い、半 値幅を評価した。

²²Na 点線源(0.047 MBq)を用いてシステム感度及 び体軸方向の感度プロファイルを測定した。感度 プロファイルは Radial offset が 0, 17.5, 37.5 mm にお いてそれぞれ体軸方向に 5 mm ピッチで体軸方向 に 27 点の測定を行い、各点の測定時間はそれぞれ 1 分とした。

NEMA NU4-2008 で規定されたマウスサイズフ ァントム(直径 2.5 cm、長さ 7 cm のアクリル円柱 に¹⁸F 水溶水のラインソースを挿入したもの)を用 いて計数率特性を測定した。また、放射能が十分 減衰したデータのサイノグラムから散乱フラクシ ョンを別途見積もった。得られた結果から次式で 表される雑音等価計数(NECR)を算出した。

$$NECR = \frac{T^2}{T + S + 2 \cdot R}$$

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。

¹¹C照射によるオンライン画像化

図 5 に示すように小型 OpenPET 試作機を用い HIMAC の SB1 コースで 11 C の照射実験を行った。 11 C ビームのエネルギーは 330MeV/u であり照射強 度は 5x10⁶ pps である。標的は直径 4 cm の円筒状 PMMA であり、真鍮コリメータによりビームを直 径 5 mm まで絞り、レンジシフターによりファント ム中での照射レンジは約 2 cm とした。照射時間は 20 分とし、照射中及び照射後 20 分について PET でデータ収集を行った。



図5 オンライン画像化実験セットアップ

3. 結果と考察

性能評価

図 6 に点線源による空間分解能評価の結果を示 す。空間分解能はリング内及びギャップ内のどち らにおいても 3 mm 以下であった。



図6 点線源による空間分解能

図7に²²Na 点線源による体軸方向の感度プロフ ァイルを示す。視野中心での感度は5.5%であった。 検出器リングとギャップで3つの山ができたが、 体軸方向に連続した感度分布を持ち、1検出器リ ング分体軸長を延長出来ていることが分かる。





図8に円筒ファントムによる計数率特性を示す。 散乱フラクションは6%であった。4 MBq 以降から 計数率が低下しているが、これはデータ収集系に 起因した制限である。ピーク NECR は 33 kcps@4.2 MBq であった。



¹¹C照射によるオンライン画像化

図9に¹¹C 照射開始から40分間の同時計数率を 示す。照射中は3.3秒の照射周期に合わせて即発ガ ンマ線によるものと思われるピークが計測された。 照射開始から時間の経過とともに¹¹C が蓄積され ていることが分かる。また、照射後の同時計数率 は主として¹¹Cの半減期 20.4 分に従って減衰して いる。図 10 に照射中及び照射後 20 分間における ポジトロン核種の分布の再構成画像を示す。図か ら真鍮コリメータとレンジシフターによって PMMA の中心にブラッグピークを持つように¹¹C が照射できていることを確認できた。しかしなが ら、照射後(図10c))のデータに比べると照射中 のデータは即発ガンマ線によると思われるアーチ ファクトが見られた(図 10a))。そこで図9右に 示す 3.3 秒周期のピーク部分のデータを取り除く ことによって図 10b)に示すように鮮明な画像を得 ることができた。



4. 結論

OpenPET のコンセプトを実証するために小型 OpenPET 試作機を開発し、PET 装置としての性能 評価実験を行った。本装置は計数率特性に一部制 限があるが、高い感度を有することを確認した。 また、^{II}C 照射によるオンライン画像化実験を行っ た。得られた結果から 3.3 秒のビーム照射周期に同 期してビーム入射時のデータを取り除くことによ ってオンラインでポジトロン核種の分布の3次元 画像化に成功した。

なお本研究の一部は、科研費基盤 A(課題番号 22240065)の助成を受けて行われた。

参考文献

- [1] Yamaya T, et al.: Phy Med Biol 53: 757-775, 2008
- [2] Tsuda T, et al.: Trans. Nucl. Sci, 53, 35-39, 2006.
- [3] Kinouchi S, et al.: IEEE NSS & MIC, 2010.



図9¹¹C照射における同時計数率

(4) リストモード OpenPET 画像再構成の高速実装

木内尚子 1)2) 菅幹生 1)

1)千葉大学大学院工学研究科 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

1. はじめに

放射線治療と診断の融合に向けた開放型 PET(Positron Emission Tomography)装置 OpenPET[1] を実現するためには、リアルタイム画像再構成技 術が不可欠となる。本研究では、グラフィック演 算ボードである GPU(Graphics Processing Unit)を汎 用計算に応用する GPGPU(General Purpose computing on GPU)による画像再構成の高速化を検 討する。GPUによる高速化の効率は条件判定を避 け、メモリの参照方法を工夫するなど、実装方法 に大きく左右される。画像再構成の実装方法はシ ステムモデルにより決定される。そこで本研究で は、GPU 実装に適したシステムモデルを提案する。

2. 方法

2.1. システムモデル

提案システムモデルでは、画素をS個の sub-voxel に分割し、sub-voxelの中心点とLOR(Line of Response)との距離(len_s)に応じたDRF(Detector Response Function)の値の合計値をシステムマトリ クス(a_{ij})として計算した(図1)。このシステムモデル では、点と直線の距離という単純な計算で実装が でき、GPUによる効率的な高速化が可能となる。



DRFはLORからの距離に応じて変化する検出確 率分布をモデル化したものである。LOR と画素と の距離は様々であるためDRFはなるべくサンプリ ング間隔を細かくして計算する必要がある。しか し、すべてのサンプリング点の値をメモリに保持 すると、メモリ量が膨大となりGPU実装には適さ ない。そこで本研究では、6次多項式を用いてDRF をモデル化した。これにより、多項式の各係数の みをメモリに保持すればよいため、大幅なメモリ 削減が可能となる。また、左右非対称な確率分布 もモデル化できるため、高精度な DRF のモデル化 が可能となる。なお、DRF は 3 次元分布を持つた め、断面方向(*DRF*_w)と体軸方向(*DRF*_{ax})の 2 つに分 けてモデル化した。

 $DRF(len_{s})$

$$= DRF_{tr}(len_{s_{tr}}) \times (DRF_{ax}(len_{s_{tr}})/DRF_{ax}(0))^{(1)}$$

$$DRE(len_{s_{tr}}) = \sum_{k=0}^{6} (Ctr \times (len_{s_{tr}})^{c})^{(2)}$$
(2)

(1)

$$DRF_{tr}(len_{s_{tr}}) = \sum_{c=0}^{6} (Ctr_{c} \times (len_{s_{tr}}))$$
(2)

$$DRF_{ax}(len_{s_ax}) = \sum_{c=0} (Cax_c \times (len_{s_ax})^c)$$
(3)
$$len_s = \sqrt{(len_{s_ax})^2 + (len_{s_tr})^2}$$
(4)

ここで、 len_{s_tr} は断面方向内の sub-voxel 中心点と LOR との距離、 len_{s_tax} は len_s の体軸方向内の sub-voxel 中心点と LOR との距離、 Ctr_c は断面方向 多項式の c 乗の係数、 Cax_c は体軸方向多項式の c乗の係数である($c=0 \sim C$)。

2.2. 画像再構成法

反復計算することなく目的解を得る one-pass list-mode DRAMA(Dynamic RAMLA (Row-Action Maximum Likelihood Algorithm))法[2]を採用した。

$$x_{j}^{(k,l)} = x_{j}^{(k,l)} + \lambda^{(k,l)} \frac{x_{j}^{(k,l)}}{C_{lj}} \sum_{t \in S_{l}} a_{i(t)j} \left(\frac{1}{\sum_{j'=1}^{J} a_{i(t)j'} x_{j'}^{(k,l)}} - p_{lj} \right)$$

$$p_{lj} = \sum_{i=1}^{I} a_{ij} / \left(\sum_{l=1}^{L} \sum_{t \in S_{l}} a_{i(t)j} \right)$$

$$C_{lj} = \sum_{t \in S} a_{i(t)j} p_{lj}$$
(5)

kは反復回数、lはサブセット番号(l=1~L)、iは LOR 番号(i=1~I)、i(t)はt番目のイベントが検出 された LOR の番号、 x_j は再構成画像の画素jの画 素値(j=1~J)、 p_{ij} はブロッキングファクター[2]、 a_{ij} はシステムマトリクス、 $\lambda^{(k,0)}$ は緩和係数である。 緩和係数は各サブセットの更新における更新量ベ クトルから算出した[3]。

3. GPU 実装手法

本研究では、画像再構成において最も計算負荷の 高い順投影演算及び逆投影演算を GPU により並列 計算した。投影演算は LOR から計算するボクセル を探索する Ray-driven 法により行った。順投影計 算の際、各スレッドは各 LOR の投影値を計算した。 逆投影の際、各スレッドは LOR が寄与する画素の 値を計算した。

4. 実験

開発した小型 OpenPET 試作機(図 2)を用いて¹⁸F を満たした小動物用 Derenzo ファントムを測定し た。ファントムは開放領域中央に配置して 23 分測 定し、おおよそ 32M カウント計測された。

本研究では GPGPU のための統合開発環境であ る CUDA (Compute Unified Device Architecture, NVIDIA 社) 2.2 を使用し、GPU には TESLA C1060(NVIDIA 社)を使用した。計算結果の比較の ために使用した CPU は Intel Quad-Core Xeon® 2.67GHz である(シングルコアのみの利用)。GPU で は単精度、CPU では倍精度で計算を行い、GPU で は提案システムモデル、CPU では従来採用してい る sub-LOR モデル[4]を使用した。画像再構成の際、 サブセット数は 100 と、sub-voxel の分割数 S は 8 とした。



5. 結果·考察

図3 に再構成画像結果を示す。また、画像上の 線上のプロファイル結果を図4 に示す。これらの 結果から、再構成画像に違いは見られず、提案シ ステムモデルは sub-LOR モデルと同等の画像を得 ることができた。

また図5に1サブセット(約320Kカウント)にお ける反復計算時間を示す。この結果から、GPUを 用いた提案モデルによる計算はCPUを用いた sub-LORモデルによる計算と比較しておおよそ46 倍もの高速化が可能となった。



Proposed system model Sub-LOR model using GPU using CPU 図 3 再構成画像



6. まとめ

リアルタイム画像再構成に向けた GPGPU によ るリストモード DRAMA 画像再構成手法の高速実 装方法を開発した。GPU による並列計算の効率化 のために、複雑な条件判定を避けたシステムモデ ルを開発した。そして小型 OpenPET 試作機の実験 データに適用し、従来 CPU に用いる画像再構成法 と比較した結果、同等の画質の画像がおおよそ 46 倍も高速に得られることを実証した。なお本研究 の一部は放医研内競争的資金(理事長裁量経費創 成的研究) および科研費基盤研究 A(課題番号 22240065)の支援を受けて行われた。

参考文献

- T. Yamaya, et al, "A proposal of an open PET geometry," Phy. Med. Biol., 53, pp. 757-773, 2008.
- [2] T. Nakayama, H. Kudo, "Derivation and implementation of ordered-subsets algorithms for listmode PET data," IEEE MIC conf. record, No.M5-7, 2005
- [3] 工藤博幸、平成 21 年度次世代 PET 研究報告書
- [4] T. Yamaya, N Hagiwara, T. Obi, M. Yamaguchi, N. Ohyama, K. Kitamura, T. Hasegawa, H. Haneishi, E. Yoshida, N. Inadama, H. Murayama, "Transaxial system models for the jPET-D4 image reconstruction," Phys. Med. Biol., Vol. 50, pp. 5339-5355, 2005.

(5) リアルタイム画像再構成に向けたシステムアーキテクチャ

田島英朗 放医研・分子イメージング研究センター

1. はじめに

我々は現在、リング間の視野に物理的な開放空 間を持ち、粒子線治療中に PET 撮影が可能な OpenPET の開発を進めている[1]。OpenPET はリ アルタイム画像再構成が可能になれば、放射性薬 剤で標識した腫瘍を治療中に可視化し追跡する ことができる。そのため、PET ガイド下の腫瘍ト ラッキング粒子線治療を実現できると期待され ている(図1)。リアルタイムの腫瘍追跡は、呼 吸によって動く肺のように、動きやすい臓器にで きた腫瘍の治療において特に望まれている。PET によるリアルタイム腫瘍追跡には大きく3つの 課題がある。1)物理的な開放空間が必要である。 2)時間フレーム内に十分なカウントを得るため に高感度が要求される。3)リアルタイムイメー ジングの実装が必要である。OpenPET によって 1)と2)の課題を解決することができる。しか しながら、PET によるリアルタイムイメージング は計算負荷のため困難な課題である。そのため、 本研究では3)のリアルタイムイメージングを行 うためのシステムアーキテクチャを提案し、 OpenPET の小型試作機に実装することで、リアル タイム OpenPET イメージングの可能性を実証す る。

2. 方法

既存のシステムでは、OpenPETの検出器に接続 したデータ収集システムによって、リストモード データを PC 上に格納している。そして、データ をすべて取得し終わってから画像再構成の処理 を行っている。リアルタイムイメージングを行う にあたり、既存のシステムに対する変更をなるべ く少なくしつつ、リアルタイム再構成が行えるよ うに新しいシステムアーキテクチャを提案する。

図2に提案するアーキテクチャとシステム中 のデータフローを示す。データ収集システムが OpenPET で計測されたリストモードデータをス トレージに格納し、データ転送制御(DTC: Data Transfer Control)システムがそれを監視する。あ らかじめ設定した時間間隔(時間窓)ごとに DTC システムはストレージ上に新しいデータが格納 されたかどうかを調べ、新しいデータの一部をリ アルタイム再構成(RTR: Real-Time Reconstruction)システムの処理能力に応じて、 RTR システムが読み込めるように高速ストレー



図 1 OpenPET による PET ガイド腫瘍トラッ キング粒子線治療

ジに転送する。ここで、RTR システムの処理時間 はデータ量に大きく依存している。また、転送先 と転送元は物理的に同じデバイスでも違うデバ イスでも構わないとする。DTC システムは、再 構成処理後に画像強度を補償することができる ように、時間窓内に収集されたリストモードデー タ数と転送されたリストモードデータ数と転送されたリストモードデー タ数として RTR システムを呼び出す。その際、 呼び出しの前にDTC システムはRTR システムの 状態を調べ、前回のプロセスが終了状態にない場 合には呼び出しをスキップする。リアルタイムビ ューア (RTV: Real-Time Viewer) システムは高速 ストレージを見張っており、再構成処理が終わっ て画像が格納されるとすぐに読み込み、表示を行 う。または、ストレージの監視はディレクトリ内



リストモードデータのカウント数を調べ、一部を リアルタイム再構成システム用に格納する

図2 リアルタイムイメージングシステムの システムアーキテクチャ



図3 OpenPET 試作機による点線源トラッキング の実証実験

のファイル数が多い場合に遅くなることがある ため、DTC システムが再構成結果を確認し、RTV システムにアップデート通知を行うことで、迅速 な画像表示のアップデートを行う。

今回、これらのシステムを単一 PC (Intel® 3.33 GHz Core[™] i7 CPU、メモリ 24GB、NVIDIA® Tesla® C1060 GPUを搭載)上に実装した。この PC はデータ収集システムと接続されており、デ ータ収集ソフトによって OpenPET で収集したリ ストモードデータを PC 上のストレージに格納す ることができる。今回の実装では、メモリのうち 21.5GB を RAM (Random-Access Memory) ディス クとして使用することで、DTC、RTR、RTV シス テム間のデータのやり取りを無視できる程度に 高速化することができた。また、RTR システムは 近年開発された高速な再構成手法である、3D one-pass list-mode DRAMA (Dynamic Raw-Action Maximum likelihood Algorithm) を GPGPU (General-Purpose computations on Graphics Processing Unit)の技術を用いて実装した。

提案したアーキテクチャによって、リアルタイ ム再構成が可能であることを示すために、図3に 示すような、点線源トラッキングの実証実験を行 った。²²Naの点線源が小型 OpenPET 試作機の検 出器リング間に位置するように、回転ステージ上 に固定した細長い棒の先端に取り付けた。そして、 提案システムによるリアルタイムイメージング を行うと同時に回転の様子を光学カメラで撮影 した。

3. 結果と考察

図4に実証実験の結果を示す。光学カメラと提 案システムによる再構成像の両方において、点線 源の回転が大きな遅延なく表示されていること を確認した。またその際のフレームレートはおよ そ2フレーム毎秒であった。実際の応用では、よ り複雑でバックグラウンドのある画像を再構成 しなければならないため、さらなる高速化が要求 されるが、複数 GPUの使用、視野外の LOR を除



図4 点線源トラッキング実証実験結果:ディス プレイ上に表示された光学カメラ画像と再構成 像をスクリーンキャプチャソフトにより取得

去しながらの ROI (Region Of Interest) 再構成の 適用等によりある程度実現できると予想される。 4. 結論

リアルタイム OpenPET イメージングが可能な システムアーキテクチャを提案し、実証実験を行 った。今後さらなる研究開発が必要ではあるが、 PET ガイド下の腫瘍トラッキング粒子線治療の 可能性を示した。また、OpenPET のリアルタイム イメージングの将来的な応用として、PET ガイド による生検も期待される。

参考文献

- [1] Yamaya T, Inaniwa T, Minohara S et al.: *Phy Med Biol* **53**: 757-775, 2008
- [2] Yamaya T, Yoshida E, Kinouchi S, et al.: *IEEE MIC*, M05-5, 2010
- [3] Nakayama T and Kudo H: IEEE NSS Conf. Rec., 2005, pp. 1950-195
(6) OpenPET 用要素別感度補正法の開発

三好裕司¹⁾,木内尚子^{1),2)},菅幹生¹⁾ 1)千葉大学大学院,2) 放医研・分子イメージング研究センター

1. はじめに

PET(Positron Emission Tomography)画像再構成の 際,高精度な再構成画像を得るためには,個々の 検出器の検出効率を均一にする感度補正が重要に なる.従来の感度補正法として,ブランクデータ の逆数を補正係数とする直接法[1]がある.しかし 直接法で高精度な補正係数を得るには,ブランク データの統計精度を高めるために,データ収集時 間が膨大になる欠点がある.短いデータ収集時間 で高精度な感度補正を実現する手法として,補正 係数をいくつかの補正要素に分ける要素別感度補 正法[2][3]がある.要素別感度補正法では,各要素 をそれぞれブランクデータを加算平均することで 算出するため,統計精度の高い補正係数を求める ことが可能である.

近年の PET 装置は深さ方向に検出結晶を分割す る DOI (Depth of Interaction)検出器[4]により、高感 度高分解能化が進んでいる.現在開発が進められ ている OpenPET[5]は DOI 検出器に加え,体軸方向 に開放領域を有しているため, 画像再構成の際に システムモデルを正確に定義する必要がある.よ り精度の高い再構成画像を得るためには、検出器 の検出効率のみではなく、システムモデルも考慮 した正確な感度補正が求められる. しかし既存の 要素別感度補正法では、要素分けが複雑であるこ とに加え、収集データの近似処理が必要なサイノ グラム再構成に対応した感度補正法であるため, OpenPET には適さない. そこで本研究では, OpenPET に適したヒストグラム再構成に対応した 感度補正法を提案する.本手法は、少ない要素に 分けることで実装が容易で、かつ検出効率だけで はなくシステムモデルも補正できる新しい要素別 感度補正法である.提案手法を OpenPET のシミュ レーションデータに適用し、再構成画像・ノイズ の観点から提案手法の有効性を検討した.

2. 方法

提案手法では二つの要素により LOR(Line of Response)ごとの感度補正係数を算出している.要素の一つは,検出結晶の感度の違いを補正する結晶要素である.もう一つは,想定した幾何学的なシステムモデルを実測の幾何学的なシステムモデルへ補正する LOR 要素である.

各要素とブランクデータ,投影データの関係は 以下の式で表すことができる.

$g_{ij}^{blank} = C_i C_j L_{ij} g_{ij}^{sjmu} \quad (1)$

ここで, i,j は検出結晶の番号, 💏 は結晶 i,j

による LOR のブランクデータ, approx は投影データ, C_iは結晶 i の結晶要素, L_{ij}は LOR 要素である.投 影データは画像再構成におけるシステムモデルを 用いてブランク測定を想定して順投影計算したも のである.

提案手法では各要素をブランクデータと投影デ ータとの誤差を最小にするように計算する. 誤差 を評価するための目的関数を以下の式で定義する.

$$(C_{l} C_{l} L_{l}) = \sum_{ij} (g_{ij}^{plank} - C_{l} C_{j} L_{ij} g_{ij}^{pnu})^{2}$$
 (2)

ここで、 #は目的関数, ALL とは LOR の組み合わせ総数である.

この目的関数は各要素において、下に凸な二次 関数であるため、各要素で偏微分することで目的 関数を最小化するその計算式を求められる.各要 素を算出する計算式はもう一方の要素を含んでい るため、反復計算により各要素を求めた.

$$C_{l}^{3} = \frac{\sum_{j \in Fl} C_{l}^{p-1} \mathcal{L}_{l}^{p-1} g_{l}^{plank} g_{l}^{slow}}{\sum_{j \in Rl} (C_{l}^{p-1} \mathcal{L}_{l}^{p-1} g_{l}^{slow})^{2}} \quad (3)$$

$$L_{l}^{3} = \frac{\sum_{l \in Rl} C_{l}^{p} C_{l}^{p} g_{l}^{plank} g_{l}^{slow}}{\sum_{l \in Rl} \mathcal{L}_{l}^{p} \mathcal{L}_{l}^{p} g_{l}^{slow}} \quad (4)$$

ここで、n は反復回数、LOR_i」は結晶 i,j により構成される LOR、 S_i は幾何学的に等しい LORIの集合(図 1)であり、 F_i は結晶 i に関する LOR の集合(図 2)である.



図.1:幾何学的な LOR の集合 S_I



(3),(4)式を用いてN回反復計算した各補正係数 から,感度補正係数N²⁰⁰⁰⁰⁰⁰を以下の式に従い算出 する.

$N_{ij}^{prepend} = C_i^N C_j^N L_{ij}^N \quad (5)$

3. 実装

3-1.計算手順

逐次計算終了の閾値判定には二乗平均平方根を 正規化した式を用いた.



ここで、T は閾値、ALL_cは結晶要素の集合の総数、ALL_Lは LOR 要素の集合の総数である. 今回 は閾値 T を 10^3 とした. 図 3 に提案手法のフロー チャートを示す.



3-2.画像再構成

本研究では、サブセット数を 8、反復回数を 10 とした OSEM (ordered subset expectation maximization)法によりヒストグラムベースで画像 再構成した. 想定したシステムモデルは sub-LOR モデル[6]である. 再構成空間のボクセルサイズは 検出結晶幅の半分の 1.5mm とした.

3-3.シミュレーション実験

シミュレーション実験の際に想定した PET 装置 は、小型 OpenPET 試作機とした. 各検出結晶の大 きさは 3.0mm*3.0mm*5.0mm であり、検出器ブロッ クに検出結晶を 14*14*4 結晶配置した. この検出 器ブロックを 8 角形に配置し、開放領域を検出器 リング幅と同じ 42mm とした. エミッションデー タに長さ 126mm、直径 40mm の円筒ファントム、 ブランクデータに長さ 126mm、太さ直径 1mm の線 状線源を半径 40mm で回転させたものを想定した. それぞれのカウントは、エミッションデータが 344M カウント、ブランクデータが最大 2G カウン トであった.

3-4.ノイズ評価

再構成画像上の関心領域を設定しノイズを計算 した.本研究ではノイズを以下の式で定義した.

Naise = StDev(tmg)/Ave(tmg) (8)

ここで img は再構成画像の画素値, StDev は標準 偏差, Ave は平均である.

ノイズ評価における関心領域は、検出器リング 部分と開放領域部分で直径 36mm,長さ 36mmの円 筒の領域とした.

本研究ではブランクデータのカウント数と再構 成画像のノイズの関係を調べるために,いくつか のブランクデータのカウント数において再構成画 像中のノイズを評価した.

4. 結果

4-1.再構成画像

感度補正に使用したブランクデータごとに各再 構成画像を示す.



図.4-b:開放領域のスライス画像

4-2.ノイズ評価

各再構成画像のノイズ評価の結果を図 5-a, 図 5-b に示す.



5. 考察

直接法と提案手法で再構成した画像を比較す る.提案手法の結果は少ないブランクデータのカ ウントでも直接法で多くのブランクデータの結果 とほぼ同じ精度の再構成画像が得られた.また両 手法による再構成画像中のノイズを比較すると, あらゆるブランクデータのカウントにおいて提案 手法の結果の方が直接法の結果よりノイズを抑え られている.これらの結果から,提案手法が OpenPET に対応した要素別感度補正であり,統計 精度の高い感度補正係数を算出できたことがわか る.

また、検出器リング内も優れた結果が得られ たことから、OpenPET に限らず従来までの開放領 域を有しない PET 装置においても提案手法は有効 であると考えられる.

6. まとめ

本研究では感度補正において正確なシステムモ デルが必要とされる OpenPET に対応した新しい要 素別感度補正法を提案した.提案手法を評価する ために,提案手法と従来手法である直接法を評価 した結果,提案手法の方がブランクデータのカウ ントが少なくても優れた結果を得られた.

本研究で提案した手法は、OpenPET に限らず、 従来の PET 装置にも対応した要素別感度補正法で あると考えられる.

- D.W. Townsend et al., "Three dimensional reconstruction of PET data from a multiring camera". *IEEE Trans Nucl Sci*, vol. NS-36, pp. 1056-1065, 1989.
- [2] M.E. Casey et al., "A component based method for normalization in volume PET" Proceedings of the 3rd International Meeting on Fully Three-Dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine, Aix-les-Bains, France, 1995.
- [3] Wenli Wang et al., "A New Component Approach to Efficiency Normalization for 3D PET" IEEE Trans Nucl Sci vol. 54, pp. 92-99, 2007
- [4] T. Tsuda 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., Vol. 53, No. 1, pp. 35-39, 2006.
- [5] T. Yamaya et al., "A proposal of an open PET geometry", Phys. Med. Biol., vol. 53, pp. 757–773, 2008.
- [6] T. Yamaya et al., "Transaxial system models for jPET-D4 image reconstruction" *Phys. Med. Biol.* Vol50, No.22, pp.5339-5355, 2005.

(7) OpenPET 画像再構成における欠損周波数の解析

勝沼隆幸, 菅幹生 千葉大学大学院工学研究科

1. はじめに

現在、放射線医学総合研究所を中心として世界 初の開放型 PET 装置「OpenPET」の研究開発が進 められている[1]。OpenPET は検出器リングを対軸 方向に分割して配置しており,物理的な開放領域 を有するという特徴を持つ。この開放領域を利用 して、リアルタイム PET/CT や全身同時視野 PET, がん診断・治療融合システムなど、様々な応用が 期待されている。一方で、開放領域では低周波数 成分が欠損する斜めの LOR のみを用いて画像化す るため[2], OpenPET 画像再構成は不完全問題とな る[3]。しかし、これまでのシミュレーションや試 作機を用いた実験では、逐次近似法を用いること によって良好な再構成画像が得られることが示さ れている[1,4,5]。したがって、逐次近似法には欠 損した周波数を復元する効果があると考えられる。 本稿では、逐次近似法の周波数復元効果を解析的 に検証するため、解析的な手法で得られた OpenPET の再構成像に、欠損周波数復元法を適用 し, 逐次近似法と再構成画像を比較する。そして, OpenPET 画像再構成における逐次近似法の有効性 を確認する。

2. 方法

本稿では、逐次近似法の欠損周波数復元効果を 確認するための手法として、新たに周波数復元法 である凸射影法[6]を用いた OpenPET 画像再構成手 法を提案する。本手法ではまず, OpenPET で計測 できる斜めの LOR のみを用いて,解析的 3 次元画 像再構成手法である直接フーリエ変換法 (Direct Fourier Method: DFM) により再構成した。直接フ ーリエ変換法では、ある一定角度の LOR から得ら れる2次元投影データを再構成の計算に使う。こ の2次元投影データに欠損があるとアーチファク トの原因になる。そこで使用する LOR は、図1の ように一定の傾斜角のもののみを使用し、被写体 は欠損が生じない領域に配置した。このとき、再 構成画像は図 2 (a) に示したような円錐状の領域 の周波数が欠損し、完全データからの再構成画像 (図 2 (b)) と比べると、激しいアーチファクトが 発生する(図 2 (c))。ここで、 v_x 、 v_y 、 v_z はそれぞ れx, y, z方向の周波数である。このような欠損周 波数に対して,凸射影法を適用することで,周波 数情報の復元を試みた。

逐次近似法の欠損周波数復元効果を確認するため,提案手法で得られた再構成画像を,周波数復元法を用いない ML-EM (Maximum likelihood expectation maximization)法とシミュレーション実験により比較した。





図 2 傾斜角 θ の LOR を用いて再構成したときの 欠損周波数領域(a)と完全データからの再構成画像 (b), (a)の不完全データからの再構成画像(c)

3. シミュレーション実験

2. で説明した提案手法と逐次近似法をシミュレ ーションデータに適用した。想定した OpenPET 装 置を図 3 に,そのパラメータを表 1 に示す。図 3 のように,24 リングの 2 つの検出器リングを体軸 方向に 10 cm 離して配置した。

ファントムには対軸方向の周波数欠損の影響を 大きく受けるディスクファントム(Defrise ファン トム)を使用した。ディスクファントムは直径 15 cm,体軸方向の長さ 7.5 cm の円筒内に直径 7.5 cm, 厚さ 1.25 cm の円盤を 1.25 cm 間隔で配置した。

また提案手法と逐次近似法を同じ条件で比較す るため,ML-EM 法で用いる LOR を提案手法と同 様に,図1のような一定傾斜角のもののみに制限 した。



表1 シミュレーション実験のパラメータ

Rings	48(24 imes 2)
Gap	100 mm
Radial sampling	3.125 mm
Ring spacing	6.25 mm
Image matrix size	128 imes 128 imes 128
Voxelsize	$3.125 \times 3.125 \times 3.125 \mathrm{mm^3}$

4. 結果と考察

図 4 にファントムの原画像(a)と各手法による再 構成画像(b)-(d)を示す。図 4 (b) は直接フーリエ変 換法,図 4 (c) は直接フーリエ変換法で再構成した 後凸射影法を適用した提案手法,図 4 (d) は ML-EM 法による再構成画像である。また,図 5 に 図 4 の点線で示した線上のプロファイルを示す。

直接フーリエ変換法による解析的な再構成画像 (図4(b))には、周波数欠損による激しいアーチ ファクトが発生した。しかし、凸射影法を適用す ることでアーチファクトをかなり軽減させること ができた(図4(c))。この結果から、凸射影法には OpenPET 画像再構成における欠損周波数を復元す る効果があると考えられる。また提案手法と、周 波数復元法を何も用いていない ML-EM 法による 再構成画像はよく似た傾向のプロファイルを示し ていることから、 逐次近似法には凸射影法と同様 の欠損周波数復元効果があると予想される。

5. 結論

OpenPET 画像再構成における逐次近似法の欠損 周波数効果を検証するため、凸射影法を用いた解 OpenPET 画像再構成手法を提案し、逐次近似法と 比較した。その結果、同じデータを使用したとき は、提案手法と逐次近似法ではほぼ同等の欠損周 波数成分復元効果が見られた。したがって、逐次 近似法には欠損周波数復元効果があると考えられ、 OpenPET 画像再構成に有効な手法であるといえる。







Transaxial Sagittal (c) 提案手法による

再構成画像

Tansaxian Sagittan (d) ML-EM 法による 再構成画像

図 4 ファントムの原画像と各手法による再構成 画像



- [1] T. Yamaya, et al. : A proposal of an open PET geometry, Phys. Med. Biol., 53, 757-773, 2008.
- [2] Tanaka E and Amo Y: A Fourier rebinning algorithm incorporating spectral transfer efficiency for 3D PET, Phys. Med. Biol., 43, 739-746, 1998.
- [3] Orlov SS, "Theory of three-dimensional reconstruction. 1. Conditions for a complete set of projections, Soviet Physics Crystallography, 20, 312-314, 1976.
- [4] T. Yamaya, T. Inaniwa, S. Mori, et al. : Imaging simulations of an "OpenPET" geometry with shifting detector rings, Radiol. Phys. Technol., vol. 2, pp. 62-69, 2009
- [5] T. Yamaya, et al. :A Small Prototype for a Proof-of-Concept of OpenPET Imaging, IEEE, IEEE Medical Imaging Conference, M05-5, 2010?
- [6] D. C. Youla, H. Webb : Image Restoration by the Method of Convex Projections: Part 1 – Theory, IEEE Trans. Med. Imaging, MI-1, 81-94, 1982.

(8) 重粒子照射場における PET 検出器への影響の解析

錦戸文彦 放医研・分子イメージング研究センター

1. はじめに

PET 装置を用いた重粒子線治療でのオンライン モニタリングでは、PET 用検出器が重粒子線照射 からの影響を受けることは避けられない。OpenPET での検出器配置の場合、入射する粒子自身は図 1 に示すとおりにギャップを通りターゲット内で全 エネルギーを落として止まるため直接的に検出器 に影響を与えることは無いが、ターゲット中で生 成された核破砕片の一部はターゲットを突き抜け 検出器に入射する可能性がある。特にプロトン等 の軽い粒子は角度を持って突き抜けてくるものが 多く存在するため[1]、それらが検出器に対して入 射する事で様々な影響を与える。我々のグループ ではそれらの影響を調べるために放医研内のがん 治療加速器施設である HIMAC において実験を行 い、DOI-PET 検出器の重粒子照射からの影響を調 べた。更に重粒子線治療用にシステムを最適化を 行った後、炭素線照射中での4層 DOI 検出器の測 定を行った。



2. 実験

実験は放医研 HIMAC の物理コース(PH2)を用い て行なった。290MeV/u の¹²C ビームを 10⁹ pps (particles per second)の強度で、ターゲット直前でビ ーム径が約 1cm φ になるよう調整を行なった。タ ーゲットは 10cm×10cm×20cm のアクリル製の水 ファントムを用いており、290MeV/u の¹²C ビーム 自身はファントム中で止まるようになっている。 シンチレータや DOI 検出器は OpenPET の配置にし た際に最もフラグメント粒子の影響が大きいと考 えられる位置(ターゲットの最後尾から 30 度の角 度に 30cm 離した位置)にセットした。

DOI 検出器としてはシンチレータブロックに 2.9mm×2.9mm×5.0mmのLGSOを8×8×4層のブ ロック上に組み上げた4層DOI検出器を用いた[2]。 光電子増倍管には64chの位置敏感型光電子増倍管 (H8500)を使用した。64chのアノードからの信号は 抵抗チェーン回路を通した後、電荷型ADCを用い て記録を行った。シンチレータの放射化による計 数率増加の対策として高圧分割回路の電流値を標 準の回路よりも高く設定してある。

コインシデンス検出器は16×16×4層のLGSO ブロックと光電子増倍管による4層DOI検出器を 用い、図4に示す通りちょうど水ファントムの中 心で対称になる位置に設置した。HIMACでは3.3 秒周期でビームが導入されているが、ビームがち ょうど入射している瞬間での計測は困難であるた め、ビームのスピル間にのみデータの取得を行っ た。



3. 結果と考察

図3に重粒子照射前後のLGSO結晶に対して得られた計数率の時間変化を示す。Oldは改造前の標準的な高圧分割回路を用いた検出器の場合を示しており、newは改造後の高圧分割回路を用いた場合の変化を示している。0分がちょうど照射を停止した時間であり、照射直後は核破砕片入射によるンチレータの放射化が原因で計数率が非常に高くなっており、時間と共に生成された不安定核種の半減期に従って計数率が減少している。標準的な回路の場合 0.3×10⁵ cps の計数率で信号が崩れてしまい正常にカウント出来なくなりグラフが飽和している。当然この場合には結晶弁別や正しいエネルギースペクトルを得ることは不可能である。一方

で改良後の回路だと照射直後の計数率が高い状態 でも正常な信号が得られており、一定の効果があ ったことがわかる。以下のデータはこの回路を用 いて測定を行ってものである。



図4にビーム照射前・ビーム照射中に DOI 検出 器で得られたポジションヒストグラムを示す。ビ ーム照射前のデータは、¹³⁷Cs線源からの662keVの ガンマ線を一様照射することで得られたものであ る。照射中のポジションヒストグラムは炭素線照 射によって水ファントム中に生成された核種から の消滅放射線をコインシデンスを取り測定を行っ た。それぞれ光電ピークのイベントのみを用いヒ ストグラムを作成した。炭素線照射中でも結晶弁

1.000	4		*		100		4	÷		
		٠		10	1.40			÷		
1.1.1		4	٠	1	1	*		۲.	111	ľ
1982					4			10		ģ.
1.8.8	2			1	. *			8.0		é.
	2			+						į.
1995		÷	+	*		÷	÷	1		
		2	1			1		81		
	+			÷.	1				1.44	5
					14.			1	. **.	ł.
14.4.		۳.			1.8			1		2
		*		4					1.88	ż
	. 4	٠			. *	*				5
10 % .				1	18	1	ġ.	1	- 12.5	ł,

別は十分に可能であるが、照射前と比較するとポ ジションヒストグラムが変形してしまっているこ とがわかる。原因としては今回用いたシステムで はパイルアップの影響や、3.3 秒のビーム導入周期 間でのオフセットの変化の影響等をを取り除くこ とが困難であるため、この様な劣化が起こってし まっていることが考えられる。

4. まとめ

我々のグループではオンライン OpenPET に向け た検出器の開発を行っている。本研究では HIMAC において実際に重粒子の照射を行い、その影響を 調べた。その結果、重粒子照射からの核破砕片が シンチレータに入射することで、シンチレータが 強く放射化してしまう現象が見られた。しかしな がら高計数率対策を施した検出器を使用すること で、炭素線照射下ででも4層 DOI 検出器の結晶弁 別が可能であることを示した。ただし検出器自体 の性能の低下が見られているため、今後はこれら の対策を行っていく必要がある。

参考文献

- Matsufuji N, Komori M, Sasaki H et al.: *Phy Med Biol* **50**: 3393–3403, 2005
- [2] Tsuda T, Murayama H, Kitamura K et al.: *IEEE Trans Nucl Sci* **51**: 2537, 2004

			***	$ \substack{ q(q) \\ r \\ r \\ q \\ q$		ud Not Not
4.9. 4.4. 4.4. 4.9.				8		5. 2 6. 2 2. 7
1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1	19.349 (8.367) (8.367) (8.367) (8.367)			3 (Å) (4) (4)	enda enda enda	
1.11		10.00			ggeli gant	

(a)照射前のポジションヒストグラム (b)照射中のポジションヒストグラム 図 4 ビーム照射前・ビーム照射中に DOI 検出器で得られたポジションヒストグラム

(9) HIMAC の今後と RI ビーム照射技術

野田耕司、片桐健、北条悟、本間寿広 放医研、重粒子医科学センター・次世代照射システム研究グループ

1. はじめに

重粒子線を用いたがん治療は、停止位置付近で の高い線量集中性および生物学的効果比により、 正常組織への影響を最小限度にとどめ腫瘍を狙 い撃ちできる特性を持つ。この特性を活かし、更 に高精度な治療を達成するためには、入射粒子の 停止位置、照射野や与えられた線量分布を外部か ら確認できることが重要である。このための一つ の手法として、照射に伴い患者体内に分布する陽 電子崩壊核を利用する方法が挙げられる。ビーム 照射に伴い体内に分布した陽電子崩壊核から、 180 度対向方向に放出される消滅 y 線対を PET な どの検出器により同時計測することにより消滅 y線の分布が得られる。この分布は、患者体内で の入射粒子の停止位置や与えられた線量分布と 強い相関を持つ。従って、目に見えないそれらの 物理量を、消滅γ線の分布を通して外部から推定 できると考えられる。陽電子崩壊核を用いた照射 野確認へのアプローチには、(1)安定核ビーム を用いた治療において、入射粒子と患者体内の原 子核との衝突による核破砕反応を通して生成さ れる陽電子崩壊核を利用する方法 [1]、(2)入 射ビームとして陽電子崩壊核を直接利用する方 法 [2]があるが、(2)の方法のほうが高い精度での 検出が可能であることが実験的にも示されてい る。これまで、陽電子崩壊核ビームを生成するた めに、入射核破砕反応で生成された二次ビームを 粒子識別し、11Cビーム等を選択する方法が用い られてきた。しかしながら、この方法では、ビー ムエミッタンスや運動量の広がりが大きく、生成 量も少ないという、実用上、大きな問題があった。 そこで、サイクロトロンで生成された 11C ガスを イオン化し、直接、HIMAC で加速、供給する方 法を開発している。

ここでは、RI ビーム照射技術の現状について 報告する。

2. 陽電子放出ビームを用いた照射野確認法

HIMAC での治療に用いられる 12C などの安定 な重粒子線照射では、入射粒子と体内の原子核と の衝突による標的核・入射核破砕反応を通して破 砕片が生じる。破砕片の一部は陽子過剰な不安定 な原子核、陽電子崩壊核となる。標的核破砕反応 では停止状態の陽電子崩壊核が入射粒子の飛跡 に沿って生成する。他方、入射核破砕反応では、 第一次近似として入射核の速度および方向を保存した飛行状態の陽電子崩壊核が生成され、入射核と同様に体内の軌道電子を励起、電離しながら進み、その生成位置、核種などに依存した飛程付近で停止する。このような反応を経て分布した陽電子崩壊核からの消滅γ線対をPETやポジトロンカメラで同時計測することで消滅γ線分布が得られる。

両者の分解能を比較するために、HIMAC の SB1 コースにて 12C ビームを用いた照射による PET 画像と直接 11C を入射した場合の PET 画像を比 較した。これを図1に示す。この実験では、照射 野内で 5mm の飛程段差を設け、また、両者とも に1Gyの照射を行った。図1から、明らかに、11C ビームの直接入射の方が高い分解能(~2mm)が 得られることがわかる。さらに、12Cビーム照射 では、検出される消滅γ線の分布が、入射ビーム の停止位置や照射野などの物理量を直接的に表 すわけではなく、それらの物理量を導出するため には、消滅γ線の分布と照射野とを相関付ける高 度なシミュレーション計算の助けが必要となる。 他方、11Cなどの陽電子崩壊核種を直接治療用ビ ームとして用いる方法では、入射ビームの停止位 置と陽電子崩壊核の分布が一致することから、シ ミュレーション計算の助けを必要とせず、直接的 に入射ビームの停止位置を確認することが可能 となる。更に、この方法では、同一の線量を与え る上で、安定核ビームに比べ一桁以上の数の陽電 子崩壊イベントが期待できる。



図1. a)11C ビーム入射、b)標的核破砕反応による PET 画像観測例。計画照射野は上図のように 5mmの段差を設けたもので、照射線量は1Gy。

3. 陽電子放出ビームの直接加速

前節で述べたように、11Cビームを直接入射す る方法は、オンライン照射野の検出に大きく前進 するものである。しかしながら、これまでの陽電 子放出核ビームの生成法は、一次ビームとして 12Cなどの安定核ビームをBeなどの標的に当て、 11C ビームなどの陽電子放出核ビームを生成す るものであった。そのために、核破砕反応時のフ ェルミキックや標的による多重散乱により、ビー ムエミッタンスや運動量幅が非常に大きく、また、 生成量も一次ビームの1%以下と少ないという問 題点があった。そこで、サイクロトロンにより生 成した 11C ガスをイオン化し、直接、HIMAC で 加速する方法を研究している。これまで、イオン 源として HIMAC で用いられている1) ECR イオ ン源を用いた場と2)よりイオン化効率の高い EBIS 型イオン源を用いた場合についてのイオン 化効率などについて検討を進めている。

ECR イオン源を使う場合、図2に示すように、 サイクロトロンで生成した 11C ガスを分離・圧縮 した後、パルス化し、ECR イオン源でイオンビー ム化する。これまでの研究から、ECR イオン源で のイオン化効率は1%程度であるが、サイクロト ロンで生成される 11C の量を 1Ci、入射器、シン クロトロンの加速、取り出し効率を現状の同じと 仮定すると、一運転サイクルあたり 10⁸ 個 (10⁸ppp) 程度の 11C ビームを供給できると推計 される。一方、EBIS の場合、11CH4 ガスを超伝 導 EBIS に導入し凍結させ、必要量を蒸発させて イオン源ガスとして使用する。これまでの実験で は、イオン化効率は約 20%と非常に高く、ECR イオン源の場合と同じ仮定のもとでは、2× 10⁹ppp 程度の 11C ビームを供給することができ る。この量は、HIMAC の通常運転周期 3.3 秒の もとでは、10⁹pps となり、ほぼ 20 サイクル運転 (約1分)で一分割照射に対応する線量を付与で きる計算になる。



図2. ECR イオン源で11C ビームを生成する場合 のブロックダイアグラム。



図3.11C ビーム生成試験を行っている EBIS 型 イオン源(JINR, Russia)。

4. まとめ

陽電子崩壊核を治療用ビームとして利用する ためには、陽電子崩壊核ビームを生成・分離する ための大規模で高額な装置が必要となる欠点が あるものの、Open PET [3]などの On-Line Monitoring 装置と組み合わせることで、ビームの 停止位置を高精度に確認しながら治療を行うと いう、世界に先駆けた高精度重粒子線治療が達成 できると考える。

- [1] Enghardt, W., Fromm, W.D., Geissel, H., Manfraand, P., Shardt, D.: The spatial distribution of positron-emitting nuclei generated by relativistic light ion beams. Med. Phys. Biol., 37, pp.2127-2131, 1992.
- [2] Urakabe, E., Kanai, T., Kanazawa, M., et al. : Spot scanning using radioactive 11C beams for heavy-ion radiotherapy. Jpn. J. Appl. Phys., 40, pp.2540-2548, 2001.
- [3] Yamaya, T., Inaniwa, T., Minohara, S., et al. : A proposal of an open PET geometry. Med. Phys. Biol., 53, pp.757-773, 2008.

(10) 中皮腫モデルマウスにおける重粒子線治療と効果判定

辻 厚至 放医研・分子イメージング研究センター

1. はじめに

悪性中皮腫は、主に胸膜から発生する悪性腫瘍 で、病理学的に上皮型、肉腫型、二相性(混合型) の3つに分類されており、その発生率は、それぞ れ約 60%、20%、20%である。中皮腫の発生には、ア スベストのばく露の関与が大きく、過去の国内に おける使用量から、今後さらに患者が増加すると 予測されている。最近では、アスベストを使用し た工場近辺の住人に中皮腫の発生頻度が高いこと がわかり、大きな社会問題にもなっている。中皮 腫は、確立された治療法がなく、外科療法、内科 療法、放射線療法を組み合わせた治療が行われて いるが、未だ予後が非常に悪い腫瘍である。その ため、有効な治療法の開発が緊急の課題のひとつ となっている。現在、完治が期待できるのは、初 期の中皮腫に対する外科療法だけである。しかし、 中皮腫は初期に発見することが難しい腫瘍のひと つであり、治療効果の高い内科療法や放射線療法 の開発が重要である。放射線療法の効果が低いの は、正常臓器の肺の放射線障害のリスクを抑える ために、中皮腫に対して十分な線量が照射できな いことが一因とされている。重粒子線治療は、一 般的な放射線治療に比べて生物学的効果も高く腫 瘍に線量を集中できることから、中皮腫に対する 有効な治療法のひとつとなることが期待される。 そこで、中皮腫モデルマウスにおいて、重粒子線 治療効果の検討と治療効果の評価に適した PET 診 断法の検討をマウスモデルにおいて行った。

2. 方法

ヒト中皮腫細胞株をヌードマウスの大腿部皮下 に移植し、上皮型と肉腫型のモデルマウスを作成 した。炭素線(290MeV/u, 6 cm SOBP)を照射した(2, 5, 10, 15, 30 Gy)。対象として、X線(200kV、20mA) を5, 15, 30, 60 Gy 照射した。未照射群も設定し た。各群 5 匹で、移植後から週 2 回、腫瘍のサイ ズと体重を測定した。重粒子線 30Gy、X線 60Gy を 照射後 3 時間、1 日、7 日、14 日に¹⁴C-FDG と³H-FLT を投与し、腫瘍への集積を測定した。各タイムポ イントで腫瘍の HE 染色、TUNEL 染色、Ki-67 染色 を行い、病理学的変化を検討した。

3. 結果と考察

重粒子線と X 線を中皮腫モデルマウスの皮下腫 瘍に照射したところ、肉腫型、上皮型ともに照射

後、2週間前後までは腫瘍サイズが大きくなったが、 その後減少に転じ、重粒子線では 15、30 Gv 照射 で、X線では30、60 Gy 照射で腫瘍が消失した。重 粒子線 15Gy 群と X 線 30Gy 群では、再び腫瘍が増 殖したが、重粒子線 30Gy 群と X 線 60Gy 群では、 照射後75日まで観察したが、再発は見られなかっ た。重粒子線では、半分の線量で X 線と同じ治療 効果が得られることがわかった。腫瘍の HE 染色像 では、照射後7日程度からアポトーシスやネクロ ーシスなどの細胞死が観察され始め、14 日後以降 では、繊維化が観察され、細胞密度が低下するこ とがわかった。TUNEL 染色像からは、照射によるア ポトーシスの顕著な増加は観察されず、どの時点 でも一定程度観察された。Ki-67 染色像からは、重 粒子線照射では、3時間後と1日後に、増殖細胞が ほとんど観察されなくなり、7日目以降で再び増殖 細胞が観察されるようになった。X線照射の3時間 後では、増殖が観察されたが、1日後ではほぼ見ら れなかった。7日目以降は、重粒子線と同様に増殖 細胞が観察されるようになった。これらの結果よ り、重粒子線照射では、X線より早い時点で、一時 的に細胞増殖が止まり、その後増殖を再開してか ら、細胞死が始まることが示唆された。この細胞 死のアポトーシスの頻度は高くないことが示唆さ れた。また組織型による違いはほとんどなかった。

重粒子線 30Gy と X線 60Gy 照射後の FDG と FLT の腫瘍への取込の評価を行った。上皮型腫瘍では、 重粒子線照射群、X線照射群ともに FLT の取込が 照射3時間後と1日後で照射前に比べ低下した。 一方、FDG の上皮型腫瘍への取込は重粒子線および X線照射の治療効果と相関しなかった。肉腫型腫瘍 では、重粒子線照射群では FLT の取込がほとんど 変化しなかったが、X線照射群では上皮型と同様に FLT 集積は3時間以降減少した。FDGの肉腫型への 集積の変化は、上皮型と同様に治療効果とは相関 しなかった。以上より、上皮型では、重粒子線とX 線ともに FLT が治療効果の評価に適していること が示唆されたが、肉腫型では、X線治療効果の評価 には FLT が適しているが、重粒子線治療効果の評 価には FDG、FLT ともに適していないと考えられ、 他のトレーサーでの検討が必要であることが示唆 された。しかし、今回使用した肉腫型腫瘍は、増 殖が速いにも関わらず、FLT の取込が低かった。こ の腫瘍特有の問題である可能性もあることから、 今後他の腫瘍での検討が必要だと考えられる。

4. 結論

中皮腫の重粒子線治療の有効性をモデルマウス で示し、その治療効果の評価には、上皮型ではFLT が適していることが示されたが、肉腫型に適した PET プローブに関しては、他の PET プローブや他の 腫瘍での検討が必要であることが示唆された。

(11)放射線治療抵抗性低酸素組織のイメージング:直腸癌、肺癌での試み

小泉 満

放医研・分子イメージング研究センター

低酸素組織は放射線治療や化学療法に対して抵抗性があり、低酸素組織の存在が治療抵抗性の要因の一つと言われている。 PET を用いた低酸素のイメージングは、腫瘍内での低酸素を非侵襲的に腫瘍内の低酸素部位を検出することにより、治療に対して良好に反応する群と治療に対する反応の悪い群に分けることを第一の目的としている。さらには、低酸素 PET イメージングにより反応が悪いことが予想される群では、放射線照射や化学療法の方法の変更や分子標的療法などの新しい治療法を試みるなど、従来の標準療法の変更に結びつくと考えられる。

低酸素 PET イメージングは新しい放射線照射技 術の一つとされる dose-painting に結びつく診断法 になる可能性があると考えられる。

しかし、低酸素 PET イメージングはまだ標準的 な手法として臨床分野においては確立していない。 現在、様々な PET 製剤が低酸素イメージングの候 補として提案されている。低酸素部位を認識する 機序からこれらの PET 製剤は、イミダゾール製剤 (ミソニダゾールおよびその誘導体)と Cu-ATSM に分けられる。

イミダゾール製剤の中では、比較的歴史のある FMISO が初期の臨床研究が行われてきたが、 FMISO はその脂溶性の高さから集積に一定の時間 が必要であることが広く臨床使用されることを妨 げている。

我々は、認識グループと共同しFMISOよりも脂 溶性が低く速やかな血中半減期を持ち比較的早期 にイメージングが可能とされるイミダゾール製剤 FAZAに注目し、昨年より直腸癌を対象にした臨床 研究を開始した。また、本年に入り、対象に肺癌 を加えて臨床研究を開始した。まだ、症例の集積 および治療経過(結果)のデータは十分といえな いが、直腸癌、肺癌でのFAZA-PET/CTでの低酸素 イメージング研究の途中経過を報告する。

本報告を通じて、臨床から次世代 PET に対して どのような要望があるかの理解が深まれば幸いで ある。

(12) PET 臨床研究の現状と OpenPET への期待

犬伏 正幸 放医研・分子イメージング研究センター

1. はじめに

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疾患診断研究チームでは現在、 腫瘍 PET プローブを用いて以下のような臨床研究 を行っている。1)新規低酸素 PET プローブ [¹⁸F]FAZA の臨床研究、2)新規核酸代謝 PET プ ローブ[¹¹C]4DST の初期臨床研究。さらに、3)放 医研で合成した ⁶²Zn/⁶²Cu ジェネレータを所外の3 施設に供給して標識する低酸素 PET プローブ ⁶²Cu-ATSM の多施設共同臨床研究について、開始 に向けた準備を進めている。

このうち[¹¹C]4DST は、豊原氏らが開発した放医 研オリジナルのプローブであり、世界初の臨床試 験であった。このような場合、医療被ばくを適切 に低減させるために、組織・臓器別吸収線量の評 価が重要となる。

2. MIRD 法による内部被ばく線量計算

PET プローブが体内に分布したときの内部被ば く線量の計算は、一般に米国会医学会の Medical Internal Radiation Dose Committee による MIRD(ミ ルド)法によって行われており、この方法が現在 最も合理的な計算法である。MIRD法では従来、平 衡吸収線量定数および吸収率と累積放射能から吸 収線量が計算されていたが、現在は単位累積放射 能当たりの各ターゲットへの吸収量率"S"値を用い て簡便に計算されることが多い。この方法では、 人体モデルと放射能核種が定まれば、あとは累積 放射能(Bq・s)が求まれば算出できる。すなわち、 PET プローブの体内分布およびその時間経過を、 経時的な体外計測および尿中・血中の放射能計測 から決定すればよい。

3. 内部被ばく線量計算の実際

そこで我々は、[¹¹C]4DST における内部被ばく線 量計算のための初期臨床研究を以下のプロトコー ルにて実施した。[¹¹C]4DST を約 10 mCi 投与し、1 分後、4 分後、10 分後、20 分後、30 分後、80 分後 に注射時と反対側の上肢から静脈採血を行った。 採血のタイミングはガントリーが最も頭側または 最も尾側に位置するときを考慮して決定した。体 外計測はPET/CT 装置(Siemens Biograph)を用いて2 分後から開始し、1 分 x 8 ベッドの全身撮像を3回、 2 分 x 8 ベッドの全身撮像を3回連続で行った。連 続の全身撮像は、撮像間の時間を最小限に留める ために、head-first と feet-first を交互に繰り返した。

4. 内部被ばく線量計算の問題点

このような撮像方法は極めて例外的なものであ り、市販のPET/CT 装置はこのような撮像を想定し ていないため、いくつかの問題点が感じられた。 1)全身撮像を繰り返すような撮像プロトコール がプリセットとして組めず、全身撮像が1回終了 する度に次の全身撮像を手動で開始する必要があ った。2)経時的な静脈採血をガントリーの頭側 から行ったり尾側から行ったりするため煩雑な上、 長い採血ルートが必要となり血液フラッシュ量が 多めになった。3)head-first から feet-first へと移 る際は骨盤部の、feet-first から head-first へと移る 際は頭部の2回の撮像間隔が短くなるため、デー タの信頼性が低下する可能性が危惧された。

5. 全身用 OpenPET 装置への期待

以前、山谷氏の OpenPET に関する講演を拝聴し た際、間隔を開けて配置した検出器同士をさらに 間隔を開けて配置するということを繰り返すこと によって、限られた数の検出器を用いて体軸方向 のFOV を理論的には無限に拡大することができる と話されていたと記憶している。OpenPET の概念 を全身撮像用装置へ応用するもので、個人的には 図右のような配置を想像していた。検出器の配置 の最適化は目的によって異なると推測されるが、 体軸方向の視野を広げる他、体軸方向の感度の均 一性を改善するなどの目的でも、複数の間隔を持 つ OpenPET 装置が提案されうる。全身用 OpenPET 装置は、内部被ばく線量計算など、経時的採血を 要する全身 dynamic 撮像の問題点をすべて同時に 解決してくれる可能性があると期待している。

- Bolch WE, Eckerman KF, Sgouros G, Thomas SR: MIRD pamphlet No. 21: a generalized schema for radiopharmaceutical dosimetry -standardization of nomenclature. *J Nucl Med.* 2009;**50**:477-84.
- [2] Yamaya T, Inaniwa T, Yoshida E, Nishikido F, Shibuya K, Inadama N, Murayama H: Simulation studies of a new 'OpenPET' geometry based on a quad unit of detector rings. *Phys Med Biol.* 2009;54:1223-33.



図 OpenPET 装置(左)と全身用 OpenPET 装置(右)の検出器配置の概念図

第3部

クリスタルキューブ検出器開発の進捗報告

独立行政法人科学技術振興機構 先端計測分析技術・機器開発事業 「革新的PET用3次元放射線検出器の開発」 平成 22 年度報告書

(13)次世代 PET への期待 —最近の脳機能イメージング研究から—

伊藤 浩、小高文聰、藤原広臨、木村泰之、江口洋子、島田 斉、高野晴成 放医研・分子イメージング研究センター

1. はじめに

脳機能イメージング研究の立場から次世代 PET 測定システムに望むものとしては、

・感度および空間分解能

・定量性

・定量値の普遍性

がある。感度および空間分解能については、検出 器の性能や画像再構成法などが関与し、定量性に ついては、画像再構成や吸収補正、散乱線補正な どの放射能濃度の空間分布を正確に測定すること に関するものから、モデル解析などの脳血流量や レセプター結合能といった生理学的パラメータを 計算するための方法論が関与する。また、定量測 定の普遍性、すなわち同一の放射能濃度の測定を 異なる機種を用いても再現できることもマルチセ ンター研究では重要なものとなる。

上記の項目のうち空間分解能については、その 向上により、脳微細構造の脳機能パラメータの測 定と、組織混合効果による測定誤差の低減が可能 となる。ここでは、FWHMで1mm以下の空間分解能 を有する超高分解能 PET 装置、いわゆるサブミリ PET について、最近の我々の研究を紹介しながらそ の可能性や必要性について述べる。

2. 神経伝達機能の測定

以前に我々は、ドーパミン作動性神経系のシナ プス前およびシナプス後における各種の機能、す なわちドーパミン生成能、ドーパミントランスポ ーター、ドーパミン D₁および D₂レセプターについ て正常データベースを構築し、ヒト生体における これらの機能の脳内分布について、線条体以外の 脳部位を対象に明らかにした[1]。ドーパミン作動 性神経系は、中脳の黒質から背側線条体に投射す る経路と、中脳の腹側被蓋野から腹側線条体およ び辺縁系を含む大脳皮質へ投射する経路に大別さ れ、線条体は、その機能によって辺縁線条体(腹 側線条体に相当)、連合線条体、感覚運動線条体 (以上、背側線条体に相当)の3つに大別される [2] (図 1) 。近年我々は、線条体内の3つの副領 域について、それぞれの領域におけるドーパミン D₁および D₂レセプターの存在比率や、それぞれの 領域間のレセプター分布密度の個人間における相 関を調べ、ドーパミン作動性神経系のそれぞれの 投射経路におけるレセプター発現量の独立性につ いて検討した。これによると、ドーパミン D₁ およ び D₂ レセプター共に線条体内の3つの領域でその 分布密度(発現量)にほとんど有意な相関はみられ ず、ドーパミン作動性神経系の経投射路毎にレセ プター発現量は独立である可能性が示唆された。 本研究のように線条体という小さな構造物の中の さらに副領域を検討する研究では、超高分解能 PET 装置が有用であるものと思われる。



図1 線条体内の3つの副領域

3. 脳内アミロイド蓄積の測定

脳内アミロイド蓄積はアルツハイマー病の主要 な病理学的変化の1つであり、ヒト生体における アミロイド蓄積のイメージング用に様々な PET 用 放射性薬剤が開発されている。最近我々は、東北 大学との共同研究により、東北大学で開発された アミロイドイメージング用放射性薬剤である [¹⁸F]FACT を用いて、アルツハイマー病における脳 内アミロイド蓄積のイメージングを試み、アミロ イドイメージング用放射性薬剤としてすでに広く 用いられている[¹¹C]PIB による PET 測定も同一人 を対象に施行して、この2つの放射性薬剤の脳内 分布を検討した。アミロイドイメージング用放射 性薬剤の多くが、白質への非特異的な集積を示す ため(図 2, 3)、この影響を除去するべく下記の 式による部分容積効果の補正を行い、単位灰白質 量当たりの放射性薬剤の集積量を求めた。

- $SUV = \alpha_g \cdot SUV_g + \alpha_w \cdot SUV_w$
 - SUV : 関心領域内の集積量
 - α。: 関心領域内の灰白質存在比率

SUV_g: 単位灰白質量当たりの集積量

α : 関心領域内の白質存在比率

SUV_w:単位白質量当たりの集積量

この式において関心領域内の灰白質および白質の 存在比率を MRI により与え、単位白質量当たりの 集積量として半卵円中心に設定した関心領域内の 集積量を用いると、単位灰白質量当たりの集積量 を求めることができる。



図 2 健常者における[¹¹C]PIB および[¹⁸F]FACT に よる脳内アミロイド蓄積の画像例。白質への非特 異的集積がみられる。



図3 アルツハイマー病患者における[¹¹C]PIBおよび[¹⁸F]FACT による脳内アミロイド蓄積の画像例。 PET により測定された集積量は、白質に集積した放 射性薬剤の影響を含む。

この検討では、[¹⁸F]FACT と比較すると、後頭葉 や海馬傍回において相対的に[¹¹C]PIB の集積が低 いことが示された。基礎研究では、[¹¹C]PIB は脳内 アミロイドのうち、diffuse plaque と neuritic plaque の両者に結合することがわかっているが、 [¹⁸F]FACT はアルツハイマー病の病態により関与す るとされる neuritic plaque にのみ結合すること が示唆されている[3]。[¹¹C]PIB と[¹⁸F]FACT の脳内 分布の違いは、それぞれの放射性薬剤が結合する アミロイドの違いを反映している可能性があり、 今後は反映する脳病理変化が異なるアミロイド測 定用放射性薬剤を使い分けることで、認知症にお けるより詳細な病態評価を行いうることが示唆さ れた。

本研究では、PET 装置の有限な空間分解能がもた らすアミロイドイメージング用放射性薬剤の白質 への非特異的な集積の影響を、MRI を用いた部分容 積効果補正により補正したが、超高分解能 PET 装 置が実現すればこのような補正なしに精度の高い 病態評価が可能となると思われる。

4. まとめ

以上、超高分解能 PET 装置が実現すればさらに 精度の高い検討が可能となると思われる脳機能イ メージング研究の例を挙げた。PET による脳機能イ メージング研究は、MRI による様々な形態イメージ ングとも組み合わせて、より微細な構造における 機能を測定する方向に進みつつあり、PET 装置の空 間分解能の向上は強く望まれている。

サブミリレベルの空間分解能を有する超高分解 能 PET 装置が実現し、脳微細構造の脳機能パラメ ータの測定と、組織混合効果による測定誤差の低 減が可能となれば、脳病態診断や脳病態研究に革 新的な展開をもたらす可能性がある。次期中期に おいては、装置開発側と臨床応用側の研究者の密 接な協力関係により実用的な超高分解能 PET 装置 の開発を目指していきたい。

- [1] Ito H, Takahashi H, Arakawa R et al.: Neuroimage **39**: 555-565, 2008.
- [2] Martinez D, Slifstein M, Broft A et al.: J Cereb Blood Flow Metab **23**: 285-300, 2003.
- [3] Kudo Y, Okamura N, Furumoto S et al.: J Nucl Med 48: 553-561, 2007.

(14) クリスタルキューブ検出器の試作と評価

稲玉直子 放医研・分子イメージング研究センター

1. はじめに

クリスタルキューブ(X'tal cube)は我々が開発 中の放射線検出器で、立方体のシンチレーション 結晶を3次元に配列した結晶ブロックの全表面に 小型な半導体受光素子をいくつか光学結合させた 構造を持つ(図 1a))。結晶ブロック内には反射 材を挿入せず、放射線を検出した結晶で生じたシ ンチレーション光は図 1b)に示すように3次元的 に広がり、全表面の受光素子で受光される。Position histogram 上に受光素子信号のアンガー計算の結果 を表すと各結晶に対応する応答が形成され、その 応答の識別を可能にすることで、その結晶サイズ の検出器分解能を得る。

検出器内での検出位置の3次元特定は、PET装 置において高感度・高解像度の両立に大きく貢献 する。シンチレータを用いた PET 検出器には従来 受光素子として photomultiplier tube (PMT) が用い られ、PMT の体積による制限のためシンチレータ の一面に結合させていた。そのため、PMT へのシ ンチレーション光の入射位置により PMT 受光面に 平行な2方向の放射線検出位置特定は可能であっ たが受光面に垂直な方向(深さ方向)の検出位置 (= Depth of interaction (DOI))の特定は工夫が必要 であった。波形弁別、結晶配置の工夫、内部の反 射材位置の工夫、など行われてきたが、PMT で得 られる 2 方向と同等の位置分解能を達成するのは 困難であった。小型な受光素子をシンチレーショ ン結晶ブロックの全面に結合する X'tal cube は、シ ンチレーション光の読み出しに関し3方向が同等 であり、等方分解能が達成されやすい構造となっ ている。

前回の報告で、3 mm の立方体のシンチレーショ ン結晶で X'tal cube の試作を行い、3 mm の等方分 解能が達成できたことを示した [1]。その後、さら なる高分解能を目指し 1 mm の立方体の結晶で X'tal cube を作成し1 mm の等方分解能が達成可能 か実験を行った。また、高感度化を目指し X'tal cube の構造を一方向に延長させた検出器の開発も行っ た。前者については次の予稿で、後者(大面積 X'tal cube)について本報で報告する。



図 1 a) X'tal cube の構造と b) 受光の様子

2. 方法

試作した大面積 X'tal cube の構造を図 2 に示す。 大面積 X'tal cube は高 packing fraction を実現するた めに結晶ブロックを隙間なく連ねたものに相当す る。中央のシンチレーション結晶において 2 面上 の受光素子が遠くに位置することになるが、X'tal cube の基礎実験より、X'tal cube の構造では近くの 4 面上の受光素子のみを用いた位置演算で結晶識 別が十分可能であることが分かっている [2]。

受光素子には、Multi-Pixel Photon Counter (MPPC) S10931-025P (浜松ホトニクス社製、受光面サイズ 3×3 mm²、開口率 30.8%、micro pixel 数 14400 個) を用いた。結晶ブロックは 3 × 3 × 3 mm³ の Lu_{2x}Gd_{2(1-x})SiO₅:Ce (LGSO, x = 0.9, 日立化成) 結晶 6×6 配列を 14 列連ねて形成し、結晶ブロックの全 表面に 1 mm 厚のライトガイドを通して計 90 個の MPPC を光学結合した。結晶は化学研磨されている。 MPPC 受光面の結晶に対する配置を図 3 に示す。結 晶間、結晶とライトガイド間は空気、ライトガイ ドと反射材または MPPC は RTV ゴム (KE420 信越 化学工業、屈折率 1.45) で光学結合した。

MPPC の受光面以外の結晶ブロック表面(ライト ガイド表面) は受光量の損失を防ぐために反射材 (Multilayer polymer mirrors, 住友 3M, 反射率 98 %, 厚さ 65 μm) で覆った。

作成した X'tal cube 性能評価は、3 つの 137 Cs 点 線源からの γ 線(662 keV)を 3 方向から一様照射 して行った。得られた MPPC 信号で図 3 に示す x, y, z 方向それぞれについてアンガー計算を行い、その 結果を 2 次元(2D) position histogram として表した。 2D(x-z) position histogram 上で z 方向(X'tal cube を 連続させる方向)の結晶列を抽出し、その列に含 まれる 6×6 の結晶識別能を 2D(x-y) position histogram 上で評価した。



図2 X'tal cube 試作器の構造と MPPC の配置



図3 MPPC 受光面と結晶の対応

3. 結果と考察

図 4a) は得られた大面積 X'tal cube の結晶識別能 の結果である。中央の結晶列 (z = 5,6,7) でも端 (z = 12) でも結晶識別ができている。ただ、識別能に 差があるが、それは中央か端かという結晶の位置 にではなく図 4b) に示す各結晶列表面の MPPC 受 光面の占有率に起因していると考えられる。図 4b) の A 面では受光面全体、B 面では受光面の半分が 結合している z = 6 の結晶配列の結晶識別能は図 4a) にあるように最も良く、A 面でも B 面でも受光 面に直接結合していない z = 5 の結晶配列の結晶識 別能は z = 6 と隣り合うにも関わらず最も劣ってい る。受光面の結合条件が同じ $z = 7 \ge 12$ の結晶配 列は、結晶ブロックの中央と端に位置するにも関 わらず同程度の結晶識別能を示している。

図5に各結晶列の中央1結晶の波高分布を示す。 表1は光量の相対値とエネルギー分解能をまとめ たものである。最も光量の多いz=6結晶列で最も エネルギー分解能が悪かったが、2D(x-y) position histogram 上で該当する結晶応答の範囲に他の複数 の結晶で起こったコンプトン散乱(検出器内散乱) のイベントが混入し、その光量がz=6の結晶で得 られるものよりやや低めであるためピークの半値 幅が広がったのではないかと考えられる。



図 4 a) 得られた Z = 5, 6, 7 (中央), 12 (端) の 6 ×6 結晶配列の 2D position histogram。b) 各 6×6 結 晶配列に対する MPPC 受光面の配置。



図 5 z 方向各結晶列の中央付近1結晶における波 高分布。

表 I z 方向各結晶列の中央付近 1 結晶の 光量とエネルギー分解能

z position	z = 5	z = 6	z = 7	z = 12
Relative light output [a.u.]	0.93	1.00	0.94	0.92
Energy resolution [%]	12.7	15.3	13.2	13.2

4. 結論

X'tal cube の高感度化を目指し、大面積 X'tal cube の開発を行った。3 mm 角の LGSO 結晶を用いて試 作器を作り性能を評価した結果、結晶識別が十分 可能であることが分かった。今後は、より小さな 結晶を用いたり受光素子数を減らしたりすること で結晶数/受光素子数の比率を大きくすることを 試みる。また、隣り合う結晶配列間で結晶識別能 に差が出たことより、ライトガイドの厚みについ ても検討する。通常の X'tal cube では packing fraction が低下するためライトガイドを厚くするこ とができないが、大面積 X'tal cube では packing fraction に影響する面にライトガイドを付けること がないため、厚くして光を周辺の受光素子に届く ようにする試みも行っていく。 なお本研究は、科学技術振興機構(JST)先端計 測分析技術・機器開発事業の支援のもと行われた。

- [1] 矢崎祐次郎、三橋隆之:「クリスタルキューブ:プロトタイプ検出器の製作と性能評価」, 平成21年度次世代PET研究会報告書, pp. 38-40, 2009.
- [2] 横山貴弘,三橋隆之,錦戸文彦,稲玉直子, 吉田英治,村山秀雄,山谷泰賀,菅幹生:「次 世代 PET 検出器「クリスタルキューブ」の 位置演算における情報取捨選択法」, Medical Imaging Technology, Vol. 28, No. 4, p.223-228, 2010.

(15) クリスタルキューブ検出器における 1mm 等方分解能の実現

三橋隆之^{1,2)}・稲玉直子¹⁾ ¹⁾放医研・分子イメージング研究センター ²⁾千葉大院・理学研究科

1. はじめに

近年、シンチレータや受光素子の性能が向上し、 超高分解能 PET 検出器の研究は世界的な競争下に ある。特に、サブミリオーダーの位置分解能を持 っPET 検出器が開発、実用化されれば、分子イメ ージング研究に加え今後のニーズ増加が予想され るアルツハイマー病の超早期診断など、脳研究等 に新たな展開をもたらすことが予想される[1]。 我々が提唱する次世代型DOI-PET検出器X'tal cube では前ページの報告でもあるように、結晶ブロッ ク全面からの効率的なシンチレーション光の検出 を行うことができるため、サブミリオーダーに到 達する非常に高い分解能を得ることができる可能 性がある。本報告ではその第一歩となる、検出器 全体で一様な 1mm 等方空間分解能を達成した実験 結果を報告する。

2. 検出器構成と実験方法

今回試作した検出器基本構成を図1 に示す。シ ンチレータ結晶ブロックは 1×1×1mm³ サイズの結 晶素子を16×16×16 配列で組み、結晶ブロック内部 には反射材は挿入していない。結晶素子としては 表面を化学研磨した Lu_{2(1-x)}Y_{2x}SiO₅ (LYSO, x = 0.05, Proteus Inc.; USA)を使用し、全ての結晶素子は紫外 線硬化型光学接着材(屈折率 1.456)で接着されてい る。結晶ブロックの全表面にはアクリル素材の台 形型ライトガイドを光学接着している。台形型ラ イトガイドのサイズは厚みが 1mm、結晶ブロック 側は16.0×16.0mm²、受光面側は17.6×17.6mm²とな っている。台形ライトガイドの外側には Multi-Pixel Photon Counter(MPPC)(Hamamatsu Photonics K.K.; Hamamatsu; S10931-50P, sensitive area; 3 mm × 3 mm, micro cell; 50 µm²)を光学結合しており、1 面に対し 4×4 配列で 16 個、全結晶ブロック表面で 96 個使 用している。MPPC の受光面以外の部分は台形型ラ イトガイドの表面を反射材で覆い、出来るだけシ ンチレーション光をロスなく検出するよう努めた。 また、ライトガイドとして台形型を選択した理由 は、結晶ブロックに対して直接的に MPPC を接着 した場合、結晶ブロック外側の結晶素子の応答が3 個程度オーバーラップするということが事前実験 として確認されていたので、それを軽減するため に MPPC の受光範囲を広げる役割で挿入した。製 作途中の検出器を図2に、1面に対する MPPC の受 光領域、結晶素子の配置関係を図3に示す。

実験方法としては、作成した検出器ブロックに ¹³⁷Cs から放出される 662keV の γ 線を一様に照射 した。NIM、CAMAC を通して得られたイベントご とに、MPPC96ch それぞれの波高値データに対して 3 次元的な重心演算を適用し、結晶位置弁別能、エ ネルギー分解能の評価を行った。



図1. 製作したクリスタルキューブ検出器の基本構成



図2. 製作途中のクリスタルキューブ検出器



図3. 受光領域、結晶素子の配置関係

実験結果と考察

今回試作した検出器により得られたポジション マップが図4である。1つの白い点が、1つの発光 結晶応答に対応している。クリスタルキューブで は発光結晶位置情報を得るため、重心演算を適用 して得られるポジションヒストグラムは図4(a)の ような3次元的なものになる。この図では結晶ブ ロック外側の結晶素子応答が分離できていること が分かる。さらに図4(a)のライン上のイベントのみ を抽出し、2次元のポジションヒストグラムに投影 したものが、図4(b)である。この図から、結晶ブロ ック内部においても、ほぼ全ての位置で結晶応答 が弁別できていることが分かる。

図5は結晶ブロックの外側の1つの結晶素子、 一番中央の1つの結晶素子でのイベントのみを抽 出し、それぞれエネルギーヒストグラムを作成し たものである。中央の結晶素子の光電ピーク値は 外側の結晶素子の光電ピーク値と比較して、相対 値で0.97という値を得た。また、ランダムに選ん だ100個程度の結晶素子応答を調べた結果、結晶 ブロック全体で光電ピーク値の平均値からのバラ つきが4.1%、エネルギー分解能が11.2±0.9%とい う値を得た。結晶位置に依存なく、あらゆる位置 でほぼ同等な数のシンチレーション光を検出でき ていること、さらにあらゆるポジションでの結晶 応答のピーク値、エネルギー分解能のバラつきが 小さいことから、クリスタルキューブ検出器が効 率的な光収集を実現できていることがわかる。



図 4. (a)3D ポジションヒストグラム (b)(a)のライン位置 に相当するイベントのみを抽出し、作成された 2D ポジ ションヒストグラム



図 5. 結晶ブロック外側の1つの結晶素子と、結晶ブロ ック中央の1つの結晶素子のみのイベントを抽出し、得 られたエネルギースペクトル

4. 結論

1×1×1mm³サイズの結晶素子を16×16×16 配列に 組み、製作したクリスタルキューブ検出器は、ほ ぼ全ての結晶素子に対し発光結晶位置の弁別を行 えることが分かり、クリスタルキューブ検出器が 検出器全体で一様な1mmの等方的位置分解能を有 することを実証した。

なお本研究は、科学技術振興機構(JST)先端計測 分析技術・機器開発事業の支援のもと行われた。

参考文献

 [1] 伊藤浩:「サブミリPET が変える脳機能イメ ージング」,平成21年度次世代PET研究会 報告書,pp36-37,2009

(16) クリスタルキューブ検出器用位置弁別アルゴリズムの開発

横山 貴弘, 菅 幹生 千葉大学・工学研究科

1. はじめに

近年、multi-pixel photon counter (MPPC) など小 型薄型の半導体受光素子の実用化にともない、新 発想の受光素子配置に基づく PET 検出器開発が可 能になった。現在放射線医学総合研究所では、千 葉大学、東京大学、浜松ホトニクスと共同でクリ スタルキューブ (X'tal cube)[1]と名付けた、MPPC を用いた新しい depth of interaction (DOI) 検出器の 開発を進めている(図1)。X'tal cube では受光素 子を結晶ブロック全面に分散して配置し、高度解 析によりミリレベルの等方的分解能の実現を目指 している。X'tal cube に適した位置弁別アルゴリズ ムの開発を目的とし、受光素子出力の応答関数を 基に、尤度関数を作成して位置演算をする最尤推 定法による位置弁別手法を検討している[2,3]。最尤 推定法では、結晶ブロックの発光位置に応じた受 光素子出力信号の応答関数を実験的に取得する必 要があるが、3次元検出器である X'tal cube では、 従来 2 次元検出器で行われるγ線スポット照射は 適用できない。本研究では X'tal cube に適した新し い応答関数実測手法を提案し、十分な効果が得ら れることを確認した[4]。しかし他の位置弁別手法 に対する最尤法の位置弁別精度、また結晶ブロッ クを構成するシンチレータ結晶サイズを変えた際 に最尤法が位置弁別精度に与える影響は確認して いない。今回結晶サイズの異なる複数の検出器構 造において、提案応答関数作成手法を用いた最尤 推定法と位置演算法として広く知られる Anger 法 の位置弁別精度を比較検証したので報告する。

2. 方法

- 2.1 最尤推定法による位置弁別法(分割結晶) 最尤推定法による位置弁別手法は、以下の3つ のステップから構成される。
- シンチレータとγ線との相互作用結晶 j に応じ た受光素子iの平均受光素子出力f_iを求める。
- Ⅱ. 受光素子 *i* の平均受光素子出力 *f_{ij}* と実際の受光 素子出力 *z_i* を用いて尤度関数 *p*(*z* |*j*) を求める。

$$p(z \mid j) = \prod_{i=1}^{N} \frac{f_{ij}^{z_i} e^{-J_{ji}}}{z_i!} \qquad (1)$$

ここで i (= 1 ... N) は受光素子番号、N は受光素 子数である。



図 1 X'tal cube 検出器例 (a) 3×3×3mm³の結晶 (b) 2×2×2mm³の結晶 (c) 1×1×1mm³の結晶



- 図2 提案手法フローチャート
- (a) 上方よりγ線を検出器に一様照射
- (b) 3 次元ヒストグラム作成、及び同結晶イベント の抽出
- (c) 同結晶イベントの受光素子出力を加算平均し 応答関数を作成

 III. 尤度関数 p(z|j)が最大値をとる j を相互作用 結晶 X と推定する。

2.2 提案する応答関数実測方法

応答関数は結晶ブロック内の発光結晶に応じた 全受光素子の出力値である。本研究ではスポット 照射でなくX'tal cubeで可能なy線を一様照射した 結果から応答関数を作成する方法を提案する。提 案法は3つのステップで構成される(図2)。

- I. γ線を検出器に一様照射したデータから Anger 法により 3 次元 position histogram を作成する。
- II. 3 次元 position histogram 上のスポットは各結晶 で相互作用が起きたイベントを表しているため、 各スポットで関心領域を設定し、各結晶で相互 作用したイベントを抜き出す。
- III. 同じ結晶イベントごとに受光素子出力を加算 平均し応答関数を作成する。

2.3提案手法検証のためのシミュレーション

最尤推定法の有効性をシミュレーション[5]によ り検証した。提案手法を検証するために想定した 検出器は結晶サイズの異なる3種類を想定した。 各想定検出器構造を図1(a), (b), (c)に示す。

ーつ目は $3.0 \times 3.0 \times 3.0 \text{ mm}^3$ のLSO結晶を $6 \times 6 \times 6$ 6 に配列し、結晶・受光素子間はライトガイドを配 置せず光学接着により直接結合した。二つ目は $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$ のLSO結晶を $9 \times 9 \times 9$ に配列し、 受光素子間は厚さ 1.0 mm のライトガイドを配置 した。ライトガイド・受光素子間は光学接着した。 3 つ目は $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$ のLSO結晶を $16 \times 16 \times 16$ に配列し、結晶・受光素子間には厚さ1.0 mmの ライトガイドを配置した。ライトガイド・受光素 子間は光学接着した。

各ブロック表面には、受光素子を4×4に配列し、 それ以外の表面には反射材を配置した。各受光素 子の有感領域は $3.0 \times 3.0 \text{ mm}^2$ とし、結晶間は空気 を想定した。最尤推定法の評価として Anger 法と 結晶識別正答率を比較した。結晶識別正答率は各 結晶における入射 γ 線数に対する正しく判別され た γ 線数の割合と定義した。

3. 結果と考察

3 種類のシンチレーション結晶サイズの検出器 における最尤法、Anger 法を用いた際の結晶識別正 答率を図 3~5 に示す。各図の(b),(d)が Anger 法、 (c),(e)が最尤法を用いた際の正答率であり、(b),(c) は結晶ブロック最下層の、(d),(e)は中央層の結晶の 正答率である。注目結晶層位置を各図(a)に示す。 全ての正答率は MAX 値を 93%に、MIN 値を 35% に統一している。また、各結晶サイズ、位置弁別 手法における結晶識別正答率の平均値を表 1 に示 す。結晶サイズが 3 mm の場合では最尤法の平均正 答率が Anger 法より 3.2%高い結果となった。両手 法とも、結晶ブロックの中央に近づくほど正答率 が低くなる傾向が見られた。 結晶サイズが2mmの場合では3mmに比べると、 最尤法、Anger法共に正答率は低下した。しかし、 全体的に最尤法の正答率が高くなった。平均正答 率も両手法の差が6.1%と結晶サイズが3mmの時 よりも差は大きくなった。

結晶サイズが1mmの場合では他の2種類の結晶 サイズと比較して差は広がり、最尤法の平均正答 率がAnger法より10.9%高い結果となった。

以上の結果より 3 次元に組み上げた結晶ブロッ クに受光素子を分散配置した構造においても最尤 推定法は有効な手法となりうることが考えられる。

4. 結論

本研究では X'tal cube においても実施可能な受光 素子応答関数実測手法を提案し、シミュレーショ ンを用いて効果を検証した。最尤法と Anger 法を 比較した結果, $3.0 \times 3.0 \times 3.0 \text{ mm}^3$ 結晶では両手法 の位置弁別精度に大きな差はなかったが、 $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$ 結晶、 $1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$ 結晶では最尤推 定法の方が位置弁別精度は高くなった。

謝辞

本研究は、科学技術振興機構(JST)先端計測分析 技術・機器開発事業の委託のもと行われている。

- Yujiro Yazaki, et al, "Preliminary study on a new DOI PET detector with limited number of photo-detectors", The 5th KOREA-JAPAN Joint Meeting on Medical Physics, YI-R2-3, 2008.
- [2] T.D. Milster, et al, "Digital position estimation for the modular scintillation camera", IEEE Transactions on Nuclear Science, Vol. NS-32, No. 1, February 1985.
- [3] 菅幹生,他、"クリスタルキューブ:位置弁別 アルゴリズムの開発",平成21年度次世代 PET研究会報告書,pp.41-43,2010
- [4] 横山貴弘,他,"3 次元最尤推定における位置 弁別アルゴリズムの検討",平成 22 年度次世 代 PET 研究会報告書, pp.13-14, 2010
- [5] 横山貴弘,他, "受光素子の3次元配置最適化 に向けた DOI 検出器シミュレータの開発", 医学物理, 29, pp.179-180, 2009.



図 3 3x3x3mm³結晶結果 (a):注目結晶ブロック 層,(b)-(e): 各結晶層、位置弁別法における結 晶識別正答率



図42x2x2mm³結晶結果 (a):注目結晶ブロック層, (b)-(e): 各結晶層、位置弁別法における結晶識 別正答率



図51x1x1mm³結晶結果 (a):注目結晶ブロック層, (b)-(e): 各結晶層、位置弁別法における結晶識 別正答率

表1 各手法、結晶サイズでの平均正答率

	3mm	2mm	1mm
Anger	80.3%	64.8%	52.4%
ML	83.5%	70.9%	63.3%

(17)MPPC のタイミング性能

澁谷憲悟^{1,4}、吉岡俊祐^{2,4}、岸本彩^{3,4} ¹東大院総合文化、²千葉大理、³早大理工、⁴放医研分子イメージング

1. はじめに

日本物理学会誌の今月号に、MPPCの解説が掲載 されている[1]。昨今、高エネルギー物理学実験で は、ニュートリノ振動の計測装置に 667 ピクセル の PMMC が 6 万個実装されるなど[2]、従来の PMT や APD を代替えする動きが見え始めた。しかし、 これだけの紙数にも関わらず、タイミング特性に 関する言及は希薄であり、TOF-PET ほど MPPC に 時間分解能を期待する分野は珍しいのかもしれな い。

TOF-PET における MPPC の利用は、世界的にも まだ基礎的な開発競争の段階であるが、増幅領域 の厚さに起因するジッターが PMT のそれと比べて 僅少なため、原理的に高い時間分解能が期待され る。また APD と比較しても、増幅率が大きく、プ リアンプや後段の増幅器を必要としない点が有利 である。最良の時間分解能としては、3×3×5 mm³ の LaBr₃:Ce 結晶で約 100 ps と報告されている[3]。

2. 方法

我々は、これまで PMT で培った、デジタルサン プリングを用いたタイミング解析の手法を応用し て、MPPC のタイミングに関する技術開発に着手し た。

計測の最適化パラメータとして考えているのは、 ①引加電圧、②ディスクリレベル、③フィルタリ ング(カットオフ)周波数である。

まず、印加電圧が大きいほど、MPPCの増幅率は 大きくなるが、同時にノイズの頻度や強度も大き くなるため、タイミング測定に最適な印加電圧が 存在する[4]。その電圧値は素子毎に異なり、実験 的に求める必要がある。メーカ推奨値よりも高い 電圧を印加した方が、しばしば良好な結果が得ら れる。

次に、信号とノイズを弁別し、かつタイミング を決定するためのディスクリレベルは、信号の立 ち上がり時間が短く(例えば lns以下)て、イベン ト毎の波形の変化が小さい場合には、勾配が最も 急峻な時刻にコンスタントフラクション法でトリ ガを掛けるのが適当である。一方、信号の立ち上 がり時間が長く、またイベント毎の波形の変化が 大きい場合には、コンスタントフラクション法に よるトリガレベルを引き下げるか、リーディング エッジ法に切り替えると良好なタイミング特性が 得られる。後者の場合、トリガレベルは、ノイズ を拾わない程度に、極力低く設定することが最適 な場合も多い[5]。

最後に、フィルタリングは、量子化ノイズを含 む高周波ノイズの適度な軽減を目的として行う。 高周波カットオフ周波数が必要以上に小さいと信 号は十分に滑らかになるが、信号の立ち上がり時 間が長くなるため時間情報が希薄化する。最適な カットオフ周波数は、このトレードオフの均衡点 で成立する。

なお、パラメータの最適化に当たって、従来の アナログ計測では、①②③の全てについてハード ウェアの設定を変更しながらデータを取りなおさ なければならないのに対して、我々が行っている デジタル計測では、波形をデジタル保存してから ソフトウェアで解析するので、②③の最適化は半 自動的化されている。解析の所要時間は PC スペッ クに依存する。

MPPC (型番 S10362-33-050C, S/N 08002587, 推奨 電圧 70.5 V, 増幅率 7.5e+5) と PMT (型番 H3378-50) にそれぞれ 3 mm 角の LGSO 結晶を乗せ、両検出器 で ²²Na 線源を挟む配置で同時計数を行い、波形を デジタルオシロスコープ (DPO7104, 10 GS/s) で記 録した。

3. 結果と考察

本課題では、今年度前半において、実験系と解 析プログラムの開発および動作テストを東京大学 にて澁谷を中心に行った。また、後半からは、実 験系を放医研に移設し開発を進めている。

本予稿に示すデータは、東京大学において行われた動作テスト結果である。なお設備の都合により、MPPCの温度制御はなされていない。

まず、印加電圧に関しては、図1のように電圧 を大きくするほど時間分解能が良くなる傾向が見 られた。この傾向はメーカ推奨電圧の 70.5V を超 えても続いていた。更に電圧を上げると、ある電 値を境に時間分解能は悪くなり、その手前に最適 値があるものと考えられるが、時間の都合上、動 作テストではその値を求めなかった。将来、MPPC と MPPC の同時計数を行う場合にも、このように して個々の素子の最適電圧を求めてから測定を行 うのが良い。



図1 バイアス電圧と時間分解能の関係(動作テスト)

次に、ディスクリレベルに関しては、今回は一 意に波高値の4%と定め、最適化は行わなかった。

最後に、フィルタリングに関しては、図のよう に印加電圧が70.3 Vの際には、最適なカットオフ 周波数が250 MHZ と求められた。信号波形のS/N が良いほど、カットオフ周波数を高く設定した方 が有利と考えられる。



図 2 カットオフ周波数と時間分解能の関係(動作テスト)

4. 結論

MPPC のタイミング解析に必要な実験系と解析 プログラムの開発を行い、今後の技術開発環境を 整備した。所感として、MPPC は TOF-PET 用の光 検出器として十分な資質を備えていると思われる。 今後は、放医研にて学生が専従することにより、 従来よりも迅速な開発が行われるものと期待され る。

- [1] 生出秀行他、日本物理学会誌、2011 年 1 月号、 20-28。
- [2] M Yokoyama et al, NIM-A, 610, 128-130 (2009).
- [3] DR Schaart et al, PMB, 55, N179-N189 (2010).
- [4] CL Kim, IEEE TNS, 56, 2580-2585 (2009).
- [5] R Vinke et al, NIM-A, 6140, 188-191 (2009).

(18) クリスタルキューブ内光伝搬シミュレータの開発

緒方祐真,羽石秀昭

千葉大・フロンティアメディカル工学研究開発センター

1. はじめに

科学技術振興機構の研究プロジェクトとして進 められている「革新的PET用3次元放射線検出 器の開発| [1]において、我々は、モノリシック・ シンチレーターブロック内光学特性の設計のため のシミュレータを開発している。数 mm 角に精度 よく加工した数千個のシンチレーターを、間に反 射膜を挟みながら積み上げる第2世代の DOI 検出 器と対比して、本課題では、モノリシック・シン チレーターブロックに、外部からのレーザー照射 で内部に微細な光学的不連続点(以下、クラック 面と呼ぶ)を導入[2]することで、検出器組み立て の工数を大幅に削減すると共に、シンチレーター 間に存在する不感領域を低減しガンマ線検出感度 の向上を図る。このためには、相互作用位置の弁 別能を最適にするためのブロック内光学特性の設 計がきわめて重要である。

我々のグループでは、第2世代の DOI 検出器の 開発において、シンチレーション光の振る舞いを 高速に計算する簡易的検出器シミュレータを開発 してきたが[3]、モノリシック・シンチレーターブ ロックにおける光子の振る舞いをシミュレーショ ンする場合には、簡易型シミュレータで用いてい た近似が成り立たなくなる、よって、精度を確保 するためにモンテカルロ法に基づいたシミュレー ションが必要になる。我々は浜松ホトニクスによ り計測されたクラック面の光学特性データを用い、 シミュレーションを実装した。

そして、今回、シミュレーションと実験で得ら れたデータとの比較を行いシミュレーションの正 当性の検証を行った。

2. シミュレーション方法

2.1 クラック面の設定

三角形パッチの集合によってクラック面を設定 することとした。これにより、より自由度の高い クラック面も想定することが可能になる。そして、 消滅放射線と結晶の相互作用位置で発生した光子 はランダムな方向に飛行し、最初に当たった界面 で透過、散乱の判断がなされる。最初の境界面の 判断は、各三角形パッチと飛行する光子が描く直 線との交差判定により行う。

2.2 光子の振る舞い

図1に示すフローチャートに従い、光子の追跡を 行う。光子の追跡は消滅放射線の各相互作用につ き発生する全光子に対して行う。



図 1 光子追跡フローチャート

また、クラック面での振る舞いは浜松ホトニクス にて計測されたレーザー光強度データに基づいて、 光子の振舞いを決定する。以下では、入射角、反 射角を界面の法線方向からの角度と定義する。 クラック面に角度 θ, で入射した光子は、次の手順

にしたがってクラック面から出射する。

 確率t₀(θ₁)で透過光と判断する。この確率は 入射角θ₁に対する透過率の実測値を多項式近 似した、図2に示す関数を用いた。



図2 用いたクラック面に関する入射角と透過率の関係

② 透過でない場合は反射光と判断する。反射光の角度に関しても、反射光の実測値と類似した分布をもたせる。図3は実測された反射光強度分布である。このグラフを参考に、反射角 / への確率分布を以下で与えることとした。

 $r(\theta_1, \phi) = c \exp \left[-(\theta_1 - \phi)^2 / \sigma^2 \right]$ (2) この関数は正反射方向 $\phi = \theta_1$ においてもっとも確 率が高く、Gauss 分布にしたがった広がりをもつこ とを意味している。



図3 クラック面での反射光強度分布

3. 比較、検証

3.1 検証ジオメトリ

今回実験との比較の為に用いたジオメトリは、 図4に示すように一辺18mmの立方体のLYSO単 一の結晶を6×6×6に区切るようにクラック面が 施されている。



図4 クラック面での反射光強度分布

3.2 シミュレーション結果

図5実験とシミュレーションによって得られた 結晶識別能の結果である。Photo-detector と直接結 合している表面の結晶配列(layer1)、中央の結晶 配列(layer4)の2D position-histogramを示す。実 験の結果は結晶の角の部分の応答が広がっている が、全体的には広がりが少なく、結晶識別が可能 であるという結果が得られている。また、シミュ レーション結果でも、同様の特徴を有しているの が分かる。



図 5 a)実験 b)シミュレーションの layer1 (表面) と layer 4 (内部) の 6×6 の 2D Position histogram

3.3 比較·評価

3.3.1 各層の比較

図5のように実験とシミュレーションのそれぞれの layer ごとのエネルギースペクトルを抽出し、比較を行った。図6a)が実測で得られた各 layer のエネルギースペクトルであり、図5b)に示すのがシミュレーションで得られたエネルギースペクトルの結果である。

このエネルギースペクトルについて表1に示すように光電ピークの位置について評価を行った。結果は、layer6 での光電ピーク位置を基準として各layer の正規化している。

a)								
experiment	Layer1	Layer2	Layer3	Layer4	Layer5	Layer6		
光電ピーク 位置	0.93	0.98	1.0	1.02	1.0	1.0		
b}								
simulation	Layer1	Layer2	Layer3	Layer4	Layer5	Layer6		
光電ビーク 位置	1.03	1.01	1.03	1.03	1.01	1.0		

表 1 a)実験結果 b)シミュレーションでの光電ピーク 位置 (layer6 で正規化)



図 6 a)実験,b)シミュレーションのエネルギースベクト ル

3.3.2 注目領域での比較

次に、クラック面に囲まれた結晶部分での比較・ 評価を行う。今回は図 7-1 に示すように 2 つの領域 を選択した。結晶表面部分(以下、seg1)、結晶内 部分(以下、seg2)とした。そして、図 7-2 のよう に、その領域におけるエネルギースペクトルを抽 出し、評価を行った。これを表 2 に 3.3.1 の評価と 同様に光電ピークの位置を比較したものを示す。



図 7-1 評価のために選択した領域

1	a)				b)		
	experiment	seg1	Seg2		simulation	seg1	Seg2
	光電ピーク 位置	0.947	1.0		光電ビーク 位置	0.949	1.0

表 2 a)実験 b)シミュレーションの各領域の光電ピー ク位置(seg2 で正規化)



図 7-2 a)実験結果 b)シミュレーション結果の各領域 のエネルギースペクトル

4. 結論

クラックの光学特性の実測値に基づいたモンテ カルロシミュレータを作成し,実測との比較を行 い、シミュレーションの信頼性の確認を行った。 評価の方法として、各層と注目領域でのエネルギ ースペクトルを用い、光電ピーク位置の比較を行 った。表1に示すように、各層の比較では、layer1 は若干ことなる値を示したが、他の layer で同様の 傾向を示している。さらに、表2に示すように、 注目領域の結果も、同様の傾向を示した。以上の 結果により、今回作成したシミュレータの信頼性 を確認することができた。今後は、高い位置弁別 能を実現するために,望ましいクラックの光学特 性と配置を提示していく。

なお本研究は、科学技術振興機構(JST)先端計 測分析技術・機器開発事業の支援のもと行われた。

- Yazaki Y, Murayama H, Inadama N, et al. IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf. Conf. Rec. M13-267, Orland, 2009
- [2] Moriya T, Fukumitsu K, Sakai T, et al. IEEE Nucl. Sci. Symp. Conf, Rec.M13-30 2009
- [3] Haneishi H, Sato M, Inadama N, Murayama H, Radiol Phys Technol, 1:106-114, 2008

(19) レーザーによるシンチレータ内部加工と MPPC 用 ASIC の開発

大村知秀、福満憲志、森谷隆広、渡辺光男 浜松ホトニクス株式会社

1. はじめに

科学技術振興機構(JST)の委託研究「革新的 PET 用3次元検出器の開発」において、シンチレータ ブロックの全表面に複数個の半導体受光素子 MPPC (Multi-Pixel Photon Counter) を配置し、シン チレーション光の効率的な検出と高度な演算手法 によるサブミリオーダーの等方的な位置分解能の 実現を目指したクリスタルキューブ (X'tal cube) と名付けた検出器を開発中である。検出器の高分 解能化には微小な結晶素子でシンチレータブロッ クを構成する必要があるが、細かく分割した結晶 素子を接着剤等で組み立てる従来手法では十分な 寸法精度を得ることは難しく、結晶素子ごとの発 光量のばらつきや量産化の点でも問題がある。 我々は、これらの問題を解決するためにモノリシ ック結晶を用いて内部をレーザー加工によって細 かなピッチで3次元アレイ構造を作製する技術開 発を行っている。また、多数の MPPC を使用する 検出器の小型化にはゲイン調整などを含むフロン トエンド回路の集積化が必要であるため、MPPC 用 ASICの開発も進めている。今回、18mm 立方の結 晶に 2 mm ピッチで加工したアレイ構造の作製と 試作した ASIC について報告する。



図1 3 次元シンチレータアレイ:レーザーを用い て18 mm 立方の LYSO シンチレータ内部に2 mm ピッチの3 次元アレイ構造を作製

2. レーザーによるシンチレータ内部加工

ガンマ線に対する高い検出効率および位置分解 能特性を有するシンチレーション検出器の簡便な 製作技術の確立を目的に、レーザーを用いた内部 集光加工によるシンチレータのアレイ構造化を検 討している。前回までにレーザー加工を用いてシ ンチレータ結晶内部の2次元アレイ構造作製[1]や 3次元化として18mm立方のLYSO結晶内部に3 mmピッチ、6x6x6の3次元アレイ構造作製につ いて報告した。今回、レーザー照射条件を再検討 し、2mmピッチで18mm立方の結晶内部に9x9x 9の3次元アレイ構造を作製することができた。そ の写真を図1に示す。この結果から、レーザー照 射条件や加工方法を最適化することにより、さら に細かなピッチのアレイ構造作製が可能と考えら れる。

3. MPPC 用 ASIC

X'tal cube では結晶ブロックの各面に有効受光面 3 x 3 mm²の MPPC を 4 x 4 個、6 面で合計 96 個配 置することから、検出器の小型化にはフロントエ ンド回路の集積化が不可欠である。多チャンネル 入力、MPPC 端子間容量、読み出し回路の接続や MPPC ゲイン調整機構等を考慮して、AMP 部と DAC 部で構成されたシンプルな ASIC を 0.35 μm CMOS プロセスで設計・試作した。

AMP 部は、16 チャンネル入出力で MPPC 容量に よる影響を小さくするための低インピーダンス入 力回路、抵抗チェーン接続を可能にする高インピ ーダンス電流出力回路、シンチレータ弁別性能向 上のためのクランプ回路および全チャンネルの信 号加算回路で構成される。クランプ回路は設定閾 値以下の信号を除去するもので重心演算に寄与す る信号チャンネル数を制限することにより位置分 解能を改善する機能を持つ。DAC 部は MPPC ゲイ ン調整をバイアス電圧可変で行うための D/A 変換 回路 (DAC) 16 チャンネル出力と温度補償用外部 電圧入力回路で構成される。

図2に試作した ASIC チップの写真を、図3に 160pin セラミックパッケージに封入した ASIC 試作 品の評価基板と MPPC 用付加基板の写真を、表1 にチップパラメータと評価基板により測定した性 能の一部をそれぞれ示す。



図2 ASIC 試作チップ写真



図 3 ASIC 試作パッケージ品(160pin CQFP) 評価 基板と MPPC 用付加基板

仕様
TSMC 0.35µm CMOS
120
3 mm x 5.3 mm
± 1.65 V
16 ch
4 mA
67 Ω
125 MHz
± 1.2 V
13 mW/ch

表 1	チッ	プパラ	メータ	と諸特性
-----	----	-----	-----	------

(基準電流 100 µA 時)

図 4 に時間分解能測定例を示す。リファレンス 検出器として BaF2 + PMT (Hamamatsu R5320)を 用い、MPPC に LYSO 結晶 3.6 x 3.6 x 20 mm³を結 合して ASIC のチャンネル出力でリーディングエ ッジ検出により測定した。基準電流 100 μA 時、半 値幅で 415 ps の時間分解能が得られた。評価基板 の最適設計により時間分解能向上が期待できる。



図4 ASIC チャンネル出力による時間分解特性

4. まとめ

今回、レーザー照射条件の調整により 18 mm 立 方 LYSO 結晶内部に 2 mm ピッチで 9 x 9 x 9 の 3 次元アレイ構造を作製することができた。また、 ASIC 試作品が完成し、性能評価を開始した。

今後、さらに細かなピッチの 3 次元アレイの作 製を進めると共に ASIC パッケージを小型化して X'tal cube 検出器モジュールを設計・製作する予定 である。

謝辞

本研究は、科学技術振興機構(JST)先端計測分 析技術・機器開発事業からの委託により行われて いる。ASIC開発に関して ISAS/JAXA 池田博一教 授にご協力頂き、心より感謝致します。

参考文献

 T. Moriya, et al., "Development of PET Detectors Using Monolithic Scintillation Crystals Processed Sub-Surface Laser Engraving Technique", IEEE Trans Nucl Sci 57: 2455-2459, 2010

第4部

特別寄稿:次世代 PET への期待

(20) 腫瘍の診断・治療における次世代 PET への期待

井上 登美夫 横浜市立大学医学研究科 放射線医学

1. はじめに

腫瘍診断の領域に PET 検査が深くかかわるよ うになったのは、FDG と全身撮影用 PET 装置の 開発にあると考えられる。国際的に共通の事象と して、21 世紀に入ってからの PET 検査の普及は 目覚ましいものがあり、その中心となる対象疾患 は悪性腫瘍であったといっても過言ではない。現 に日常の医療においてブドウ糖代謝を反映する FDGのPET 検査は、全PET 検査の90%以上を 占め、我が国の保険診療における腫瘍の診断・治 療におおきな役割を果たしてきている。FDG の 腫瘍検出診断薬の PET 製剤としての優れた特性 もさることながら、近年の PET 検査の普及には 撮影装置の進歩によるところもきわめて大きい といえる。もっとも大きな貢献をしたのは何と言 ってもPET/CTの開発であることは明らかである。 2009 年の全国統計では我が国の400台の PET 検査用の撮影装置のうち276台(69%)が PET/CT 装置である。2004 年に我が国で PET/CT 装置が薬事承認を受けて以降、PET 専用装置の設 置台数は 2006 年のピーク以降急激な減少傾向を 示し続け、PET/CT 装置は増加傾向を示し続けて いる。次世代 PET のニーズは診断面からの装置 ニーズと治療面からの装置ニーズに分けて考察 する。

2. 腫瘍診断の動向からの次世代PETへの期待

PET の腫瘍診断の動向として、常に FDG を超 える PET 製剤の開発が唱えられており、その基 本的な特性として腫瘍特異的に集積する性質の PET 製剤が求められている。ポスト FDG の候補 として、核酸代謝製剤の FLT が有力視されてい るが、FLT に呼応する特別な撮影装置の要求は特 に議論されておらず、FDG と同じ F-18 製剤の全 身イメージを如何に高分解能にかつ迅速に全身 イメージが撮影できるかが求められる。診断面か ら現状の FDG PET 診断にない要素として求めら れるとすると、開発される PET 核種の半減期に よって、より迅速な全身イメージの撮影が求めら れる。近年我が国でもマイクロドーズ試験におけ る PET の利用に関心が高まりつつあり、C-11 標 識 PET 製剤の薬物動態イメージングの創薬段階 並びに診療レベルでの分子標的薬のダイナミッ ク全身イメージングのニーズがでてくる可能性 が考えられる。換言すれば、FDGより短半減期 の C-11PET 製剤の全身像を短時間に反復して撮 影できる PET/CT 装置である。これらの装置には、 薬物動態解析に供する定量性の高い画像を撮像 することが求められる。

近年、実用化が期待されている PET/MRI は多 くの臨床家が期待している次世代 PET であるこ とは疑いの余地はない。頭部専用機のみならず全 身撮影用 PET/MRI の開発は、脳腫瘍・骨軟部腫 瘍・骨転移・婦人科癌、前立腺癌・乳癌など MRI 診断が重要となっている領域の癌診断のさらな る精度の向上をもたらすことが予想される。

3. 腫瘍の治療の動向からの次世代PETへの期待

全身イメージング装置と対峙するコンセプト の撮影装置として、最近話題となっている乳癌専 用 PET 装置がある。まだ薬事承認されたものは ないが、いわゆる PEM (positron emission mammography)の臨床研究の成果が報告されてき ている。高分解能を目指した装置であるが、その 役割としては高分解能の画像を得ることで、分子 標的薬をはじめとして乳癌の薬剤治療の効果判 定をより高い精度で行うところにあるのではな いかと考える。

癌治療の中で、重粒子線治療を代表格として放 射線治療の高度化は目を見張るものがあり、治療 線量のがん病巣への集中化にともなう放射線発 生装置と PET の画像診断情報を連動する発想は まさしく次世代 PET のもうひとつの方向性とし て大いに期待するものである。

外科治療との連動としてはすでに CT の 3D 画 像で行われている手術シミュレーションへの応 用は当然のことながら PET/CT あるいは PET/MRI による手術シミュレーション画像が日常的で行 えるような画像処理システムの開発が望まれる。

がんの医療分野における次世代PETの開発は、 PET 製剤の開発との両輪で今後のがん治療の進 歩に大きくかかわる重要な科学技術である。

(21) 脳機能画像の現状と展開-次世代 PET への期待-

松田博史 埼玉医科大学国際医療センター核医学科

1. PET/SPECTによる機能イメージング

PET/SPECT によるブドウ糖代謝、血流画像に関 しては、認知症への応用が増大している。特に脳 血流 SPECT は画像統計解析ソフトウェアの普及と ともに、MRI と併用して認知症の早期診断や鑑別 診断に広く用いられている¹⁾。PET や SPECT 画像 は MRI と比べ空間分解能に劣るため、大脳皮質な ど数 mm しかない構造物の放射能は部分容積効果 のため過小評価される。この部分容積効果の補正 は従来より試みられているが、MRI を用いた補正 が一般的である。PET や SPECT 画像の灰白質画像 を、MRI から分離した灰白質画像を PET や SPECT の分解能に相当する画像に変換した上で除するこ とにより部分容積効果補正が行われている²⁾。この 補正により、より正確な放射能測定が可能となり 微細な機能変化を検出することに役立つ。最近で は、MRI に代わり、PET/CT で得られる CT 像を用 いての補正も試みられている。

生体内における特定遺伝子やタンパク質など を標的にした発現または機能の細胞・分子レベル の画像化をいう「分子イメージング」は、様々な 病態に関与する分子を画像化することで高度の疾 患診断を可能にする。PET は感度が高く、定量性に も優れているため、生体機能の病因の解明やそれ に基づく治療法の開発、さらには再生医療などへ の貢献が期待されている。脳における最近の PET の分子イメージングとしては、脳腫瘍の低酸素イ メージングや脳アミロイドイメージングが数多く 報告されている。特に脳アミロイドイメージング は、アルツハイマー病の超早期診断、前頭側頭葉 型変性症との鑑別診断に用いられるばかりでなく、 今後、アルツハイマー病の根治治療薬の候補者選 択や治療効果判定にますます応用されていくもの と思われる³⁾。

2. MRIによる機能イメージング

磁気共鳴イメージングでは Echo Planar Imaging (EPI)法の導入により 50msec 以下の高い時間分解 能での撮像が可能になった。この為、EPI パルスシ ーケンスを利用した脳の灌流イメージングが臨床 で行われている。灌流イメージングを行うには造 影剤を利用した方法もあるが、近年、血液にラジ オ波 (Radio Frequency; RF)パルスで標識付け

(Tagging) を行って測定する方法が注目を浴びて いる。その歴史はスピン Tagging 法として 15 年以

上も前から研究されている。造影剤を使用する方 法に比べ、非侵襲で何度でも繰り返して施行でき る点が魅力的であり、特に動脈血に磁気的 RF パル スで Tagging する場合、これを Arterial Spin Labeling (ASL)法と呼んでいる。ASL 法は大別すると continuous ASL(CASL)法と pulsed ASL(PASL)法に 分けられる。CASL 法では反転パルスを持続的に照 射するために照射時間が長く熱吸収比(Specific Absorption Rate ;SAR) による制限を受けやすい。 このため、最近では断続的に照射する PASL 法や pseudo-continuous ASL(PC ASL)法がより広く研究 され臨床的にも利用されている。この撮像法によ り RF パルスによって動脈の血液に Tagging してそ の磁化の伝わる範囲をみることができる。観測さ れる信号は微少のため、信号対雑音比が高く、血 液の T1 値の延長効果も得られる 3 テスラ以上の高 磁場の MRI システムでの検査が望ましい(3 テス ラでは1.5テスラに比較して300msecぐらいの延長 効果が得られる)。これらの手法は血液の灌流する 範囲を観るという点で、造影剤を用いる灌流イメ ージングや Blood Oxygenation Level Dependent (BOLD)効果に基づいた機能的 MRI と同じ意味が ある。実際の撮像は、同じ撮像領域内においてラ ベルを行わない画像(コントロール画像)とラベ ルを行った画像(ラベル画像)を交互に撮像し、 コントロール画像からラベル画像を引き算するこ とで目的の灌流画像を得ている。反転パルスによ って磁化が反転したプロトンが脳組織中に流入す るため、ラベル画像はコントロール画像に比べて 信号強度が減少することになる。だだし、ラベル 画像とコントロール画像の信号差は1%前後と少 ないため、加算平均にて解析するためにそれぞれ の画像に対して40~50回の撮像を必要とする。ま た、信号対雑音比の高い頭部専用のフェーズアレ イコイルを使用し、撮像時間を短縮する機能、お よび撮像中の被験者の不意の動きを補正する機能 を併用して、マルチスライス撮像や定量性を考慮 した脳血流画像の算出まで行うことが可能となっ ている装置もある。さらには、頸部の主幹動脈の 中で、特定の血管だけをラベルすることも可能で あり、左右内頚動脈および椎骨脳底動脈の潅流域 を個々に評価する撮像法も発表されている。

ASL は長い歴史を有するものの信号対雑音比の低さのために臨床応用は遅れていたが、最近の3

テスラ MRI 装置の普及にともない脚光をあびるようになった。SPECT や PET による脳血流測定とは 異なり放射線被ばくを伴うことがなく脳血管障害 を主とした小児脳疾患にも適する。造影剤も用い ないため安全かつ安価に施行できる。また BOLD に基づく機能的 MRI に比べ、安静時や負荷時の脳 血流画像が個々に得られることも大きな利点であ る。さらに、ASL は数分で撮像が可能なため MRI のルーチン撮像に組み込むことが可能である。

脳血管障害以外の臨床応用として期待される領 域の一つとして、認知症の早期診断や鑑別診断が 挙げられる。すでに、認知症の中でも最も頻度の 高いアルツハイマー型認知症においては、PET や SPECT におけるがごとく、解剖学的標準化を行っ た上で健常者のデータベースと統計学的に比較す ることにより帯状回後部などアルツハイマー型認 知症に特異的な部位の血流低下が報告されている。 その他の臨床応用として、低酸素脳症、偏頭痛⁴、 側頭葉てんかん、気分障害など多岐にわたって報 告がみられる。1回の撮像で形態情報と機能情報 を得ることが可能となったことは精神・神経疾患 の診断、治療効果判定に多大の貢献をなしていく ものと期待される。

ASL は本格的な臨床応用がはじまったばかり である。今までは、2次元のデータ収集であったた め、スライス枚数が11枚ぐらいと少なく、全脳を カバーすることは困難であったが、30-40スライス を同時に撮像可能な3次元データ収集法が臨床応 用されはじめており⁵⁾、今後の一般臨床での応用が 期待されている。

	A.	(internet)	(2)
			Sec. 2
		Contraction of the second	Service Street
and's	STOR.	Contrast Contrast	

3T MRI での3次元 PC ASL による脳血流画像

3. PET/MRへの期待

6年ほど前から、PET/CT 装置の CT の代わりに MRI を利用した次世代画像診断システムの研究開 発が開始された⁶⁷⁷。PET 測定とMR 測定の同時撮 像が可能であり、両方の完全統合型全身対応シス テムの構築に向けて研究が進んでいる。PET/MR 装 置では、PET の減弱補正を MRI から疑似 CT 画像 を作成することにより被ばくを低減できること、 また、高磁場においてはポジトロン核種の飛程が 短くなることが確認されており分解能の向上も期 待できることなどの利点がある。磁場による影響 を受けない新しい半導体検出器であるアバランシ エ・フォトダイオードが使用され、電気信号伝達 系には光ファイバーを使用せずに同軸ケーブルが 最新の装置では採用されている。

PET/MR での同時測定は、患者のスループットを あげるだけでなく、種々のメリットがある。例え ば、MRI の情報を用いて PET 撮像時の体動補正を 行うこと、また MRA の情報を用いて PET トレー サの入力関数を求めることなどの研究成果が報告 されている。MRI の撮像を行っているバックグラ ウンドで PET の撮像も行われているという夢のよ うな装置であるが、PET/CT 装置のように数年先に は、当たり前の装置になっているかもしれない。 そうなれば、MRI と PET の両方の深い知識を有す る今までにはない技術者と医師が必要となってく るであろう。

- [1] Matsuda H: J Nucl Med 48:1289-1300,2007
- [2] Matsuda H, Ohnishi T, Asada T, et al.: J Nucl Med 44:1243-1252,2003
- [3] Rinne JO, Brooks DJ, Rossor MN, et al.: Lancet Neurol 9:363-372,2010
- [4] Kato Y, Araki N, Matsuda H, et al; J Headache Pain 11:255-258,2010
- [5] Järnum H, Steffensen EG, Knutsson L, et al: Neuroradiology 52:307-317,2010
- [6] Sauter AW, Wehrl HF, Kolb A, et al: Trends Mol Med 16:508-515,2010
- [7] 山田 実、松田博史: INNERVISION 25:51-54,2010
(22) PET/MRI に対する MRI 側からのアプローチと臨床応用への期待

小畠隆行 放医研・分子イメージング研究センター

1. はじめに

近年、PET/MRIの開発が広く行われるようにな り、一部では市販を視野に入れた動きも出て きている。今回はPET/MRIの特徴を紹介した後 に、課題となっている吸収補正と相互干渉軽 減に対するMRI側からのアプローチを紹介す る。また、MRI研究者であり、臨床診断医であ る自分が抱く臨床応用への期待も述べていき たい。

2. PET/MRIの特徴[1]

- ▶ PET/CT と類似する点
 - ◆ ほぼ完璧なイメージレジストレー ションが可能
 - ◆ 形態画像を参照しながらの PET 診 断が可能
 - ◆ 画像再構成やデータモデリングの ための形態先見情報を獲得できる
- ➢ PET/CT に対するアドバンテージ
 - ◆ 放射線被曝がない
 - ◆ 軟部組織コントラストが大きい
 - ◆ 拡散、造影 MRI や MR スペクトロス コピー、細胞トラッキングなどの 最新 MR 技術との併用ができる
- ▶ 課題
 - ♦ PET のための吸収補正をダイレク トにはできない
 - ◆ 技術的に PET/CT より難しい
 - PET に対する影響
 - ▶ 静磁場
 - RF、傾斜磁場で生じる
 電磁波
 - MRI に対する影響

 - 磁場不均一、磁化率ア
 ーチファクト
 - Eddy currents
 - その他
 - 温度、振動などの付加
 的に発生する変化
 - ▶ コスト

3. MRI 側からのアプローチ

 吸収補正のためのMRI技術 MRIでは吸収補正値をダイレクトに求め ることは難しく、画像コントラストから 組織のセグメンテーションを行い、理論 値を当てはめていく方法が一般的である。 このときに問題となることは通常の MRI 撮像では吸収の大きな骨が無信号になっ てしまい、吸収の小さな空気と区別しに くいところである。この問題を解決する ために使用されはじめているシーケンス が Ultrashort TE で、これにより骨のイ メージングが可能となる。

▶ 相互干渉を防ぐためのシールド開発 シールド技術の進歩により電磁波の相 互干渉による画像劣化の縮小が進んでい る。PET 装置を銅などの導体で覆い接地す ることで、RF パルスの PET 信号への混入 や PET からの漏洩電磁波が引き起こす MR 画像のノイズを軽減できる。

また、MRI の傾斜磁場変動は PET に対す る電磁波ノイズ源であるだけでなく、 Eddy current を引き起こし、MRI の画像 劣化の原因にもなる。これに対してはカ ーボンファイバーのメッシュで多層性に 電波シールドをカバーすることで影響が 軽減されるとの報告がある[1]。

シールド以外の技術においても干渉を 防ぐ研究開発が進められている。PET によ って生じる磁場の不均一や、磁化率アー チファクトを防ぐためには非磁性の材料 が必要となるが、半導体製の検出器など の発達によって、この影響は大きく改善 してきている。

4. 臨床応用への期待

- 治療との融合 高感度の PET によるターゲティングと高 時間・空間分解能を有する MRI による治 療評価を同時に行えることは、今後の Interventional radiology に大きく貢献 できるところである。
- MRIを用いた体動補正 放射線被曝がない MRIを用いることで常時、体動をモニターすることが可能となる。肺や肝臓の不規則な動きは PET 画質やPET/CTの画像レジストレーションを劣化させる原因となる。MRIを用いて連続的にモニターすることにより、これらの問題が大きく改善されることが期待される。また、幼児や認知症の方など、静止状態

を維持することが困難な症例においても、 MRI 連続モニタリングによる体動補正は 有益であろう。

➤ 医療経済学的効果 科学的な観点ではないが、PET と MRI を個 別に行う場合と比較して検査時間を最大 で半減にできることは医療経済学的にも 有用性が高い。MRI や PET は、CT と比較 すると撮像にかかる時間は圧倒的に長い。 このため、予約してもすぐには検査を受 けられないなどの問題も指摘され、やむ なく、MRI 検査を簡略化するなどの対策が とられることがある。このような状況下 では PET/MRI による同時測定技術は大き なメリットになる。

5. 結論

PET/MRI は技術的課題も存在するものの、PET/CT では得られないメリットが多く、今後の発展が大 いに期待できる。日本国内でもその開発・研究を 加速させることが必要であろう。

- [1] B. J. Peng, Y. Wu, J. Walton, and S. R. Cherry: Proceedings of ISMRM Meeting, 2010; 3952
- [2] Robson MD, Gatehouse PD, Bydder M, Bydder GM. JCAT 2003;27(6):825-846.
- [3] Tyler DJ, Robson MD, Henkelman RM, Young IR, Bydder GM. JMRI 2007;25(2):279-289.
- [4] Robson MD, Bydder GM. NMR in biomedicine 2006;19(7):765-780.
- [5] Bae WC, Dwek JR, Znamirowski R, Statum SM, et al. Radiology;254(3):837-845.
- [6] Du J, Takahashi AM, Bydder M, et al. Magn Reson Med 2009;62(2):527-531.

(23)小動物実験用 PET の問題点と望まれる装置

和田康弘

(独) 理化学研究所・分子イメージング科学研究センター

1. はじめに

近年,特に昨年・本年に小動物実験用 PET 装置 の導入が行なわれ,年内に20を超える施設で小 動物での PET 実験が行なわれるようになる。

小動物実験用 PET 装置の空間分解能は,最近の 機種では 0.7 ~ 2.0 mm であり,一般的な臨床用 PET と比べると高い。今回はこの高い分解能と感 度および小動物実験を行なう際の特徴および今後 望まれる PET 装置について考えてみる。

2. 高い空間分解能と必要なカウント

PET 装置の空間分解能は検出器クリスタルのサ イズによってほぼ決定され、高空間分解能の PET ではクリスタルは小さい。その為に検出器リング の直径,体軸方向視野の長さ、束ね等が同じとし ても、高空間分解能で同程度の S/N の再構成画像 を得るために必要なカウント数(実際には雑音等 価計数:NEC)は、空間分解能が低い場合に比べ て多くなる[1]。これはサイノグラムの各ピクセル に含まれる統計ノイズが再構成画像ノイズに対し て大きな影響を及ぼすからである。高空間分解能 装置ではより多くのカウント(NEC)を収集する 必要があり、装置はより高感度である必要がある。

PET 装置の感度を決定する大きな要因の1つに 検出器クリスタルの厚さがある。小動物実験用装 置では10 ~ 15 mm 程度であり,臨床用の20 ~ 30 mmに比べ薄い。511 keVのガンマ線の90%を検 出するのに必要な厚みは2.4 cm (BGO),2.7 cm (LSO), 3.3 cm (GSO:Ce)になる[2]。このために検出 器でのガンマ線検出効率は低くまた同時計測線で の感度は低い。実際の小動物実験用装置では、検 出器リング径に対する体軸方向の検出器リング長 が長くこれによる感度上昇があり、ある程度キャ ンセルするようになっている。

3. 高空間分解能,放射能量,プローブ

図1に臨床(分解能4mm)と小動物実験(分解 能1mm)での計測の概念を示す。検出器の検出効 率が臨床と小動物実験装置で同じとすると同じカ ウントを得るためには,空間分解能と同じ大きさ の領域内に同じ放射能量が必要となる。しかし領 域体積の違いによりその濃度は64倍になる。実際 の小動物実験用装置の検出効率は検出器クリスタ ルが薄いためが低くまた同時計測ではその2乗に 比例するために必要な放射能量は更に高くなる。 このことは,標識率 Specific Activity (SA:MBq/ nmol)が同じであるとすると、例えばラットに人と 同じ量のプローブを投与することになる。

一方,薬理学的には薬剤投与量(Injection Mass) は体重で正規化するのが一般的であり前述のよう に小動物と人で同じ投与量(Mass)にすることは 無い。またレセプタのように結合可能な分子の数 に限りがあるような場合には,投与量はコールド 体を含めた占拠率は1%以下にする[3]。仮にSA が100 MBq/nmol 程度でRacloprideのように中程度 の親和性(affinity)を示すプローブでは,投与放射能 量の上限は人で1.2 GBq, ラットで5.2 MBq,マウ スでは0.3 MBqとなる[3]。これらは親和性によっ ても異なるが,マウスの投与放射能量は PET での イメージングに充分ではない。

この問題を解決する方法としては、 ①SA が高 いプローブを使用する。②高感度 PET 装置を使用 する。この2つが考えられる。イメージングの視 点からは最低限必要な放射能量がカウント得るた めに必要になり、高感度の PET 装置では必要最低 限の放射能量は少なくなり、小動物で高い SA が必 要となる困難さは少なくなる。





4. 全身薬物動態

創薬では,経口投与薬剤の体内への吸収および 排出の画像化は重要な意味があり,全身ダイナミ ック画像を得ることがポイントになる。全身ダイ ナミック撮像は臨床用 PET 装置には無い機能であ るが,小動物実験用装置ではサポートしている機 種も多く,理研では比較的よく行なわれている。 図2に理研で得られたラットの FDG 投与後の全身 画像を Maximum Intensity Projection (MIP)像で示す。

この図では全身の画像を示しているが、理研で使 用している装置では1度に撮影できる体軸方向視 野は 7.8 cm であり, 頭部と下腹部のデータには3 分近くの時間的なずれがある。低分子プローブの ようにプローブ自身の動態が早く、また小動物の ように速い動態を示す場合には適切でなく、全身 での薬物動態解析に必要なデータが得られないと いう問題点がある。この為に全身を同時に撮像で きる装置が強く望まれる。またこれは小動物用に 限らず、将来の臨床への応用を考えると人の全身 を同時に撮像できる装置が強く望まれる。

また、ゲートと全身ダイナミックの組み合わせ も考えられ、高感度の装置も望まれる。

5. まとめ

ラットやマウスの小動物の PET 画像の定量性か ら,また薬物動態の全身での解析の視点から望ま

れる PET 装置について考えてみた。その結果,望 まれる PET 装置は高い感度,全身を同時に撮像で きる PET 装置であった。

特に感度に関しては、低いとプローブに高い SA が必要になり可能なスタディーが限られる。現在 の小動物実験用 PET 装置の感度は必要な値に対し て低く,その主な原因は検出器クリスタル厚が薄 いことに起因しており、クリスタル厚が厚いもの が強く望まれる。

- 松本圭一、和田康弘他:日本放射線学会誌 60、 [1] 1116-1122, 2004
- Cherry SR : JNM47, 1735-1745, 2006 [2]
- Hume PS et al. : EJNM25, 173-176, 1998 [3]



図2 ラット[¹⁸F]FDG の全身ダイナミック画像

第5部

特別寄稿: 定量化・標準化に向けて

(24) 脳機能イメージングの現場から 一次世代 PET に託す願いー

島田 斉 放医研・分子イメージング研究センター

1. はじめに

我々は以前より様々な認知症性神経変性疾患に 対して、PETを用いた臨床研究を行っている。

腫瘍性疾患を対象とする PET 検査との大きな違 いの一つに、健常対照を除く被験者の多くは、様々 な程度の認知機能障害を有しており、検査上重要 な安静などの指示が守られにくいという点がある。 この事が認知症を対象とする臨床 PET 研究を行う 上で、しばしば大きな問題となっている。

また現在、アルツハイマー病の進行と治療薬の 効果を評価する為の、画像・バイオマーカー指標 の確立を目的とした、Alzheimer's Disease Neuroimaging Initiative (ADNI)という多施設共同研 究が、米国を中心に、本邦、オーストラリア、欧 州において進行中である。ADNIの成果の一つに、 多施設共同研究における各種検査手法の標準化が なされた事があげられるが[1]、検査手法の標準化 を行ってもなお、PET 検査に使用する機種の違い による影響がある事が明らかとなってきている。

本稿では、臨床 PET 研究の経験を通して実感し た、体動と機種較差の問題について述べ、次世代 PET に期待する臨床家の夢(妄想?)を語らせて頂 く。

2. 体動の抑制と補正について

検査室という特異な環境下で、頭部や体幹を固 定され、長時間狭い検出器の中にいることを余儀 なくされると、認知症の程度が重度な被験者のみ ならず、一見認知機能低下が保たれているかのよ うに見える軽度の患者においてさえ、しばしば不 穏状態となり、身の危険が懸念される為に検査の 続行が困難となる事がある。また検査が行えたと しても、検査中の体動が著明な症例では、検査後 の解析が極めて困難になる。

図1はPET 検査中の体動が著明であった自験症 例の、各フレーム間での Realignment の結果である。 フレーム間での体動の影響を補正するため、10 フ レーム目の画像に他のフレームの画像を位置合わ せする作業を行っているが、本症例では撮像開始 直後と、後半の撮像で大きな体動を認めている。(※ 更にこの症例では、90 分間のスキャンの途中の、 70 分間目のスキャンを終えたところで、検査が中 止となっている。) このような体動に関する対策としては、(何らか の手法で検査時間を短縮する以外には)主に、様々 な器具で頭部を固定し体動自体を抑制する方法と、 検査中の体動を計測し検査後に画像の剛体変換を 行うことで体動を補正する方法、の二つの手法が あげられる。

しかし、認知機能低下を認める被験者において は、器具などによる過度の固定(抑制)は、かえって 不穏状態を惹起する可能性もあり、固定器具の様 式によっては、検査中に身体の危険が懸念される ようなものもある。皮肉なことに体動の制御が必 要な被験者ほど、確実な体動抑制は困難であり、 有効な体動補正法を考える必要があると思われる。

体動補正法に関しては、既に様々な手法が報告 されており、今後多くの PET 装置に基本実装され る事が期待されるが、更なる将来を見据えた次世 代 PET 装置には、近赤外計測法(NIRS: Near Infrared Spectroscopy)に迫る程度に洗練された、体 動補正のアルゴリズムの開発と、被験者にストレ スを与えないような、形態面での変化に期待した い。



3. 機種較差について

図2はADNI研究で得られた、5つの異なるPET 装置で得られたファントム画像を比較したもので ある。[2]補正前のデータでは、撮像する機種によ り得られる画像にかなりの差異がある事がわかる。

本邦で進行中の ADNI(J-ADNI)で得られた PET データに関しても、既に中間解析の結果、健常者 の FDG PET データにおいて、撮像機種による差が 大きくみられる事が、J-ADNI PET コアチームによ り報告されている。

今後 ADNI 研究のような多施設共同研究による 知見の集約はますます重要となってくると思われ るが、多施設共同研究以外でも、施設間(あるいは 同一施設の他機種間)で検査データの直接比較が行 えることが望ましい。次世代 PET 開発に当たって は、機種較差の問題も克服される事を期待する。

4. 結語

脳機能イメージングを行う臨床研究者の立場か ら、次世代 PET に託す願いについて書き綴った。 次世代 PET 開発に日夜取り組まれている諸先生方 には荒唐無稽な提言もあるかと思われるが、いず れも認知症研究を推進する上で臨床現場が切望す る夢であり、近い将来に現実の装置となって相見 える日を楽しみにしている。



図2 異なる PET 装置で撮像した画像の比較 (Joshi A., et al. *Neuroimage*. 2009)

- [1] Weiner MW, Aisen PS, Jack CR Jr, et al; and the Alzheimer's Disease Neuroimaging Initiative. The Alzheimer's disease neuroimaging initiative: progress report and future plans. *Alzheimers Dement*. 2010;6(3):202-11.e7.
- [2] Joshi A, Koeppe RA, Fessler JA. Reducing between scanner differences in multi-center PET studies. *Neuroimage*. 2009;46(1):154-9.

(25) 脳神経 PET における定量性の現状と問題点

織田圭一 健康長寿研・神経画像研究チーム

1. はじめに

ポジトロン CT (PET) 装置の定量性は減衰補正、 減弱(吸収)補正、散乱補正、不感時間補正等の 様々な要因がある。PET では、それらの補正が正 しく行われる範囲で定量性が保証される。逆の見 方をすると、それらの補正の不確かさが定量性に 影響を与える。PET が定量値すなわち物理的に意 味のある値を得るためには、基準となる絶対値に 対してできるだけ精度良く PET で得られた値を関 連付け、更にそれを維持する必要がある。PET 測 定で得られた画像を、最も基本的な定量値である 単位体積当りの放射能量 (Bg/mL) に換算するクロ ス・キャリブレーション[1]は、直径 15~20 cm の 円筒ファントムを用い、代表的な臨床測定に近い 条件で行わる。それによって得られたクロス・キ ャリブレーション・ファクタ (CCF) を PET 値に 乗ずることで PET 装置の感度変化を補正ことがで きる。PET 装置の感度は継時的な変化が見られる ため[2]、クロス・キャリブレーションは定期的に 行う必要があるが、その方法と頻度は装置メーカ ーによって異なる。

ここでは定量値の PET 装置間差と点状線源を使った定量性の確認について述べる。

2. PET 装置間差

クロス・キャリブレーションの測定は F-18 や Ga-68 を均一に満たした円筒型のファントムを使 用するため、実際の臨床とは被写体の大きさや線 源の分布は異なる。被写体の大きさや形、線源分 布と強度がある程度異なっても定量性が担保され ているという仮定の下で定量測定を行っていると 言える。この仮定が成り立っていれば、同じ条件 で測定されたデータはどの PET 装置でも同じ値に なるはずである。しかしながら、異なる PET 装置 で得られた画像は、必ずしも全く同じ画像にはな らないことは PET の世界では常識となっている。 さらに、Kodaka[3]らによって、動態解析に於いて も PET 装置によって得られた binding potential が異 なるという報告がされた。

今回示すデータは、内部に人骨を有した頭部容 器ファントムを3台の PET 装置を用いて同一条件 で測定した比較結果である。

【実験方法】

使用ファントム

頭部容器ファントム BHC 型(京都科学)

測定方法

ファントム配置:図1参照 測定条件:表1参照

表1 エミッション収集条件

		-		•
	収集モード	ファントム内 放射能(MBq)	視野外放射能 (MBq)	測定時間
Ī	2次元(2D)	39.4±11.0	123.0 ± 33.2	10 min
	2次元(2D)	34.2 ± 9.7	_	10 min
	3 次元(3D)	30.9 ± 8.9	96.1±26.5	5 min
ĺ	3 次元(3D)	28.5 ± 8.5	-	5 min



図1 頭部容器ファントムBHC型と視野外線 源(バイアル瓶)の関係

解析方法

臨床条件で再構成した画像の頭蓋骨内領域に スライス毎に関心領域(ROI)を設定し、体軸 方向位置に対する ROI の平均 standard uptake value (SUV)を比較した。

【結果・考察】

BHC 型ファントムの容積は既知(4400 mL)であ るため、封入した RI の量から SUV 画像を作るこ とができ、理論的にはファントムの SUV 画像は全 画素値で1となる。2D 収集の場合、体軸方向位置 と SUV の関係は、3 台の PET 装置全てで頭頂部方 向に行くに従って SUV が低下する傾向を示した。 SUV は3装置共に過小評価されたが、その程度は 装置によって異なり装置 B で 10%以上の低下が見 られた。2D では視野外に線源を置いた場合と、置 かない場合では SUV に違いは見られなかった(図 2 (A),(B))。

3D 収集では装置 C は全体軸位置で SUV がほぼ 1 となったが、装置 B は 2D 収集と同様に全体軸 方向位置について SUV が過小評価された。装置 C



図 2 BHC 型ファントムの体軸方向の位置と SUV の関係。(A) 2D 視野外線源あり、(B) 2D 視野外線源 なし、(C) 3D 視野外線源あり、(D) 3D 視野外線源なし

は、視野外に線源がある場合と無い場合で殆ど違 いは見られなかったが、装置 B では視野外に線源 があるとき頭頂部方向で SUV がやや増加した。装 置Aは視野外線源がある場合、体軸方向でSUVが 大きく変化した。頭頂部に近い部分は SUV が大き く過大評価され、逆に小脳付近では SUV が過小評 価された(図2 (C), (D))。ダイナミック測定の場 合、投与した放射性医薬品は短時間のうちに肺に 多く集積するため、装置 A では、視野外からの放 射線が初期フレームに与える影響は大きいと考え られる。装置 A ではダイナミック測定時に被検者 の体幹部を覆うシールドを使用することによって 画質と定量性の改善が見られた。また、装置 A が 3D 収集で視野外の線源の影響を大きく受けたのは、 不感時間補正(dead time correction) に原因がある ことが判明した。不感時間補正法の改良により体 軸方向の不均一性が改善され、ダイナミック測定 の初期フレームの画質も改善された。

3. 点状線源による定量性の確認

定量性を保証するためにクロス・キャリブレー ションは定期的に実施されることが求められてい る。しかし、PET 装置製造業者の推奨する方法と 頻度で行われ、2週間に1回の測定が推奨される装 置や、半年に1回で良いとされる装置がある。ユ ーザから見ると、直近のクロス・キャリブレーシ ョンと次のクロス・キャリブレーションの間は、 定量性が保証されているのかという疑問がある。 この問題を解決するために、一般に行われている クロス・キャリブレーションは日常の QA・QC の 手段として行うことが理想だが、手間がかかり現 実的ではない。短時間でできる、より簡易な方法 が望ましい[4]。定量性の簡便な確認方法として、 校正された Na-22 点状線源の測定を行った[4][5]。 【方法】

- ・PET 装置 SET-2400W(島津製作所社製)
- ・使用線源 Na-22 点状線源 0.9 MBq (3 mm Φ アルミ球埋込)
- ・線源位置 横断面視野中心の下方向 2.0 cm、 体軸方向視野の中心に固定

- ・収集方法 3D 収集(始業時・終業時)
- ・画像再構成 FBP (通常の臨床条件)
- ・関心領域 直径 18 mmΦ 円形 (ピーク中心全 スライス)

・解析方法 全スライス加算した ROI 値の変動
 【結果・考察】

図3は4週間にわたり、始業時と終業時にNa-22 点状線源を3Dモードで測定し、再構成画像の画素 値の総和と絶対放射能の比の継時変化を表したも のである。この比は装置の感度の変化を反映する。 BGO 検出器の発光効率は温度によって変化するこ とが知られているため、室温のデータも図中に示 した。室温の変化が感度の変化を反映した結果と なった。しかし、第2週目の全データが相対的に 低い値となり、感度変化は温度以外の要因も考え られる。

温度の変化等によって感度が変化する場合、測定値と線源校正値の比から求めた係数で補正する ことによって定量性の向上が期待された。本方法 によって短時間で容易に CCF の変動つまり感度の 変動を確認することが可能になり、クロス・キャ リブレーションの実施時期を決める目安として有 用と考えられた。

本研究の詳細は第50回日本核医学会学術総会で 発表した。



図3 点状線源による感度変化の確認

4. 点状線源による日内変動の確認

PET 装置が置かれている環境条件の変化が、定 量値に影響を与えると考えられる。環境の変化は 数時間のうちに起こることもあり得るため、感度 の日内変動が観測できれば定量性の向上が期待で きる。日内変動を観測することを目的として、校 正された Na-22 点状線源を PET 装置で一定時間間 隔で測定し、感度の相対的な変動を確認した。

- 【方法】
- ・PET 装置 SET-2400W(島津製作所社製)
- Na-22 点状線源 0.9 MBq (3 mmΦ 使用線源 アルミ球埋込)
- ·線源位置 横断面視野中心の下方向 2.0 cm 体軸方向に 0.8 mm/sec で移動
- 収集方法 3D 収集(1時間ごとに測定)
- FBP (通常の臨床条件) • 画像再構成
- ·関心領域 直径 18 mm Φ 円形 (ピーク中心)
- ·解析方法 ROI 値の変動率 (R_{ROL})

 $R_{ROI} = 100 \times (ROI - ROI) / ROI (\%)$ $i = 1, 2, 3 \cdots$ ROI₀:基準とする最初の測定値

ROI_i: i 番目の測定値

【結果・考察】

変動車(%)

Na-22 点状線源を等速度で移動させる測定法は、 均一性が高い線状線源と見なすことができる[5]。 室温が一定ならば感度の日内変動は最大1%程度で あったが、室温が3℃変化すると感度が約3%変化 した(図 4)。BGO 検出器の場合、発光効率が温 度によって変化するため、室温は一定であること が望ましい。室温の日内変動がある場合、温度補 正を行うことで定量性が向上すると考えられた。

Na-22 点状線源を使用することで、PET 装置の日 内変動を低コストで簡便にかつ再現性よく調べる ことが可能であった。

本研究の詳細は第50回日本核医学会学術総会で 発表した。

5. おわりに

一般に行われているクロス・キャリブレーショ ンの測定は、F-18 や Ga-68 を封入した直径 15~20 cmの円筒型ファントムを使用して行われる。しか しながら、実際の臨床の被写体は円筒型でも均一 でもなく、視野外にも放射能が存在する。PET の 定量性には様々な因子があり、それらが複雑に関 係している。その因子を解析し、総合的にバラン スよく補正できたものが定量性に優れた装置とな る。近年の PET 装置は、全身像がいかにキレイに 撮れるか(高コントラストと低ノイズ)、どれだ け小さい腫瘍を見つけることができるか(高分解 能)ということに重点が置かれている。もちろん それらは大切なことではあるが、脳神経 PET にと っては、定量性はより重要な問題であると考える。 各メーカーの今後の PET 装置に期待したい。

参考文献

- [1] 織田圭一:PET装置保守点検.核医学技術 総論(日本核医学技術学会編)山代印刷,京 都, 573-7, 2008
- Watanuki S, Tashiro M, Miyake M, et al. : [2] Long-term performance evaluation of positron emission tomography: analysis and proposal of a maintenance protocol for long-term utilization. Ann Nucl Med 24(6), 461-468, 2010
- Kodaka F, Ito H, Shidahara M, et al. : Positron [3] emission tomography inter-scanner differences in dopamine D₂ receptor binding measured with ^{[11}C]FLB457. AnnNuclMed 24(9), 671-7, 2010
- [4] 長谷川智之:定量性(新しい定量性評価・ 校正のアプローチ) 平成 20 年度次世代 PET 開発研究報告書, 33-6, 2009
- Hasegawa T, Oda K, Wada Y, et al. : A practical [5] method of determining cross-calibration factors of PET scanners by moving a point-like ²²Na radioactive source. Ann Nucl Med 24(9), 655-61, 2010



図4



点状線源画素値の相対変化率と室温。(A)室温が一定の例。(B)室温が変化した例。

(26) 点状線源による PET 装置の定量性評価・校正

長谷川智之 北里大学医療衛生学部

1. 背景と目的

PET 画像の放射能濃度値の精度は、PET の定量 性を支える最も重要な要素の1つである。この精 度を評価するためには、従来、様々なファントム が用いられてきた。この方法では、ファントムに よる減弱・散乱が避けられないため、評価は減弱・ 散乱補正の不確かさ含んだ総合的評価であった。

放射能濃度値の精度を最終的に調整するのはク ロスキャリブレーションファクター(以下、校正 定数)である。この決定には円筒ファントムが用 いられてきた。同様な理由で、減弱・散乱補正の 不確かさが含まれてしまう。このため、校正定数 がファントムに依存するなどの問題も生じていた。 一方、点状線源は、従来、主として装置の基本 的なチェック、感度評価、点広がり関数の評価な どに用いられてきた。しかし、最終的な放射能濃 度値の精度の評価や校正定数の決定(定量性の評 価・校正)に用いられることは殆どなかった。

点状線源の利点として、①ファントムに比べて 取り扱いが容易で作業負担が小さい、②²²Na など 長半減期の核種を用いる場合には線源放射能を標 準施設で直接に校正可能、③減弱・散乱補正の不 確かさに依存せずに定量性評価・校正が可能、な どが挙げられる。これら利点を最大限に生かし、 PET 装置の定量性評価・校正及び QC の信頼性・利 便性の改善・向上を目指すのが本研究である。提 案手法の概要を従来手法と対比させ図1に示す。



図1 提案手法と従来手法の概要

2. 方法・結果・議論

新たな点状線源として、円筒カプセルタイプ、 微小球タイプを開発した[1,2]。これらは、コインタ イプや立方体タイプなど従来の点状線源よりも放 射線の角度分布の対称性が優れている [3]。

臨床用 PET 装置(健康長寿研、島津製作所、 SET-2400W)に提案手法を適用し、校正定数の決 定支援に有効であることがわかった[4]。また、様々 な経時変化の評価など QC 業務支援の可能性を検 討している [5]。

臨床用 PET/CT 装置(北里大学病院、シーメンス、 Biograph)に提案手法を適用し、定量性評価が可能 であるこが分かった。さらに実験と評価を進めて いる[6]。

小動物用 PET 装置(理研分子科学研究センター、 シーメンス、microPET Focus220)に提案手法を適 用し、定量性評価・校正が可能であることが分か った。さらに実験と評価を進めている[7]。

²²Na 点状線源については、ポジトロンと同時に 放出されるガンマ線の影響について、さらに詳し い分析を進めている。²²Na 点状線源の放射能値校 正法について、ガンマ線との同時計測を利用した 新手法[8]との連携を考えている。

その他、点状線源をスキャン時に有効視野内に 同時に配置して、その放射能値を参照値として利 用する手法など、点状線源を用いた定量性評価・ 校正に関わる様々な可能性を検討している。

3. まとめ

点状線源は PET 装置定量性評価・校正及び QC に有用であることが明らかになった。本研究をさ らに発展させ、他の関連するアクティビティとの 連携を深めることを考えている。

本研究は日本医学物理学会、2008 年度及び 2009 年度研究援助課題の支援を受けております。

- [1] 長谷川智之他、医学物理 29.Sup.3:170-171, 2009
- [2] T. Hasegawa et al., ANM 24:427-432, 2010
- [3] 長谷川智之他, 医学物理 29.Sup.2, 222-223, 2009, IEEE Trans Nucl Sci (submitted)
- [4] 長谷川智之他、核医学 46(3):S192 2009, 2010 IEEE MIC Conference (Knoxville)
- [5] 織田圭一他(private communication)
- [6] 武田 徹、菊池 敬他 (private communication)
- [7] 和田康弘他 (private communication)
- [8] Y. Sato, et al., Applied Radiation and Isotopes, 68,1354-1357,2010

(27) 放射能絶対測定と PET 装置・キュリーメータ・ウェルカウンタの校正

佐藤 泰

産総研・計測標準研究部門量子放射科放射能中性子標準研究室

1. はじめに

近年、放射線技術学会の学術研究班で陽電子断 層撮影法における画像標準化および定量値の精度 に関する研究が行われる^[1]、J-ADNI (Japanese Alzheimer's Disease Neuro-imaging Initiative) 臨床研 究、即ち、多施設での脳画像検査によるアルツハ イマー病発症の画像診断・客観指標の標準化研究 が行われる^[2]等、PET装置により得られる画像 の定量性確保に関するニーズが、より高くなって いる。我々、産総研の放射能標準グループは、放 射能の計量技術に関して研究開発を行い、その成 果を国家標準に反映させると共に、放射能標準の 供給を行ってきた。PET装置や、キュリーメー タ、ウェルカウンタの、放射能に関する校正方法 についても、放医研、健康長寿研、北里大学、(株) 島津製作所、アロカ(株)と協力して、より精度 よく行えるよう、研究開発を進めている。

本稿では、放射能標準を実現する、放射能絶対 測定法および、現在研究開発を進めているPET 装置や、キュリーメータ、ウェルカウンタの校正 方法について述べる。

2. 放射能絶対測定法

放射能絶対測定法は、同時測定法に基づいてお り、測定に標準線源が不要であると共に、検出器 の検出効率が既知である必要の無い方法である。 産総研では、主な核種を4πβ-γ同時測定装置で 測定し、放射能を付与している。

4 π β- γ 同時測定装置は Cs-134 や Co-60 等 β 線 と γ 線を放出する核種^[3]、あるいは P-32 や S-35 等 β 線のみを放出する核種^[3]に適用される。β 線のみ を放出する核種の場合は、β 線及び γ 線の両方を 放出する核種と混合して測定することによりこの 方法を適用する。

この装置の原理は以下の通りである。線源を比 例計数管の中に置く。 β 線は比例計数管で測定し、 γ 線は比例計数管の周囲に配置してある NaI シン チレーション検出器で測定する。 β 線の計数率 N_{β} 、 γ 線の計数率 N_{γ} 、 β 線と γ 線の同時計数率 $N_{\beta\gamma}$ か ら放射能強度 A が得られる^[4]。

$N_{\beta} = A \cdot \mathcal{E}_{\beta}$	1)
$N_{\gamma} = A \cdot \varepsilon_{\gamma}$	2)
$N_{\beta\gamma} = A \cdot \varepsilon_{\beta} \cdot \varepsilon_{\gamma}$	3)
$A = N_{\beta} \cdot N_{\gamma} / N_{\beta\gamma}$	4)

ここで ε_{β} , ε_{γ} はそれぞれの検出効率を表す。 $\beta - \gamma$ 同時測定と同じ原理で $\alpha - \gamma$ 同時測定を行う ことも可能である。 $4\pi\beta$ - γ 同時測定装置では、液体の放射性物質をフィルム上に滴下乾燥させ、乾燥線源を製作して測定を行う。



図1 4π β-γ 同時測定装置の概略図

放射能絶対測定法としては、この他に TDCR(Triple to Double Coincidence Ratio)法がある。 この方法は3本の光電子増倍管を用いて、シンチ レーション光を計数する方法である。C-14 等のβ 線のみを放出する核種^[3]を測定する方法である。こ の方法では、溶液状の線源を、液体シンチレータ と混合して、バイアルに封入し、3本の光電子増 倍管で、3本同時計数率と2本同時計数率とそれ らの比を測定する^[5]。

この時、いくつかの検出効率が異なるような 測定条件で、測定する。同時に、理論的に3本同 時計数率と2本同時計数率の比と、それに対応す る検出効率を計算する。理論式には、実験的に得 られないパラメータが入っているが、異なる実験 的測定点において、一定の放射能が得られるよう にパラメータを調整する。このときの放射能を放 射能絶対値とする。



図2 TDCR測定装置の概略図

3. 点線源を用いた PET 装置の校正

PET 装置の放射能校正については、従来電離箱 等で放射能が測定された線源を注入してできたフ ァントムが用いられているが、短半減期核種を用 いる場合は、校正の都度ファントムを作成しなけ ればならない。一方、市販の長半減期核種のファ ントムは、公称値の不確かさが大きく精度の良い 校正は困難である。

そこで、長半減期の密封点線源を用いて、簡便 に精密に PET 装置の校正・性能評価を行う方法が 提案されている^[6]。ここで、この密封点線源に対し て放射能絶対測定できれば、より精度のよい校正 ができることが期待できる。しかし、従来法では、 自己吸収がほとんど無視できる非密封線源に対し てのみ、放射能絶対測定が可能であった。



図3 点線源の放射能絶対測定の概略図

これに対して、我々は、消滅放射線を放出する密 封点線源に対しての放射能絶対測定法を新たに考 案した^[7]。この方法は、消滅放射線のほかに、少な くともγ線を1本放出する核種に対して適用可能 な方法で、消滅放射線が反対方向に2本放出され ることを利用して、消滅放射線とγ線を同時計数 する方法である。現在、陽電子放出核種である Na-22の密封線源に対して、多素子のシンチレーシ ョン検出器を用いて、素子ごとに線源より放出さ れる放射線を計測し、消滅放射線と、γ線を同時 計数することにより、放射能絶対測定を行うこと を考えている。図3に、本手法を実証するための 実験装置の概略を示す。

これにより、点線源に放射能絶対値を付与する ことができ、PET装置により得られた画像の画 素の強度値と点線源の放射能を関連付けることが できれば、PET装置が、従来よりも精度良く校 正されたものになると考えられる。点線源は、頑 健で、取り扱いが簡便であることから、多くの施 設のPET装置の校正に用いることができると共 に、施設間比較の仲介線源としても、非常に有効 に利用できると考えられる(図4)。また、PE T装置そのもので放射能絶対測定が可能となるよ うに、研究開発を発展させていくことも考えてい る。

TDCR 装置による PET 装置、キュリーメータ、 ウェルカウンタの校正

本法は、従来行われている、クロスキャリブレ ーション法に TDCR 装置による放射能絶対測定を 加えるものであり、校正の観点からすると、TDCR 装置から、PET 装置、キュリーメータ、ウェルカ ウンタを校正する枠組みとする方法である。

具体的には、以下のように考えている。シリン ジに放射性溶液を吸入し、キュリーメータで放射 能を測定する。シリンジから予め水を入れたファ ントムへ放射性溶液を注入し、PET装置でファ ントムの画像を取得する。ファントムから放射性 溶液を一部採取し、ウェルカウンタで計数し、 TDCR装置で放射能絶対測定を行う(図4)。

シリンジ中の放射性溶液の重さ、ファントム中の溶液の重さ、ファントムから採取した溶液の重 さを測定してあれば、TDCR装置で得られた放射能 絶対測定値を、キュリーメータの指示値、PET 装置の画像の画素の強度値、ウェルカウンタの計 数値と関連付けることができ、これらの装置をよ り精度良く校正できると考えられる。また、複数 の施設の装置を校正することも可能である。



図4 放射能校正の枠組み

5. まとめ

放射能絶対測定と、PET装置やキュリーメー タ、ウェルカウンタの校正についての研究開発に ついて述べた。これらの研究開発が、画像診断に おける基盤整備の一助になれば幸いである。

- [1] 松本圭一他、日本放射線技術学会雑誌、65、
 5、668-680,2009
- [2] http://www.j-adni.org/index.html
- [3] R.B.Firestone, V.S.Shirley, C.M.Baglin, S.Y.F. Chu, J.Zipkin, Table of Isotopes, volume I, 1996

- Particle Counting in Radioactivity measurements, ICRU report 52,1994 R.Broda, Applied Radiation and Isotopes, 58, 585-594, 2003 [4]
- [5]
- 長谷川智之他,核医学 45,3,217,2008 [6]
- Y. Sato, et al., Applied Radiation and Isotopes, 68,1354-1357,2010 [7]

(28)標準脳から個体脳へー脳 SPECT/PET 画像解析の新手法 FUSE

工藤博幸

筑波大学大学院システム情報工学研究科コンピュータサイエンス専攻

1. はじめに

SPECT/PET/fMRIなどの脳機能画 像の解析手法として,SPMや3D-SSPなどの ソフトウェアに代表される統計学的画像解析法が あり実用化が進んでいる[1],[2].統計学的画像解 析法は標準脳と呼ばれる『人間の脳形状は個人差 が小さく比較的単純な非剛体変換で標準の脳形状 に合わせられる』という概念に基づいているが, 後述する問題点もありブレークスルーや新しい解 析法の開発が求められている.本文では,筆者ら が核医学画像を対象として研究を行っている新し い考え方の脳機能画像解析手法FUSEを紹介す る[3],[4].

2. 統計学的画像解析法 [1], [2]

まず,従来の脳機能画像解析手法である統計学 的画像解析法とその問題点について説明する.統 計学的画像解析法の基本となる考え方は,『事前に 正常人画像のデータベースを構築しておき,患者 の画像と正常人画像を比較することにより異常部 位を検出する』というものである.もちろん,脳 形状には個人差がありその影響を軽減するため, 患者の画像と正常人画像を Talairach の標準脳座標 系と呼ばれる座標系に非線形変換する解剖学的標 準化を行った上で比較が行われる [5].例えば,統 計学的画像解析法を実装したソフトウェアである 3D-SSPの処理手順は,以下のようにまとめら れる.

[Step 1] 年齢・性別・SPECT装置・撮影条件ご とに,正常人SPECT画像のデータベースを構 築しておく.

[Step 2] 全画像を Talairach の標準脳座標系に非線 形変換して,血流値を基準部位(小脳など)の濃 度値が同じになるように正規化する.

[Step 3] 患者と正常人のSPECT画像を統計的 に比較して,以下のZスコアと呼ばれる解析結果 を算出する.

 $Z(x, y, z) = d(x, y, z) / \sigma(x, y, z)$ (1) ただし, d(x, y, z) は正常人血流量の平均値から患 者の血流量を引いた画像, $\sigma(x, y, z)$ は正常人血流 量の標準偏差画像である.

統計学的画像解析法はこの分野の発展の契機と なった先駆的な手法であるが,以下の問題点も指 摘されている.

(1) 正常人画像のデータベース構築に手間がか

かる.実際に、国内では統計学的画像解析を目的 として大規模SPECT画像データベースを構築 するプロジェクトも進行中である.

(2) 脳形状個人差の影響により誤差が生じる. 解剖学的標準化を上手く行っても脳形状個人差の 影響を完全になくすことはできず,異なる人間の 画像を比較する手法では精度に限界があろう.臨 床研究において,脳萎縮が大きい症例の場合,解 剖学的標準化の誤差が増大することが知られてい る.

(3)解析結果に異常部位が見つかった場合,それが単なる脳萎縮を表しているか脳機能異常を表しているか切り分けが困難である.

3. 新しい機能画像解析手法 F U S E [3], [4]

筆者らは、2004 年頃から上述の問題点を解決す ることを動機として新手法の研究を行い、図1に 概要を示すFUSE(融合)と呼ばれる手法を開 発した.FUSEの基本となる考え方は、『同じ患 者のMRI/CTで撮影した脳形態画像と脳機能 画像を比較することにより、形態は正常で機能異 常が存在する部位を検出する』というものである. 即ち、患者と正常人の画像を比較するのでは上述 の問題点は解決できないので、解剖学的標準化を 施した正常人画像(標準脳)の代わりに同じ患者 のMRI/CTで撮影した形態画像(個体脳)を 利用する点に新規性がある.FUSEでは、正常 人データベースが不要となり、(同じ患者の画像の みを使用するので)原理的に脳形状個人差の影響 がなくなることが期待される.

一方, FUSEの難しい点は, MRI/CTで 撮影した脳形態画像と脳機能画像では物理量が全 く異なるため,両者をどのように比較するかとい う点である.様々なアプローチが考えられるだろ うが,文献[3],[4]のFUSEでは『MRI画像から 正常なSPECT画像を模擬したテンプレート画 像を作成して,実測のSPECT画像との差分を とる』という手法を用いている.FUSEの処理 手順の概略をまとめると,以下のようになる(詳 細は文献[3],[4]をご覧いただきたい).

[Step 1] 脳MR I 画像から,正常時の脳SPECT 画像を模擬したテンプレート画像 $f_{temp}(x, y, z)$ を 次式により作成する.

$$f_{temp}(x, y, z) = h_{\sigma}(x, y, z) * [mwIw(x, y, z) + m_{G}I_{G}(x, y, z) + m_{S}I_{S}(x, y, z)]$$
(2)

ただし、(Iw, Ic, Is)は大脳白質・大脳灰質・小脳 の Indicator Function でMR I 画像を領域分割して 求められる.また、(mw, mc, ms)は各領域の血流 値で、症例ごとにSPECT画像とMR I 画像か ら自動推定する手法を開発した. h_{σ} はテンプレー ト画像の解像度を実測のSPECT画像に合わせ る平滑化フィルタである.

[Step 2] 剛体変換により, テンプレート画像と実測のSPECT画像の位置合わせを行う.

[Step 3] 次式で位置合わせしたテンプレート画像 $f_{temp}(x, y, z)$ と実測のSPECT画像 $f_{sp}(x, y, z)$ の差分をとり、血流低下量分布を表すDSI (Deterioration Score Image) 画像を算出する.

 $DSI(x, y, z) = f_{temp}(x, y, z) - f_{sp}(x, y, z) \quad (3)$



図1 新しい解析手法FUSEの概念図

3D-SSPとFUSEの比較を含む評価実験 を行った.認知症と診断された9人の患者に16人 の正常人を加えた25症例からなるデータセットを 用いた.このデータセットは3種類のクラスの画 像を含み、クラス認知症Aとクラス認知症B+正 常人を判別しやすい結果を出力することが目的と なる. なお, 認知症Aは目視で明確な血流低下が 認められる症例、認知症Bは目視で明確な血流低 下が認められないが他の検査と組み合わせて認知 症と診断された症例である.SPECT画像・MR I 画像ともに筑波大学病院で撮影されたものであ り, 使用したMR I 画像は2 チャンネル T_1, T_2 であ る.図2にアルツハイマー病の症例の処理結果を 示す.また、3D-SSPのZスコア画像とFUS EのDSI画像の灰質スコアの平均値 Zave.DSIave を算出し相関グラフに描いた. その結果を図3に 示す. 3D-SSPとFUSEの処理結果の間には 強い相関が見られ、(症例数は少ないが)FUSE の方が幾分クラス認知症Aとクラス認知症B+正 常人を判別しやすい結果を出力していることが分





図2 アルツハイマー型認知症の症例の解析例



図3 25 症例のデータセットを用いたFUSEと3D-SSPの比較実験結果

- K.J.Friston et al., "Statistical parameter maps in functional imaging: A general linear approach," Human Brain Mapping, 2, pp.189-210, 1995.
- [2] S.Minoshima et al., "A diagnostic approach in Alzheimer's disease using three-dimensional stereotactic surface projections of fluorine-18-FDG," J.Nucl.Med., 36, pp.1238-1248, 1995.
- [3] H.Kudo et al., "Analyzing cerebral blood-flow SPECT images for the diagnosis of dementia: a new approach FUSE," Medical Imaging Technology, 26, 3, pp.169-174, 2008.
- [4] 工藤博幸, "MR I 情報を用いた脳血流 S P E C T 画像の解析と再構成," Medical Imaging Technology, 28, 1, pp.19-25, 2010.
- [5] A.W.Toga, "Bran warping," Academic Press, 1998.

第6部

特別寄稿:最先端の要素技術・装置開発研究

(29) APD アレー放射線検出器の開発

柳田 健之⁵、吉川 彰^{1) 5}、吉野将生²⁾、片岡 淳²⁾、島添 健次³⁾、高橋 浩之³⁾、鎌田 圭⁴⁾、 遠藤 貴範⁴⁾、堤 浩輔⁴⁾、佐藤 浩樹⁴⁾ 薄 善行⁴⁾

¹⁾東北大学・多元科学物質研究所
 ²⁾早稲田大学・理工学術院 物理学及応用物理学専攻
 ³⁾東京大学・大学院工学系研究科・原子力国際専攻
 ⁴⁾古河機械金属株式会社・素材総合研究所
 ⁵⁾未来科学技術共同研究センター(NICHe)

1. はじめに

放射線検出器は核医学診断装置のみならず、資 源探査装置、空港手荷物検査機、素粒子・宇宙物 理学、物流セキュリティ、地雷探査など広汎な分 野において利用されており、その大部分はシンチ レータが使用されている。Pr:LuAGシンチレータは, 賦活材として Pr³⁺イオンを用いることで,その 5d-4f 遷移に基づく発光が従来のシンチレータ結晶を上 回る高い発光量・短い蛍光寿命を示すことを特徴 とする。我々はこれまでに Pr:LuAG の高品質化を進め た結果、約 22000ph/MeV の高い発光量と約 4.2%@ 662keV の極めて高い分解能、約20ns の短い蛍光寿命^{1,} ²⁾といった優れた特性を達成しており、古河機械金属 ㈱において量産化・事業化へ向け、大口径単結晶の製 造体制の拡充も図っている。

上述のように優れたシンチレーション特性を持 つPr:LuAGに対し、我々は核医学診断装置分野への応 用を目指し開発を進めてきた。2008年に、NEDO大学 発事業創出実用化研究開発事業「MRI-PET用Pr:LuAG +APDアレー放射線検出器システムの開発」(PL:吉 川准教授)が採択され、3年以内の実用化を目指し開 発を行っている。当該事業では

- Pr:LuAGの特性改善・アッセンブリ技術の開発 (東北大学吉川准教授、古河機械金属)
- 2. 紫外光感度型APDアレーの開発(早稲田大学 片岡准教授)
- 3. フロントエンドASICの開発(東京大学高橋教授)

の3つの開発項目を掲げている。それぞれの目標を 達成し、最終的に、低価格で小型、且つ、高感度 の純国産放射線検出器の開発を達成する。当該事 業では、外部指導者として、PET装置開発の世界的権 威である放医研・村山先生、および、東北初の総合 画像医療診断病院である仙台画像検診クリニック・ 伊藤先生(東北大学 名誉教授)に指導を頂いてい る。

Pr:LuAG の透明セラミクス化による特性改善 の検討

Pr:LuAG は立方晶の結晶系に属するため、真空焼 結、Hot Press、HIP:Hot Isostatic Press 等の焼 成法による透明セラミックスの作製が可能である。 透明セラミックスは固相反応で合成するため、拡 散長が短く、CZ 法等の融液成長法による単結晶と 比べて、高濃度のPr 添加が可能であることなどか ら発光特性の向上が期待できる。また、ニアネッ トでの製造が可能であることから、コストの面で も有利となることが期待される。

我々は、図1に示す通り、Pr:LuAG 透明セラミック ス作製技術の開発を進めている。今回、Pr 添加量 0.3,0.5,0.6,0.7%の透明セラミックスサンプルを 作製し、5x5x1mm サイズに加工研磨し、単結晶サン プルと¹³⁷Cs ガンマ線励起の発光量を比較したとこ ろ、Pr0.3%添加 Pr:LuAG 透明セラミックスで単結 晶より大きい発光量を確認した。現在、さらなる 特性の改善を目指し、作製条件等の改善を進めて いる。



図1, Pr:LuAG 透明セラミックス



図2, Pr:LuAG 透明セラミックスと単結晶の発光量 比較

3. 紫外光感度型 APD アレーの開発

我々が開発中の放射線検出器では、図3に示す ように、2mm 角の紫外高感度型 APD 素子からなる 12x12 ピクセル APD アレーおよび3mm 角の紫外高感 度型 APD 素子からなる 8x8 ピクセル APD アレーの 開発を行っている。背面のコネクタ形状はピン型、 カセット型の2通りを検討している。

また、APD アレーに搭載するシンチレータブロ ックには高精度の組み上げ技術が必要となるが、 我々は反射材の材質の検討やブロック作製方法・ APD へのアッセンブリ方法の検討を行い、高精度の 組み上げ技術を開発している。実際に、 3.05x3.05x10mmの結晶を反射材厚0.20mmにて8x8 ピクセルにブロック化したシンチレータブロック を作製し、APD アレーとのアッセンブリを行い、各 チャンネルの特性を評価したところ、6.4~ 8.0%@662keV という優れたエネルギー分解能を有 することを確認している。



図3 8x8 および 12x12APD アレーとカセット型コ ネクタの写真



図 4 8x8APD アレー+LuAG アレーにおけるエネル ギー分解能@662keV

4. フロントエンド ASIC の開発

本事業のASICではPr:LuAGの高速性と高いエネ ルギー分解能を生かすために、波高と Time over Threshold (ToT)の関係を用いてデジタル信号処 理のみで時間、波高情報の処理を行っている。各 チャンネルは、プリアンプと高速シェーピングア ンプ、コンパレータからなり、波高値はしきい値 を超えている時間である ToT と相関がある。これ を利用して、フロントエンド部でのアナログ信号 のデジタル化がなされる。デジタル信号の伝送に なるので、シンプルで多重化が容易。モジュール に適するのが特徴である。



図 5 48 チャンネル 3level-TOT-ASIC 及び評価ボ ード

上述の方式を採用したフルカスタムデザイン CMOS ASICを用いた48チャンネル3level-TOT-ASIC および評価ボードの試作を行った(図5)。当該ASIC を Pr:LuAG アレー付き12x12ピクセル APD アレー と接続したところ、パラレル動作を確認し、9-10% 程度@511keVのエネルギー分解能が得られている。



図 6 Pr:LuAG+12x12APD+31evel-TOT-ASIC により 得られたエネルギースペクトル@511keV

5. APD アレー放射線検出器の構成

図7に、Pr:LuAG アレー、12x12ch APD アレー、 48ch ASIC ボード x3 枚、FPGA ボードから構成され る、APD アレー放射線検出器のプロトタイプを示す。 本検出器では図8のように、ASIC から出力される TOT 信号は FPGA により処理され、adress 情報とTOT 情報が DAQ に出力される。現在、検出器単体での 動作確認を行い、以降の対向試験、PET リングでの 試験に向けて調整を行っている。



²²2³⁰ ⁴⁰ 50 ⁶⁰ ⁷⁰ ⁸⁰ ⁹⁰ 100 ¹¹⁰ ¹²⁰ ¹²⁰ ¹¹⁰ ¹²⁰ ¹²⁰ ¹²⁰ ¹¹⁰ ¹²⁰ ¹²⁰



図8APDアレー放射線検出器の信号処理

6. 結び

今回、Pr:LuAG の透明セラミクス化による特性改 善の検討を行い、1mm 厚で単結晶の1割程度の発光 量の増加が確認された。現在、透明セラミックス、 単結晶の両面から Pr:LuAG シンチレータの特性の 改善を検討しており、特性・コストの改善を目指 している。

加えて、Pr:LuAG シンチレータアレーとカセット 型 APD アレーとのアッセンブリを行うとともに新た に試作を行った 48 チャンネル 3level-TOT-ASIC およ び FPGA との接続を行い、基礎動作を確認した。本結 果を元に、現在、ASIC の実装とカセット型 APD を用 いたモジュールの組上げを進めており、検出器 1 対 を用いた対向試験を予定している。更に本年度は、8 検出器から構成される小型 PET リングを試作し、 Pr:LuAG+APD アレー+TOT-ASIC を用いた PET 画像の 取得を計画している。



図 9. APD アレー放射線検出器を用いた小型 PET の 模式図

本研究開発が次世代 PET 技術の発展の一助とな れば幸いである。

7.謝辞

本研究は独立行政法人新エネルギー・産業技術 総合開発機構の大学発事業創出実用化研究開発事 業「MRI-PET用 Pr:LuAG+APD アレー放射線検出器 システムの開発」(PL 吉川)の支援を受けて行っ たものです。御支援を感謝申し上げます。

参考文献

[1] 吉川 他、「Pr を含むシンチレータ単結晶及 びその製造方法並びに放射線検出器及び検 査装置」

特願2004-324353号

- [2] 吉川、鎌田 他、WO2006/049284 A 1号、US-2008-0213151-AI
- [3] A. Yoshikawa, K. Kamada, M. Nikl, K. Aoki, H. Sato, J. Pejchal, T. Fukuda, J. Cryst. Growth 285 (2005) 445-449
- [4] M. Nikl, H. Ogino, A.Krasnikov, A. Beitlerova, A.Yoshikawa, T. Fukuda Phys. Stat. Sol. (a) 202, No. 1,(2005) R4–R6
- [5] H. Ogino, A. Yoshikawa, M. Nikl, A. Krasnikov, K. Kamada, T. Fukuda, J. Cryst. Growth 287 (2006) 335-338
- [6] K. Kamada, T. Yanagida, K. Tsutsumi, Y. Usuki, M. Sato, H. Ogino, A. Yoshikawa, M. Kobayashi, S. Sugimoto and F. Saito "Scintillation properties of 2-inch-diameter Pr:Lu₃Al₅O₁₂ (LuAG) single crystal" IEEE Trans. Nucl. Sci., 2009, Volume 56, Issue 3, June (2009) 570 573
- K. Kamada , K. Tsutsumi, T. Yanagida, T. Endo, Y. Usuki A. Yoshikawa and A. Fukabori,
 "Large-size single crystal growth of Pr:Lu₃Al₃O₁₂ and uniformity of its scintillation properties" IEEE NSS MIC 2009, Conference Record

(30) モノリシック MPPC アレーの開発と基礎評価

片岡 淳, 加藤 卓也, 三浦 大陽, 松田 英憲, 中森 健之(早大理工), 池田 博一, 佐藤 悟朗(ISAS/JAXA), 石川 嘉隆, 里 健一, 山村 和久, 川端 信行(浜松ホトニクス)

1. はじめに

我々は PMT に代わる光素子としてアバランシ ェ・フォトダイオード(APD)に着目し、大面積2 次元アレーと専用 LSI の独自開発[1-2]、LYSO や Pr:LuAG シンチレータと組み合わせた小型ユニッ トの構築により、PET の理論限界に迫るサブミリ 解像度を実証した[3] (図1)。しかしながら、APD は信号増幅率が100倍程度と小さく、PMTに比べ てノイズの影響を受けやすい。これは、次世代 PET の鍵である TOF 測定において不利である。また APD 自体は磁場に強いが MRI と共用するには周辺 回路に至るまで全てに非磁化対策が必要な点やガ ンマ線の吸収位置補正(DOI 補正)など、未解決 の問題も多い。MPPC は APD をガイガーモードで 利用することで PMT に匹敵する高いゲインを実現 し、ノイズの影響を受けにくい。APD の長所(半 導体ゆえのコンパクトさ、高精度、耐磁場特性、 100V以下での低電圧動作)を継承しつつ、PETの 次世代化をさらに促進する理想的な検出器と言え る。本稿では将来的な MPPC-PET 装置の開発を視 野に入れつつ、まずは APD と MPPC の基礎的な比 較から始めたい。



図 1: 昨年度開発した APD-PET ユニット(256ch 対応)と、同ユニットで取得したサブミリ画像

2. APD と MPPC の直接比較

様々な光センサーの基礎特性を表 1 に纏める。 APD, MPPC は多くの特長を共有するが、ゲインは MPPC、光の変換効率(QE,PDE)は APD が圧倒的に

	PMT	PD	APD	MPPC		
ゲイン	~10 ⁵⁻⁶	1	50	~10 ⁵⁻⁶		
Q.E.(PDE)	≦25%	≧	80%	≦25%		
容積	×(大)	O(小)				
磁場中での 動作	×(不可)	O(可)				
構造	×(複雑)	O(単純)				
消費電力	×(大)	O(小)				





図 2: (左)APD, MPPC と BGO で取得した 662keV スペクトルの比較 (右)同・511 keV 対 消滅ガンマ線とLYSO による時間分解能比較。 優れる。同じサイズの BGO シンチレータ (3 ミリ 角)を APD, MPPC の 3x3mm² 単素子で読みだした 場合のスペクトルを図 2 (左) に示す。APD の方 が優れたエネルギー分解能を持つことが明らかで ある。MPPC はノイズ分離に優れる印象を持つが、 BGO のように長い時定数を持つシンチレータでは ダークノイズの混入が厳しく、期待されるほど閾 値が下がらないことも分かる。図2(右)は、同じ サイズの単素子 APD, MPPC 素子を対向に配置し、 511keV の対消滅ガンマ線を用いて時間分解能を測 定した結果である。シンチレータとして、LYSOの 3x3x10mm³を用いた。MPPC は FWHM で 691 ps が 得られるのに対し、APD では 5.3 ns 程度の分解能 が限度である。本来 APD 自身のもつ時間分解能は MPPC に劣らないが[1] 内部ゲインが小さいため 電荷積分アンプ等の使用が不可欠となる。時間分 解能は、これらの「非」高速アンプの影響やノイ ズによるジッターで悪化し、APD で TOF 検出器を 目指すことは事実上困難といえる。

3. 次世代MPPC-PET技術への挑戦

我々はAPD 開発で得た全てのノウハウを集約し、 これをさらに発展することで「実用レベルの」次 世代 PET 技術の確立を目指す。すなわち (1)DOI 対応かつサブミリに迫る究極の解像度 (2) 強磁場 下での MRI 併用 (3)TOF による画質の向上をテー マに、科学研究費補助金・基盤研究(S)の支援を受 け、平成 22 年度より要素技術の開発をスタートし た。今回の講演ではモノリシック MPPC アレーの 開発と、新規 LSI の設計、展望について述べたい。

<u>MPPCアレーの開発</u>

現在、浜松ホトニクス社から 4x4ch の大型 MPPC アレーが市販されているが、これは独立な素子を 16 個並べた構造を持ち、さらなる大型化が難しい。

また素子間のギャップが大きく、信号ピンが基板 直下に出ているため汎用性に乏しいなど問題が指 摘されている。我々は、市販の田の字モノリシッ クアレー(2x2ch,)から評価を始め、これを3面バッ タブルに拡張することで 8x8 ch までの大面積 MPPC アレーを開発中である。まず PET 応用とし ては番外編になるが、2x2ch アレーを用いたエネル ギー閾値の改善について紹介する。常温で MPPC を用いる場合、問題となるのが 10⁶ cps/3mm² に及 ぶ膨大なダークノイズである。図2で見たように、 これらはスペクトルの低エネルギー部分を著しく 汚し、MPPC を利用する物理実験で大きな問題とな る。我々は4ch MPPCの信号を独立に読み出し、こ れらの AND を取ることで、ダークノイズの影響を 99.8%以上除去する手法を確立した。図3に示すの はコインシデンス前後のスペクトル比較で、ダー クノイズに埋もれていた 22keV のガンマ線ピーク が、常温でも明確に識別できることがわかる[4]。



図 3: (左)2x2 モノリシック MPPC アレーと(右)コ インシデンスモードで取得した 22keV スペクト ル。シンチレータは GSO (10mm 角)。

図4は同様なアレーを4x4ch まで拡張した素子 で、モノリシックアレーとしては(現在)最大で ある。14.6x14.6mm²の大型素子にもかかわらず、 ゲインの一様性は素子間で±7.2%を達成した。さ らに、信号ピンを片側に集めることで素子自体の 厚さは2.7mm まで薄くした。将来的にはさらに薄 い基板を採用し、複数のシンチレータの間に挟み 込む「サンドイッチ型」DOI検出器を目指す。図4 は様々なシンチレータ・アレーと MPPC アレー (4x4)を組み合わせた場合の光量比較を行ったもの で、現状では LYSO と組み合わせた場合の光量が 大きく、相性が一番良い[5]。しかしながら、APD 同様に紫外に高感度を持つ MPPC アレーを新規に 開発し、Pr:LuAG などの結晶と組み合わせること も次のテーマとして進めている[6]。



図 4: (左)4x4 モノリシック MPPC アレー (右) シンチレータアレーと組み合わせた光量比較。

○「超高速」LSIの新規設計・開発

これまでAPD用に2種の専用LSIを開発し、整 形回路(4段)のゼロ・クロス点を利用することで1.3 nsec (FWHM)程度の時間分解能を達成した[2]。一 方で、MPPC の持つ優れた時間特性を生かすには、 遥かに高速で TOF 対応の LSI の開発が不可欠であ る。我々は時間分解能に特化した新しい LSI (32ch 対応)の開発を進めており、ここではシミュレーシ ョンによる評価結果を紹介したい。今回は MPPC からの入力電荷の大半を低インピーダンス回路か らコンパレータに引き回す構成とし、高速かつノ イズによるジッターの影響を極力抑えている。図5 に示すのはタイミング生成に使用するリーディン グ・エッジ信号と、期待される時間分解能である。 最適な閾値をとることで、268 ps (FWHM)の時間分 解能が期待され、これは MPPC 単体 691 ps より十 分に良い。将来的に、MPPC 自体の時間分解能も大 きく改善されると期待されるが、現状の MPPC と 組み合わせた back-to-back 実験でも既に 800 ps (FWHM)が見込まれる。



図 5: (左)MPPC 用 LSI のタイミング生成信号と (右)期待される時間分解能

4. 今後の展望

MPPC アレーについては、モノリシックかつフラ ットケーブル付きの 8x8 素子を 2010 年度内に完 成させ、評価を始める。2011 年度にも製作を継続 し、サンドイッチ構造をもつ DOI 検出器の製作・ 評価、また MRI 磁場中での評価を想定している。

エレクトロニクスについては2010年度中にTOF 対応素子のレイアウトを終了し、2011年夏には初 版素子の製作を完了する予定である。結果につい ては、学会・論文等で随時報告していきたい。

- Kataoka J, et al.: Nucl. Instr. Methods Phys. Res. A, 604: 323-326, 2009
- [2] Koizumi M, et al.: Nucl. Instr. Methods Phys. Res. A, 604: 327-330, 2009
- [3] Kataoka J, et al.: IEEE Trans Nucl Sci 57: 2448-2454, 2010
- [4] Miura T, et al.: Nucl. Instr. Methods Phys. Res. A, 2011 (submitted)
- [5] Katou T, et al.: Nucl. Instr. Methods Phys. Res. A, 2011 (submitted)
- [6] Yoshino M, et al.: Nucl. Instr. Methods Phys Res. A, 2011 (submitted)

(31)4層 DOI 検出器の実用化

津田倫明 株式会社島津製作所・基盤技術研究所

1. はじめに

Depth of Interaction (DOI) 検出器を使用した座位型(C型) および伏臥位型(O型) マンモ用 PET 装置が京都大学付属病院に設置され、現在臨床研究が進められている[1][2]。また、DOI-TOF-PET 装置は1 リングのプロトタイプ機を用いて性能評価を行っている[3]。どちらの装置にも4層のDOI検出器[4][5]が用いられており、検出器の実用化に向け、研究中である。

2. DOI 検出器の問題点

DOI 検出器は高感度と高空間分解能を両立する ことができる優れた検出器であるが、一方で以下 の問題点があり、実用化への障害となっている。

- ・装置に搭載する結晶数が層数分増加し、結晶全 体のコストが増える。
- ・結晶数の増加に伴い、組立に時間がかかり、組 立精度も必要になる。
- ・結晶層間のギャップのため、エネルギー分解能 や時間分解能等の検出器性能が劣化する。

3. 4 層一体型 DOI 検出器

上記の問題点を解決するために、4 層一体型 DOI 検出器を提案する。図1に概念図を示す。従来の4 層 DOI 検出器の反射材構造をそのまま残し、結晶 素子は DOI 方向にギャップのない4 層が一体となった構造とする。従来の4 層 DOI 検出器では、各 層の反射材格子に同じ高さの結晶素子を入れた後、 4 層に重ねるが、4 層一体型 DOI 検出器では、4 層 分の反射材格子を先に重ねておき、4 層分の長さの 結晶素子を入れるだけである。

4. 実験

4層一体型 DOI 検出器の DOI 弁別能について、 DOI-TOF-PET 用検出器を用いて検証実験を行った。 リファレンスとして図 2 に示すように同体積とな る1層検出器と4層 DOI 検出器を用い、3種類の 検出器で比較評価も行った。図 3 に評価実験系を 示す。結晶ブロックは Lu_{2(1-x)}Gd_{2x}SiO₅(LGSO;日 立化成工業(株)シンチレータ素子を16×16 に配列 し(4層 DOI 検出器では16×16×4)、反射材には ESR フィルム(3M)を用いて構成されている。各 検出器の結晶素子サイズについては表1に示す。 4層一体型 DOI 検出器と結晶素子の側面が全て覆 われている1層検出器は反射材構造が異なってい



るが、結晶素子サイズについては同じである。

4層 DOI 検出器において、各層で長さが異なっ ているが、これは検出器の感度差を軽減させるた めである。

各結晶ブロックは 64 チャンネルフラットパネル 型光電子増倍管(64ch PS-PMT; 浜松ホトニクス ㈱)と光学結合し、²²Na 点線源を用いてガンマ線 一様照射した。時間分解能の測定と¹⁷⁶Lu の自己放 射によるガンマ線イベントを除くために、BaF2検 出器を対向させて511keVガンマ線イベントのみを 収集した。



評価実験系

	表 1	各検出器の結晶素子サイス	ズ
--	-----	--------------	---

1層検出器	_	3×3×26 mm ³
	1層目	$3 \times 3 \times 5 \text{ mm}^3$
4届1001经出架	2層目	3×3×6 mm ³
4層DOI快山 奋	3層目	3×3×7 mm ³
	4層目	3×3×8 mm ³
4層一体型DOI検出器	_	3×3×26 mm ³

5. 実験結果と考察

図4に各検出器のポジションヒストグラムを示す。 1 層検出器では 256 個 (16×16) の結晶素子ピーク、 4 層 DOI 検出器では 1024 個 (16×16×4) の結晶 素子ピークが表示されている。4 層一体型 DOI 検 出器では4層 DOI 検出器に比べて各層の結晶素子 ピークが互いに近づいているものの、1024 個の結 晶素子ピークが表示されている。図4(b)、(c)の ポジションヒストグラムにおいて、最も感度の高 い1,2層の結晶素子ピークを通るプロファイルを 図5に示す。4層 DOI 検出器に比べて4層一体型 DOI 検出器は弁別能に劣化が見られる。しかしな がらプロファイルをガウスフィッティング(図5 参照)した結果、誤応答率は3%以下であり、4層 一体型 DOI 検出器の位置弁別性能の劣化は解像度 大きな影響を与えるものではないと考えられる。 図7に各検出器のエネルギーヒストグラムを示す。 エネルギーピーク値が最も大きいのは4層 DOI 検 出器であるが、これはシンチレーション光が反射 材の無い側面を介して受光面まで届きやすいため である。逆に1 層検出器ではエネルギーピーク値 が最も小さいが、発光した結晶素子の底面のみが 受光面に対応し、反射材側面でシンチレーション 光が何度も反射することで光吸収が起こる確率が 増えるためであると考えられる。図8に4層 DOI 検出器、4 層一体型 DOI 検出器の層毎に分けたエ

11	:	:	:	:	:	:	:	:	:	:	:	:	3
••	•	•	•	•	·	•	·	•	·	•	•	•	•
	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•
••	•	•	·	•	•	·	•	•	•	•	·		•
	•	•	•		•		•	1	•	1	•	•	
	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	
	1		•			•	•			1			
	•		•	•	•	•	•			•	1		
	1	:		:	:				1		1	1	
	1												
	1	:		:			:			:			
	:								:	:	:		
					(a)	1 頄	層検	出暑	5				
	• •	!!!	• •	••	• •	••	÷:	••	••	••	••	••	*
Ĩ				•••	::	÷÷		•	11	::			1
147.		• • •		• •		• •	• •	• •	• •	• •		••	1
		•••		•••	••	•••	••	•••	••	••	•••	••	****
		•••	•••	• •		• •		•••	•••	• •	**	•••	
		• • *		• •	•	• =		• *	• •	• *	•••	•	-
-			•••	÷	•••	11	••	• •	••	•••	÷	•••	
***				4.2		•	ς.	• •		•••		•	
1	2.	:::	:::	::	11	::	::	::	11	::	::	::	11
144		•••		•		•	1	17	* *	•	••	•	
1	• •		•••	÷		•••	••	•••	••	••	••	•	
				•••			••						
				• •		• •	•••	•••	••	••	•••	•••	
		::::		•••	•••	••		::	**	•••	••	••	-
	5 1	•••			•••		••	•••	*:		••		4
				(b,) 4	僧」	DOI	検は	出器				
5								20	10		1.2		Ţ
	11	\$1	22	25	72	t:	11	•1	11	=	11	tt.	12
4	11	11	11	::	1	\$4	34	11	14	::	11	\$4	4
\$	12	14	11	11	14	* *	11	11	12	11	:1	11	1
3	14	11	14	11	11	11	11	11	11	14	14	\$1	4
\$	11	11	11	11	11	11	:1	51	14	11	11	11	12
4.	11	11	11	:4	21	11	11	11	11	14	11	1	4
:	11	11	11	\$1	11	t:	11	11	11	11	11	11	1
4.	12	14	11	::	11	::	11	Ŀ.	11	11	14	14	4
2	11	11	11	11	14	\$1	2.2	21	12	53	51	\$4	\$
4.	11	12	14	2 4		11	11	::	11	::	::	12	4
40	12	\$1	74	5.7	:1	11	14	1+	72	11	11	\$1.	1
	- 14			**	:1	11	:1	-	++			=	
			(c) 4	層-	一体	型 D	OOI	検出	器			
	図4	4	各梢	出	器の	ポシ	シシ	ョン	/ヒン	スト	グラ	ラノ	À



ネルギーヒストグラムを示す。4 層 DOI 検出器で は受光面側の層になるにつれてエネルギーピーク が大きくなるが、これはガンマ線入射面側の結晶 素子は層間のギャップの影響を受けて光が吸収さ れやすいためである。一方4層一体型 DOI 検出器 では、層間にギャップが無いため、全ての層のエ ネルギーピーク値が等しくなっている。この結果 は、各結晶素子のエネルギーピーク値の補正を行 う際に層ごとの補正を行う必要がなくなるという 長所を示している。表2に各検出器のエネルギー 分解能を示す。1層検出器に比べて4層 DOI 検出 器はエネルギー分解能が劣化するが、4層一体型 DOI 検出器では1層検出器と同等の性能が得られ ている。

図9に各検出器のタイミングヒストグラムを示



表2 各検出器のエネルギー分解能

	補正前	補正後
1層検出器	15.7%	11.1%
4層DOI検出器	16.2%	13.0%
4層一体型DOI検出器	15.1%	11.2%



表3 各検出器の時間分解能

	補正前	補正後		
1層検出器	850 ps	450 ps		
4層DOI検出器	874 ps	476 ps		
4層一体型DOI検出器	851 ps	455 ps		

す。図中の補正とは、結晶素子毎にタイミングヒ ストグラムを作成し、ピーク位置を揃える処理で ある。ヒストグラムを見る限りでは、検出器によ る大きな差は見られない。表3に各検出器の時間 分解能を示す。1層検出器と4層一体型 DOI 検出 器はほぼ同等の性能であり、4層 DOI 検出器にお いて時間分解能が若干劣化しており、エネルギー 分解能と同様の結果(表2)が得られた。

以上の結果は DOI-TOF-PET 用の検出器における 結果であるが、マンモ用 PET 検出器においても 4 層一体型 DOI 検出器は適応できる。従来の 4 層 DOI 検出器の結晶素子サイズは 1.44×1.44×4.5 mm³

(各層で同サイズ)であったが、4層一体型 DOI 検出器では1.44×1.44×18 mm³とし、結晶素子を 32×32 に配列する。図10に示されるように、4 層一体型 DOI 検出器のポジションヒストグラムに おいて4層の DOI 識別が可能であることがわかる。



(a) 4 層 DOI 検出器



図10 マンモ用 PET 検出器のポジションヒスト グラム

6. まとめ

従来の4層 DOI 検出器は高感度と高解像度の両 立を可能とするが、さらに検出器性能向上とコス トダウンを可能とする4層一体型 DOI 検出器は実 利を兼ね備えた検出器といえる。既に量産体制も 構築しつつあり、4層一体型 DOI 検出器の実用化 に向けて研究を進めている。

- [1] 大井淳一、"マンモ用 PET 装置の開発,"平成 21 年度次世代 PET 研究報告書, (13), 2010
- M. Furuta et al., "Basic Evaluation of a C-Shaped Breast PET Scanner," Conf. Rec. 2009 IEEE NSS&MIC, M05-1, 2009
- [3] M. Nakazawa et al., "Development of a Prototype DOI-TOF-PET Scanner," *Conf. Rec.* 2010 IEEE NSS&MIC, M05-6, 2010
- [4] T. Tsuda, et al, "A Four-Layer Depth of Interaction Detector Block for Small Animal PET", *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 51, No. 5, Oct., 2004
- H. Tonami et al., "Sophisticated 32×32×4-Layer DOI Detector for High Resolution PEM Scanner," *Conf. Rec. 2007 IEEE NSS&MIC*, M11-151, 2007

(32) Pr:LuAG シンチレータを用いた平板対向型乳房用 PEM 装置の開発

三宅正泰

東北大・サイクロトロン・ラジオアイソトープセンター

1. はじめに

乳がんは早期発見により完治しやすいがんである。そのため、従来のX線マンモグラフィーや超音波等の形態画像診断に加え、診断精度の向上のため機能画像診断が行える乳がんをターゲットにした局所用 PET 装置(PEM)の開発が行われている。

我々は新しい高性能シンチレータ Pr:LuAG を用 い、このシンチレータの特徴を生かした平板対向 型の PEM 装置の開発を行ってきたので報告する [1-2]。

2. 基本コンセプト

Pr:LuAG シンチレータは東北大学多元研で開発 された、高密度、短蛍光時間、高エネルギー分解 能という優れた特徴をもつシンチレータである[3]。 この結晶の特徴を生かし、撮影時間 3~10 分、空 間分解能 1.5mm 程度の性能をもつ乳房用 PET 装置 を目指して開発を始めた。

検出器の形状は、平板対向型とした。これは、 従来からある X 線マンモグラフィーとの親和性の 高さ、価格、装置の小型化などの面で有利だから である。また乳がんの症状の判定に重要な腋窩リ ンパ節の検査も容易に行うことが可能である。

検出器の視野は、約 15x20cm である。この大き さであれば、ほとんどの大きさの乳房を検査する ことができる。また腋窩リンパ節撮影モード時で も余裕をもって撮影が行える。

価格も、現在 PET 装置を持っている施設で導入 しやすい価格や形状とすることを目標としている。

なお、この研究開発は、PET 装置の開発を行っ ている神戸高専の山本教授と、結晶製造を行って いる古河機械金属株式会社と共同で行っている。 また、JST 地域研究開発資源活用促進プログラム (平成18年~20年:プロトタイプ機開発)と NEDO 大学発事業創出実用化研究開発事業プログラム(平 成21年~、商用機の開発)の支援を受けている。

3. ハードウェア概要

装置は、シンチレータアレイ、PS-PMT、重心演 算回路、データ収集回路、解析用 PC、ガントリー からなる。

シンチレータアレイには、2.1 x 2.1 x 15 mm³の Pr:LuAGシンチレータを2.2 x 2.2 mmピッチで配列 し大きさが 140.8 x 44 x 15 mm³、個数が 64 x 20 の アレイを構成している(図1上)。反射材兼接着 剤には BaSO₄を用いアレイ化にした。シンチレー ション光を RTV ゴムにより光学接着した紫外線透 過性のガラスにより拡散し、並べた 3 本の位置敏 感型光電子増倍管 PS-PMT(H8500-03、浜松ホトニ クス社製)に入射させる。3 本の PS-PMT の各アノ ードの出力はアノード感度を補正した後、重心演 算回路に送る(図1下)。

シンチレータアレイや重心演算回路などからな る検出器ブロックを 4 台並べ、検出器ユニットを 構成している。装置全体では、検出器ユニットを 対向して 2 台並べ、重心演算回路からの出力は 8 系統になる。

重心演算回路の出力は、データ収集回路の ADC に入力さし、それに続く FPGA により、波高分析、 エネルギー・位置弁別、コインシデンスなどの信 号処理を行う。

プロトタイプ機の場合、装置はガントリーとキ ャビネットに収められている。2個の検出器ユニッ トはガントリーのアームの先に取り付けられてい る。アームは開閉、回転、上下動などをするよう な構造になっており、さまざまな部位が測定でき るようになっている。

4. 性能試験結果

現在までに、プロトタイプ機と商用試験器 1 号 機を製作し、順次性能試験と改良を進めている。1 号機では、特にシンチレータブロックの製作で改 良を行い、解像度と安定性の向上を図った。

性能試験では、点線源、線線源、各種ファント ムを用いて試験を進めている。結果の例を述べ る。

解像度と時間分解能については、シンチレータ アレイの中央付近でのエネルギー分解能は、 18.0%(FWHM),、ユニット対ユニットでのコインシ デンスの時間分解能は 3.1ns (FWHM)である。

点線源による空間分解能の測定では、3D-MLEM 画像再構成を用いて、散乱補正無しで、2.0mm、散 乱補正有りで 1.1mm となった。

ホットスポットとバックグランドの濃度比が 10 対1の乳房ファントムでは $4mm \phi x 4mm$ のスポットが見えることを確認した。

直径 3.7mm、4.8mm、6.0mm のホットスポットを 持った、直径 10cm、厚さ 2cm の圧迫乳房を模した ファントムの測定を行った。放射能には FDG を用 い、ホットスポットとバックグランドの放射能濃 度の比は 1:4 とした。この実験では 4.8mm のホッ トスポットまで確認することができた。(図 3)。

現在、異なるバックグラウンド比やファントム に対する試験を行い、様々な条件下での性能を検 証を進めている。

5. 今後の予定

商用1号機は、仙台画像検診クリニックに導入 し、臨床試験へ向けて最終調整と特性確認を行っ ている(図2)。ガントリーの形状は最終的なも のではなく、試験結果をふまえて再検討し、商用2 号機以降の開発に繋げていく方針である。

これと平行し、プロトタイプ機を用いて、空間 分解能の向上のためのレスポンスファンクション の測定や、FPGAのチューニングを行い、計数率特 性の改善などを図っていく。

また、ADC の高分解能化やコンパレータによる タイミング生成等行い、データ収集回路の高性能 化を図る手法の検討も行っている。

6. まとめ

平板対向型の PEM 装置の開発を行っている。 Pr:LuAG 結晶と FP-PMT を使用し、FOV が約 15x20 cm²の平板対向型の検出器ユニットが作成した。デ ータ収集回路は ADC と FPGA により構成した。プ ロトタイプ機により点線源やファントムの測定を 行った。商用機が作成され、臨床試験に向けて調 整中である。

7. 謝辞

電子基板の製造等を行っているエスペックテク ノ(株)の増野氏、検出器ケースやプロトタイプ機の ガントリーなど機械部分の制作を行っている(株) 三益の松田氏に、感謝の意を表する。

参考文献

- [1] 鎌田圭他:次世代 PET 研究会 2009, 報文集 p. 92,
- [2] 馬場 護:: PET Journal 2009, 第7号、p.36
- [3] W. Drozdowski et al., IEEE Trans. Nucl. Sci., 55 (4) 2420-2424 (2008)



図1 シンチレータアレイ(上)とゲイン調整ボード・重心演算回路・PS-PMT(下)



図2 PEM 装置の外観(商用1号機)



図3 直径 3.7mm、4.8mm、6.0mm(各画像左から) のホットスポットを持った、直径 10cm、厚さ 2cm の圧迫乳房を模したファントムの FDG による画像。 ホットスポットとバックグランドの放射能濃度の 比は 1:4 とした。ファントムの外観(左)と再構成 画像(右)

(32) 光ファイバー型超高分解能 PET/MRI 一体型装置の開発と Si-PM-PET/MRI 装置との比較

山本誠一 神戸高専

1. はじめに

光ファイバーを用いた PET/MRI 装置は、MRI の高 磁場中に電気的な部品を持ち込まないため、PET と MRI の間の干渉(アーチファクトやS/Nの低下など) が無い点で優れている [1-3]。しかし光ファイバ ーによる光の損失が大きいため、PET 装置の性能、 例えば空間分解能などをあまり高く出来ない傾向 にあった[1-3]。光ファイバーによる光損失を少な くすれば光ファイバー型 PET/MRI 装置の性能を飛 躍的に向上でき、安定性の高いシステムの開発が 可能であると考えられる。そこで新しい光ファイ バー型ブロック検出器の開発を行った。またその 検出器を用いた小動物用 PET 装置の開発も行い、 さらに MRI と組み合わせた PET/MRI 一体型装置と しての性能評価も行った。

2. 方法

シンチレータには深さ方向の検出可能な (Depth of interaction: DOI) 機構を実現するために Ce 濃度により発光減衰時間を調整可能な LGSO を用い た。Ce 濃度が 0.025 mol% (decay time: \sim 31ns: 0.9mm x 1.3mm x 5mm) の LGSO と 0.75 mol% (decay time: \sim 46ns: 0.9mm x 1.3mm x 6mm)の LGSO と を DOI 方向に積層し、11 x 13 のマトリクスに配 置した (Fig. 1)。2 種の発光減衰時間の異なる LGSO は波形解析により弁別する。



Fig.1 Photograph of the LGSO dual-dual layer block used for the new optical fiber PET system

開発した光ファイバー束を Fig.2 に示す。光フ ァイバーにはクラレ製のダブルクラッド型(NA: 0.72)で直径 0.5mm のものを用いた。光ファイバ ー束の入力部(シンチレータ側)は2つで、出力 部(位置有感型光電子増倍管:PSPMT側)は1つに 束ねた構造をしている。入力部と屈曲部、及び出 力部は接着剤で固めてあるが、それ以外の部分は フレキシブルな構造とした。入力部のサイズは 12mm x 24mm で LGSO ブロックに光学結合され、出 力は 24mm x 24mm で PSPMT に光学結合される。フ ァイバー束の長さは 72cm である。



Fig.2 Photograph of optical fiber bundle used for the new optical fiber based PET system

LGS0 ブロックを光学結合した入力部の写真を Fig.3(A)に、また PSPMT を光学結合した出力部 の光ファイバー型ブロック検出器の写真を Fig.3(B)に示す。PSPMT には浜松ホトニクス社製 1 インチ角型で高量子効率の光電面を持つもの (R8900-100-C12)を用いた。



Fig.3 Photograph of developed optical fiber based PET detector : magnified photo of one of the input parts with LGSO blocks (A) and the output part with PSPMT (B).

開発した光ファイバー型ブロック検出器を 8 組、 56mm 直径のリング上に配置し、小動物用 PET 装置 を構成した。遮光用のプラスチックケースにセッ トした検出器リングの写真を Fig.4 に示す。この プラスチックケースの直径は 14cm である。



Fig.4 Photograph of new optical fiber based PET system for small animals

この PET 装置と MRI を組み合わせた写真を Fig. 5(A) に示す。MRI は 0.3T 永久磁石式で、後方のヨ ーク部に 17cm の穴を開けたものを開発した。光フ ァイバー型 PET 装置は MRI の後方から挿入し、検 出器リングのLSGO ブロック部が MRI の磁場のほぼ 中心になるようにセットする。その内側に直径 45mmのRF コイルを配置しPET と MRI の同時測定を 可能にした。RF コイル及び動物用ベッドをセット した PET/MRI 一体型装置を Fig. 5(B)に示す。



Fig.5 Photograph of PET/MRI system without RF coil (A) and with RF coil and animal bed (B)

3. 結果と考察

開発した光ファイバー型 PET 装置の平面方向空間分解能を Fig.6 に示す。空間分解能は視野中心において 1.2mm FWHM、視野中心から外れると多少劣化するが DOI 情報を用いることにより、いくらか改善した。また Na-22 の点線源で測定した感度は体軸方向視野中心において 1.2%であった(Fig. 7)。



Fig.6 Radial resolution of optical fiber based PET system used for integrated PET/MRI



Fig.7 Sensitivity profile of optical fiber based PET system

Na-22 の点線源を用いて測定した計数率の変化

を Fig.8 に示す。測定中に室温が2 度程度変化しているにもかかわらず、計数率の変化は1%以内であり、高い安定性を有することが明らかになった。



Fig.8 Count rate changes for Na-22 point source over several hours of optical fiber based PET system

開発した PET/MRI 一体型装置を用いてマウスの 同時撮像を行い、良好な画像を得ることが出来た。 その一例を Fig. 9 に示す。Fig. 9(A) はマウス胸 部の MRI 画像で、解剖学的情報を高い空間分解能 で得ることができた。Fig. 9(B)は同時測定で得ら れた F-18-FDG の画像で心筋への集積が認められる。 PET と MRI の干渉は観察されなかった。



Fig.9 Simultaneously measured MRI (A) and PET (B) images using the developed optical fiber based PET/MRI system

4. 結論

新型ファイバー型超高分解能 PET/MRI 装置は分 子イメージング研究に有用な装置であると結論さ れる。発表では、先に開発した Si-PM PET 装置[4] を用いた PET/MRI 装置との比較も報告した。

- S Yamamoto, e al. "A Multi-slice Dual Layer MR -Compatible Animal PET System". IEEE Trans. Nucl. Sci., 56: pp. 2706-2713, 2009
- [2] S Yamamoto, et al. "Design and performance from an integrated PET/MRI system for small animals". Ann Nucl Med., 24(2): pp. 89-9, 2010
- [3] S Yamamoto, et al. "Design and performance from an integrated PET/MRI system for small animals". Ann Nucl Med., 24(2): pp. 89-9, 2010
- [4] S Yamamoto, et al. "Development of a Si-PM-based high-resolution PET system for small animals". Phys Med Biol., 7;55(19):5817-31, 2010

イメージング物理研究チーム 研究業績リスト

(2006 年一2010 年)

研究業績 2006 (H18)

1. 原著論文(13)

- N. Inadama, H. Murayama, T. Yamaya, K. Kitamura, T. Yamashita, H. Kawai, T. Tsuda, M. Sato, Y. Ono and M. Hamamoto, "Preliminary Evaluation of Four-Layer BGO DOI-Detector for PET," IEEE Trans. Nucl. Sci. Vol. 53, No. 1, pp. 30-34, Feb. 2006.
- [2] 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, Feb. 2006.
- [3] Eiji Yoshida, Keishi Kitamura, Tomoaki Tsuda, Kengo Shibuya, Taiga Yamaya, Naoko Inadama, Tomoyuki Hasegawa, Hideo Murayama, "Energy spectra analysis of the four-layer DOI detector for the brain PET scanner: jPET-D4," Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 557, pp. 664–669, 2006.
- [4] Taiga Yamaya, Naoki Hagiwara, Takashi Obi, Tomoaki Tsuda, Keishi Kitamura, Tomoyuki Hasegawa, Hideaki Haneishi, Naoko Inadama, Eiji Yoshida, and Hideo Murayama, "Preliminary Resolution Performance of the Prototype System for a 4-Layer DOI-PET Scanner: jPET-D4," IEEE Transactions on Nuclear Science, Vol. 53. No. 3, pp. 1123-1128, 2006.
- [5] H. Muraishi, T. Hasegawa, Y. Fukushima, K. Yoda, K. Maruyama, Y. Shiba, M. Muraishi, T. Yamaya, E. Yoshida and H. Murayama, "A New Tracking Method for Head Motion using a Single Camera and a Solid Marker," Medical Imaging Technology, Vol. 24, No. 4, pp. 320-328, September 2006.
- [6] 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,"MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY Vol.24 No.4, pp. 247-253, September 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," MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY Vol.24 No.4, pp. 300-305, September 2006.
- [8] Naoko Inadama, Hideo Murayama, Manabu Hamamoto, Tomoaki Tsuda, Yusuke Ono, Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Kengo Shibuya, and Fumihiko Nishikido, "8-Layer DOI Encoding of 3-Dimensional Crystal Array," IEEE Transactions on Nuclear Science, Vol. 53, No. 5, pp. 2523-2528, October 2006.
- [9] Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, Mitsuo Watanabe, Keishi Kitamura, Ayako Kobayashi, Tomoyuki Hasegawa, Takashi Obi, Hideaki Haneishi, Masahiro Fukushi, Hideo Murayama, "Design and initial evaluation of a 4-layer DOI-PET system: the jPET-D4," Jpn. J. Med. Phys., Vol. 26, No. 3, (医学物理, 第 26 卷, 第 3 号), pp. 131-140, 2006.
- [10] Chih Fung Lam, Naoki Hagiwara, Takashi Obi, Masahiro Yamaguchi, Taiga Yamaya, Hideo Murayama : An Inter-crystal Scatter Correction Method for DOI-PET Image Reconstruction. Japanese Journal of Medical Physics," Jpn. J. Med. Phys., Vol. 26, No. 3, (医学物理, 第 26 巻, 第 3 号), pp. 118-130, 2006.
- [11] 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.
- [12] 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.
- [13] Takuya MORIMOTO, Hiroshi ITO, Akihiro TAKANO, Yoko IKOMA, Chie SEKI, Takashi OKAUCHI, Katsuyuki TANIMOTO, Akira ANDO, Takahiro SHIRAISHI, Taiga YAMAYA and Tetsuya SUHARA, "Effects of image reconstruction algorithm on neurotransmission PET studies in humans: comparison between filtered backprojection and ordered subsets expectation maximization," Annals of Nuclear Medicine, Vol. 20, No. 3, pp. 237-243, 2006.

2. プロシーディング・学会発表(一般演題)(57)

- [1] Chih Fung Lam, Naoki Hagiwara, Takashi Obi, Masahiro Yamaguchi, Taiga Yamaya, Hideo Murayama, "Correction of Inter-Crystal Scatter Effect in Iterative Image Reconstruction of the jPET-D4," SPIE Medical Imaging 2006.2.11-16.
- [2] Eiji Yoshida, Keishi Kitamura, Yuichi Kimura, Fumihiko Nishikido, Kengo Shibuya, Taiga Yamaya, Hideo Murayama, "Inter-crystal scatter identification for a depth-sensitive detector using support vector machine for small animal PET," 1st European Conference on Molecular Imaging Technology (EuroMedIm2006), 2006/5/9-12 (Marseille, France).
- [3] Keishi Kitamura, Akihiro Ishikawa, Tetsuro Mizuta, Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Hideo Murayama, "Detector normalization and scatter correction for the jPET-D4: a 4-layer depth-of-interaction PET scanner," 1st European Conference on Molecular Imaging Technology (EuroMedIm2006), 2006/5/9-12 (Marseille, France).
- [4] Taiga Yamaya, Keishi Kitamura, Eiji Yoshida, Masanobu Satoh, Naoko Inadama, Takashi Obi, Katsuyuki Tanimoto, Kyosan Yoshikawa, Shuji Tanada and Hideo Murayama, "First human brain images of the jPET-D4: a novel 4-layer depth-of-interaction PET scanner," The Journal of Nuclear Medicine, Vol. 47, No. 5, 185P, May 2006. (Proceedings of the SNM 53rd Annual Meeting, No. 530, June 3-7, 2006, San Diego, Dr. Wagner のハイライト講演および Computer and

Instrumentation Council Basic Science Summary Session にて取り上げられる)

- [5] N. Inadama, T. Tsuda, H. Murayama, T. Yamaya, E. Yoshida, K. Shibuya, S. Tanada and K. Kitamura, "Preliminary resolution evaluation of jPET-RD: A 4-layer DOI-PET scanner for small animals," The Journal of Nuclear Medicine, Vol. 47, No. 5, 185P, May 2006. (Proceedings of the SNM 53rd Annual Meeting, No. 530, June 3-7, 2006, San Diego)
- [6] T. Yamaya, E. Yoshida, K. Kitamura, T. Obi, S. Tanada, and H. Murayama, "3D Image Reconstruction with accurate system modeling for the jPET-D4," IFMBE Proceedings of World Congress on Medical Physics and Biolomedical Engineering 2006, pp. 1574-1577, 2006/8/27-2006/9/1.
- [7] K. Shibuya, E. Yoshida, F. Nishikido, T. Suzuki, T. Tsuda, N. Inadama, T. Yamaya and H. Murayama, "Limit of Spatial Resolution in FDG-PET due to Annihilation Photon Non-Collinearity," IFMBE Proceedings of World Congress on Medical Physics and Biolomedical Engineering 2006, pp. 1554-1557, 2006/8/27-2006/9/1.
- [8] Kei Takahashi, Hideo Murayama, Naoko Inadama, Tomoaki Tsuda, Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Kengo Shibuya, Fumihiko Nishikido, Keishi Kitamura, and Hideyuki Kawai, "Performance Evaluation of jPET-RD Detector Composed of 32 × 32 × 4 LYSO Crystal Array," IFMBE Proceedings of World Congress on Medical Physics and Biolomedical Engineering 2006, pp. 1581-1583, 2006/8/27-2006/9/1.
- [9] Yasuhiro Fukushima, Tomoyuki Hasegawa, Hiroshi Muraishi, Yoshitaka Shiba, Koichi Maruyama, Taiga Yamaya, Eiji Yoshida and Hideo Murayama, "Speed-Up of a New Head Motion Tracking Method for PET," IFMBE Proceedings of World Congress on Medical Physics and Biolomedical Engineering 2006, p. 4482, 2006/8/27-2006/9/1.
- [10] Eiji Yoshida, Ayako Kobayashi, Masanobu Sato, Taiga Yamaya, Mitsuo Watanabe, Tomoyuki Hasegawa, Keishi Kitamura, Masahiro Fukushi and Hideo Murayama, "Count Rate Performance of a Brain DOI-PET Scanner: jPET-D4," IFMBE Proceedings of World Congress on Medical Physics and Biolomedical Engineering 2006, p. 4486, 2006/8/27-2006/9/1.
- [11] Tetsuya Kobayashi, Taiga Yamaya, Hisashi Takahashi, Keishi Kitamura, Tomoyuki Hasegawa, Hideo Murayama and Mikio Suga, "Sensitivity and Count Rate Performance of Small Bore DOI-PET Scanners Using the Monte Carlo Simulator GATE," IFMBE Proceedings of World Congress on Medical Physics and Biolomedical Engineering 2006, p. 4488, 2006/8/27-2006/9/1.
- [12] Hisashi Takahashi, Taiga Yamaya, Tetsuya Kobayashi, Keishi Kitamura, Tomoyuki Hasegawa, Hideo Murayama and Mikio Suga, "Resolution Performance of Simulated Small Bore DOI-PET Scanners Using List-Mode Image Reconstruction," IFMBE Proceedings of World Congress on Medical Physics and Biolomedical Engineering 2006, p. 4489, 2006/8/27-2006/9/1.
- [13] Naoko Inadama, Hideo Murayama, Tomoaki Tsuda, Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Kengo Shibuya, Fumihiko Nishikido and Kei Takahashi, "Development of DOI Detector for PMT Blind Region," IFMBE Proceedings of World Congress on Medical Physics and Biolomedical Engineering 2006, p. 4490, 2006/8/27-2006/9/1.
- [14] Ayako Kobayashi, Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, Tomoyuki Hasegawa, Keishi Kitamura, Mitsuo Watanabe, Hideo Murayama and Masahiro Fukushi, "Evaluation of Sensitivity for a Brain DOI-PET Scanner : jPET-D4," IFMBE Proceedings of World Congress on Medical Physics and Biolomedical Engineering 2006, p. 4492, 2006/8/27-2006/9/1.
- [15] 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.
- [16] T. Yamaya, E. Yoshida, K. Kitamura, T. Obi, K. Tanimoto, K. Yoshikawa, H. Ito, H. Murayama, "First Human Brain Images of the jPET-D4 Using 3D OS-EM with a Pre-Computed System Matrix," Conf. Rec. 2006 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., (M14-390), 2006. (2006/10/29-11/4, San Diego)
- [17] E. Yoshida, K. Kitamura, Y. Kimura, F. Nishikido, K. Shibuya, T. Yamaya, H. Murayama, "Inter-Crystal Scatter Identification for a Depth-Sensitive Detector Using Multi-Anode Outputs," Conf. Rec. 2006 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., (M06-77), 2006. (2006/10/29-11/4, San Diego)
- [18] K. Shibuya, E. Yoshida, F. Nishikido, T. Suzuki, N. Inadama, T. Yamaya, H. Murayama, "A Healthy Volunteer FDG-PET Study on the Limit of the Spatial Resolution due to Annihilation Radiation Non-Collinearity," Conf. Rec. 2006 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., (M06-107), 2006. (2006/10/29-11/4, San Diego)
- [19] E. Yoshida, A. Kobayashi, T. Yamaya, M. Watanabe, F. Nishikido, K. Kitamura, T. Hasegawa, M. Fukushi, H. Murayama, "The jPET-D4: Performance Evaluation of Four-Layer DOI-PET Scanner Using the NEMA NU2-2001 Standard," Conf. Rec. 2006 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., (M11-146), 2006. (2006/10/29-11/4, San Diego)
- [20] T. Hasegawa, E. Yoshida, A. Kobayashi, T. Kobayashi, M. Suga, T. Yamaya, K. Yoda, H. Murayama, "Performance Evaluation of jPET-D4 with the Monte Carlo Code GATE," Conf. Rec. 2006 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., (M11-218), 2006. (2006/10/29-11/4, San Diego)
- [21] 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 Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., (M14-72), 2006. (2006/10/29-11/4, San Diego)
- [22] F. Nishikido, T. Tsuda, N. Inadama, E. Yoshida, K. Takahashi, K. Shibuya, T. Yamaya, K. Kitamura, H. Murayama,

"Spatial Resolution Measured by a Prototype System of Two 4-Layer DOI Detectors for jPET-RD," Conf. Rec. 2006 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., (M14-96), 2006. (2006/10/29-11/4, San Diego)

- [23] N. Inadama, H. Murayama, T. Tsuda, F. Nishikido, K. Shibuya, T. Yamaya, E. Yoshida, K. Takahashi, A. Ohmura, "Optimization of Crystal Arrangement on 8-Layer DOI PET Detector," Conf. Rec. 2006 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., (M14-135), 2006. (2006/10/29-11/4, San Diego)
- [24] Kengo Shibuya, Eiji Yoshida, Tomoaki Tsuda, Naoko Inadama, Taiga Yamaya, and Hideo Murayama, "Evaluation of annihilation radiation non-collinearity in positron emission tomography by measuring Doppler effect," RADIATION DETECTORS AND THEIR USE, Proceedings of the 20th Workshop on Radiation Detectors and Their Uses, pp. 78-85, 2006.
- [25] 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.
- [26] 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.
- [27] 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 p.124,2006.
- [28] 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 p.124, 2006.
- [29] 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 p.124,2006.
- [30] 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. (第 91 回日本医学物理学会大 会 2006/4/7-9 横浜)
- [31] 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," 医学物理 26 巻, Sup. 2, pp. 117-118, 2006. (第 91 回日本医学物理 学会大会 2006/4/7-9 横浜)
- [32] 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. (第 91 回日本医学物理学会大会 2006/4/7-9 横浜)
- [33] 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. (第 91 回日本医学物理学会大会 2006/4/7-9 横浜)
- [34] 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.
- [35] 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. (第 91 回日本医学物理学会大会 2006/4/7-9 横浜))
- [36] 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における消滅放射線角度揺動の定量評価," 医学物理 26 巻, Sup. 2, pp. 143-144, 2006. (第91回日本医学物理学会大会 2006/4/7-9 横浜)
- [37] 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. (第 91 回日本医学物理学会大 会 2006/4/7-9 横浜)
- [38] 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)," 医学物理 26 巻, Sup. 2, pp. 149-150, 2006. (第 91 回日本医学物理学会大会 2006/4/7-9 横浜)
- [39] 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 装置の検出器配置の検討(2)," 医学物理 26 巻, Sup. 2, pp. 151-152, 2006. (第 91 回日本医学物理学会大会 2006/4/7-9 横浜)
- [40] 菅幹生,小林哲哉,高橋悠,北村圭司,長谷川智之,山谷泰賀,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.
- [41] 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(SCME2006)講演予稿,2006/5/19-20 (京都市芝蘭会館).
- [42] 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, 2006/5/24 (京都).
- [43] 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, 2006/5/24 (京都).

- [44] 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,"ドップラー効果を利用した FDG-PET の in vivo 角度揺動評価,"日本分子イメージング学会設立総会 講演要旨集, p. 131, 2006/5/24 (京都).
- [45] 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・放射線研究発表会要旨集,p. 186, 2006/7/5-7.
- [46] 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 予稿集 CD-ROM, OP10-8, 2006/7/21.
- [47] 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 予稿集 CD-ROM, OP10-6, 2006/7/21.
- [48] 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 予稿集 CD-ROM, OP10-7, 2006/7/21.
- [49] 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 DOI 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 講演予稿集, p. 120, 2006/8/31 (立命館大学).
- [50] 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 jPET-D4 の性能評価、"核医学、第43巻、第3号、p. 204, 2006/11 (第46 回日本核医学会学術総会、11VA5).
- [51] 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, 第 43 巻, 第 3 号, p. 224, 2006/11 (第 46 回日本核医学会学術総会, 1VIID1).
- [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,"核医学,第43巻,第3号,p. 204,2006/11 (第46回日本核医学会学術総会,1IVA6).
- [53] 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 jPET-D4 の概要,"核医学,第43巻,第3号, p. 224, 2006/11 (第46回日本核医学会学術総会, 1VIID2).
- [54] 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, 第43巻, 第3 号, p. 237, 2006/11 (第46回日本核医学会学術総会, 2IVE2).
- [55] 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, 第 43 巻, 第 3 号, p. 274, 2006/11 (第 46 回日本核医学会学術総会, 3VIA3).
- [56] 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,第43巻,第3号, p. 274, 2006/11 (第46回日本核医学会学術総会, 3VIA4).
- [57] 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,第43巻,第3号,p.274,2006/11 (第46回日本核医学会学術総会, 3VIA5).

3. プロシーディング・学会発表(招待講演)(4)

- [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, 122 V1, 2006.
- [2] Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Masanobu Satoh, Keishi Kitamura, Takashi Obi, Takaji Yamashita, Shuji Tanada, and Hideo Murayama, "Image Reconstruction of the jPET-D4: A Novel 4-Layer Depth-of-Interaction PET Scanner," The 11th Conference of Peace through Mind/Brain Science, P06, 2006.2.20-22 (Hamamatsu)
- [3] 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.
- [4] 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.

4. 特許出願(3)

[1] 北村圭司,吉津昌由加,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,"特願 2006-120680 号(出願日: 2006 年 4 月 25 日)
- [3] 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,"特願 2006-229376 号(出願日:2006年8月25日)

5. 特許登録(2)

- Murayama, H., Inadama, N., Kitamura, K., Yamashita, T. : Radiation three-dimensional position detector, August 8, 2006. Patent No.: US 7,087,905 B2
- [2] 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

6. 著書・総説(11)

- [1] 山谷泰賀, 村山秀雄, "話題の製品と技術 次世代の PET イメージング技術," 画像ラボ Vol. 17, No. 1, pp. 42-47, 2006.1.
- [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, "次世代 PET 装置の開発 -現状と今後の展開-,"日本放射線技術学会誌, 62 (6), pp. 786-796, 2006.
- [4] 村山秀雄,棚田修二,山谷泰賀,山本誠一,河合秀幸,羽石秀昭,高橋浩之,長谷川智之,小尾高史,住谷圭二, "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 vol. 21, no. 7, p. 46, 2006.
- [5] 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.
- [6] 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 PET への応用," Radioisotopes, vol. 55, No. 7, 2006/7
- [7] 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(第五シリーズ) ライフサイエンスにお けるイメージング III. 小動物用 PET 装置の開発," RADIOISOTOPES, Vol. 55, No. 9, pp. 533-542, 2006/9.
- [8] 村山秀雄, "PET の展望 次世代 PET 装置," Pharma Medica, 24 (10), pp. 55-57, 2006.
- [9] 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.
- [10] 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.
- [11] 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.

7. 研究会・研究報告書(5)

- [1] 村山秀雄,他,"次世代 PET 研究会「PET の将来を考える」(平成 17 年度次世代 PET 装置開発研究班第 2 回班会 議, 2006.1.19, 東京)資料集"
- [2] 澁谷憲悟,吉田英治,鈴木敏和,稲玉直子,山谷泰賀,村山秀雄,"消滅放射線エネルギー分布測定による PET 角度揺動評価,"研究会「放射線検出器とその応用」(第20回),2006.2.2 (高エネルギー加速器研究機構(KEK))
- [3] 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 PET 装置の計算機シミュレーションによる検出器配置に関する研究、"千葉大学フロンティアメディカル工学研究開発センター 第 4 回シンポジウム、p. 42, 2006.2.22.
- [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," 2006 年 3 月 1 日 (ISBN 4-938987-33-3)
- [5] 村山秀雄,他,"平成18年度第1回次世代PET研究会(2006/7/31,放医研)資料集"

8. 研究資金

・外部資金

- [1] 村山秀雄,他:課題設定型産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」(元委託者:新エネルギー産業技術総合開発機構(NEDO)再委託者:島津制作所)(直接 経費 1,155 万円)
- [2] 村山秀雄:陽電子消滅線計測用シンチレータ材料の高度化(委託者:東北大学)「陽電子消滅線計測用シンチレ ータ材料の高度化」(直接経費 300 万円)
- [3] 山谷泰賀, "微量生体内物質イメージングのための高感度な小動物用 PET 装置の研究,"平成 18 度科学研究費補助金若手研究 B(課題番号 17700418) (直接経費 170 万円).
- [4] 稲玉直子:若手研究(B)「高感度全身 PET のための検出器開発」(直接経費 150 万円)
- [5] 澁谷憲悟:特別奨励「量子閉じ込め効果を用いた超高速シンチレータ材料の開発と高時間分解測定への応用」(直接経費 120 万円)
- [6] 村山秀雄,他,"萌芽的先端医療技術推進研究事業 がんの超早期診断・治療のための高感度分子イメージングプ ローブの開発,"厚生科研費(直接経費 100 万円)

理事長調整費(所内競争的資金)

- [7] 錦戸文彦,他7名,"新しい半導体受光素子(APD)を用いた4層DOI検出器の開発,"平成18年度理事長調整費萌芽的研究(直接経費180万円)
- [8] 稲玉直子,他10名,"PET・蛍光イメージング同時撮像が可能な装置開発のための検出器の検討,"平成18年度理 事長調整費萌芽的研究採択(直接経費180万円)

9. 講義・講演(23)

- [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] 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・メディカノレシステム工学科合同研究会,千葉大学工学部,3月 29日,2006.
- [3] 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-, 5月 26日,2006.
- [4] Murayama, H.: "Next generation PET scanner toward high resolution and high sensitivity." CJK congress 2006, July. 3-8, Tokyo, Japan, 2006.
- [5] 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
- [6] 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
- [7] Murayama, H. : "Physics and instrumentation of PET for high performance." FNCA 2006 Workshop, Aug. 14-18, Kuaka Lumpur, Malasia, 2006.
- [8] 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.
- [9] 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.
- [10] 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
- [11] 村山秀雄,山谷泰賀,放医研 医学物理コース 核医学物理を担当(2006年7月15日)
- [12] 山谷泰賀, 稲玉直子, 東海大学付属望洋高等学校実習担当(サイエンス・パートナーシップ・プロジェクト), 2006/9/27.
- [13] 村山秀雄,"次世代のPET装置開発,"第10回ナノメデ、イシン研究会,東京慈恵医科大学, 10月3日, 2006
- [14] 村山秀雄, "分子イメージング機器開発の動向,"第3回 Molecular Tmaging 研究会,かごしま県民交流センター, 11月9日, 2006
- [15] 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
- [16] 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
- [17] 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・エネノレギー教育支援事業(千葉県立千葉高等 学校生徒対象), 放医研,千葉,11月18日,2006
- [18] 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
- [19] 山谷泰賀, 東京工業大学 医歯工学コース 核医学物理学 担当, 2006/10/23-27.
- [20] 山谷泰賀, 千葉大学 数理物性科学専攻 数理物理学特論 II 担当, 2007/2/8-9.
- [21] 山谷泰賀, 所内講演 さいたま市立浦和南高等学校講義 2006/7/25.
- [22] 山谷泰賀, 所内講演 アメリカンファミリー生命保険(株)向け講義 2006/12/11
- [23] 山谷泰賀, 所内講演 先端生体計測グループ融合イメージングセミナー講演 2007/1/11

10. 新聞発表・TV放送・広報など(3)

[1] 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 -放射線医学総合研究所-, 2月11日 17:30-18:00, 2006

- [2] 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.
- [3] 澁谷憲悟, "WC2006報告記," 放射線科学, 49 (12), pp. 450-454, 2006.
- 11. その他
- [1] 次世代 PET 研究会「PET の将来を考える」(平成 17 年度次世代 PET 装置開発研究班第 2 回班会議, 2006.1.19, 東京)を企画・開催 (参加者 213 名、うち所外 193 名)
- [2] 商標登録 j PET 登録第 4928488 号, 2006/2/10.
- [3] Henry N. Wagner, Jr., "2006 SNM Highlight Lecture: From Molecular Imaging To Molecular Medicine," THE JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE, Vol. 47, No. 8, August 2006 にて Yamaya et al.の発表が引用された(36N ページ)。
- [4] 平成 18 年度第 1 回次世代 PET 研究会(2006/7/31, 放医研)を企画・開催

研究業績 2007 (H19)

1. 原著論文(5)

- [1] Tomoyuki Hasegawa, Eiji Yoshida, Ayako Kobayashi, Kengo Shibuya, Fumihiko Nishikido, Tetsuya Kobayashi, Mikio Suga, Taiga Yamaya, Keishi Kitamura, Koichi Maruyama and Hideo Murayama, "Evaluation of static physics performance of the jPET-D4 by Monte Carlo simulations," Physics in Medicine and Biology, Vo. 52, pp. 213-230, 2007.
- [2] Keishi Kitamura, Akihiro Ishikawa, Tetsuro Mizuta, Taiga Yamaya, Eiji Yoshida and Hideo Murayama, "Detector normalization and scatter correction for the jPET-D4: A 4-layer depth-of-interaction PET scanner," Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 571, pp. 231–234, 2007.
- [3] Eiji Yoshida, Keishi Kitamura, Yuichi Kimura, Fumihiko Nishikido, Kengo Shibuya, Taiga Yamaya, Hideo Murayama, "Inter-crystal scatter identification for a depth-sensitive detector using support vector machine for small animal PET," Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 571, pp. 243–246, 2007
- [4] Kengo Shibuya, Eiji Yoshida, Fumihiko Nishikido, Toshikazu Suzuki, Tomoaki Tsuda, Naoko Inadama, Taiga Yamaya and Hideo Murayama, "Annihilation photon acollinearity in PET: volunteer and phantom FDG studies," Phys. Med. Biol., 52, pp. 5249–5261, 2007.
- [5] Kengo Shibuya, Masanori Koshimizu, Keisuke Asai, Yusa Muroya, Yosuke Katsumura, Naoko Inadama, Eiji Yoshida, Fumihiko Nishikido, Taiga Yamaya and Hideo Murayama, "Application of accelerators for the research and development of scintillators," REVIEW OF SCIENTIFIC INSTRUMENTS 78, 083303, 2007.

2. プロシーディング・学会発表(一般演題)(57)

- [1] Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Chih Fung Lam, Atsushi Konami, Takashi Obi and Hideo Murayama, "Implementation of 3D image reconstruction with a pre-computed system matrix for the jPET-D4," 9th International Meeting on Fully Three-Dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine, pp. 92-95, 2007/7/10. (Lindau, Germany)
- [2] Chih Fung Lam, Taiga Yamaya, Takashi Obi, Hisashi Takahashi, Mikio Suga, Eiji Yoshida, Naoko Inadama, Kengo Shibuya, Fumihiko Nishikido, and Hideo Murayama, "3D PET image reconstruction with on-the-fly system matrix generation accelerated by utilizing shift and symmetry properties," 9th International Meeting on Fully Three-Dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine, pp. 285-288, 2007/7/11. (Lindau, Germany)
- [3] Tetsuya Kobayashi, Taiga Yamaya, Hisashi Takahashi, Keishi Kitamura, Tomoyuki Hasegawa, Hideo Murayama, and Mikio Suga, "Improvement of PET image quality using DOI and TOF information," 9th International Meeting on Fully Three-Dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine, pp. 289-292, 2007/7/11. (Lindau, Germany)
- [4] Taiga Yamaya, Taku Inaniwa, Shinichi Minohara, Eiji Yoshida, Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Kengo Shibuya, Chih Fung Lam and Hideo Murayama," An initial investigation of open PET geometries," Conf. Rec. 2007 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., M19-19, 2007. (2007/10/27-11/3, Honolulu)
- [5] Eiji Yoshida, Keishi Kitamura, Kengo Shibuya, Fumihiko Nishikido, Tomoyuki Hasegawa, Taiga Yamaya and Hideo Murayama, "A DOI-Dependent Extended Energy Window Method to Control Balance of Scatter and True Events," Conf. Rec. 2007 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., M03-8, 2007. (2007/10/27-11/3, Honolulu)
- [6] Naoko Inadama, Hideo Murayama, Taiga Yamaya, Fumihiko Nishikido, Kengo Shibuya, Eiji Yoshida, Chih Fung Lam, Kei Takahashi, Atsushi Ohmura, and Junichi Ohi, "DOI Encoding on the PET Detector Using 2 × 2 PMT Array," Conf. Rec. 2007 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., M13-157, 2007. (2007/10/27-11/3, Honolulu)
- [7] Chih Fung Lam, Taiga Yamaya, Takashi Obi, Eiji Yoshida, Naoko Inadama, Kengo Shibuya, Fumihiko Nishikido, and Hideo Murayama, "Parallel Implementation of 3-D Iterative Reconstruction with Intra-node Image Update for the jPET-D4," Conf. Rec. 2007 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., M13-221, 2007. (2007/10/27-11/3, Honolulu)
- [8] Kei Takahashi, Naoko Inadama, Hideo Murayama, Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Fmihiko Nishikido, Kengo Shibuya, Chih Fung Lam, Ichiro Oda, Keishi Kitamura, and Hideyuki Kawai, "Preliminary Study of a DOI-PET Detector with Optical Imaging Capability," Conf. Rec. 2007 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., M18-022, 2007. (2007/10/27-11/3, Honolulu)
- [9] Hisashi Takahashi, Taiga Yamaya, Tetsuya Kobayashi, Keishi Kitamura, Tomoyuki Hasegawa, Hideo Murayama and Mikio Suga, "System Modeling of Small Bore DOI-PET Scanners for Fast and Accurate 3D Image Reconstruction," Conf. Rec. 2007 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., M18-242, 2007. (2007/10/27-11/3, Honolulu)
- [10] Fumihiko Nishikido, Naoko Inadama, Kei Takahashi, Kengo Shibuya, Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, Chih Fung Lam, Ichiro Oda and Hideo Murayama, "Four-Layer DOI Detector with a multi pixel APD by Light Sharing Method for Small Animal PET," Conf. Rec. 2007 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., M19-11, 2007. (2007/10/27-11/3, Honolulu)
- [11] Kengo Shibuya, Member, IEEE, Fumihiko Nishikido, Naoko Inadama, Eiji Yoshida, Chihfung Lam, Tomoaki Tsuda, Taiga Yamaya, and Hideo Murayama, "Timing Resolution Improved by DOI Information in an LYSO TOF-PET Detector," Conf.

Rec. 2007 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., M19-7, 2007. (2007/10/27-11/3, Honolulu)

- [12] Hideaki Tashima, Takashi Obi, Taiga Yamaya, Hideo Murayama, Keishi Kitamura, Ichiro Oda, Masahiro Yamaguchi, Nagaaki Ohyama, "A feasibility study of the 3D fluorescent image reconstruction for the simultaneous PET and fluorescent CT imaging system using depth of interaction PET detector," SPIE Medical Imaging, 6913-146, 2008. (2008/2/16-21, San Diego)
- [13] Shimazoe, K., Takahashi, H., Shi, B., Furumiya, T., Jyunichi, O., Kumazawa, Y., Murayama, H. : Novel Front-End Pulse Processing Scheme for PET System Based on Pulse Width Modulation and Pulse Train Method. 2007 IEEE Nuc. Sci. Sympo. & Med. Imag. Conf. Record., NM2-7, 2007.
- [14] 村山秀雄:高感度・高解像度を目指す PET 装置への期待. 日本画像医学会雑誌, 25(3), p.144, 2006.
- [15] 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, "PET 角度揺動の in vivo 計測," 2007 年春季 第 54 回応用物理学関係連合講演会 講演予稿集, 30p-B-3, 2007/3/30 青山学院大学.
- [16] 吉田英治,北村圭司,木村裕一,錦戸文彦,澁谷憲吾,山谷泰賀,村山秀雄,"PET用3次元ブロック検出器におけ る多重散乱イベント識別方法の検討,"2007 年春季 第 54 回応用物理学関係連合講演会 講演予稿集, 30p-B-4, 2007/3/30 青山学院大学
- [17] 錦戸文彦,吉田英治,稲玉直子,澁谷憲悟,山谷泰賀,高橋慧,大村篤史,村山秀雄,"1 ペアシステムを用いた小 動物用 PET 装置 jPET-RD の空間分解能の評価," 2007 年春季 第 54 回応用物理学関係連合講演会講演予稿集, 30p-B-5, 2007/3/30 青山学院大学.
- [18] 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,小田一郎,大村篤史,河合秀幸,"蛍光 同時イメージング可能な DOI-PET 検出器," 2007 年春季 第 54 回応用物理学関係連合講演会講演予稿集, 30p-B-6,2007/3/30 青山学院大学.
- [19] 大村篤史,村山秀雄,稲玉直子,山谷泰賀,吉田英治,錦戸文彦,澁谷憲悟,高橋慧,菊池順,"PET用3次元ブロック検出器におけるシンチレータ間接着剤の検討"2007年春季 第54回応用物理学関係連合講演会講演予稿集, 30p-B-7,2007/3/30 青山学院大学.
- [20] 稲玉直子,村山秀雄,山谷泰賀,吉田英治,澁谷憲悟,錦戸文彦,高橋慧,大村篤史,"PET 用 8 層 DOI 検出器の 結晶構造の最適化," 2007 年春季 第 54 回応用物理学関係連合講演会講演予稿集, 30p-B-8, 2007/3/30 青山学院 大学
- [21] 山谷泰賀,吉田英治,村山秀雄,"検出器のエラーを補正する核医学画像再構成手法の提案,"医学物理,27巻,Sup.
 2,pp. 80-81,2007.(第93回日本医学物理学会大会報文集,O-23)
- [22] 山谷泰賀,吉田英治,稲玉直子,澁谷憲悟,錦戸文彦,ラム・チフグ,長谷川智之,西村義一,西村まゆみ,島田義 也,村山秀雄,"頭部用試作機 jPET-D4 による小動物 PET イメージングの可能性," 医学物理, 27 巻, Sup. 2, pp. 82-83,2007.(第 93 回日本医学物理学会大会報文集, O-24)
- [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,小田一郎,北村圭司,大村篤史,河合 秀幸, "DOI-PET/蛍光イメージング検出器の開発:蛍光検出能力の評価," 医学物理, 27 巻, Sup. 2, pp. 70-71, 2007.(第 93 回日本医学物理学会大会報文集, O-18)
- [24] 大村篤史,村山秀雄,稲玉直子,山谷泰賀,吉田英治,錦戸文彦,澁谷憲悟,高橋 慧,菊池 順,"小動物用 PET 装置 jPET-RD 用検出器に向けての結晶間接着剤比較," 医学物理, 27 巻, Sup. 2, pp. 72-73, 2007.(第 93 回日本医学物理学会大会報文集, O-19)
- [25] 錦戸文彦,吉田英治,稲玉直子,澁谷憲悟,山谷泰賀,村山秀雄,小田一郎, "APD を用いた 4 層 DOI-PET 検出器 のシミュレーションを用いた検討," 医学物理, 27 巻, Sup. 2, pp. 74-75, 2007.(第 93 回日本医学物理学会大会報文 集, O-20)
- [26] 吉田英治, 大村知秀, 小林彩子, 錦戸文彦, 山谷泰賀, 北村圭司, 村山秀雄, "頭部用試作機 jPET-D4 における計数 率特性の改善," 医学物理, 27 巻, Sup. 2, pp. 76-77, 2007.(第 93 回日本医学物理学会大会報文集, O-21)
- [27] ラム・チフグ,山谷泰賀,小尾高史,吉田英治,稲玉直子,澁谷憲悟,錦戸文彦,村山秀雄, "Fast 3-D PET Image Reconstruction with On-the-fly System Matrix Calculation by Utilizing Shift and Symmetry Property," 医学物理, 27 巻, Sup. 2, pp. 78-79, 2007.(第93回日本医学物理学会大会報文集, O-22)
- [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,"PET イメージングにおける DOI 情報と TOF 情報の併用による画質改善,"医学物理, 27 巻, Sup. 2, pp. 84-85, 2007.(第 93 回日本医学物理学会大会報 文集, O-25)
- [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,"近接撮像型 DOI-PET 装置に適した3 次元観測モデルの提案," 医学物理, 27 巻, Sup. 2, pp. 86-87, 2007.(第 93 回日本医学物理学会大会報文集, O-26)
- [30] 山谷泰賀, Chih Fung Lam, 吉田英治, 稲玉直子, 錦戸文彦, 澁谷憲悟, 菅 幹生, 小尾高史, 村山秀雄, "頭部用試 作機 jPET-D4 における高精度な画像再構成の高速化," 日本分子イメージング学会第2回総会・学術集会講演要 旨集, p. 38, 2007/6/28 (福井)
- [31] 稲玉直子,吉田英治,高橋慧,村山秀雄,錦戸文彦,澁谷憲悟,山谷泰賀,Chih Fung Lam,大村篤史,小田一郎, "PET・蛍光イメージング同時撮像のための検出器開発:基礎研究,"日本分子イメージング学会第2回総会・学

術集会講演要旨集, p. 139, 2007/6/28 (福井)

- [32] 山谷泰賀, 吉田英治, ラムチフグ, 小林哲哉, 高橋悠, 菅幹生, 村山秀雄, "jPET-D4 画像再構成における DOI Compression (DOIC) 法の改良," 第 26 回日本医用画像工学会大会予稿集, A2-3, 2007/7/20. (つくば)
- [33] 吉田英治,山谷泰賀,北村圭司,村山秀雄,"小動物 PET 用 DOI 検出器における結晶内多重散乱の影響の検討," 第 26 回日本医用画像工学会大会予稿集, A2-1, 2007/7/20. (つくば)
- [34] 錦戸文彦,吉田英治,稲玉直子,澁谷憲悟,山谷泰賀,ラム・チフグ,高橋慧,大村篤史,村山秀雄,"1 ペアシステムを用いた 4 層 DOI 小動物用 PET 装置の空間分解能評価,"第 26 回日本医用画像工学会大会予稿集, A2-2, 2007/7/20. (つくば)
- [35] Chih Fung Lam, Taiga Yamaya, Takashi Obi, Eiji Yoshida, Naoko Inadama, Kengo Shibuya, Fumihiko Nishikido and Hideo Murayama,"Implementation of 3D PET Image Reconstruction Accelerated by Shift-Symmetric Property and Parallel Computing,"第26回日本医用画像工学会大会予稿集, A2-4, 2007/7/20. (つくば)
- [36] 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,"画像再構成における投影射線とボク セルの交差線分長の高速計算法,"第26回日本医用画像工学会大会予稿集,A2-5,2007/7/20.(つくば)
- [37] 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, "TOF 情報と DOI 情報の利用による PET 画像の画質改善,"第26回日本医用画像工学会大会予稿集, A2-8, 2007/7/20. (つくば)
- [38] 田島英朗,小尾高史,山谷泰賀,村山秀雄,北村圭司,小田一郎,山口雅浩,大山永昭,"PET・光同時イメージン グ装置における蛍光及び内部発光観測の違いが光断層像再構成に与える影響,"第 26 回日本医用画像工学会大 会予稿集, A2-10, 2007/7/20. (つくば)
- [39] 山谷泰賀,吉田英治,ラムチフグ,稲玉直子,澁谷憲悟,錦戸文彦,伊藤浩,村山秀雄,"頭部用試作機 jPET-D4 の3次元イメージング性能評価,"第68回応用物理学会学術講演会講演予稿集,p. 147, 7p-ZC-1, 2007/9/7. (北海道 工業大学)
- [40] 澁谷憲悟, 錦戸文彦,山谷泰賀,稲玉直子,吉田英治,ラムチフグ,村山秀雄,"DOI 情報による Time-of-Flight 型 PET 用検出器の時間分解能向上,"第68回応用物理学会学術講演会講演予稿集, p. 126, 4p-ZC-4, 2007/9/4. (北海 道工業大学)
- [41] 吉田英治,北村圭司,錦戸文彦,澁谷憲悟,長谷川智之,山谷泰賀,村山秀雄,"DOI 拡張エネルギーウィンド ウ法による高感度 PET 装置の検討,"第68 回応用物理学会学術講演会講演予稿集, p. 126, 4p-ZC-6, 2007/9/4. (北海 道工業大学)
- [42] 吉田英治,木村裕一,北村圭司,錦戸文彦,澁谷憲悟,山谷泰賀,村山秀雄, "PET 用 3 次元検出器校正手法の 自動化および最適化,"第68回応用物理学会学術講演会講演予稿集, p. 127, 4p-ZC-7, 2007/9/4. (北海道工業大学)
- [43] 稲玉直子,村山秀雄,山谷泰賀,澁谷憲悟,錦戸文彦,吉田英治,ラムチフグ,高橋慧,大村篤史,"低コスト PET 用検出器における新しい反射材構造,"第 68 回応用物理学会学術講演会講演予稿集, p. 147, 7p-ZC-2, 2007/9/7.(北海道工業大学)
- [44] 大村篤史,村山秀雄,稲玉直子,山谷泰賀,吉田英治,錦戸文彦,澁谷憲悟,高橋慧,鳥居祥二,"PET用3次 元ブロック検出器におけるシンチレータ間接着剤の屈折率に対する検討,"第68回応用物理学会学術講演会講 演予稿集, p. 152, 7p-ZC-14, 2007/9/7. (北海道工業大学)
- [45] 錦戸文彦,吉田英治,稲玉直子,澁谷憲悟,山谷泰賀,ラムチフグ,大村篤,小田一郎,村山秀雄,"アバラン シェフォトダイオードを用いた4層 DOI-PET 検出器の特性評価,"第68回応用物理学会学術講演会講演予稿集, p. 153, 7p-ZC-16, 2007/9/7. (北海道工業大学)
- [46] 岸本俊二, 張小威, 澁谷憲悟, 錦戸文彦, 越水正典, 高橋直輝, 浅井圭介, 依田芳卓, 春木理恵:高エネルギーX 線用高速シンチレーション検出器の開発. 第68回応用物理学関係連合講演会講演予稿集第1分冊, p.146, 2007.
- [47] 山谷泰賀, Chih Fung Lam, 吉田英治, 稲玉直子, 錦戸文彦, 澁谷憲悟, 菅 幹生, 小尾高史, 村山秀雄, "頭部用試 作機 jPET-D4 における画像再構成計算の高速化,"核医学, 第 44 巻, 第 3 号, p. 317 (第 47 回日本核医学会学術総 会, 2VIIIC5), 2007/11/5 (仙台).
- [48] 山谷泰賀,吉田英治,村山秀雄,"検出器の故障やクセを考慮した jPET-D4 画像再構成手法の提案,"核医学,第44 巻,第3号,p.317 (第47回日本核医学会学術総会,2VIIIC7),2007/11/5 (仙台).
- [49] 山谷泰賀, 稲庭拓, 蓑原伸一, 吉田英治, 稲玉直子, 錦戸文彦, 澁谷憲悟, Lam Chih Fung, 村山秀雄, "オープン PET 装置の提案," 核医学, 第 44 巻, 第 3 号, p. 328 (第 47 回日本核医学会学術総会, 31VA6), 2007/11/6 (仙台).
- [50] 吉田英治, 北村圭司, 錦戸文彦, 澁谷憲悟, 長谷川智之, 山谷泰賀, 村山秀雄, "高感度 PET 装置のための検出器 深さ位置とエネルギーを利用した散乱線除去法の検討," 核医学, 第44巻, 第3号, p. 328 (第47回日本核医学会 学術総会, 3IVA3), 2007/11/6 (仙台).
- [51] 稲玉直子,村山秀雄,山谷泰賀,錦戸文彦,澁谷憲悟,吉田英治, Chih Fung Lam,高橋慧, "2x2 PMT 配列による PET 用 DOI 検出器の開発の試み,"核医学,第44巻,第3号, p. 296 (第47回日本核医学会学術総会, 21VD1), 2007/11/5 (仙台).
- [52] 錦戸文彦, 稲玉直子, 澁谷憲悟, 吉田英治, Chih Fung Lam, 山谷泰賀, 高橋慧, 村山秀雄, "アバランシェフォト ダイオードを用いた光分配型 DOI-PET 検出器の開発," 核医学, 第44巻, 第3号, p. 296 (第47回日本核医学会学

術総会, 2IVD2), 2007/11/5 (仙台).

- [53] 吉田英治, 錦戸文彦, 渡辺光男, 長谷川智之, 北村圭司, 山谷泰賀, 村山秀雄, "4 層の深さ識別能を有する頭部用 PET 装置 jPET-D4 の改良," 核医学, 第44巻, 第3号, p. 297 (第47回日本核医学会学術総会, 2IVD4), 2007/11/5 (仙 台).
- [54] 小林哲哉,山谷泰賀,北村圭司,長谷川智之,村山秀雄,菅幹生, "DOI-TOF-PET の計算機シミュレーションによ る画質評価,"核医学,第44巻,第3号, p. 297 (第47回日本核医学会学術総会, 2IVD5), 2007/11/5 (仙台).
- [55] 澁谷憲悟, 錦戸文彦, 稲玉直子, 吉田英治, Chih Fung Lam, 山谷泰賀, 村山秀雄, "4 層 DOI 情報による放射線検 出器の時間分解能向上と DOI+TOF-PET の提案," 核医学, 第 44 巻, 第 3 号, p. 297 (第 47 回日本核医学会学術総 会, 2IVD6), 2007/11/5 (仙台).
- [56] 長谷川智之, 菊池敬, 山谷泰賀, 吉田英治, 菅幹生, 村山英雄, "次世代 PET 装置 jPET-D4 のための立体マーカー を用いた頭部動き計測・補正," 核医学, 第 44 巻, 第 3 号, p. 3117 (第 47 回日本核医学会学術総会, 2VIIB4), 2007/11/5 (仙台).
- [57] 田島英朗, 小尾高史, 山谷泰賀, 村山秀雄, 北村圭司, 小田一郎, 山口雅浩, 大山永昭, "PET用 DOI 検出器を用い た光 CT イメージング実現可能性の検討," Optics & Photonics Japan 2007 (日本光学会年次学術講演会), 27aE8, 2007/11/27.
- 3. プロシーディング・学会発表(招待講演)(5)
- [1] 山谷泰賀, 佐藤泰, "放射能のトレーサビリティと PET の定量化:はじめに," 2007 年春季 第 54 回応用物理学関係 連合講演会 講演予稿集, 30a-B-1, 2007/3/30 青山学院大学.
- [2] 長谷川智之: PET 装置性能評価と定量性.シンポジウム「放射能のトレーサビリティと PET の定量化」,第54 回応用物理学関係連合講演会,青山学院大学,2007.3.30 (第54回応用物理学関係連合講演会講演予稿集第0分 冊, p. 143, 2007).
- [3] 村山秀雄: 高感度・高解像度を目指す PET 装置への期待. ワークショップ「新技術: 治療に直結した画像医学」, 第 26 回日本画像医学会, 東京, p.144, 2007.2.24.
- [4] 吉田英治:次世代 PET 装置の開発, 鈴木和年編: 弟1回分子イメージング研究センターシンポジウム「分子イ メージングで読み解くあなたの体」, NIRS-M-197, 放射線医学総合研究所発行, 3月, pp.28-31, 2007.
- [5] 村山秀雄,山谷泰賀, "DOI-PET(jPET-D4)の現状と今後の展開,"日本原子力学会 2007 年秋の大会予稿集 (ISBN978-4-89047-140-9),北九州国際会議場 pp. 1009-1013, 2007. (2007/9/27-29)

4. 特許出願(9)

- [1] Kengo Shibuya, Tomoaki Tsuda, Fumihiko Nishikido, Naoko Inadama, Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, Hideo Murayama, "POSITIRON EMISSION TOMOGRAPHY SCANNER AND RADIATION DETECTOR," PCT PCT/JP2006/326357(出 願日: 2007/1/31), WO 2008/023451 A1(国際公開日 2008/2/28).
- [2] 長谷川智之,村山秀雄,山谷泰賀,"被験体の3次元的位置及び向き測定装置,"特願 2007-55044(平成 19 年 3 月 6 日出願),特開 2008-216089
- [3] 佐藤泰,村山秀雄,山田崇裕:放射能絶対測定方法、放射線検出器集合体の検出効率決定方法、及び、放射線測 定装置の校正方法,平成19年3月29日出願、 出願番号 特願 2007-87317 号
- [4] 山谷泰賀,村山秀雄,吉田英治,"断層撮影装置の画像再構成方法、故障診断方法、断層撮影装置、及び、システムマトリクスの管理プログラム,"特願 2007-87480 (出願日:2007 年 3 月 29 日)
- [5] 山谷泰賀,村山秀雄,吉田英治,"断層撮影装置の画像再構成方法、故障診断方法、断層撮影装置、及び、システムマトリクスの管理プログラム,"国際出願情報 PCT/JP2007/057229(出願日:2007年3月30日)
- [6] 山谷泰賀,村山秀雄, 蓑原伸一, "PET 装置、及び、その画像再構成方法,"国際出願情報 PCT/JP2007/058361. (2007 年4月17日提出)
- [7] 吉田英治, 澁谷憲悟, 山谷泰賀, 村山秀雄, 北村圭司, "エネルギーと位置情報を利用した放射線検出方法及び装置," 特願 2007-112925, 2007 年 4 月 23 日出願
- [8] 吉田英治, 澁谷憲悟, 山谷泰賀, 村山秀雄, 北村圭司, "エネルギーと位置情報を利用した放射線検出方法及び装置," 国際出願情報 PCT/JP2007/066940(出願日:2007年8月30日)
- [9] 稲玉直子, 村山秀雄, 澁谷憲悟, 錦戸文彦, 大井淳一, 津田倫明: 放射線位置検出器, 平成 19 年 8 月 28 日出願、 出願番号 特願 2007-221441 号

5. 特許登録(1)

[1] 山本誠一,村山秀雄: 強磁場內作動型放射線位置検出器, 平成 19 年 5 月 11 日登録、 特許第 3950964 号

6. 著書・総説(5)

- [1] 村山秀雄:次世代陽電子放射型断層画像診断装置の開発.応用物理, 76(4), pp.375-382, 2007.
- [2] 村山秀雄:第5章第1節 2. 最新の PET 装置の進歩 (DOI-PET). 非侵襲・可視化技術ハンドブック (小川誠 二、上野照剛監修), エヌティーエス, pp.514-517, 6 月, 2007.
- [3] 村山秀雄:第3章第4節 次世代 PET-jPET-D4. 臨床医のためのクリニカル PET, 先端医療技術研究所, pp.66-70, 6 月, 2007.
- [4] 村山秀雄:次世代 PET 装置開発の動向. 原子力 eye, 53(9), pp.18-21, 2007.
- [5] 村山秀雄: PET の基礎. 臨床画像,メジカルビュー社発行,23,11 月増刊号,pp.6-19,2007.

7. 研究会・研究報告書(6)

- [1] 村山秀雄,他,"次世代 PET 研究会 -PET 装置開発研究の次の一歩(2007/1/22, 放医研)資料集"
- [2] 小林哲哉, 菅幹生, 山谷泰賀, 高橋悠, 北村圭司, 長谷川智之, 村山秀雄, "装置形状の異なる小動物用 PET 装置の感度・計数率特性の比較," 千葉大学フロンティアメディカル工学研究開発センター 第5回シンポジウム千葉 大学における医工学研究の現状と課題, 2007.2.23
- [3] 高橋悠, 菅幹生, 山谷泰賀, 小林哲哉, 北村圭司, 長谷川智之, 村山秀雄, "近接撮影型 DOI-PET の画像再構成における観測モデルの検討," 千葉大学フロンティアメディカル工学研究開発センター 第5 回シンポジウム千葉大学における医工学研究の現状と課題, 2007.2.23
- [4] 菅野巌,村山秀雄:平成18年度次世代PET 装置開発研究報告書,NIRS-R-57,放射線医学総合研究所,3月,2007.
- [5] 村山秀雄,他,"平成19年度次世代PET研究会第1回研究会(2007/7/30,放医研)資料集"
- [6] 山谷泰賀, "微量生体内物質イメージングのための高分解能かつ高感度な小動物用 PET 装置の基礎設計," 財団法 人 島津科学技術振興財団 研究成果報告書(平成 17 年度), pp.35-39, 2007.(ISSN 1340-2951)

8. 表彰(1)

[1] 平成 19 年度科学技術分野の文部科学大臣表彰 若手科学者賞 受賞 2007/4/17 (山谷泰賀「次世代 PET イメージング手法の研究」) (The Young Scientists' Prize, The Commendation for Science and Technology by the Minister of Education, Culture, Sports, Science and Technology)

9. 研究資金

外部資金

- [1] 村山秀雄,他:課題設定型産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」(元委託者:新エネルギー産業技術総合開発機構(NEDO)再委託者:島津制作所)(直接 経費 1,470 万円)
- [2] 村山秀雄,棚田修二,赤羽恵一,山谷泰賀,河合秀幸,菅幹生,高橋浩之,長谷川智之,北村圭司,羽石秀昭, "PET 検査の超低被ばくを実現する要素技術研究,"科学研究費補助金(基盤研究(B)),研究期間 H19~H20 年 度.(直接経費 700 万円)
- [3] 吉田英治: 若手研究(B)「ガンマ線トラッキング同時計数型 PET 装置の基礎開発」(直接経費 180 万円)
- [4] 稲玉直子: 若手研究 (B)「高感度全身 PET のための検出器開発」(直接経費 170 万円)
- [5] 村山秀雄,他,"萌芽的先端医療技術推進研究事業 がんの超早期診断・治療のための高感度分子イメージングプ ローブの開発,"厚生科研費(直接経費100万円)

·理事長調整費(所内競争的資金)

[6] 山谷泰賀,他,"重粒子線がん治療モニタリングに向けたオープン型 PET 装置の検討,"平成19年度理事長調整費 指定研究萌芽的研究(直接経費 180 万円).

10. 講義・講演(8)

- [1] 村山秀雄,山谷泰賀,"放射能のトレーサビリティと PET の定量化,"放射線, Vol. 33, No. 1, pp. 1-2, 2007.
- [2] 村山秀雄:新たな英語論文誌の可能性「人目時」.合同フォーラム(放射線技術学会一医学物理学会),第93回日本医学物理学会学術大会,横浜,2007.4.15.
- [3] 吉田英治:次世代 PET 装置の開発,第6回国際バイオフォーラム,東京ビッグサイト,2007.6.21.
- [4] 村山秀雄:分子イメージング装置の開発~PET 装置開発の展望~. 放射線計測分科会イブニングセミナー予稿 集,日本アイソトープ協会,pp.1-6,7月,2007.(放射線計測分科会イブニングセミナー「放射線によるイメージン グ技術」,日本アイソトープ協会・放射線取扱主任者部会,東京,2007.7.5.)

- [5] 山谷泰賀, 稲庭拓, 蓑原伸一, 吉田英治, 稲玉直子, 錦戸文彦, 澁谷憲悟, Lam Chih Fung, 村山秀雄, "A proposal of open PET geometries," 第5回分子イメージング研究センターミーティング『次世代分子イメージング技術の 動向』, 2007. (2007/11/15, 放医研)
- [6] 村山秀雄: PET Instrumentation toward high spatial resolution and high sensitivity the principle of the measurement by PET. FNCA 2007 Workshop and Seminar on Cyclotron and PET in medicine, Forum for Nuclear Cooperation in Asia, Kuala Lumpur, Malaysia, 2007.11.22.
- [7] 山谷泰賀, 東京工業大学 医歯工学コース 核医学物理学 担当, 2007/10/22-26.
- [8] 山谷泰賀,所内講演1件(11月27日花咲徳栄高等学校講義)

11. 新聞発表・TV放送・広報など(2)

- [1] 科学新聞"平成 19年度科学技術分野の文部科学大臣表彰", 2007年4月20日
- [2] "分子イメージング研究センターの山谷泰賀さんが文部科学大臣表彰若手科学者賞を受賞", 放医研 NEWS, No. 126, 2007 年 5 月

12. その他

- [1] 次世代 PET 研究会 -PET 装置開発研究の次の一歩(2007/1/22, 放医研)を企画・開催 (参加者 119 名、うち所外 94 名)
- [2] 平成19年度次世代PET研究会第1回研究会(2007/7/30, 放医研)を企画・開催

研究業績 2008 (H20)

1. 原著論文(8)

- [1] Naoko Inadama, Hideo Murayama, Yusuke Ono, Tomoaki Tsuda, Manabu Hamamoto, Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Kengo Shibuya, Fumihiko Nishikido, Kei Takahashi and Hideyuki Kawai, "Performance evaluation for 120 four-layer DOI block detectors of the jPET-D4," Radiol. Phys. Technol., vol 1, pp. 75–82, 2008.
- [2] Haneishi, H., Sato, M., Inadama, N., Murayama, H. : Simplified simulation of four-layer depth of interaction detector for PET. Radiol. Phys. Technol., 1, pp.106-114, 2008.
- [3] Fumihiko Nishikido, Tomoaki Tsuda, Eiji Yoshida, Naoko Inadama, Kengo Shibuya, Taiga Yamaya, Keishi Kitamura, Kei Takahashi, Atsushi Ohmura and Hideo Murayama, "Spatial resolution evaluation with a pair of two four-layer DOI detectors for small animal PET scanner: jPET-RD," Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 584, pp. 212-218, 2008.
- [4] Taiga Yamaya, Taku Inaniwa, Shinichi Minohara, Eiji Yoshida, Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Kengo Shibuya, Chih Fung Lam and Hideo Murayama, "A proposal of an open PET geometry," Phy. Med. Biol., 53, pp. 757-773, 2008.
- [5] Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Takashi Obi, Hiroshi Ito, Kyosan Yoshikawa and Hideo Murayama, "First human brain imaging by the jPET-D4 prototype with a pre-computed system matrix," IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 55, no. 5, pp. 2482-2492, Oct. 2008.
- [6] Kengo Shibuya, Fumihiko Nishikido, Tomoaki Tsuda, Tetsuya Kobayashi, Chihfung Lam, Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Naoko Inadama and Hideo Murayama, "Timing resolution improvement using DOI information in a four-layer scintillation detector for TOF-PET," Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, vol. 593, pp. 572–577, 2008.
- [7] 田島英朗,小尾高史,山谷泰賀,村山秀雄,北村圭司,小田一郎,山口雅浩,大山永昭,"PET・光同時イメージン グ装置における蛍光および内部発光観測の違いが光断層像再構成に与える影響," Medical Imaging Technology, Vol. 26, No. 2, 2008/3.
- [8] Eiji Yoshida, Keishi Kitamura, Kengo Shibuya, Fumihiko Nishikido, Tomoyuki Hasegawa, Taiga Yamaya, Chihfung Lam, Naoko Inadama and Hideo Murayama, "A DOI-dependent extended energy window method to control balance of scatter and true events," IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 55, no. 5, pp. 2475-2481, Oct. 2008.

2. プロシーディング・学会発表(一般演題)(33)

- [1] Eiji Yoshida, Keishi Kitamura, Fumihiko Nishikido, Kengo Shibuya, Tomoyuki Hasegawa, Taiga Yamaya, Naoko Inadama, Hideo Murayama, "Feasibility study of a highly sensitive LaBr3 PET scanner based on the DOI-dependent extended-energy window," 8th International Conference on Pisition Sensitive Detectors. (2008/9/1-5, Glasgow)
- [2] Hiroto Osada, Hideo Murayama, Naoko Inadama, Atsushi Ohmura, Yujiro Yazaki, Fumihiko Nishikido, Kengo Shibuya, Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Ichiro Oda and Hideyuki Kawai, "Comparison of Two DOI Crystal Blocks Composed of Different GSOTypes for Optimization of a DOI PET/Optical Imaging Detector," The 5th KOREA-JAPAN Joint Meeting on Medical Physics, SS2-R2-9, 2008/9/10-12.
- [3] Yujiro Yazaki, Hideo Murayama, Naoko Inadama, Atsushi Ohmura, Hiroto Osada, Fumihiko Nishikido, Kengo Shibuya, Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Takahiro Moriya, Takaji Yamashita and Hideyuki Kawai, "Preliminary Study on a New DOI PET Detector with Limited Number of Photo-Detectors," The 5th KOREA-JAPAN Joint Meeting on Medical Physics, YI-R2-3, 2008/9/10-12. (Young Investigator's Award 受賞)
- [4] Naoko Inadama, Hideo Murayama, Fumihiko Nishikido, Kengo Shibuya, Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Tomoaki Tsuda, Atsushi Ohmura, Yujiro Yazaki and Hiroto Osada, "Application of Scintillation Crystals Cut As A Triangular Prism for A PET Detector," The 5th KOREA-JAPAN Joint Meeting on Medical Physics, SS2-R2-8, 2008/9/10-12.)
- [5] Hasegawa, T., Yoshida, E., Toramatsu, C., Murayama, H., Sato, Y., Yamada, T. : A novel point-like radioactive source for performance evaluation of PET scanners. The 5th Korea-Japan Joint Meeting on Medical Physics, Sept 10-12, 2008, Jeju, Korea, PS2-14, 2008.
- [6] T. Yamaya, E. Yoshida, N. Inadama, F. Nishikido, K. Shibuya, H. Murayama, "A Multiplex "OpenPET" Geometry to Extend Axial FOV Without Increasing the Number of Detectors," Conf. Rec. 2008 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., M10-2, 2008. (2008/10/19-10/25, Dresden)
- [7] E. Yoshida, T. Yamaya, K. Shibuya, F. Nishikido, N. Inadama, H. Murayama, "Simulation Study on Sensitivity and Count Rate Characteristics of "OpenPET" Geometries," Conf. Rec. 2008 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., M06-7, 2008. (2008/10/19-10/25, Dresden)
- [8] F. Nishikido, E. Yoshida, T. Yamaya, N. Inadama, K. Shibuya, T. Tsuda, H. Tonami, K. Kitamura, H. Murayama, "Development of a prototype system of a small bore DOI-PET scanner," Conf. Rec. 2008 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., M06-83, 2008. (2008/10/19-10/25, Dresden)

- [9] F. Nishikido, N. Inadama, K. Shibuya, E. Yoshida, T. Yamaya, I. Oda, K. Kitamura, H. Murayama, "Four-Layer DOI-PET Detector with a Silicon Photomultiplier Array," Conf. Rec. 2008 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., M06-187, 2008. (2008/10/19-10/25, Dresden)
- [10] N. Inadama, H. Murayama, T. Yamaya, F. Nishikido, K. Shibuya, E. Yoshida, T. Tsuda, A. Ohmura, Y. Yazaki, H. Osada, "A DOI PET Detector With Scintillation Crystals Cut in Triangular Prism," Conf. Rec. 2008 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., M06-201, 2008. (2008/10/19-10/25, Dresden)
- [11] A. Ohmura, F. Nishikido, N. Inadama, Y. Yazaki, H. Osada, K. Shibuya, T. Yamaya, E. Yoshida, S. Torii, H. Murayama, "Crystal identification performance of the jPET detector depending on refractive index of optical cement between scintillators," Conf. Rec. 2008 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., M06-203, 2008. (2008/10/19-10/25, Dresden)
- [12] Sato, Y., Murayama, H., Hasegawa, T., Yamada, T., Unno, Y., Yunoki, A., Hino, Y.: Monte Carlo simulation of annihilation radiation - gannma ray coincidence measurement for 22Na standard source used for calibration of PET devices. The 5th Korea-Japan Joint Meeting on Medical Physics, Sept 10-12, 2008, Jeju, Korea, 2008.9.11.
- [13] 山谷泰賀,吉田英治,稲玉直子,錦戸文彦,澁谷憲悟,Chih Fung Lam,村山 秀雄,"オープン PET 装置のイメージ ングシミュレーション," 電子情報通信学会技術研究報告, Vol .107, No. 461, pp. 383-387, 2008. (2008/1/25-26, 沖 縄)
- [14] 小波篤志,小尾高史,山口雅浩,大山永昭,Lam ChihFung,山谷泰賀,村山秀雄,"次世代 PET 装置 jPET-D4 の画像 再構成における並列計算手法の検討," 電子情報通信学会技術研究報告, Vol .107, No. 461, pp. 235-240, 2008. (2008/1/25-26, 沖縄)
- [15] 高橋慧,村山秀雄,稲玉直子,澁谷憲悟,山谷泰賀,吉田英治,錦戸文彦,小田一郎,大村篤史,河合 秀幸, "DOI-PET 検出器による蛍光イメージング試験," 2008 年春季 第 55 回応用物理学関係連合講演会講演予稿集, p. 149, 28a-NE-1, 2008. (2008/3/28, 船橋)
- [16] 吉田英治,北村圭司,錦戸文彦,澁谷憲悟,長谷川智之,山谷泰賀,村山秀雄, "エネルギーウィンドウの最適化 による頭部用 PET 試作機 jPET-D4 の性能向上," 2008 年春季 第 55 回応用物理学関係連合講演会講演予稿集, p. 163, 30a-NE-1, 2008. (2008/3/30, 船橋)
- [17] 山谷泰賀, 稲庭拓, 森慎一郎, 古川卓司, 蓑原伸一, 吉田英治, 稲玉直子, 錦戸文彦, 澁谷憲悟, ラムチフグ, 村山秀雄, "オンライン PET のためのオープン PET 装置の検討," 医学物理, 第 28 巻, Sup. 2, pp. 178-179, 2008. (第 95回日本医学物理学会学術大会報文集 2008/4/4-6, 横浜)
- [18] 大村篤史,村山秀雄,稲玉直子,山谷泰賀,吉田英治,錦戸文彦,澁谷憲悟,高橋慧,鳥居祥二,"PET 用光分配方式 DOI 検出器における接着剤の屈折率の影響," 医学物理,第28巻,Sup. 2, pp. 41-42, 2008. (第95回日本医学物理学会学術大会報文集 2008/4/4-6, 横浜)
- [19] 稲玉直子,村山秀雄,錦戸文彦,澁谷憲悟,山谷泰賀,ラムチフグ,吉田英治,高橋慧,大村篤史,大井淳一,"全 身用 PET 検出器における結晶識別能向上のための新手法," 医学物理,第28巻, Sup. 2, pp. 43-44, 2008. (第95回 日本医学物理学会学術大会報文集 2008/4/4-6, 横浜)
- [20] 錦戸文彦, 稲玉直子, 吉田英治, 澁谷憲悟, ラムチフグ, 山谷泰賀, 村山秀雄, 小田一郎, "APD を受光素子として用いた 4 層 DOI-PET 検出器の開発," 医学物理, 第 28 巻, Sup. 2, pp. 45-46, 2008. (第 95 回日本医学物理学会学術大会報文集 2008/4/4-6, 横浜)
- [21] 吉田英治, 北村圭司, 錦戸文彦, 澁谷憲悟, 長谷川智之, 山谷泰賀, 村山秀雄, "実効原子番号の低い無機シンチ レータを用いた高感度 PET 装置の検討," 医学物理, 第 28 巻, Sup. 2, pp. 47-48, 2008. (第 95 回日本医学物理学会 学術大会報文集 2008/4/4-6, 横浜)
- [22] Chih Fung Lam, Taiga Yamaya, Takashi Obi, Eiji Yoshida, Naoko Inadama, Kengo Shibuya, Fumihiko Nishikido, Hideo Murayama, "Intra-node update in parallel implementation of 3D iterative reconstruction," 医学物理, 第 28 巻, Sup. 2, pp. 55-56, 2008. (第 95 回日本医学物理学会学術大会報文集 2008/4/4-6, 横浜)
- [23] 木内尚子,小林哲哉,山谷泰賀,長谷川智之,村山秀雄,菅幹生,"体動補正付 PET 画像再構成における感度画像 計算法の基礎的検討," 医学物理,第 28 巻, Sup. 2, pp. 57-58, 2008. (第 95 回日本医学物理学会学術大会報文集 2008/4/4-6, 横浜)
- [24] 山谷泰賀, 吉田英治, 稲玉直子, 錦戸文彦, 澁谷憲悟, 村山秀雄, "開放型 PET 装置"OpenPET"の概念設計と分子イメージングへの展開," JSMI Report, vol. 1, No. 2, p. 50, 2008. (日本分子イメージング学会第3回総会・学術集会 2008/5/22)
- [25] 稲玉直子,高橋慧,村山秀雄,錦戸文彦,澁谷憲悟,山谷泰賀,吉田英治, Chih Fung Lam, 大村篤史,小田一郎, "PET・蛍光イメージング同時撮像のための検出器開発:光検出における特性," JSMI Report, vol. 1, No. 2, p. 104, 2008. (日本分子イメージング学会第3回総会・学術集会 2008/5/22)
- [26] 山谷泰賀,吉田英治,稲玉直子,錦戸文彦,澁谷憲悟,森慎一郎,蓑原伸一,村山秀雄,"検出器シフトによる開放型 PET 装置"OpenPET"の画質改善,"第 27回日本医用画像工学会大会予稿集 CD-ROM, C5-06, 2008.
- [27] 田島英朗, 小尾高史, 山谷泰賀, 村山秀雄, 北村圭司, 小田一郎, 山口雅浩, 大山永昭, "DOI-PET 検出器を用いた PET・蛍光 CT 同時イメージング装置における蛍光断層像画像再構成の検討,"第27回日本医用画像工学会大会 予稿集 CD-ROM, P12, 2008.

- [28] 稲玉直子,村山秀雄,山谷泰賀, 澁谷憲悟, 錦戸文彦,吉田英治, 津田倫明,大村篤史,長田拓人, 矢崎裕次郎, "三角柱結晶を用いた PET 用 DOI 検出器の基礎研究",第 69 回応用物理学会学術講演会予稿集, 2p-ZV-14, p. 117, 2008. (2008/9/2 中部大学)
- [29] 澁谷憲悟, 錦戸文彦, 稲玉直子, 吉田英治, 津田倫明, 山谷泰賀, 村山秀雄, "TOF-PET 用シンチレーション検出 器のデジタルサンプリング周波数に関する基礎的検討", 第 69 回応用物理学会学術講演会予稿集, 2p-ZV-15, p. 117, 2008. (2008/9/2 中部大学)
- [30] 山谷泰賀,吉田英治,稲玉直子,錦戸文彦,澁谷憲悟,村山秀雄,"全身同時視野 PET の実現に向けた"OpenPET" の拡張,"核医学,第45巻,第3号,p.289,2008.(第48回日本核医学会学術総会 2008/10/26,M3VB2)
- [31] 吉田英治、山谷泰賀、澁谷憲悟、錦戸文彦、稲玉直子、村山秀雄、"モンテカルロシミュレーションによる OpenPETの感度及び計数率特性の検討、"核医学、第45巻、第3号、p. 289, 2008. (第48回日本核医学会学術総会 2008/10/26, M3VB3)
- [32] 稲玉直子,村山秀雄,山谷泰賀,錦戸文彦,澁谷憲悟,吉田英治,"三角柱型結晶を用いた PET 用 DOI 検出器の提案,"核医学,第45巻,第3号,p. 291,2008. (第48回日本核医学会学術総会 2008/10/26, M3VC6)
- [33] 長谷川智之,齋藤京子,菊池敬,吉田英治,寅松千枝,山谷泰賀,村山秀雄,佐藤泰,山田崇裕,"点状線源を用いた新しい感度・定量性評価法,"核医学,第45巻,第3号,p.293,2008.(第48回日本核医学会学術総会 2008/10/26, M3VIC1)

3. プロシーディング・学会発表(招待講演)(6)

- [1] 澁谷憲悟,山谷泰賀,村山秀雄, "Open-PET"に向けたピクセル型シンチレーション検出器の開発,電気学会原 子力研究会シンポジウムシンポジウム「先進放射線利用技術の動向」,2008/9/11.(早稲田大学大久保キャンパス)
- [2] 山谷泰賀,吉田英治,稲玉直子,錦戸文彦,澁谷憲悟,村山秀雄, "PET の新たな可能性を拓く" OpenPET","第
 69回応用物理学会学術講演会予稿集, 2p-CF-6, p.12, 2008. (2008/9/2 中部大学,シンポジウム「非破壊検査用結晶 材料と応用機器」)
- [3] 山谷泰賀, "シンポジウム 6「PET 装置の開発と普及における日本の進む道」:世界の中での日本の PET 装置開発," 核医学, 第45巻, 第3号, p. 211, 2008. (第48回日本核医学会学術総会 2008/10/26)
- [4] 村山秀雄: 次世代 PET 装置の開発, シンポジウム「臨床現場における画像診断技術における最前線」, 第17回 バイオイメージング学会学術大会, 千葉大学けやき会館, 千葉, 2008.10.31.
- [5] T. Yamaya and H. Murayama, "A Proposal of an OpenPET: new geometry that realizes diagnosis during therapy," 1st NIRS International Open Laboratory Workshop on Innovation in the Radiation Therapy (Nov. 17, 2008 @NIRS)
- [6] 山谷泰賀,村山秀雄,"感度と分解能を両立する DOI 検出器が切り拓く次世代の PET 装置,"分子イメージング研 究シンポジウム 2008-飛躍を迎えた創薬・疾患診断研究-,2008/12/15.(神戸)

4. 特許出願(10)

- [1] 山谷泰賀,村山秀雄,稲玉直子,"開放型 PET 装置,"国際特許出願, PCT/JP2008/056451, 2008/4/1 出願.
- [2] 澁谷憲悟,山谷泰賀,稲玉直子,錦戸文彦,吉田英治,村山秀雄,"放射線検出方法、装置、及び、陽電子放射断層 撮像装置",国際特許出願,PCT/JP2008/057035 2008/4/9 出願
- [3] 山谷泰賀, 村山秀雄, "PET 装置及び検出器の配置決定方法,"国際特許出願, PCT/JP2008/057284, 2008/4/14 出願.
- [4] 山谷泰賀, 村山秀雄, 森慎一郎, "開放型 PET 装置," 国際特許出願, PCT/JP2008/058432, 2008/5/2 出願.
- [5] 稻玉直子,村山秀雄,澁谷憲悟,錦戸文彦,津田倫明:DOI型放射線検出器,2008 年 7 月 16 日国際出願,国際 出願番号 PCT/JP2008/062804
- [6] 山谷泰賀,村山秀雄, 蓑原伸一, 稲庭拓, 古川卓司, 森慎一郎, "検出器シフト型放射線治療・PET 複合装置," PCT/JP2008/063861, 2008/8/1 出願.
- [7] 山谷泰賀, 村山秀雄、稲庭拓, "放射線治療・PET 複合装置," PCT/JP2008/063862, 2008/8/1 出願.
- [8] 村山秀雄、長谷川智之,山田崇裕,"陽電子放出放射性同位元素放射線源," 特願 2008-261033, 2008/10/7 出願.
- [9] 稻玉直子,村山秀雄,澁谷憲悟,錦戸文彦,山谷泰賀,吉田英治,"DOI 型放射線検出器,"国際特許出願 PCT/JP2008/068279 2008/10/8 出願.
- [10] 佐藤泰,村山秀雄,山田崇裕,長谷川智之,織田圭一:γ 線を放出する陽電子崩壊核種の放射能絶対測定方法、 放射線検出器集合体の検出効率決定方法、及び、放射線測定装置の校正方法,2008 年12 月1 日出願,出願番号 特願 2008-306087 号

5. 特許登録(4)

[1] 村山秀雄, 稲玉直子, 杉田憲司, 李容圭:光学フィルムの介装方法及び光学セルブロック, 平成20 年 3 月21 日 登録, 特許第 4097123 号

- [2] 長谷川智之,村山秀雄:深さ位置認識型放射線検出器,平成20年8月15日登録,特許第4168138号
- [3] 高橋浩之,村山秀雄,石津崇章:入射位置検出装置,平成20年9月5日登録,特許第4178232号
- [4] 村山秀雄, 稲玉直子, 奥野敦:四角柱形セルの配置器具及び配置方法, 平成 20 年 9 月 19 日登録, 特許第 4187093 号

6. 著書・総説(10)

- [1] 村山秀雄:次世代 PET 装置の可能性と開発の現状,新医療 No. 399, 35(3), pp.60-63, 2008.
- [2] 村山秀雄,山谷泰賀, "PET および PET 関連イメージング融合機器・解析技術,"遺伝子医学 MOOK9 号「ますま す広がる分子イメージング技術」, pp. 67-74, 2008/2.
- [3] 村山秀雄: PET-DOI-PET の研究動向と課題ー, 電子情報通信学会論文誌 D, Vol. J91-D, No.7, pp.1695-1707, 2008.
- [4] 山谷泰賀, 村山秀雄, "分子イメージングにおける次世代の PET 装置開発,"電子情報通信学会誌, vol. 91, no. 8, pp. 737-743, 2008.
- [5] 村山秀雄: 4・6 核医学診断装置, 機械工学便覧応用システム編γ9「医療・福祉・バイオ機器」, 日本機械学会 発行(ISBN978-4-88898-174-3), pp.38-40, 2008.
- [6] 山谷泰賀, 村山秀雄, "開放型 PET 装置の研究開発," Isotope News, No. 654, pp. 8-9, 2008/10.
- [7] 村山秀雄:画像システムー基礎と臨床応用ーII 2. PET,画像電子学誌,第 37 巻,第 6 号(通巻 197 号), pp.1046-1053, 2008.
- [8] 山谷泰賀, 吉田英治, 稲玉直子, 錦戸文彦, 澁谷憲悟, 村山秀雄, "OpenPET の開発と可能性", 放射線科学, 第 51 巻, 第 10 号, pp. 9-13, 2008.
- [9] 山谷泰賀, "光学工房-開放型 PET 装置,"光学, 37 巻 11 号, pp. 666-667, 2008.
- [10] 山谷泰賀, 吉田英治, 稲玉直子, 錦戸文彦, 澁谷憲悟, 村山秀雄, "PET の新たな可能性を拓く"OpenPET","映像 情報 Medical, Vol. 40, No. 13, pp. 1200-1203, 2008. (2008 年 12 月号掲載)

7. 研究会・研究報告書(4)

- [1] 村山秀雄,他,"次世代 PET 研究会-今後期待される PET 装置の研究開発(2008/1/21, 放医研)"を企画・開催 (参加者 106 名、うち所外 89 名)
- [2] 澁谷憲悟,吉田英治,錦戸文彦,稲玉直子,山谷泰賀,村山秀雄,"三次元的な発光位置情報を利用した PET 用検 出器の時間分解能改善,"研究会「放射線検出器とその応用」,2008/2/7 (高エネルギー加速器研究機構)
- [3] 菅野巌,村山秀雄:平成19 年度次世代PET 研究報告書, NIRS-R-59, 放射線医学総合研究所, 3 月, 2008.
- [4] 村山秀雄,他,"平成 20 年度次世代 PET研究会第1回研究会 (2008/7/29, 放医研)"を

8. 表彰(2)

- [1] 山谷泰賀, "オンライン PET のためのオープン PET 装置の検討," 第95回日本医学物理学会学術大会大会長賞 受 賞, 2008/4/6.
- [2] 矢崎祐次郎: Young Investigators Award, The 5th Korea-Japan Joint Meeting on Medical Physics. (第5回日韓合同医 学物理学会学術大会), Korean Society of Medical Physics and Japan Society of Medical Physics, 2008.9.11.

9. 研究資金

・外部資金

- [1] 村山秀雄,他:課題設定型産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」(元委託者:新エネルギー産業技術総合開発機構(NEDO)再委託者:島津制作所)(直接経費1,155万円)
- [2] 村山秀雄,棚田修二,赤羽恵一,山谷泰賀,河合秀幸,菅幹生,高橋浩之,長谷川智之,北村圭司,羽石秀昭, "PET 検査の超低被ばくを実現する要素技術研究,"科学研究費補助金(基盤研究(B)),研究期間 H19~H20 年 度.(直接経費 630 万円)
- [3] 山谷泰賀, "オープンPETイメージング手法の研究," 平成 20 度科学研究費補助金若手研究 B(課題番号 20700417)(直接経費 220 万円)
- [4] 錦戸文彦:若手研究(B)「ガイガーモード APD を用いた光分配型 PET 用検出器の開発」(直接経費 150 万円)
- [5] 渋谷憲悟:特別奨励「量子閉じ込め効果を用いた超高速シンチレータ材料の開発と高時間分解測定への応用」(直接経費 110 万円)
- [6] 村山秀雄,他,"萌芽的先端医療技術推進研究事業 がんの超早期診断・治療のための高感度分子イメージングプ ローブの開発、"厚生科研費(直接経費100万円)

[7] 吉田英治:若手研究(B)「ガンマ線トラッキング同時計数型 PET 装置の基礎研究」(直接経費 80 万円)

理事長調整費(所内競争的資金)

[8] 山谷泰賀,他,"OpenPET 装置の調査研究、要素技術開発および設計研究,"平成 20 年度理事長調整費創成的研究 採用課題(1,736 万円)

10. 講義・講演(10)

- [1] 村山秀雄: PET 装置の将来展望. 第10回九州 PET 研究会, 九州 PET 研究会, 福岡市, 2008.1.26.
- [2] 村山秀雄: 3 次元から 4 次元へ: 次世代 PET 装置の開発. 第 13 回三次元 CT・MRI 研究会, 三次元 CT・MRI 研究会, 福島市, 2008.2.2.
- [3] 稲玉直子:現在のPET と次世代PET の開発.応用物理学特別講義 I「粒子線加速器、放射線を利用したガン治療、ガン診断」,宮崎大学工学部,宮崎市,2008.2.7.
- [4] 村山秀雄:次世代 PET 装置開発研究の将来展望,第 12 回医用原子力技術に関する研究助成総合報告会,航空 会館,東京,2008.7.4.
- [5] 山谷泰賀, "Open PET の開発と可能性,"第10回独立行政法人放射線医学総合研究所一般講演会(東京), 2008/7/9.
- [6] 村山秀雄: 次世代 PET 装置の開発, 2008 年度 PET 科学アカデミー・サマープログラムセミナー, 臨床研究情報センター, 神戸, 2008.7.18.
- [7] Murayama, H. : Basic and advanced concepts for PET imaging, UC Berkeley University Tokyo Advanced Summer School in Radiation Detection & Measurements, UC Berkeley Campus, CA, USA, July 21-25, 2008.
- [8] 村山秀雄: PET 装置のもつ可能性に挑戦する放射線の技術, 放射線医学見学ツアー, クロス・ウェーブ船橋, 千葉, 2008.7.13.
- [9] 山谷泰賀,日本医学物理学会サマーセミナー講師「Nuclear Medicine/Imaging」, 2008/8.21-22.
- [10] 山谷泰賀,東京工業大学 医歯工学コース 核医学物理学 担当,2008/10/14-17.

11. 新聞発表・TV放送・広報など(12)

- [1] "診断と治療が同時に可能な世界初の開放型 PET 装置を開発 PET の可能性を広げ、分子イメージング研究を推進", 放医研プレスリリース, 2008/2/7.
- [2] "最新のがん検診装置を開発," NHK ニュース, NHK 総合おはよう日本, 2008/2/8 放送.
- [3] "がん 診断と治療同時に,"朝日新聞夕刊2面,2008/2/7.
- [4] "PET 診断中に治療,"日刊工業新聞 28 面, 2008/2/8.
- [5] "PET を改良 治療も可能に,"日本経済新聞, 2008/2/8.
- [6] "がん 診断と治療 同時に,"日経産業新聞, 2008/2/8.
- [7] "治療も同時に行う新検査装置," NHK オンライン, 2008/2/8.
- [8] "治療中の診断も可能な PET 装置開発,"サイエンスポータル編集ニュース, 2008/2/8.
- [9] "診断と治療が同時に可能な世界初の開放型 PET 装置を開発 PET の可能性を広げ、分子イメージング研究を推進", 放医研 NEWS, No. 136, pp. 1-2, 2008/3.
- [10] 韓国 KBS 取材(2008/2/28), 番組"Science Café"にて放送(2008/3/15)
- [11] イノベーション・ジャパン 2008-大学見本市に出展(放医研ニュース, No. 143, p. 3, 2008)
- [12] 北陸技術交流テクノフェア 2008 に出展 (放医研ニュース, No. 144, p.8, 2008)

12. その他

- [1] 次世代 PET 研究会-今後期待される PET 装置の研究開発(2008/1/21, 放医研)を企画・開催 (参加者 106 名、う ち所外 89 名)
- [2] 平成 20 年度次世代 PET研究会第1回研究会(2008/7/29)を企画・開催
- [3] 国際オープンラボラトリー開設記念ワークショップに合わせて、カロリンスカ研究所 Anders Brahme 博士とディスカッション (放射線科学 Vol. 51, No. 12, 2008, pp. 24-25 / 放医研 NEWS, no. 145, pp. 1-2, 2008)

研究業績 2009 (H21)

1. 原著論文(9)

- Taiga Yamaya, Taku Inaniwa, Shinichiro Mori, Takuji Furukawa, Shinichi Minohara, Eiji Yoshida, Fumihiko Nishikido, Kengo Shibuya, Naoko Inadama, Hideo Murayama, "Imaging simulations of an "OpenPET" geometry with shifting detector rings," Radiol. Phys. Technol., Vol. 2, pp. 62-69, Jan. 2009.
- [2] Hasegawa, T., Yoshida, E., Shibuya, K., Murayama, H. : Optical Observation of Energy Loss Distribution and Practical Range of Positrons from an 18F Water Solution in a Water-equivalent Phantom. Med. Phys., 36(2), pp.402-410, 2009.
- [3] Taiga Yamaya, Taku Inaniwa, Eiji Yoshida, Fumihiko Nishikido, Kengo Shibuya, Naoko Inadama and Hideo Murayama, "Simulation studies of a new 'OpenPET' geometry based on a quad unit of detector rings," Phy. Med. Biol., vol. 54, pp. 1223-1233, 2009.
- [4] Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Chie Toramatsu, Mayumi Nishimura, Yoshiya Shimada, Naoko Inadama, Kengo Shibuya, Fumihiko Nishikido and Hideo Murayama, "Preliminary study on potential of the jPET-D4 human brain scanner for small animal imaging," Annals of Nuclear Medicine, Vol. 23, pp. 183-190, 2009.
- [5] Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Kengo Shibuya, Makoto Higuchi and Hideo Murayama, "A multiplex "OpenPET" geometry to extend axial FOV without increasing the number of detectors," IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 56, No. 5, pp. 2644-2650, Oct. 2009.
- [6] Chih Fung Lam, Taiga Yamaya, Takashi Obi, Eiji Yoshida, Naoko Inadama, Kengo Shibuya, Fumihiko Nishikido and Hideo Murayama, "Parallel implementation of 3-D iterative reconstruction with intra-thread update for the jPET-D4," IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 56, No. 1, pp. 129-135, 2009.
- [7] Eiji Yoshida, Keishi Kitamura, Fumihiko Nishikido, Kengo Shibuya, Tomoyuki Hasegawa, Taiga Yamaya, Naoko Inadama and Hideo Murayama, Feasibility study of a highly sensitive LaBr₃ PET scanner based on the DOI-dependent extended-energy window, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, 604, pp. 363-365, 2009.
- [8] Hideaki Tashima, Takashi Obi, Taiga Yamaya, Hideo Murayama, Keishi Kitamura, Ichiro Oda, Masahiro Yamaguchi, Nagaaki Ohyama, "Feasibility study of near-infrared fluorescence tomography using a positron emission tomograph equipped with depth-of-interaction PET detectors," Radiol. Phys. Technol., Vol. 2, pp. 189–197, 2009.
- [9] Kengo Shibuya, Masanori Koshimizu, Fumihiko Nishikido, Haruo Saito and Shunji Kishimoto, "Poly[bis(phenethylammonium) [dibromidoplumbate(II)]-di-l-bromido]]", Acta Cryst., E65, m1323-m1324, 2009.

2. プロシーディング・学会発表 (一般演題) (41)

- [1] S. Kinouchi, T. Yamaya, T. Hasegawa, T. Kobayashi, H. Murayama, M. Suga, "Implementation of statistical 3D-PET image reconstruction with motion correction," 信学技報, Vol. 108, No. 385, pp. 163-164. (International Forum on Medical Imaging in Asia 2009 (IFMIA 2009), 2009/1/19, Taiwan)
- [2] F. Nishikido, Y. Yazaki, H. Osada, N. Inadama, T. Inaniwa, S. Sato, E. Yoshida, T. Yamaya, H. Murayama, "The influence of the fragment particles from carbon beam on an OpenPET detector as in-beam PETfor heavy ion therapy," Abstract book of PTCOG48, pp. 109-110. 2009. (2009/9/28-10/3, Heidelerg)
- [3] Daisuke Kokuryo, Yuichi Kimura, Takayuki Obata, Taiga Yamaya, Hiroo Ikehira, Ichio Aoki, and Iwao Kanno, "Bridge capsule: holding fixture to improve reproducibility and registration during longitudinal multimodal imaging," 2009 World Molecular Imaging Congress, 2009/9/23-26 (Montreal, Canada).
- [4] F. Nishikido, Y. Yazaki, H. Osada, N. Inadama, T. Inaniwa, S. Satoh, K. Shibuya, E. Yoshida, T. Yamaya and H. Murayama, "Influence of secondary particles from heavy ion irradiation to in-beam OpenPET detectors," Conf. Rec. 2009 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., J04-5, 2009. (2009/10/25-10/30, Orland)
- [5] N. Inadama, H. Murayama, F. Nishikido, T. Yamaya, E. Yoshida, K. Shibuya, Y. Yazaki and H. Osada, "Proposal of a 8-layer DOI detector composed of same scintillation crystal elements," Conf. Rec. 2009 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., M09-32, 2009. (2009/10/25-10/30, Orland)
- [6] Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, Fumihiko Nishikido, Naoko Inadama and Hideo Murayama, "Feasibility study of entire whole-body PET scanners based on the OpenPET geometry," Conf. Rec. 2009 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., M13-102, 2009. (2009/10/25-10/30, Orland)
- [7] Tomoyuki Hasegawa, Yasushi Sato, Eiji Yoshida, Takahiro Yamada, Keiichi Oda, Yasuhiro Wada, Taiga Yamaya, Hideo Murayama, Toru Takeda, Kyoko Saito, "Evaluation and Calibration of PET Scanners with a Specially Designed Point-like Radioactive Source," Conf. Rec. 2009 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., M13-105, 2009. (2009/10/25-10/30, Orland)
- [8] Y. Yazaki, H. Murayama, N. Inadama, H. Osada, F. Nishikido, K. Shibuya, T. Yamaya, E. Yoshida, M. Suga, T. Moriya, M. Watanabe, T. Yamashita and H. Kawai, "The 'X'tal cube' PET detector: 3D scintillation photon detection of a 3D crystal array using MPPCs," Conf. Rec. 2009 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., M13-267, 2009. (2009/10/25-10/30,

Orland)

- [9] Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Fumihiko Nishikido, Naoko Inadama, Kengo Shibuya and Hideo Murayama, "Influence of TOF information in OpenPET image reconstruction," Conf. Rec. 2009 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., M5-82, 2009. (2009/10/25-10/30, Orland)
- [10] 山谷泰賀,吉田英治,錦戸文彦,稲庭拓,森慎一郎,古川卓司,養原伸一,野田耕司,吉川京燦,樋口真人,澁谷 憲吾,稲玉直子,村山秀雄,"オンライン PET のための Quad-unit型 OpenPET の提案," 医学物理,第29巻, Sup. 2, pp. 73-74, 2009 (第97回日本医学物理学会大会報文集, O-014, 2009/4/17).
- [11] 稲玉直子,村山秀雄,山谷泰賀, 澁谷憲悟, 錦戸文彦,吉田英治,大村篤史,長田拓人,矢崎裕次郎, "PET 検出器 における 2 層 DOI 検出法,"第 56 回応用物理学関係連合講演会講演予稿集, p. 184, 2009 (筑波大学).
- [12] 矢崎裕次郎,村山秀雄,稲玉直子,大村篤史,長田拓人,錦戸文彦,渋谷憲悟,吉田英治,山谷泰賀,森谷隆広, 山下貴司,河合秀幸,"受光素子を3次元的に配置する DOI PET 検出器の基礎研究,"第56回応用物理学関係連合 講演会講演予稿集, p. 184, 2009 (筑波大学).
- [13] 長田拓人,村山秀雄,稲玉直子,錦戸文彦,渋谷憲悟,山谷泰賀,吉田英治,河合秀幸,津田倫明,大村篤史,矢 崎裕次郎,"PET 検出器における三角柱状シンチレーション結晶の光広がりの基礎研究,"第 56 回応用物理学関 係連合講演会講演予稿集, p. 184, 2009 (筑波大学).
- [14] 錦戸文彦,吉田英治,稲玉直子,渋谷憲悟,山谷泰賀,津田倫明,戸波寛道,北村圭司,村山秀雄,"4 層 DOI 検出 器を用いた近接撮像型 PET 装置の性能評価,"第56回応用物理学関係連合講演会講演予稿集, p. 195, 2009 (筑波 大学).
- [15] 小野寺和也,越水正典, 澁谷憲悟, 錦戸文彦, 岸本俊二, 浅井圭介, "BaCl2 単結晶のシンチレーション特性・X 線検出特性評価", 2009 年春季第 56 回応用物理学関係連合講演会, 2009 (筑波大学).
- [16] 吉田英治、山谷泰賀、澁谷憲悟、錦戸文彦、稲玉直子、村山秀雄、"モンテカルロシミュレーションによる OpenPET 型オンライン PET の感度特性," 医学物理、第 29 巻, Sup. 2, pp. 75-76, 2009 (第 97 回日本医学物理学会 大会報文集, O-015, 2009/4/17).
- [17] 錦戸文彦, 稲玉直子, 澁谷憲吾, 吉田英治, 山谷泰賀, 小田一郎, 北村圭司, 村山秀雄, "アレイ型 SiPM を用いた PET 用 DOI 検出器の基礎特性," 医学物理, 第 29 巻, Sup. 2, pp. 171-172, 2009 (第 97回日本医学物理学会大会報文 集, O-064, 2009/4/18).
- [18] 矢崎祐次郎,村山秀雄,稲玉直子,錦戸文彦,澁谷憲吾,吉田英治,山谷泰賀,森谷隆広,山下貴司,河合秀幸, "受光素子を3次元的に配置する DOI PET 検出器の基礎研究," 医学物理,第29巻, Sup. 2, pp. 173-174, 2009 (第 97回日本医学物理学会大会報文集, O-065, 2009/4/18).
- [19] 稲玉直子,村山秀雄,錦戸文彦,澁谷憲吾,山谷泰賀,吉田英治,大村篤司,矢崎祐次郎,長田拓人,"三角柱状 PET 用シンチレーション結晶による2層 DOI 検出方法の検討," 医学物理,第29巻, Sup. 2, pp. 175-176, 2009 (第 97回日本医学物理学会大会報文集, O-066, 2009/4/18).
- [20] 三好裕司, 錦戸文彦, 吉田 英治, 山谷泰賀, 木内尚子, 村山秀雄, 菅幹生, "近接撮影型 DOI-PET 装置のための高 精度かつ高速な3次元画像再構成手法の実験的検証," 医学物理, 第29巻, Sup. 2, pp. 177-178, 2009 (第97回日本 医学物理学会大会報文集, O-067, 2009/4/18).
- [21] 横山貴弘, 錦戸文彦, 矢崎祐次郎, 稲玉直子, 山谷泰賀, 吉田英治, 村山秀雄, 菅幹生, "受光素子の3次元配置最 適化に向けた DOI 検出器シミュレータの開発," 医学物理, 第29巻, Sup. 2, pp. 179-180, 2009 (第97回日本医学物 理学会大会報文集, O-068, 2009/4/18).
- [22] 勝沼隆幸,村山秀雄,山谷泰賀,菅幹生,"2 次元 PET 画像再構成における統計ノイズ特性の解析," 医学物理,第 29 巻, Sup. 2, pp. 226-227, 2009 (第 97 回日本医学物理学会大会報文集, O-092, 2009/4/18).
- [23] 木内尚子,山谷泰賀,長谷川智之,小林哲哉,村山秀雄,菅幹生,"3 次元体動補正付逐次近似 PET 画像再構成の 実装方法の検討," 医学物理,第29巻, Sup. 2, pp. 228-229, 2009 (第97回日本医学物理学会大会報文集, O-093, 2009/4/18).
- [24] 長田拓人,村山秀雄,稲玉直子,錦戸文彦,澁谷憲吾,山谷泰賀,吉田英治,河合秀幸,津田倫明,大村篤司,"三 角柱状シンチレーション結晶素子と 4ch PS-PMT で構成された PET 用試作検出器の性能評価,"医学物理,第 29 巻, Sup. 2, pp. 230-231, 2009 (第 97回日本医学物理学会大会報文集, O-094, 2009/4/18).
- [25] 長谷川智之,吉田英治,村山秀雄,佐藤泰,山田崇裕,織田圭一,和田康弘,菊池敬,斉藤京子,"円筒多重カプセルタイプの点状線源による PET 装置の絶対校正・評価法,"医学物理,29 巻, Sup. 2, pp. 220- 221, 2009.
- [26] 長谷川智之,吉田英治,村山秀雄,佐藤泰,山田崇裕,織田圭一,和田康弘,菊池敬,斉藤京子:微小球形状線源 のモンテカルロ・シミュレーションによる基本的物理特性評価,"医学物理,29巻,Sup. 2, pp. 222- 223, 2009.
- [27] 長谷川智之,吉田英治, 澁谷憲悟,村山秀雄, 鍵谷豪,"水等価シンチレータによる陽電子の空間的な広がりの観 測," 医学物理, 29 巻, Sup. 2, pp. 224- 225, 2009.
- [28] 山谷泰賀, 吉田英治, 錦戸文彦, 稲玉直子, 澁谷憲悟, 村山秀雄, 稲庭拓, 森慎一郎, 古川卓司, 蓑原伸一, 野田 耕司, 吉川京燦, 樋口真人, 小泉満, "OpenPET 装置の基本設計と分子イメージングへの展開," 日本分子イメー ジング学会機関紙, Vol. 2, No. 2, p. 82, 2009 (日本分子イメージング学会第 4 回総会・学術集会, P2-5,

2009/5/14-15@東京)

- [29] 稲玉直子,村山秀雄,錦戸文彦,澁谷憲悟,山谷泰賀,吉田英治,矢崎祐次郎,長田拓人,"結晶分割による PET 用 2 層 DOI 検出法の評価,"日本分子イメージング学会機関紙, Vol. 2, No. 2, p. 84, 2009 (日本分子イメージング学会 第4回総会・学術集会, P2-7, 2009/5/14-15@東京)
- [30] 矢崎祐次郎,村山秀雄,稲玉直子,長田拓人,錦戸文彦,澁谷憲悟,吉田英治,山谷泰賀,"半導体受光素子を3次元的に配置した DOI PET 検出器の基礎研究,"日本分子イメージング学会機関紙, Vol. 2, No. 2, p. 85, 2009 (日本分子イメージング学会第4回総会・学術集会, P2-8, 2009/5/14-15@東京)
- [31] 國領大介,木村裕一,小畠隆行,山谷泰賀,池平博夫,青木伊知男,菅野 巖,"再固定を考慮することで長期間 計測を可能とするマウス位置合わせ用"ブリッジカプセル"の開発,"日本分子イメージング学会機関紙, Vol. 2, No. 2, p. 126, 2009 (日本分子イメージング学会第4回総会・学術集会, P6-7, 2009/5/14-15@東京)
- [32] 中島靖紀, 鶴田有樹, 河野俊之, 佐藤眞二, 稲庭拓, 吉田英治, 山谷泰賀, "重粒子線照射による標的中 線量分布推定のための PET 測定による陽電子消滅 y 線分布の分析,"第11回応用加速器・関連技術研究シンポ ジウム ARTA2009, 2009/6/12@東工大.
- [33] 錦戸文彦,岸本俊二,澁谷憲悟,越水正典,春木理恵、"GEANT4を用いた高エネルギーX線用高速シンチレーション検出器の研究", 2009 年秋季第 70 回応用物理学会学術講演会, 2009/9 (富山大学).
- [34] 矢崎祐次郎,村山秀雄,稲玉直子,長田拓人,錦戸文彦,渋谷憲悟,吉田英治,山谷泰賀,森谷隆広,渡辺光男,山 下貴司,河合秀幸,"半導体受光素子を用いた多面読み出し型 DOI PET 検出器の研究,"第70回応用物理学会学術 講演会 講演予稿集, p. 126, 2009/9 (富山大学).
- [35] 山谷泰賀,吉田英治,錦戸文彦,稲玉直子,澁谷憲悟,稲庭拓,村山秀雄, "がん診断と治療の融合に向けた OpenPETの開発:TOF 情報を利用した画像再構成の検討," 医学物理,第29巻, Sup. 3, (第98回日本医学物理学 会大会報文集, MO-82), pp. 195-196, 2009/9 (京都).
- [36] 錦戸文彦, 矢崎祐次郎, 長田拓人, 稲玉直子, 稲庭拓, 佐藤眞二, 澁谷憲悟, 吉田英治, 山谷泰賀, 村山秀雄, "オ ンラインモニタリング OpenPET 用検出器の重粒子線照射からの影響," 医学物理, 第 29 巻, Sup. 3, (第 98 回日本 医学物理学会大会報文集, MO-40), pp. 112-113, 2009/9 (京都).
- [37] 岡部幸夫,山谷泰賀,吉田英治,村山秀雄,菅幹生,"コンプトンカメラ画像再構成における解析的手法と逐次近 似型手法の比較,"BMES2009 生体医工学シンポジウム 2009 講演予稿集(CD-ROM), pp.320-323(2009).(生体医工学 シンポジウム 2009, 3-2-03, 2009/9/18-19,千葉大学).
- [38] 山谷泰賀,吉田英治,錦戸文彦,稲玉直子,村山秀雄, "OpenPET 画像再構成における TOF 情報の効果,"核医学, 第46巻,第3号, S191, 2009. (第49回日本核医学会学術総会, M1IIIA4, 2009/10/1,旭川)
- [39] 吉田英治,山谷泰賀,錦戸文彦,稲玉直子,村山秀雄,"全身同時視野 OpenPET のデータ収集法に関する基礎的検討,"核医学,第46巻,第3号,S191,2009.(第49回日本核医学会学術総会,M1IIIA1,2009/10/1,旭川)
- [40] 稲玉直子,村山秀雄,山谷泰賀,錦戸文彦,吉田英治,澁谷憲悟,菅幹生,山下高司,"シンチレーション結晶配列 6 面からの信号読み出しによる DOI PET 検出器の開発,"核医学,第46巻,第3号, S237, 2009. (第49回日本核 医学会学術総会, M2IIIB2, 2009/10/2,旭川)
- [41] 澁谷憲悟, 斎藤晴雄, 山谷泰賀, "Positron Emission Tomography 開発の近況,"京都大学原子炉実験所専門研究会 「陽電子科学とその理工学への応用」, 2009/11/20-21. (京都大学原子炉実験所)

3. プロシーディング・学会発表(招待講演)(4)

- [1] 山谷泰賀、錦戸文彦、吉田英治、稲玉直子、澁谷憲悟、村山秀雄、"脳科学における次世代のPET 装置開発,"第 3回分子イメージングセンターシンポジウム 脳科学における分子イメージングの将来像,2009/1/22 (放医研), pp. 13-14,200 放医研分イメシンポ抄録集,2009/3.
- [2] 村山秀雄,"「輝く放射線医療 今そして未来-人と技術のハーモニー」5. 役に立つ放射線の旗の下で智と技の調 和に挑戦しよう," JRC2009 合同シンポジウム2,パシフィコ横浜,2009/4/17.
- [3] Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido and Hideo Murayama, "Development of the next generation positron emission tomography (PET) - from depth-of-interaction (DOI) detectors to Open PET -," Advanced Science Research Symposium (ASR) 2009 Abstract book, p. 32, 2009. (invited special talk, 2009/11/11@Tokai).
- [4] Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido and Hideo Murayama, "Development of New Technologies for the Next Generation PET Scanner, "IEEE ISBME 2009 the 4th International Symposium on Biomedical Engineering, 2009. (2009/12/14-18, Bangkok). Invited for special session.

4. 特許出願(4)

- [1] 山谷泰賀,村山秀雄,小畠隆行,青木伊知男,"オープンPET/MRI複合機,"国際出願番号: PCT/JP2009/054780 (2009/3/12 出願).
- [2] 山谷泰賀, 村山秀雄, "多目的PET装置," 国際出願番号: PCT/JP2009/054781 (2009/3/12 出願).

- [3] 山谷泰賀, 吉田英治, 錦戸文彦, 稲庭拓, 村山秀雄, "検出器回動型放射線治療・画像化複合装置,"国際特許出願 PCT/JP2009/055701 (2009 年 3 月 23 日出願).
- [4] 山谷泰賀, 稲庭拓, 錦戸文彦, 村山秀雄, "遮蔽型放射線治療・画像化複合装置," 国際特許出願 PCT/JP2009/055702 (2009 年 3 月 23 日出願).

5. 特許登録(3)

- [1] 住谷圭二, 石橋浩之,村山秀雄,稲玉直子,山下貴司,大村知秀:パルス波高整列放射線位置検出器,平成21年 7月3日登録, 特許第4332613号.
- [2] 村山秀雄, 稲玉直子, 北村圭司, 山下貴司: 3 次元放射線位置検出器, 平成 21 年 7 月 10 日登録, 特許第 4338177 号.
- [3] 北村圭司,吉田英治,木村裕一,村山秀雄:放射線位置検出器の校正方法及び放射線位置検出器,平成21年9月 4日登録,特許第4367903号.

6. 著書・総説(6)

- [1] 佐藤泰, 村山秀雄: 学会報告 JRC 合同シンポジウム「PET 装置の校正と定量性の向上」, 医学物理, 28(3), pp.77 - 102, 2008.
- [2] T. Yamaya and H. Murayama, "OpenPET: a new geometry that enables diagnosis during therapy," (山谷泰賀, 村山秀雄, "がん診断と治療を融合する" OpenPET"の提案,") 放射線科学, 第 52 巻, 第 2 号, pp. 54-58, 2009.
- [3] 山谷泰賀, "次世代の PET 装置の開発研究," Medical Imaging Technology, Vol. 27, No. 5, pp. 279-285, 2009. (2009 年 11 月号)
- [4] Naoko Inadama, Yujiro Yazaki, Hideo Murayama, Fumihiko Nishikido, Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Hiroto Osada, Kengo Shibuya, Mikio Suga, Takaji Yamashita, "Development of the "X'tal Cube": The Next Generation PET Detector Using Semiconductor Photo-detectors," 放射線科学, Vol.52, No.7, pp. 8-15, 2009.
- [5] 村山秀雄, "10 年目を迎えた「次世代 PET 研究会」の紹介," 放医研 NEWS, No.147, p.4, 2 月, 2009.
- [6] 村山秀雄, "かつての研究公務員の回想," 放射線科学, 52 (8), pp.16-28, 2009.

7. 研究会・研究報告書(7)

- [1] 村山秀雄, ほか, "平成 20 年度 次世代 PET 研究会資料," 2009/1/19, 放医研
- [2] 村山秀雄,山谷泰賀, 編, "平成 20 年度次世代 PET 研究報告書," 2009/3/1, NIRS-R-60.
- [3] 木内尚子,山谷泰賀, 長谷川智之, 小林哲哉, 村山秀雄, 菅幹生,"体動補正付3次元PET 画像再構成の検 討,"千葉大学フロンティアメディカル工学研究開発センター第7回シンポジウム ポスター講演要旨集, p. 42,2009/2/20.
- [4] 下村岳夫, 國領大介, 青木伊知男, 小畠隆行, 木村裕一, 山谷泰賀, 菅野巖, "マルチモダリティイメージング用 ブリッジカプセルの開発,"第4回技術と安全の報告会報告集, p. 88, 2009/3/17. (放医研)
- [5] 錦戸文彦, 稲庭拓, 佐藤眞二, 稲玉直子, 澁谷憲吾, 中島靖紀, 吉田英治, 山谷泰賀, 村山秀雄, "OpenPET 用ガ ンマ線検出器の重粒子線照射環境での性能の基礎研究(20P250)," 平成 20 年度放射線医学総合研究所重粒子線が ん治療装置等共同利用研究報告書, pp. 258-259, 2009/4/13.
- [6] 中島靖紀, 鶴田有樹, 佐藤眞二, 稲庭拓, 吉田英治, 山谷泰賀, 河野俊之, "核破砕反応により生成される陽電子 崩壊核を利用した照射野確認システムに関する研究(19P177)," 平成 20 年度放射線医学総合研究所重粒子線がん 治療装置等共同利用研究報告書, pp. 267-269, 2009/4/13.
- [7] 山谷泰賀, ほか, "平成 21 年度次世代 PET 研究会資料," 2009/7/27, 放医研.

8. 表彰(2)

- [1] 山谷泰賀, "がん診断と治療を融合する開放型PET装置の開発,"平成20年度コニカミノルタ画像科学奨励賞 受賞,2009/2/4.
- [2] 山谷泰賀, "開放型 PET 装置の発明," 放射線医学総合研究所 業績表彰、2009/7/1

9. 研究資金

・外部資金

- 山谷泰賀(研究代表者), 菅幹生, 澁谷憲悟, 羽石秀昭, 渡辺光男, "革新的 PET 用 3 次元放射線検出器の開発,"先端計測分析技術・機器開発事業(要素技術プログラム)(元委託者:独立行政法人科学技術振興機構, H21/10-H24/3) (H21 開発費:放医研直接経費 600 万/全体直接経費 2,344 万円).
- [2] 山谷泰賀,他:課題設定型産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」(元委託者:新エネルギー産業技術総合開発機構(NEDO)再委託者:島津制作所)(直接 経費 365 万円)

- [3] 稲玉直子, "結晶形状の工夫による DOI-PET 検出器の高性能化の研究, "科研費若手 B. (直接経費 150 万円)
- [4] 山谷泰賀:若手研究(B)「オープン PET イメージング手法の研究」(直接経費 110 万円)
- [5] 山谷泰賀, "がん診断と治療を融合する開放型PET装置の開発,"平成20年度コニカミノルタ画像科学奨励賞 受賞,2009/2/4.(直接経費91万円)
- [6] 錦戸文彦, "ガイガーモード APD を用いた光分配型 PET 用検出器の開発,"科研費若手 B. (直接経費 50 万円)
- [7] 村山秀雄、吉田英治、錦戸文彦:基盤研究(C)「新たな放射能絶対測定法を用いた PET 装置の定量性向上に関する研究」(研究代表者:佐藤泰(産業技術総合研究所))(分担直接経費14万円)

理事長調整費(所内競争的資金)

- [8] 山谷泰賀(研究代表者), 錦戸文彦, 吉田英治, 稲玉直子, 稲庭拓, 佐藤眞二, 森慎一郎, 古川卓司, 蓑原伸一, 野田耕司, 吉川京燦, 樋口真人, 小泉 満, "スーパーPET のための要素技術開発," 平成21年度理事長調整費創成的研究採用課題(直接経費1578万円)
- [9] 稲玉直子, 矢崎祐次郎, "次世代 PET 検出器「クリスタルキューブ」の研究," 所内競争的資金:理事長調整費萌 芽的研究.(直接経費 166 万円)

10. 講義・講演(9)

- [1] Murayama, H. : Advanced concept and technology, FNCA 2009 Seminar on Application of Cyclotron and Positron Emission Tomography in Medicine, Seri Pacific Hotel, Kuala Lumpur, Malaysia, Jan. 8, 2009.
- [2] 山谷泰賀, "次世代 PET 装置の開発," 千葉県立長生高等学校高校 1 年生見学・講義担当(2009/3/26)
- [3] 山谷泰賀, "次世代 PET 装置開発研究と今後の展開,"千葉大学 2009 年度第1回医工学研究会, 2009/4/22.
- [4] 山谷泰賀, "イメージング物理研究のこれから", 分子イメージングセンターミーティング, 2009/6/11 (放医研).
- [5] 山谷泰賀, "次世代 PET 装置の開発," 分子イメージングサマースクール, 2009/8/6 (神戸).
- [6] 山谷泰賀, "次世代 PET 装置の開発," 宮崎県立宮崎西高等学校1年生見学・講義担当(2009/8/7)
- [7] 山谷泰賀, "Open-PET", 放射線医学総合研究所 記者報告会, 2009/10/9.
- [8] 山谷泰賀, 東工大, 医歯工学特別コース「核医学物理」 2009/10/18-22.
- [9] 山谷泰賀, "次世代 PET 装置開発研究と今後の展開,"電気学会原子力技術委員会による放医研見学における講演, 2009/11/18.

11. 新聞発表・TV放送・広報など(4)

- [1] "山谷泰賀氏が第15回コニカミノルタ画像科学奨励賞を受賞," 放医研 NEWS, No. 147, 2009 年 2 月号.
- [2] "技術ウォッチ 乳がん検査 下着を着けたまま 島津製作所、痛みも軽減,"日本経済新聞, 2009/4/10. (共同研究 プロジェクトの紹介)
- [3] 村山秀雄,山谷泰賀テレビ出演,「いらっしゃいませ、仁術堂です。第12話 放射線で診て、放射線で治す~ 放射線医療の科学技術 ~」サイエンス チャンネル(スカパー!773ch), 2009 年 9 月 4 日(金)20 時 30 分~21 時, 9 月 11 日(金)19 時 30 分~20 時(再放送).
- [4] "平成 21 年度 業績表彰の授与式が行われました", 放医研 NEWS, No. 152, 2009 年 7 月号.

12. その他

- [1] 次世代 PET 研究会-新たな挑戦をする PET 装置の研究開発(2009/1/19, 放医研)を企画・開催(参加者 85 名、うち所外 65 名)
- [2] 平成 21 年度次世代 PET 研究会(2009/7/29, 放医研)を企画・開催 (参加者 68 名、うち所外 47 名)
- [3] 「OpenPET」商標登録, 登録第 5258764 号, 2009/8/21.
- [4] 見学対応18件(2009/3/26千葉県立長生高等学校高校1年生ご一行、2009/6/25理化学研究所 櫻井博儀主任研究 員御一行、2009/8/7宮崎県立宮崎西高等学校、2009/8/10ミュンヘン工科大 Sibylle I. Ziegler 氏御一行、2009/11/18 電気学会 原子力技術委員会御一行、2009/11/25株式会社東芝御一行、2009/12/7日本産業技術振興会御一行、他ポ ジトロジカ見学等11件)

研究業績 2010 (H22)

1. 原著論文(9)

- [1] Tomoyuki Hasegawa, Haruna Kojima, Chisato Masu, Yasuhiro Fukushima, Hironori Kojima, Kiminori Konokawa, Tomonori Isobe, Eisuke Sato, Hideo Murayama, Koichi Maruyama and Tokuo Umeda, "Creation and application of three-dimensional computer-graphic animations for introduction to radiological physics and technology," Radiol. Phys. Technol.,3 (1), pp. 1-9, 2010.
- [2] Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, Kengo Shibuya, Fumihiko Nishikido, Naoko Inadama, and Hideo Murayama, "Simulation study on sensitivity and count rate characteristics of "OpenPET" geometries," IEEE Trans.Nucl. Sci., Vol. 57, No. 1, pp. 111-116, 2010, Feb.
- [3] Tomoyuki Hasegawa, Eiji Yoshida, Yasushi Sato, Keiichi Oda, Yasuhiro Wada, Takahiro Yamada, Taiga Yamaya, Hideo Murayama, Kyoko Saito, "Point-like radioactive source with multiple absorber capsules for evaluating PET scanners," Ann. Nucl. Med., vol. 24, No. 5, pp. 427-432, 2010
- [4] T.Hasegawa, K.Oda, Y.Wada, Y.Sato, T.Yamada, E.Yoshida, H.Murayama, K.Saito, T.Takeda, T.Kikuchi: "A practical method of determining cross-calibration factors of PET scanners by moving a point-like 22Na radioactive source", Ann. Nucl. Med., Vol. 24, 655-661, 2010.
- [5] Daisuke Kokuryo, Yuichi Kimura, Takayuki Obata, Taiga Yamaya, Kazunori Kawamura, Ming-Rong Zhang, Iwao Kanno and Ichio Aoki, "A small animal holding fixture system with positional reproducibility for longitudinal multimodal imaging," Phys. Med. Biol., vol. 55, pp. 4119-4130, 2010.
- [6] Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, Fumihiko Nishikido, Naoko Inadama, Hideo Murayama, "Basic study of entire whole-body PET scanners based on the OpenPET geometry," Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, 621, p. 576-580, 2010.
- [7] Fumihiko Nishikido, Naoko Inadama, Ichiro Oda, Kengo Shibuya, Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, Keishi Kitamura, Hideo Murayama, "Four-layer depth-of-interaction PET detector for high resolution PET using a multi-pixel S8550 avalanche photodiode," Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, 621, pp. 570-575, 2010.
- [8] 横山貴弘,三橋隆之,錦戸文彦,稲玉直子,吉田英治,村山秀雄,山谷泰賀,菅幹生,"次世代 PET 検出器「クリス タルキューブ」の位置演算における情報取捨選択法," MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, Vol. 28, No. 4, pp. 223-228, 2010.
- [9] Kataoka, J. Matsuda, H. Nishikido, F. Koizumi, M. Ikeda, H. Yoshino, M. Miura, T. Tanaka, S. Ishikawa, Y. Kawabata, N. Shimizu, K. Matsunaga, Y. Kishimoto, S. Kubo, H. Yanagida, Y. Nakamori, T., "Development of an APD-Based PET Module and Preliminary Resolution Performance of an Experimental Prototype Gantry", IEEE Trans Nucl Sci 57,2448 2454, 2010

2. プロシーディング・学会発表(一般講演)(56)

- [1] Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Fumihiko Nishikido, Naoko Inadama, Taku Inaniwa, Shinji Sato, Kyosan Yoshikawa, Shoko Kinouch, Mikio Suga, Atsushi Tsuji, Hideo Murayama, "First in-beam tests of a small OpenPET prototype for a proof-of-concept of PET imaging during particle therapy," PTCOG 49 abstract book, p. 37, 2010/5/21@Gunma (Oral presentation)
- [2] F. Nishikido, Y. Yazaki, H. Osada, T. Mitsuhahsi, N. Inadama, E. Yoshida, T. Inaniwa, S. Sato, H. Murayama, T. Yamaya, "In-beam experiment using two OpenPET detectors for carbon beam therapy," PTCOG 49 abstract book, p. 160, 2010/5/20-22@Gunma
- [3] Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Shoko Kinouchi, Mikio Suga, Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Hideo Murayama, Atsushi Tsuji, Taku Inaniwa, Kyosan Yoshikawa, "Development of a small animal OpenPET prototype for a proof-of-concept of PET imaging during radiation therapy," Abstract book supplement to the Journal of Nuclear Medicine, Vol. 51, Sup. 2, p. 131P, 2010 (2010 SNM Annual Meeting Scientific Abstracts, Oral presentation, #471, 2010/6/8@Salt Lake City).
- [4] Yasunori Nakajima, Yuki Tsuruta, Shinji Sato, Taku Inaniwa, Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, Lembit Sihver, Toshiyuki Kohno, "Approach for 3D dose verification by utilizing autoactivation," Imaging2010 Book of abstracts, p. 149. 2010/6.
- [5] T. Yamaya, E. Yoshida, S. Kinouchi, M. Suga, D. Kokuryo, I. Aoki, A. B. Tsuji, H. Wakizaka, H. Tashima, F. Nishikido, N. Inadama, H. Murayama, "First imaging tests of an OpenPET prototype for small animals," 2010 World Molecular Imaging Congress, P0341B, 2010/9/8-11 (Kyoto).
- [6] N. Inadama, M. Takayuki, H. Murayama, F. Nishikido, E. Yoshida, M. Suga, M. Watanabe, T. Yamaya, "Improved spatial resolution of the X'tal cube: a 3D crystal array covered with MPPCs," 2010 World Molecular Imaging Congress, P0354A, 2010/9/8-11 (Kyoto).
- [7] T. Yamaya, E. Yoshida, S. Kinouchi, M. Suga, S. Sato, T. Inaniwa, Y. Nakajima, D. Kokuryo, I. Aoki, A. Tsuji, T.

Mitsuhashi, H. Wakizaka, H. Tashima, F. Nishikido, N. Inadama, H. Murayama, "A small prototype for a proof-of-concept of OpenPET imaging," Conf. Rec. 2010 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., M05-5 (Oral presentation) (2010/10/30-11/6@Knoxville).

- [8] S. Kinouchi, T. Yamaya, E. Yoshida, H. Tashima, H. Kudo, M. Suga, "GPU implementation of list-mode DRAMA for real-time OpenPET image reconstruction," Conf. Rec. 2010 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., M09-281 (2010/10/30-11/6@Knoxville).
- [9] F. Nishikido, T. Mitsuhashi, N. Inadama, E. Yoshida, H. Murayama, T. Yamaya, "Performance evaluation of four-layer DOI detectors using Multi-Pixel Photon Counter Arrays," Conf. Rec. 2010 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., M14-58 (2010/10/30-11/6@Knoxville).
- [10] T. Mitsuhashi, N. Inadama, F. Nishikido, E. Yoshida, H. Murayama, H. Kawai, M. Suga, H. Haneishi, K. Shibuya, M. Watanabe, T. Yamaya, "1 mm isotropic detector resolution achieved by X'tal Cube detector," Conf. Rec. 2010 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., M18-14 (2010/10/30-11/6@Knoxville).
- [11] E. Yoshida, F. Nishikido, N. Inadama, H. Murayama, H. Mashino, T. Yamaya, "Performance evaluation of a small OpenPET prototype," Conf. Rec. 2010 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., M18-74 (2010/10/30-11/6@Knoxville).
- [12] N. Inadama, T. Mitsuhashi, H. Murayama, F. Nishikido, E. Yoshida, H. Tashima, M. Suga, M. Watanabe, T. Yamaya, "A DOI PET detector having extended X'tal Cube structure," Conf. Rec. 2010 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., M19-15 (2010/10/30-11/6@Knoxville).
- [13] H. Tashima, E. Yoshida, S. Kinouchi, M. Suga, F. Nishikido, N. Inadama, H. Murayama, T. Yamaya, "Real-time imaging system for a small OpenPET prototype," Conf. Rec. 2010 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., M19-35 (2010/10/30-11/6@Knoxville).
- [14] F. Nishikido, T. Mitsuhashi, N. Inadama, T. Inaniwa, S. Satoh, H. Tashima, E. Yoshida, H. Murayama, T. Yamaya, "Performance evaluation of an OpenPET detector for heavy ion therapy under actual in-beam condition," Conf. Rec. 2010 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., M19-75 (2010/10/30-11/6@Knoxville).
- [15] Y. Sato, H. Murayama, K. Oda, F. Nishikido, E. Yoshida, T. Sato, T. Hasegawa, N. Inadama, T. Yamaya, T. Yamada, Y. Unno, A. Yunoki, "Examination of the standardization method for 22Na sealed point sources under several measurement conditions," Conf. Rec. 2010 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imag. Conf., N18-182(2010/10/30-11/6@Knoxville).
- [16] T. Hasegawa, K. Oda, Y. Sato, Y. Wada, T. Yamada, E. Yoshida, H. Murayama, K. Saito, T. Takeda, T. Kikuch, "New Calibration and Evaluation Method for PET Scanners using Point-like Radioactive Sources", 2010 IEEE Nuc. Sci. Sympo. & Med. Imag. Conf, M14-333, Knoxville, USA, Oct. 31 - Nov. 6, 2010.
- [17] 岡部幸夫,山谷泰賀,吉田英治,錦戸文彦,河地有木,菅幹生,"コンプトンカメラにおける逐次近似画像再構成 法の実装に関する検討,"電子情報通信学会技術研究報告,Vol.109,No.407,pp.47-51,2010.(2010/1/28-29,沖縄)
- [18] 木内尚子,山谷泰賀,吉田英治,菅幹生,"リストモード PET 画像再構成の GPU 高速実装法の基礎的検討,"電子 情報通信学会技術研究報告, Vol.109, No. 407, pp. 57-60, 2010. (2010/1/28-29, 沖縄)
- [19] 田島英朗,小尾高史,吉田英治,山谷泰賀,山口雅浩,大山永昭,"コールドスポットファントムを用いた DOI-PET の分解能評価の検討,"電子情報通信学会 2010 年総合大会, D-16-6, 2010/3/19
- [20] 稲玉直子,村山秀雄,錦戸文彦,吉田英治,矢崎祐次郎,長田拓人,三橋隆之,山谷泰賀,"PET 用検出器における 8 層 DOI 検出法,"第 57 回応用物理学関連連合講演会講演予稿集, p. 01-017, 2010. (19a-G-8, 2010/3/19 @ 東海大学)
- [21] 錦戸文彦, 矢崎祐次郎, 三橋隆之, 稲玉直子, 吉田英治, 村山秀雄, 山谷泰賀, "MPPC アレイを用いた光分配型 4 層 DOI-PET 検出器の開発," 第 57 回応用物理学関連連合講演会講演予稿集, p. 01-018, 2010. (19a-G-9, 2010/3/19 @東海大学)
- [22] 長田拓人,稲玉直子,津田倫明,吉田英治,錦戸文彦,河合秀幸,村山秀雄,山谷泰賀,"非アレイ型結晶のP ET用検出器における光学特性の最適化,"第 57 回応用物理学関連連合講演会講演予稿集, p. 01-019, 2010. (19a-G-10, 2010/3/19 @東海大学)
- [23] 矢崎祐次郎,稲玉直子,錦戸文彦,三橋隆之,河合秀幸,森谷隆広,渡辺光男,山下貴司,吉田英治,村山秀 雄,山谷泰賀, "MPPC を用いた多面検出型 DOI PET 検出器の開発,"第57回応用物理学関連連合講演会講演予 稿集, p. 01-020, 2010. (19a-G-11, 2010/3/19 @東海大学)
- [24] 錦戸文彦, 矢崎祐次郎, 長田拓人, 吉田英治, 稲玉直子, 稲庭拓, 佐藤眞二, 村山秀雄, 山谷泰賀, "重粒子線 治療モニタリング用 OpenPET 検出器の炭素線照射下での応答,"第57回応用物理学関連連合講演会講演予稿集, p. 01-068, 2010. (17p-G-17, 2010/3/19 @東海大学)
- [25] 中島靖紀, 鶴田有樹, 佐藤眞二, 稲庭拓, 吉田英治, 山谷泰賀, SIHVER Lembit, 河野俊之, "重粒子線の自己放射 化を利用した 3 次元照射野推定のアプローチ," 医学物理, 第 30 巻, Sup. 2, pp. 89-90, 2010. (第 99 回日本医学物 理学会学術大会, 2010/4/9, 横浜)
- [26] 山谷泰賀,吉田英治,錦戸文彦,稲玉直子,村山秀雄,佐藤眞二,稲庭拓,三橋隆之,田久創大,木内尚子,菅幹 生, "OpenPET によるがん診断治療融合コンセプトの提案と小型実証実験装置の設計,"医学物理,第30巻,Sup.

2, pp. 229-230, 2010. (第 99 回日本医学物理学会学術大会, 2010/4/10, 横浜)

- [27] 錦戸文彦, 矢崎祐次郎, 長田拓人, 稲玉直子, 稲庭拓, 佐藤眞二, 吉田英治, 村山秀雄, 山谷泰賀, "炭素線照射下 で計測可能なインビーム用 OpenPET 検出器の開発," 医学物理, 第 30 巻, Sup. 2, pp. 231-232, 2010. (第 99 回日本 医学物理学会学術大会, 2010/4/10, 横浜)
- [28] 三好裕司,木内尚子,山谷泰賀,錦戸文彦,吉田英治,村山秀雄,菅幹生, "OpenPET 画像再構成対応の要素別感 度補正法の評価," 医学物理,第 30 巻, Sup. 2, pp. 361-362, 2010. (第 99 回日本医学物理学会学術大会, 2010/4/11, 横浜)
- [29] 勝沼隆幸,山谷泰賀,村山秀雄,工藤博幸,小尾高史,木内尚子,菅幹生, "OpenPET 画像再構成における周波数 欠損の解析," 医学物理, 第 30 巻, Sup. 2, pp. 363-364, 2010. (第 99 回日本医学物理学会学術大会, 2010/4/11, 横浜)
- [30] 木内尚子,山谷泰賀,吉田英治,菅幹生, "GPU によるリストモード PET 画像再構成におけるシステムモデルの 最適化," 医学物理,第30巻, Sup. 2, pp. 365-366, 2010. (第99回日本医学物理学会学術大会, 2010/4/11,横浜)
- [31] 三橋隆之, 矢崎祐次郎, 稲玉直子, 錦戸文彦, 吉田英治, 村山秀雄, 河合秀幸, 菅幹生, 澁谷憲悟, 羽石秀昭, 渡辺光男, 山谷泰賀, "PET 用 3 次元放射線検出器クリスタルキューブの開発:3mm 等方分解能の実証," 医学物理, 第 30 巻, Sup. 2, pp. 367-368, 2010. (第 99 回日本医学物理学会学術大会, 2010/4/11, 横浜)
- [32] 横山貴弘, 矢崎祐次郎, 三橋隆之, 錦戸文彦, 稲玉直子, 吉田英治, 村山秀雄, 山谷泰賀, 菅幹生, "PET 用 3 次元 放射線検出器クリスタルキューブの開発:最尤推定を用いた位置弁別アルゴリズムの検討," 医学物理, 第 30 巻, Sup. 2, pp. 369-370, 2010. (第 99 回日本医学物理学会学術大会, 2010/4/11, 横浜)
- [33] 稲玉直子,村山秀雄,錦戸文彦,澁谷憲悟,吉田英治,矢崎祐次郎,長田拓人,三橋隆之,田久創大,山谷泰賀, "PET 検出器における三角柱状シンチレーション結晶を用いた 8 層 DOI 検出法,"医学物理,第 30 巻, Sup. 2, pp. 371-372, 2010. (第 99 回日本医学物理学会学術大会, 2010/4/11, 横浜)
- [34] 吉田英治,山谷泰賀,錦戸文彦,稲玉直子,村山秀雄,"全身同時撮像型 PET 装置の実現に向けた同時計数判定手 法の検討," 医学物理,第 30 巻, Sup. 2, pp. 373-374, 2010. (第 99 回日本医学物理学会学術大会, 2010/4/11,横浜)
- [35] 長谷川智之,織田圭一,和田康弘,佐藤泰,吉田英治,村山秀雄,山田崇裕,菊池敬,斎藤京子,武田徹:点状線源 を用いた PET 装置の定量性評価・校正法の開発:進捗状況報告、第99回日本医学物理学会大会、横浜、2010.4.11
- [36] 佐藤泰,村山秀雄,織田圭一,吉田英治,錦戸文彦,佐藤友彦,山田崇裕,長谷川智之,海野泰裕,柚木彰:PET 装置校正用点線源の線源校正における検出器―線源間距離の影響、第 99 回日本医学物理学会大会、横浜、 2010.4.11
- [37] 山谷泰賀,吉田英治,木内尚子,菅幹生,錦戸文彦,稲玉直子,村山秀雄,辻厚至,国領大介,青木伊知男,稲庭 拓,"コンセプト実証のための小動物用 OpenPET 試作機の開発,"日本分子イメージング学会機関紙, Vol. 3, No. 2, p. 130, 2010 (日本分子イメージング学会第5回総会・学術集会, P8-6, 2010/5/23@大津)
- [38] 稲玉直子,三橋隆之,錦戸文彦,吉田英治,村山秀雄,菅幹生,澁谷憲悟,羽石秀昭,渡辺光男,山谷泰賀,"次世代 PET 検出器クリスタルキューブの開発,"日本分子イメージング学会機関紙, Vol. 3, No. 2, p. 40, 2010 (日本分子イメージング学会第5回総会・学術集会, O1-1, 2010/5/22@大津)
- [39] 木内尚子,山谷泰賀,吉田英治,菅幹生,"OpenPET 実証実験機における高速かつ高精度な GPU 画像再構成 手法の評価,"第 29 回日本医用画像工学会大会予稿集, OP2-4, 2010/7/30 (東海大学伊勢原キャンパス)
- [40] 横山貴弘, 三橋隆之, 錦戸文彦, 稲玉直子, 吉田英治, 村山秀雄, 山谷泰賀, 菅幹生, "次世代 PET 検出 器「クリスタルキューブ」の位置演算における情報取捨選択法,"第29回日本医用画像工学会大会予稿集, OP2-8, 2010/7/30 (東海大学伊勢原キャンパス)
- [41] 山谷泰賀,吉田英治,田島英朗,木内尚子,菅幹生,羽石秀昭,錦戸文彦,稲玉直子,脇坂秀克,三橋隆之,辻厚 至,國領大介,青木伊知男,佐藤眞二,稲庭拓,村山秀雄,"小型 OpenPET の試作と開放イメージングのコンセプ ト実証,"第71回応用物理学会学術講演会,15a-J-9,2010/9/15 (長崎大学).
- [42] 吉田英治, 錦戸文彦, 田島英朗, 稲玉直子, 村山秀雄, 山谷泰賀, "小型 OpenPET 試作機の性能評価,"第71回応用 物理学会学術講演会, 15a-J-10, 2010/9/15 (長崎大学).
- [43] 三橋隆之,稲玉直子,錦戸文彦,吉田英治,村山秀雄,河合秀幸,菅幹生,羽石英昭,澁谷憲悟,渡辺光男,山谷 泰賀, "MPPC を用いた次世代 DOI-PET 検出器クリスタルキューブの高解像度化,"第71回応用物理学会学術講 演会,16p-L-13,2010/9/16 (長崎大学).
- [44] 稲玉直子, 三橋隆之, 村山秀雄, 錦戸文彦, 吉田英治, 田島英朗, 菅幹生, 渡辺光男, 山谷泰賀, "DOI-PET 検出器 クリスタルキューブの大面積化の検討,"第71回応用物理学会学術講演会, 16p-L-14, 2010/9/16 (長崎大学).
- [45] 吉田英治, 木内尚子, 稲庭拓, 佐藤眞二, 中島靖紀, 田島英朗, 錦戸文彦, 稲玉直子, 村山秀雄, 山谷泰賀, "小型 OpenPET 試作機の開発と重粒子線照射野イメージングの実証," 医学物理, 第 30 巻, Sup. 5, pp. 197-198, 2010/9/24.
- [46] 中島靖紀, 鶴田有樹, 佐藤眞二, 稲庭拓, 吉田英治, 山谷泰賀, Sihver Lembit, 河野俊之, "自己放射化を利用した3 次元線量分布推定における推定精度," 医学物理, 第 30 巻, Sup. 5, pp. 203-204, 2010/9/24.
- [47] 中島靖紀, 鶴田有樹, 佐藤眞二, 稲庭拓, 吉田英治, 山谷泰賀, Sihver Lembit, 河野俊之, "自己放射化を利用した3 次元線量分布を推定する方法の検証実験," 医学物理, 第 30 巻, Sup. 5, pp. 205-206, 2010/9/24.

- [48] 木内尚子,山谷泰賀,吉田英治,田島英朗,工藤博幸,菅幹生,"リアルタイム OpenPET 装置の実現に向けたリ ストモード DRAMA 画像再構成手法の高速実装,"医学物理,第 30 巻, Sup. 5, pp. 263-264, 2010/9/24.
- [49] 横山貴弘, 稲玉直子, 三橋隆之, 錦戸文彦, 吉田英治, 村山秀雄, 山谷泰賀, 菅幹生, "次世代 PET 検出器クリスタ ルキューブのための最尤推定に基づく位置演算法の開発," 医学物理, 第 30 巻, Sup. 5, pp. 265-266, 2010/9/24.
- [50] 錦戸文彦, 三橋隆之、稲玉直子, 吉田英治, 村山秀雄, 山谷泰賀, "Multi-pixel photon counter を用いた光分配型小 動物 PET 検出器の性能評価," 医学物理, 第 30 巻, Sup. 5, pp. 269-270, 2010/9/24.
- [51] 桝田清史,吉田英治,山谷泰賀,菅幹生,"PET 装置における高感度計測のための装置形状に関する基礎的検討," 医学物理,第 30 巻, Sup. 5, pp. 271-272, 2010/9/24.
- [52] 稲玉直子,三橋隆之,村山秀雄,錦戸文彦,吉田英治,田島英朗,菅幹生,羽石秀昭,渡辺光男,山谷泰賀,"1mm 等方分解能をもつ次世代 DOI-PET 検出器クリスタルキューブの開発,"核医学,第47巻,第3号, S250, 2010 (第 50回日本核医学会学術総会 JSNM-OT VII 0102@大宮, 2010/11/13)
- [53] 山谷泰賀,吉田英治,田島英朗,木内尚子,菅幹生,羽石秀昭,吉川京燦,錦戸文彦,稲玉直子,辻厚至,村山秀雄,"小型 OpenPET の試作(1) 開放イメージングのコンセプト実証,"核医学,第47巻,第3号,S250,2010 (第50回日本核医学会学術総会 JSNM-OT VII 0103@大宮,2010/11/13)
- [54] 吉田英治, 錦戸文彦, 稲玉直子, 村山秀雄, 山谷泰賀, "小型 OpenPET の試作(2) ハードウェア詳細," 核医学, 第 47巻, 第3号, S250, 2010 (第50回日本核医学会学術総会 JSNM-OT VII 0104@大宮, 2010/11/13)
- [55] 田島英朗,木内尚子,吉田英治,錦戸文彦,稲玉直子,村山秀雄,山谷泰賀,"小型OpenPETの試作(3) リアルタイ ムイメージングシステムの開発,"核医学,第47巻,第3号,S250,2010(第50回日本核医学会学術総会JSNM-OT VII 0105@大宮,2010/11/13)
- [56] 長谷川智之,織田圭一,和田康弘,佐藤泰,山田崇裕,吉田英治,村山秀雄,斎藤京子,武田徹,菊池敬:点状線源 を用いた PET 装置の新しい定量性補正・評価法、第 50 回日本核医学会学術総会、埼玉、大宮、2010.11.11

3. プロシーディング・学会発表(招待講演)(14)

- [1] 村山秀雄, "PET 装置開発研究の醍醐味,"研究会「放射線検出器とその応用」(第24回)特別講演, 2010/1/27, 高 エネルギー加速器研究機構
- [2] 山谷泰賀, "最先端画像再構成法の理論と実際 -PET での実装を中心に-,"第66回日本放射線技術学会総会学術 大会シンポジウム2「PET 及び PET/CT における画像再構成法の特徴と問題」, 2010/4/10@横浜
- [3] 山谷泰賀, "Imaging simulations of an "OpenPET" geometry with shifting detector rings," RPT 誌優秀論文土井賞受賞 講演, 2010/4/11@横浜.
- [4] Taiga Yamaya, "Recent Development in Technologies for the Next Generation PET in Japan," The 3rd International Workshop on Hybrid Molecular Imaging Technology (HMIT), 2010/5/20@Yonsei University Wonju Campus, Korea (invited).
- [5] Taiga Yamaya, "Development of component technologies and a prototype for the OpenPET," NIRS International Symposium on Radiation Life Sciences, 2010/6/11@NIRS.
- [6] Taiga Yamaya, "Next generation positron emission tomography (PET) for molecular imaging," The 4th Yamada Symposium on Advanced Photons and Science Evolution (APSE) 2010, p. 61, 2010/6/18@Osaka (invited)
- [7] 山谷泰賀, "新たな展開を切り拓く次世代 PET 装置の研究開発," 第 29 回日本医用画像工学会大会予稿集, TS2-4(教育講演), 2010/7/31 (東海大学伊勢原キャンパス)
- [8] Taiga Yamaya and Taku Inaniwa, "OpenPET (1): A new geometry enabling PET imaging during radiation therapy," Proceedings of Japanese-European Joint Symposium on Ion Cancer Therapy and NIRS-KI Joint Symposium on Ion-Radiation Sciences, pp. 129-133, 2010/9/10 (Stockholm)
- [9] Eiji Yoshida, Shoko Kinouchi, Taku Inaniwa, Shinji Sato, Yasunori Nakajima, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, Naoko Inadama, Hideo Murayama, Taiga Yamaya, "OpenPET(2): Development of a small prototype for a proof-of-concept," Proceedings of Japanese-European Joint Symposium on Ion Cancer Therapy and NIRS-KI Joint Symposium on Ion-Radiation Sciences, pp. 134-140, 2010/9/10 (Stockholm)
- [10] 村山秀雄, "最近の日本における核医学物理の展開," 医学物理,第 30 巻, Sup. 5, pp. 24-25, 2010/9/24. (日本医学物 理学会第 100 回学術大会『核医学装置の発展と未来への展望』指定口頭発表)
- [11] 山谷泰賀, "核医学物理の目指す未来," 医学物理, 第 30 巻, Sup. 5, pp. 26-27, 2010/9/24. (日本医学物理学会第 100 回学術大会『核医学装置の発展と未来への展望』指定口頭発表)
- [12] 山谷泰賀, 渡部浩司, "若手研究者による分子イメージング工学への提言," 核医学, 第47巻, 第3号, 897, 2010 (第50回日本核医学会学術総会 シンポジウム 3@大宮, 2010/11/11)
- [13] 吉田英治: PET 装置のさらなる高感度化に向けた戦略、若手研究者による分子イメージング工学への提言(シンポジウム3)、第 50 回日本核医学学術大会、大宮、Nov. 11, 2010.
- [14] 佐藤泰, 稲玉直子, 村山秀雄, 山谷泰賀, 長谷川智之, 山田崇裕, 織田圭一, 吉田英治, 錦戸文彦, 佐藤友彦, 海

野泰裕, 柚木彰, "放射能の絶対測定と PET 装置の放射能校正," 核医学, 第47巻, 第3号, S124, 2010 (第50回日本核医学会学術総会シンポジウム 7@大宮, 2010/11/13)

4. 特許出願(11)

- [1] 稲玉直子,村山秀雄, 澁谷憲悟,山谷泰賀, 菅幹生,羽石秀昭, 渡辺光男, "放射線位置検出器の位置演算方法及び装置," 特願 2010-012616 (2010 年 1 月 22 日出願).
- [2] 山谷泰賀,小畠隆行,"PET/MRI装置、PET装置及び画像再構成システム,"特願 2010-052389 (2010 年 3 月 9 日出願).
- [3] 吉田英治、山谷泰賀, "PET装置における同時計数判定方法及び装置", 国際出願番号: PCT/JP2010/055185 (国際出願日: 2010年3月25日).
- [4] 山谷泰賀,吉田英治,"核医学イメージング装置の画像化方法、システム、核医学イメージグシステム及び放射線 治療制御システム,"PCT/JP2010/055733 (国際出願日:2010年3月30日).
- [5] 稲玉直子, 村山秀雄, 山谷泰賀, 渡辺光男, 森谷隆広, 福満憲志, 大村知秀, "放射線検出器、及び、その検出位置 特定方法," PCT/JP2010/055588 (国際出願日: 2010年3月29日)
- [6] 吉田英治、山谷泰賀, "PET装置における同時計数判定方法及び装置,"PCT/JP2010/056254 (国際出願日: 2010 年4月6日).
- [7] 山谷泰賀, "近接撮影型PET装置およびシステム," PCT/JP2010/056402, (国際出願日: 2010年4月8日)
- [8] 佐藤泰,村山秀雄,長谷川智之,ほか:液体シンチレーションによる放射能絶対測定方法、および、放射能測定 装置の校正方法,2010年8月25日出願,出願番号 特願2010-188118号.
- [9] 山谷泰賀,錦戸文彦,小畠隆行,菅幹生, 齊藤一幸, ほか, "PET/MRI 一体型装置," 出願番号: PCT/JP2010/068810, 出 願日 : 2010 年 10 月 25 日
- [10] 菅野巌, 小畠隆行, 山谷泰賀, ほか, "PET-MRI 装置," 特願 2010-245605 (2010/11/1 出願)
- [11] 小畠隆行,山谷泰賀,菅野巌,ほか,"PET-MRI 装置," 特願 2010-245606 (2010/11/1 出願)

5. 特許登録(2)

- Kengo Shibuya, Tomoaki Tsuda, Fumihiko Nishikido, Naoko Inadama, Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, Hideo Murayama, "POSITIRON EMISSION TOMOGRAPHY SCANNER AND RADIATION DETECTOR," US 7,671,339 B2 (Mar. 2, 2010).
- [2] 特許登録: 村山秀雄, 稲玉直子, 奥山敦: シンチレータの組立方法, 2010 年 4 月 30 日登録, 特許 第 4500922 号.

6. 著書・総説(3)

- [1] 山谷泰賀, "最先端 PET 装置の開発研究," BIO Clinica, Vol. 25, No. 9, pp. 30-34, 2010/8.
- [2] 山谷泰賀, "次世代 PET 装置の開発動向 3)DOI 検出器の開発と OpenPET への展開," INNERVISION, 第 25 巻, 第 12 号, pp. 47-50, 2010/12.
- [3] 総説: 村山秀雄,吉川京燦:総論: PET の計測原理と臨床応用の現状,臨床外科, 61(2), pp.178-185, 2010.

7. 研究会・研究報告書(6)

- [1] 山谷泰賀, ほか, "平成 21 年度次世代 PET 研究会講演会資料," 2010/1/25, 放医研.
- [2] 三好裕司,木内尚子,山谷泰賀,錦戸文彦,吉田英治,村山秀雄,菅幹生,"近接撮影型 DOI-PET 装置の画像再構成 における要素別感度補正法の評価三好,"千葉大学フロンティアメディカル工学研究開発センター第8回シンポ ジウム ポスター講演要旨集,2010/2/19 (千葉大学).
- [3] 山谷泰賀, 編, "平成 21 年度次世代 PET 研究報告書," NIRS-R-61, ISBN 978-4-938987-63-3, 2010/3/20.
- [4] 錦戸文彦, 矢崎祐次郎, 長田拓人, 稲庭拓, 佐藤眞二, 稲玉直子, 中島靖紀, 吉田英治, 山谷泰賀, 村山秀雄, "OpenPET 用ガンマ線検出器の重粒子線照射環境での性能の基礎研究," 平成 21 年度放射線医学総合研究所 重 粒子線がん治療装置等共同利用研究報告書, pp. 241-243, 2010.
- [5] 中島靖紀, 鶴田有樹, 佐藤眞二, 稲庭拓, 吉田英治, 山谷泰賀, 河野俊之, "核破砕反応により生成される陽電子 崩壊核を利用した照射野確認システムに関する研究," 平成 21 年度放射線医学総合研究所 重粒子線がん治療装 置等共同利用研究報告書, pp. 250-252, 2010.
- [6] 山谷泰賀, ほか"平成 22 年度次世代 PET 研究会資料集," 2010/7/26, 放医研

8. 表彰(3)

[1] 山谷泰賀, 稲庭拓, 森慎一郎, 古川卓司, 蓑原伸一, 吉田英治, 錦戸文彦, 渋谷憲悟, 稲玉直子, 村山秀雄, RPT 誌 優秀論文土井賞受賞(核医学/MR 分野), 2010/4/11. (受賞論文は、"Imaging simulations of an "OpenPET" geometry

with shifting detector rings," Radiological Physics and Technology Vol. 2, No. 1).

- [2] 山谷泰賀, 2010 年久田賞(日本核医学会機関誌論文賞)金賞受賞, 2010/11/11. (受賞対象論文は、Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Chie Toramatsu, Mayumi Nishimura, Yoshiya Shimada, Naoko Inadama, Kengo Shibuya, Fumihiko Nishikido and Hideo Murayama, "Preliminary study on potential of the jPET-D4 human brain scanner for small animal imaging," Annals of Nuclear Medicine, Vol. 23, pp. 183-190, 2009.)
- [3] 山谷泰賀, 第7回日本核医学会研究奨励賞最優秀賞受賞, 2010/11/11. (受賞対象論文は、Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Takashi Obi, Hiroshi Ito, Kyosan Yoshikawa and Hideo Murayama, "First human brain imaging by the jPET-D4 prototype with a pre-computed system matrix," IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 55, no. 5, pp. 2482-2492, Oct. 2008.)

9. 研究資金

・外部資金

- [1] 山谷泰賀, 工藤博幸, 菅幹生, 羽石秀昭, 稲玉直子, 吉田英治, 錦戸文彦, 小畠隆行, 辻厚至, 稲庭拓, 吉川京燦, 河合秀幸, 小尾高史, "診断と治療の融合に向けた開放型リアルタイム PET 装置の基礎的・実証的研究,"平成 22 年度科学研究費補助金 基盤研究(A) 課題番号 22240065 (直接経費 2,130 万円)
- [2] 山谷泰賀,"がん超早期診断・治療機器の総合研究開発/超早期高精度診断システムの研究開発:画像診断システムの研究開発/高機能画像診断機器の研究開発(マルチモダリティ対応フレキシブルPET),"新エネルギー産業技術総合開発機構(NEDO)・島津製作所共同研究(島津製作所より委託) (直接経費1,045.5万円)
- [3] 山谷泰賀(研究代表者),菅幹生,澁谷憲悟,羽石秀昭,渡辺光男,"革新的PET用3次元放射線検出器の開発,"先端計測分析技術・機器開発事業(要素技術プログラム)(元委託者:独立行政法人科学技術振興機構(H21/10-H24/3)(H22開発費:放医研直接経費330万/全体直接経費3,000万円).
- [4] 稲玉直子: 若手研究(B)「結晶形状の工夫による DOI-PET 検出器の検出器の高性能化の研究」(直接経費 180 万円)
- [5] 村山秀雄、吉田英治、錦戸文彦:基盤研究(C)「新たな放射能絶対測定法を用いた PET 装置の定量性向上に関す る研究」(研究代表者:佐藤泰(産業技術総合研究所))(分担直接経費11万円)

理事長裁量経費(所内競争的資金)

- [6] 山谷泰賀(研究代表者),吉田英治,錦戸文彦,稲玉直子,田島英朗,木内尚子,三橋隆之,稲庭拓,佐藤眞二,森慎 一郎,古川卓司,蓑原伸一,野田耕司,吉川京燦,樋口真人,辻厚至,小泉満,国領大介,青木伊知男,"OpenPET: 小型試作機開発とコンセプト実証実験,"平成22年度理事長裁量経費創成的研究採用課題(直接経費 1495 万円)
- [7] 錦戸文彦: 萌芽的研究「MRI 同時計測が可能な RF コイルー体型 PET 装置の提案と基礎実験」(直接経費 186.2 万円)

10. 講義、講演(2)

- [1] 山谷泰賀, "OpenPET プロジェクトの進捗と今後," 2010 年度分子イメージング研究センター「研究成果報告会」, 2010/10/26(放医研)
- [2] 山谷泰賀, "First human brain imaging by the jPET-D4 prototype with a pre-computed system matrix,"核医学,第47卷, 第3号,2010(第50回日本核医学会学術総会 日本核医学会研究奨励賞論文発表@大宫,2010/11/11)

11. 新聞発表・TV放送・広報など(5)

- [1] 山谷泰賀, "放医研による次世代の PET 装置の開発研究", 2010 年 4 月 7 日開催「放医研ダイアログセミナー: 放 射線科学のこれからを考える」にて、ポスター発表
- [2] "山谷泰賀氏が土井賞(核医学/MR分野)を受賞,"放医研 NEWS, No. 162, 05, p. 5, 2010/5.
- [3] 山谷泰賀,"中川正春文部科学副大臣放医研ご視察"対応,2010/7/21(放医研プレスリリースおよび文教ニュース に掲載あり)
- [4] 山谷泰賀, "次世代の PET 装置の開発", 千葉エリア産学官連携オープンフォーラム 2010 出展, 2010/9/14 (千葉大学).
- [5] 山谷泰賀, "次世代 PET 装置開発," イノベーション・ジャパン 2010-大学見本市出展, 2010/9/29-10/1 (東京国際 フォーラム)

12. その他

- [1] 平成 21 年度次世代 PET 研究会講演会(2010/1/25, 放医研)を企画・開催 (参加者 108 名、うち所外 84 名)
- [2] 平成 22 年度次世代 PET 研究会(2009/7/26, 放医研)を企画・開催 (参加者 78 名、うち所外 47 名)
- [3] 見学対応 16 件 (2010/1/6 文部科学省研究振興局研究振興戦略官付先端医科学研究企画官御一行, 2010/4/15 Jülich Research Centre 理事 Prof. Sebastian Schmidt 氏ご一行, 2010/6/11 RRP/DCTD National Cancer Institute Bhadrasain

Vikram 氏ご一行, 2010/6/23 文部科学省独立行政法人評価委員会青木昭明氏ご一行, 2010/7/6 文部科学省研究振興 戦略官付補佐齋藤ちひろ氏, 2010/8/24 文部科学省大臣官房審議官(研究振興局担当)戸渡速志氏ご一行, 2010/9/2 Lawrence Berkeley National Laboratory Dr. G. T. Gullberg 氏, 2010/10/26 岩手県議会議員三浦陽子氏ご一行, 2010/11/10 文部科学省研究振興局研究振興戦略官付 佐藤俊介氏 田尻英之氏, 2010/12/2 テキサス大学MDアン ダーソンがんセンターJuri G. Gelovani 氏, 2010/11/29 衆議院議員村井宗明氏, 2010/12/9 スリランカ National Cancer Institute Abeysinghe 氏, 他ポジトロジカ見学対応4件)

平成 22 年度次世代 PET 研究報告書	
平成 23 年 3 月 15 日刊行	
編 集	山谷 泰賀
発 行	独立行政法人 放射線医学総合研究所
郵便番号	263-8555
住 所	千葉県千葉市稲毛区穴川4丁目9番1号
連絡先	独立行政法人 放射線医学総合研究所
	企画部 広報課 知的財産室
	TEL: 043-206-3027 FAX: 043-206-4062
メールアドレス	chizai@nirs.go.jp
ホームページ	http://www.nirs.go.jp
印 刷	株式会社 さくら印刷

©2011 独立行政法人 放射線医学総合研究所

Printed in Japan ISBN 978-4-938987-72-5

ISBN 978-4-938987-72-5