NIRS-R-67

平成25年度 次世代PET研究報告書



平成26年3月

^{独立行政法人} 放射線医学総合研究所

まえがき

本報告書は、独立行政法人放射線医学総合研究所(放医研)を中心にして行っている次世代のPET装置の要素技術研究開発についてまとめた年次報告書です。2001年度から毎年発行しておりますが、これまでは毎年1月に開催してきた次世代PET研究会の予稿集を元にしてきました。

今回これまでと大きくことなるのは、次世代 PET 研究会を開催しなかったことです。その代わり、次世 代 PET 研究会の初の国際版の試みとして、NIRS Workshop on PET Imaging Physics and Applications (PIPA2013)を11月4日・5日にパシフィコ横浜にて開催しました。具体的には、PET 物理工学の代表的学 会である IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Science (NSS-MIC)が、初のアジア開催とし て、韓国ソウルで開催される機会に合わせて、サテライトワークショップとして開催しました。我々の活 動をもっと国際的に見えるようにすることが、我々の研究アクティビティをより高め、さらにはもっと世 界に貢献するために重要であろうと考えたからです。以上のことから、今年度は、元となるべき次世代 PET 研究会の予稿集がなかったため、放医研および共同研究による研究成果報告を中心にまとめました。

今後とも、次世代 PET 研究へのご支援、ご指導をよろしくお願いします。

末筆ながら、皆様のご健勝とご発展を心よりお祈りします。

平成26年(2014年)3月吉日 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 先端生体計測研究プログラム 生体イメージング技術開発研究チームリーダー 山谷泰賀

生体イメージ	ング技術開発研究チームの研究成果概要	山谷泰賀	1
第1章 OpenF	PET		
(1 - 1)	OpenPET プロジェクト概要	山谷泰賀	8
(1 - 2)	OpenPET 用検出器	稲玉直子、他	12
(1 - 3)	OpenPET 用 Front-end 回路	島添健次、他	16
(1 - 4)	炭素線照射場における OpenPET 検出器放射化に関する研究	新田宗孝、他	18
(1 - 5)	検出器信号処理及びデータ収集系	清水啓司	20
(1 - 6)	OpenPET 用シングル収集システムの性能評価	吉田英治、他	22
(1 - 7)	アキシャルシフト型シングルリング OpenPET の性能評価	吉田英治、他	24
(1 - 8)	RI ビーム照射と In-Beam PET を用いた線量分布の確認	中島靖紀、他	26
(1 - 9)	ウサギおよびラットの脳における Single ring OpenPET	平野祥之、他	28
	を用いた ¹¹ Cビーム照射直後の洗い出し速度の測定		
$(1 - 1 \ 0)$	¹¹ C 照射における生体組織の陽電子消滅γ線スペクトル	櫻井浩、他	29
$(1 - 1 \ 1)$	OpenPET における腫瘍トラッキング	品地哲弥、他	31
(1 - 1 2)	OpenPET を用いた腫瘍追跡のための ROI 再構成による	田島英朗、他	34
	計算量削減の検討		
(1 - 1 3)	マルチ GPU による OpenPET 画像再構成	二田晴彦、他	36
(1 - 1 4)	Dual-ring OpenPET における解析的画像再構成	石川輝一、他	38
(1 - 1 5)	TOF 情報を用いた OpenPET 画像再構成の検討	田島英朗、他	40
(1 - 1 6)	Proposal of A New OpenPET Based Simultaneous Whole-body	Yannan Yin、他	42
	PET/CT Geometry		
第2章 クリス・	タルキューブ		
(2-1)	クリスタルキューブ検出器	吉田英治、他	45
(2-2)	モノリシック板積層型 DOI 検出器に対する	権藤朱音、他	47
	光学シミュレーション		
(2-3)	板状シンチレータを用いた X'tal cube 検出器の高分解能化	稲玉直子、他	49
第3章 PET/N	MRI		
(3-1)	PFT/MRI プロジェクト概要	山谷泰智	53

(3-1)	PET/MRI プロジェクト概要	山谷泰賀	53
(3-2)	PET/MRI 用 DOI 検出器の半導体受光素子数およびライト	水島弘雅、他	54
	ガイド形状最適化に向けたシミュレーション		
(3 - 3)	デジタル SiPM を用いた 4 層 DOI 検出器の性能評価	吉田英治、他	56
(3-4)	コイル一体型 PET-MRI 用 4 層 DOI 検出器の	錦戸文彦、他	58
	MRI 測定中での性能評価		
(3-5)	デジタル F/E 開発	島添健次、他	60
(3-6)	PET/MRI 一体型検出器の開発:シールドボックスの渦電流	清水浩大、他	62
	による二次磁界の評価		
(3-7)	PET/MRI のためのセグメンテーション法とアトラス法	谷川明日香、他	64
	によるハイブリッド吸収補正法の提案		
(3 - 8)	定位固定放射線源と MR 画像を利用した PET のための	川口拓之、他	67
	ガンマ線減弱補正法		
第4章 その他			
			70

(4 - 1)	検出器間散乱を用いた DOI-PET 装置の高感度化手法の開発	吉田英治、	他	70
(4-2)	2mの体軸視野を有する全身一括撮像型 PET の基礎的検討	吉田英治、	他	72
(4 - 3)	あご検出器付ヘルメット型 PET 装置の提案	田島英朗、	他	74
(4-4)	NIRS Workshop on PET Imaging Physics and Applications (PIPA2013) 開催報告	山谷泰賀		76

生体イメージング技術開発研究チーム研究業績 2013

生体イメージング技術開発研究チームの研究成果概要

山谷泰賀 放医研・分子イメージング研究センター

生体イメージング技術開発研究チーム 2013(平成 25)年度データ

チームメンバー

チームリーダー 山谷泰賀 稲玉直子、吉田英治 主任研究員 錦戸文彦、中島靖紀 研究員 准技術員 脇坂秀克 学振特别研究員 田島英朗 博士研究員 平野祥之 大学院課程研究員 品地哲弥、新田宗孝 業務補助員 小畠 客員協力研究員 9名 7名 実習生 (チーム事務担当 大野)

共同研究契約(50音順、敬称略)

	共同研究先	テーマ		
1	筑波大学(榮 武二)	IVR 用リアルタイム被曝線量位置分布計測のための試作システム開発および		
	三樹工業株式会社	評価		
	産業医科大学(盛武 敬)			
2	浜松ホトニクス株式会社 中央研究所	次世代PET検出器および画像化技術に関する基礎的研究		
3	みずほ情報総研株式会社	GPUを用いたPET画像再構成手法の研究		

主な研究協力先(50音順、敬称略)

	共同研究先	テーマ(担当者)
1	小尾高史(東工大)	全身同時視野 PET の研究(D5 イスメット イスナイニ)
		PET/CT 画像再構成法の研究(D1 尹 雁南)
		OpenPET の解析的画像再構成法の研究(M2 石川輝一)
2	河合秀幸(千葉大理学研究科)	DOI 検出器の研究(M2 新田宗孝)
3	菅幹生(千葉大フロンティア医工学センタ	PET/MRI 吸収補正法の研究(M2 谷川明日香、重粒子 C 小畠 T 受入)
	—)	DOI 検出器のシミュレーション研究(M2 水島弘雅)
		シンチレータ内散乱線解析手法の研究(B4 篠原滉平)
		PET 検出器一体型 MRI コイルの研究(M1 清水浩大、重粒子 C 小畠 T 受入)
4	高橋浩之・島添健次(東大)	OpenPET 用放射線耐性 ASIC の研究ほか(D3 織田 忠, D1 中村 泰明)
5	羽石秀昭(千葉大フロンティア医工学セン	腫瘍トラッキング手法の研究(M2 品地哲弥)
	ター)	シンチレータ光学シミュレーション(M1 権藤朱音)

運営費交付金(人件費除く)(計 86,482 千円)

	予算名	金額
1	生体イメージング技術開発研究チーム分(人件費除く)	7,330 千円
2	OpenPET 実証機開発(人件費除く)	79,152 千円

外部資金(直接経費計 47,519 千円、うち外部分配額 12,250 千円) 敬称略、下線は代表者

	事業	課題名	直接/間接経費	チーム内メン	チーム外の共同研究者
			[千円]	バー	
1	JST	普及型・高精細PET/MRI	20,000/6,000	<u>山谷泰賀</u>	清水啓司(浜ホト)、井
	研究成果展開事業	ー体型装置の開発	(うち外部配分		上登美夫(横浜市大)、
	(先端計測分析技術・		7,500/2,250)		羽石秀昭·菅幹生(千
	機器開発プログラム)				葉大)、高橋浩之(東
					大)、小畠隆行(放医
					研)
2	科学研究費助成事業	OpenPETによる「その場」	17,100/5,130	山谷泰賀、	高橋浩之(東大)、羽石
	(科学研究費補助金)	がん治療イメージング手法の	(うち外部配分	吉田英治、	秀昭·菅幹生·河合秀
	(基盤研究(A))	研究	4,750/1,425)	稲玉直子、	幸·川平洋(千葉大)、
				錦戸文彦、	志田原美保(東北大)、
				平野祥之	伊藤浩、辻厚至、稲庭
					拓、小畠隆行(放医研)
3	NEDO/島津製作所	がん超早期診断・治療機器	2,544/254	山谷泰賀、	小畠隆行・伊藤浩・川
	(受託)	の総合研究開発高機能画		吉田英治、	口拓之(放医研)
		像診断機器の研究開発(マ		相玉直子、	
		ルチモダリティ対応フレキシ		錦戸文彦、	
		JUPET)		肠圾秀克、	
_	ᆁᄴᇳᇥᆂᆂᆇ		0.000 (000	平野件乙	
4	科字研究質切成事業	IVR 用リアルタイム被曝線重	2,000 / 600	<u> </u>	_ 盈武敏(座耒医科大)
		位直分布計測ンステムの開			
5	(基盤研究(0))		1 500 / 450	士口莱达	
5	付子研究負助成争未 (到受研究弗林明令)		1,500/ 450	百四央沿	—
		の思惑			
6		の開光 技医党ノメージング利労士	1 200 /0	山公车空	
0	「国間な法事業	後に関する第3回故医研い	1,200/ 0	山口水貝	_
	一回间又 瓜 爭未 (晉詳)				
7	<u>入文</u> 記/ 利学研究費助成事業	PFT 画像誘道放射線治療に	1 100 ⁄ 0	田自芷朗	
,	(科学研究費補助金)	ーー	1,1002 0	<u></u>	
	(学振特別研究員)	イメージング手法の開発			
8	科学研究費助成事業	重粒子線治療における昭射	1 000 / 300	平野祥之	
Ŭ	(科学研究費補助金)	領域可視化画像を用いた生	1,0007 000	<u> - 2111~</u>	
	(若手研究(B))	理機能定量測定に関する研			
		究			
9	科学研究費助成事業	半導体受光素子を用いるこ	600/180	稲玉直子	_
	(科学研究費補助金)	とによる高感度PET検出器			
	(基盤研究(C))	の大面積化の研究			
10	助成金	がん診断と放射線治療を融	475/25	山谷泰賀	_
	(堀場雅夫賞賞金)	合する開放型 PET イメージン			
		グ手法および装置の開発			

今年度の研究成果の概要

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も有望視されています。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す。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 で急増しましたが、未だその潜在能力を十分に活かしきれていません。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、次世代 PET 装置の研究開発は世界的な競争下にあります。

放医研では、生体イメージング技術開発研究チームを中心にして、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なるべく早く実現するために、次世代のPET装置および要素技術の研究開発を推進 しています。具体的には、世界に先駆けて実用化に成功した、分解能と感度を両立する DOI 検出器(3次 元放射線検出器)をコア技術とし、次世代 DOI 検出器「クリスタルキューブ」と新 PET コンセプト「OpenPET」 の研究開発を進めています。

OpenPET は、世界初となる開放型 PET です。これによって、たとえば PET で患部をイメージングしな がら放射線治療するなど、新しい診断・治療のかたちが期待されます。最初の発案から約3年間の基礎研 究を経て、放医研第三期中期計画(2011年度~2015年度)にて、ヒトサイズの実証機を開発するプロジェ クトがスタートしています。3年目となる今年度は、OpenPET実証機開発に向けた DOI 検出器モジュール の量産と並行して、OpenPET の応用拡大や精度向上に向けた新しいアイディアを創出しました。

クリスタルキューブは、理論限界に迫るPET分解能の実現を目指した、究極とも言えるDOI検出器です。 研究の5年目を迎える今年度は、世界最高の1mm等方分解能を持つクリスタルキューブ検出器を用いた超 高分解能PET装置を設計すると共に、この技術を独自PET/MRIに応用するプロジェクトを開始するなど、 PET診断の高度化に向けたPET装置の要素技術開発を進めました。



重点課題1 OpenPET

H25 年度計画	H25 年度成果
OpenPET 実証機開発に	OpenPET 実証機開発においてイメージング性能を決定付ける DOI 検出器モジュー
向けたデータ収集回路の	ルの開発については、シンチレータブロックと光電子増倍管を組み合わせるノウハウ
開発と検出器モジュール	を確立し、160個まで量産を行った。また、最大 200個の DOI 検出器に対応するデー
の量産(組み立て)を行	タ収集回路の基本設計を行い、開発委託した。
う。	平成 23 年度に特許出願した第二世代型 OpenPET である single-ring OpenPET につ
	いて、検出器が体軸方向に自在にシフト移動する新しいアイディアに基づく中型試作
	機を開発し、コンセプト実証を行った。一つの装置で通常 PET と OpenPET の切り替
	えが可能になり、OpenPET の応用が広がると期待される。

OpenPETの基礎研究

1. ゴール

治療「その場」PETイメージング

- 腫瘍のトラッキング(FDGなど) ٠
- 照射野可視化(粒子線治療のみ)

2. 先行例

- PETでの腫瘍トラッキングは前例なし ٠
- 開放型装置は2次元のみ、低感度
- 開放型PET「OpenPET®」の考案 (特許第4756425号、US8,594,404など多数)



3. 戦略(2つの世界初)



従来 (2D限定、低感度)







ウサギへ照射した重粒子線ビームの可視化に成功

OpenPET実証機の開発

ゴール 2016年3月までにヒトサイズOpenPET実証機を開発する

OpenPET用DOI検出器最適化

- シンチレータ:自己放射能のないGSOを採用 2.8x2.8x7.5mm³ (25万個)
- •
- PMT:新型の高感度タイプを採用(220本) フロントエンド回路:高ダイナミックレンジ化、耐放射線化、小型設計

スケーラブルデータ収集システム: シングルデータ収集・ソフトウェア同時計数式を採用



- 論文3本 (Yoshida NIMA, Hirano PMB, Hirano RPT),
- 外部資金4件(山谷1,710万円、田島110万円、平野100万円、山谷48万円) .
- 受賞3件(山谷丸文財団、山谷SNMポスター賞、田島JAMIT奨励賞) .
- 特許登録10件(JP7件、US3件) .

重点課題2 クリスタルキューブ

H25 年度計画	H25 年度成果
PET診断の高度化に向け	昨年度開発に成功した世界最高の 1mm 等方解像度をもつクリスタルキューブ検出
て、クリスタルキューブ検	器の応用を想定した PET 装置の計算機シミュレーションを行い、画像中心だけでなく
出器を応用した超高分解	視野部においても 1mm 以下の空間分解能が得られることを示した。
能 PET 装置を設計する。	

クリスタルキューブ検出器

クリスタルキューブ検出器

ゴール 世界最高分解能(1mm等方)の次世代DOI検出器の開発

新規性 ・PMT1面結合のDOI検出器から、半導体受光素子(MPPC)の多面結合へ ・シンチレータの外部からレーザ照射で光学的不連続面を形成する新技術



分解能[mm³] 4x4x30=**480**

 分解能[mm³]
 分解能[mm³]

 3x3x7=63
 1x1x1=1



クリスタルキューブ関係 H25成果

- 論文5本 (Hirano PMB, Yoshida JMIHI, Yoshida NIMA, Yoshida NIMA, Yoshida TNS)
- 外部資金1件(稲玉60万円)
- ・ 受賞1件(稲玉応物ポスター賞)
 ・ 特許登録1件(US)

その他特記事項(1)

.

次期 シーズ PET 計測の高度化に向けた要素技術やシステムの開発として、PET/MRI 装置の研究開発や 全身 PET に向けた要素技術開発、IVR 表面被ばく線量評価システムの開発を行った。

PET計測の高度化に向けた要素技術やシステムの開発

PET/MRI

1. 頭部用PET/MRI開発を開始 JST機器開発(H25-27) • 既存のMRIにアドオンできる PET付きヘッドコイルの新発想 (特許出願済) 試作検出器 (完成イメージ) 市販MRI装置 2. PET/MRI吸収補正法の開発 PET/MRI関係 H25成果 NEDO/島津製作所委託研究(H23-26) 論文2本(Nishikido NIMA, Kawaguchi NIMA) 外部資金1件(山谷2,000万円、山谷254万円) 全身PETに向けた要素技術開発 IVR表面被ばく線量評価システムの開発 可変 1 24cm視野モード 96cm視野モード H25成果 H25成果 論文1本(Yoshida TNS) 外部資金(錦戸200万円) • 外部資金(吉田150万円)

その他特記事項(2)

国際発信	•	核医学イメージング物理に関する放医研−ソウル大第2回国際 Workshop を4月25日にソウル
		にて共同開催し、70 名(日本 10 名、韓国 60 名)の参加を得て研究発表や討論を行った。
	•	PET 物理分野の世界的中心学会である IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging
		Conference (NSS-MIC)において、次世代要素技術などについて、学会全体で世界 6 位、全演
		題数の 1.2%を占める 20 件 (MIC 分野では世界 1 位の 17 件)の研究発表を行った (8 件の外部
		資金研究、6件の大学共同研究課題を含む)。
	•	2001 年から毎年開催してきた次世代 PET 研究会の初の国際版として、NIRS Workshop on PET
		Imaging Physics and Applications (PIPA2013)を11月4日・5日にパシフィコ横浜にて開催し、
		参加者 107 名(海外 24 名、日本 83 名)を得た。
	•	核医学イメージング物理に関する放医研−ソウル大第3回国際 Workshop を3月28日に放医
		研にて開催した(日本学術振興会二国間交流事業による実施)。
	•	ルートヴィヒ・マクシミリアン大学ミュンヘン Katia Parodi 教授(Chair)の招へい(日本学術振興会
		外国人招へい研究者(短期)による招へい、2014 年 3 日 6~3 月 29 日)



放医研-ソウル大第2回国際Workshop

PIPA2013

放医研-ソウル大第3回国際Workshop



Katia Parodi 教授(左から2番目)との共同実験の様子

第1章 OpenPET

(1-1) OpenPET プロジェクト概要

山谷泰賀 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

もし開放型の PET 装置が出来たら、PET の世界 はどのように変わるだろうか?1970 年代に、X 線 CT 装置に続いて PET 装置が登場して以来、PET 装 置の研究開発は、主に、高解像度化、高感度化、 実験小動物用など専用機化、PET と CT を合体させ た PET/CT、さらには PET と MRI を合体させた PET/MRI へと進められてきた。しかし、PET 装置 の開放化については誰も考えてこなかった。図 1 (a) に示すような対向ガンマカメラ型のポジトロ

ンイメージング装置[1]-[4]でも、もし消滅放射線の 飛行時間差(time-of-flight: TOF)情報を利用するこ とができれば、PET、すなわち断層イメージングを 行うことは原理的に可能であるが、現状の時間分 解能ではまだ道は遠いと言える[5]。これに対して 我々は、図1(b)に示すように、フルリングであ りながらも、物理的に開放された空間を3次元画 像化できる、世界初となる開放型 PET 装置 「OpenPET」の開発を行っている[6]。開放型 PET には、治療のその場 PET 計測のほか、検出器を増 やさずに測定視野を広げる応用も期待される。



図 1 ポジトロンイメージング装置(a)と開発する開 放型 PET 装置「OpenPET」(b)の比較



図2 重粒子線照射によってPMMAファントム中に 生じる陽電子放出核種の分布を計算したシミュレ ーション結果。290MeV/uの¹²Cビーム(a)を10⁷ pps の強度にて10秒間照射している間の陽電子放出核 の壊変数の分布(b)。(c)は、同条件で¹¹Cビームを 照射した結果。

2. PET による粒子線治療の照射野イメージング

がんを根絶し、かつ失われた機能回復を早める、 すなわち QOL(生活の質)を高めるがん治療方法 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 量を与える方法として、重粒子線がん治療など粒 子線がん治療の高度化が進められている[7]。しか し、治療計画作成から治療までの数週間の間に腫 瘍や周辺臓器の形状が変化してしまうリスクは否 定できず、治療から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検証する方法はな い。そこで、線量集中性の高い粒子線治療の能力 を最大限に引き出すために、PETを用いた照射野 イメージング法が注目されている。

PET 薬剤を事前投与する通常の PET 検査とは異なり、患者体内において、入射粒子と患者側標的

粒子の核破砕反応核を通じて生成される陽電子放 出核種を画像化する。ここでは、炭素(¹²C)イオ ンを加速させて照射する重粒子線治療について、 照射野イメージング法の原理を説明する。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される。一方、入射核破砕 反応では、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、その生成位置 や核種などに依存した飛程付近で停止する。

図 2 は、照射によって標的内部に生じる陽電子 放出核種を求めた計算機シミュレーション[8][9]の 例である。アクリル (PMMA) ファントムに、 290MeV/u の¹²C ペンシルビームを 10⁷ particle per sec (pps)の強度にて 10 秒間照射しながら、その 際中に PET 測定することを想定し、陽電子放出核 の照射中 10 秒間における壊変数の分布を核種別に 示している(図 2 (b))。¹¹C、¹⁰C、⁹C は、すべ て陽電子放出核種であり、半減期は、それぞれ約 20 分、約 19 秒、約 0.13 秒である。ピーク部分は 入射核破砕反応によるもの、ビーム上流側の土台 部分は、標的核破砕反応によるものである。また、 半減期約 2 分の陽電子放出核種の¹⁵O は、すべて標 的核破砕反応によって生成されたものである。

最終目的は、陽電子放出核種の分布(図2(b)) から、線量分布(図2(a))、特に線量ピーク(ブ ラッグピーク)位置を推定することであるが、2つ の課題を含んでいる。一つ目は、ピーク位置を含 め、両者の分布は理論的に一致しないこと、二つ 目は、生成される陽電子放出核種の放射能は通常 の PET 検査の 1/100 から 1/1000 とごく微量である ため、画像がノイズの影響を強く受けてしまう問 題である。この2 つの課題を踏まえたうえで、ス キャニング照射した標的中の線量分布を推定する 研究が行われている[8][10]が、もっとも理想的な解 決方法は、入射粒子自体を陽電子放出核種にして しまうことである。図 2 (c) は、入射粒子を ¹²C ではなく¹¹C にした場合の陽電子放出核種分布で ある。¹¹Cビーム照射においても核破砕反応で陽電 子放出核種が生成されるが、それらの分布よりも、 一次粒子の¹¹C 自体の分布がはるかに大きいため、 陽電子放出核種の分布そのものが、ビーム停止位 置とほぼ等しくなる。

なお、陽子線治療において利用できるのは、標 的核破砕反応によって生じる陽電子放出核種のみ である。陽子線治療における陽電子放出核種の画 像化については、[3][11]などをご覧頂きたい。

3. 科研費プロジェクト

今年度から3年間のプロジェクトとして、科学研究費助成事業(科学研究費補助金)(基盤研究(A)) 「OpenPET による「その場」がん治療イメージン グ手法の研究」を開始した。主な共同研究者は、 以下のとおりである。山谷泰賀・吉田英治・稲玉 直子・錦戸文彦・平野祥之(放医研)、高橋浩之 (東大)、羽石秀昭・菅幹生・河合秀幸・川平洋 (千葉大)、志田原美保(東北大)、伊藤浩、辻 厚至、稲庭拓、小畠隆行(放医研)。

初期アイディアの二重リング方式(2008年発表、 図 3(a))は、より治療イメージングに最適化された 単一リング型の第二世代 OpenPET へ進化した (2011年発表、図 3(b)) [12]。そこで本研究では、 第二世代 OpenPET の実現や発展に不可欠な革新的 要素技術を集約的に研究し、中型試作機を開発し て実証する。具体的には、まず第二世代 OpenPET の実証実験機を開発する。最大の特徴は、検出器 ユニットを独立して軸方向にスライドするように して、通常の PET と OpenPET を自在に切り替えら れるようにする点である。リング直径は 25cm にし て、ウサギ等の比較的大きな動物を測定できるよ うにする。並行して、第二世代 OpenPET に特化し た画像再構成手法の開発や、粒子線照射場での安 定性を高めるために必要な高性能放射線計測回路 の開発や放射化影響の対策など、可変型第二世代 OpenPET の要素技術開発を行う。また、OpenPET の応用を広げる技術として、腫瘍トラッキングシ ステムの開発や粒子線治療での「その場」がん性 状計測法の研究を行う。

4. 第二世代 OpenPET と小型実証実験機開発

リング状に並べた検出器の各々が体軸方向に独 立して動くようにした可変型の検出器配置の機能 を備えた小型試作機を開発した(図3(c))。可変機 構によって、通常のPET装置とOpenPETが同一装 置で実現できるようになるため、装置の応用範囲 が広がると考えた。開発装置では、GSO結晶とフ ラットパネル光電子増倍管 H8500 で構成される 4 層 DOI検出器を体軸方向に2つ並べたユニットを、 リング状に16 個配置した。ひとつの手動ハンドル によって、10 秒程度で変形できる。まずファント ム実験によって、どちらのモードでも同等の断層 像が得られることを確認した後(図3(d))、重粒子 線がん治療装置 HIMAC に持ち込みファントム実 験を行った結果、開発装置による照射野イメージ ング性能が実証された(図4)。

5. 将来展望

OpenPET の応用として、3つの構想を紹介する。 ・PET でみながらの放射線治療

小型試作機でのコンセプト実証実験の成功を受け、現在、2016年3月までにヒトサイズの OpenPET 実証機を開発するプロジェクトを進めている(科 学技術重要施策アクションプランとして運営費交 付金による実施)。これと平行して、FDG などの 注射を併用して、標的であるがん自体も同時に可 視化するトラッキング法の検討も行っている[13]。 これは特に、肺がんなど呼吸等で動くがんの治療 に有効であるが、その実現ためには、現在数分か かる画像処理時間をほぼ実時間にするという、大 きな壁を乗り越えなくてはいけない。治療ビーム の可視化は、重粒子線がん治療や陽子線がん治療 に限るが、標的の可視化は、X線など放射線がん 治療全般に応用可能な方法である。

・PET でみながらの外科治療

がんのトラッキングが現実のものになれば、 OpenPET は外科治療にも役立つと期待される。医師の被ばくの観点から見ると、ロボット治療との 組み合わせが最良であろう。

・創薬効率化

OpenPET は、PET 診断自体をも変えるポテンシ ャルを持つ。具体的には、二重リング方式の OpenPET のアイディアを拡張すれば、検出器数、 すなわちコストをむやみに増大することなく、一 度に計測できる視野を広げることができる。すな わち、20cm 程度に限られてきた体軸視野を、全身 サイズにまで拡張することができる。これが実現 すれば、これまで脳など局所に限定されてきた生 体機能の研究対象が全身に広がるほか、たとえば 新薬の開発過程において薬効に加えて副作用の診 断も同時に出来るなど、創薬の効率化にも貢献で きるだろう。

参考文献

- [1] Pawelke J, et al.: In-beam PET imaging for the control of heavy-ion tumour therapy, IEEE Trans. Nucl. Sci. 44, 1492–1498 (1997)
- [2] Iseki Y, et al.: Positron camera for range verification of heavy-ion radiotherapy, Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A 515, 840–849 (2003)
- [3] Nishio T, et al.: Dose-volume delivery guided

proton therapy using beam ON-LINE PET system, Med. Phys. 33, 4190–4197 (2006)

- [4] Kawachi K, et al. : Kinetic analysis of carbon-11-labeled carbon dioxide for studying photosynthesis in a leaf using positron emitting tracer imaging system, IEEE Trans. Nucl. Sci. 53, 2991-2997 (2006)
- [5] Surti S, Karp J S., : Design considerations for a limited angle, dedicated breast, TOF PET scanner, Phys. Med. Biol. 53, 2911–2921 (2008)
- [6] Yamaya T., et al.: A proposal of an open PET geometry, Phys. Med. Biol. 53, 757–773(2008)
- [7] Noda K., et al.: New accelerator facility for carbon-ion cancer-therapy, J. Radiat. Res. A 48, Sup., 43-54 (2007)
- [8] Inaniwa T., et al.: Quantitative comparison of suitability of various beams for range monitoring with induced β+ activity in hadron therapy, Phys. Med. Biol. 50, 1131-1145 (2005)
- [9] Sihver L., et al.: Total reaction and partial cross section calculations in proton-nucleus ($Zt \leq 26$) and nucleus-nucleus reactions (Zp and $Zt \leq 26$), Phys. Rev. C 47, 1225-1236 (1993)
- [10] Nakajima Y., et al.: Approach to 3D dose verification by utilizing autoactivation, Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. A 648, S119-121 (2011)
- [11] Nishio T., et al.: Experimental verification of proton beam monitoring in a human body by use of activity image of positron-emitting nuclei generated by nuclear fragmentation reaction, Radiol. Phys. Technol. 1, 44-54 (2008)
- [12] Tashima H, et al.: A single-ring OpenPET enabling PET imaging during radiotherapy, Phys. Med. Biol. 57, 4705-4718 (2012)
- [13] Tashima H, et al.: Real-time Imaging System for the OpenPET, IEEE Trans. Nucl. Sci. 59, 40-46 (2012)



図 3 OpenPET 開発の経緯、現状、今後。初期アイディア(a)は第二世代型へと進化(b)。今年度は通常 PET と OpenPET とを切り替えられるアイディアの具現化に成功した(c-d)。2016 年 3 月末までに、ヒトサイズ 実証実験機の完成を目指す。



図4HIMAC実験による原理実証結果。PMMAファントムに約10秒間のペンシルビーム照射で約2.5Gyの線量を与えた。二次粒子を描写している¹²Cビーム照射結果に比べ、¹¹Cビームでは粒子停止位置そのものが画像化されている。より半減期の短い¹⁰Cビームの場合、PET計測時間の大幅短縮の可能性が示された。

(1-2) OpenPET 用検出器

稲玉直子¹、新田宗孝^{2,1}、品地哲弥^{2,1}、山谷泰賀¹
 1 放射線医学総合研究所・分子イメージング研究センター
 2 千葉大学

1. はじめに

本報では、最終的に決定した OpenPET 用検出器の構造、結晶部の量産と性能評価について述べる。

2. 検出器の構造

OpenPET には 4 層 DOI 検出器を用いる。 4 層の 識別は、反射材挿入位置を工夫することによりシ ンチレーション光の分布を制御する方法を用いる [1]。以下に基礎研究[2]を経て決定した検出器の仕 様を示す。

シンチレータ

Zr 入り GSO (GSOZ) 1.0 mol% Ce dopant (日立化成社製)、 結晶素子サイズ: 2.8 mm×2.8 mm×7.5 mm、 表面状態:化学研磨 結晶素子16×16配列を4層分積層。 受光素子 64 channel flat panel PS-PMT (FP-PMT) Super Bialkali (SBA) タイプ (R10552-100-M64MOD, 浜松ホトニクス社製)、 Opening window : $52 \text{ mm} \times 52 \text{ mm}$ 感度有効エリア: 49 mm×49 mm、 Anode 間隔:約6mm。 反射材 Multilayer polymer mirrors (住友 3M 社製)、 反射率: 98%、 厚み: 0.065 mm、 光学接着剂 RTV ゴム(KE420、信越シリコン社製)、 屈折率 = 1.45。

シンチレータは自己発光のない GSOZ とした。 また、端の結晶素子の識別能の劣化を抑えるため、 当初の計画で 2.9 mm とした結晶素子のサイズを 2.8 mm に変更した。

図1に4層 DOI 識別法の原理を示す。図のように結晶素子配列から一部の反射材を抜くと、放射線の一様照射に対し受光素子信号の Anger 演算で得られる2次元 position histogram上で、反射材で囲まれた2×2結晶素子の応答は互いに近づく。図



の反射材配置では各層の応答の現れる位置は互い にずれるため、4層を重ねた結晶構造にしてもすべ ての応答は弁別可能となる。原理的には反射材で 囲まれた 2×2 結晶素子の応答の近づき方は一定で あるが(図 2 (a)(b))、PS-PMT の Anode 間隔が結 晶素子サイズに比べて大きい場合 PS-PMT 上の位 置に依存する。例えば、OpenPET 用検出器のよう に Anode 間隔が結晶素子サイズの約 2 倍である場 合、図 3 に示すように、2×2 結晶素子が 1 つの Anode の真上に位置する場合は応答が大きく近づ き(図 3 (a))、4 つの Anode にまたがる場合はあ まり近づかない(図 3 (b))。そのため、応答の配 置に図 3 (c) に示すような偏りがでる。

OpenPET 用結晶ブロックとして図1の構造で試 作したときの2次元 position histogram を図4に示 す。1層目の応答が近づきすぎて結晶識別能が劣化 している。この結果を参考に、応答の間隔を広げ たい個所の RTV 接着を接着なし(空気)とした。 これは GSOZ シンチレータとの屈折率の差を大き くしたことに相当する。最終的な OpenPET 用結晶 ブロックの各層の結晶素子間物質を図5に示す。



図2 結晶応答の現れる位置の原理

3. 結晶ブロックの量産



図4 2次元 position histogram (Anode 間隔が結晶素子の約2倍である場合)



図3 結晶応答の現れる位置の原理 (Anode 間隔が結晶素子の約2倍である場合)

検出器モジュールは、OpenPET 装置の検出器リ ングに組み入れる際にサイズの定まった金属の検 出器ケースに個々に入れることになる。そのため、 結晶ブロックは外寸の精度を保たなければならな い。

結晶ブロックの作成として、まず図5に示す構造で各層用の16×16結晶素子配列を作成した。 RTVゴムで接着した2×2結晶素子配列(図5、水色)と2×1結晶素子配列(図5、黄色)を準備し、



結晶素子単体(図5、桃色)とともにスリットを 入れた反射材を組み立てて作った格子にはめ込ん だ。そして、ネジを締めると外寸を 46 cm × 46 cm に整形できる治具(三樹工業社製)で各層用の結 晶素子配列をそれぞれ締め付け、その状態で各層 を RTV ゴムで接着した。接着の際、4 層間のずれ を防ぐために、締め付けの治具の側面を垂直にそ ろえる固定具(三幸社製)も利用した。締め付け 治具によりかなり結晶素子が固定される 4 層目用 の結晶素子配列と異なり、1層目は、挿入する反射 材が1枚少なく結晶素子間が空気の個所が多いた め(図5)、層間接着の際に締め付け治具から結 晶素子が滑り落ち 2 層目の上面に塗った接着剤の 上で結晶素子配列が崩れることが多々ある。その ため、4層の接着は技術の習得が必要な作業となる。 また、反射材の格子にはめ込む RTV ゴムで接着し た2×2、または2×1結晶素子配列においても、寸 法精度を保つために配列を歪みなく作成するには、 やはり技術の習得が必要となる。そこで、OpenPET 装置用に寸法精度のよい結晶ブロックを 200 個以 上作成するため、専門のスタッフにより作業が行 われた。作成された結晶ブロックを図6に示す。

4. 結晶ブロックの性能評価 4-1 方法

量産した結晶ブロックすべてに対し、性能の確認を行った。すべての測定で同じ 64ch FP-PMT を 用いた。反射材で側面と上面を覆った結晶ブロッ クを 64ch FP-PMT 上に一つずつ配置し、²²Na 点線 源からの γ線 (511 keV)を上方から一様照射して 性能を評価した。64ch FP-PMT の信号は抵抗チェー ンで 4 隅からの出力に束ねられ、4 つ出力の信号は NIM、CAMAC システムで処理された。

得られた結果より、一部でRTVゴムが厚くなっているもの、一部の結晶素子の位置が他層とずれているもの、反射材が折れた個所があるものなどを選別し、必要な修理を施した。



図6 OpenPET 用4層結晶ブロック

4-2 RTV シート

多数の結晶ブロックの性能評価実験に同じ 64ch FP-PMTを使用するための工夫として、新しく RTV シートの作成を試みた。RTV ゴムは我々のチーム で以前から接着材として用いていたが、接着する 面積が大きくなると結晶の取り外しにかなりの労 力が必要になる。RTV ゴムを使用する他のグルー プでは、取り外す予定の結晶の接着には RTV ゴム をカッターの刃が入る厚さに塗るとのことである が、厚さが増すとライトガイドを使用したような 結果になってしまう。また、何らかの工夫で結晶 を取り外した後も、特に PMT のガラス面から残っ た RTV ゴムをすべてはぎ取るのには時間を要する。 光学グリースの使用で済む場合もあるが、結晶は 固定されていないので検出器を傾けると結晶の位 置ずれが起こる。また、レーザー加工で分割した 結晶[3]を用いる場合は、加工面にグリースがしみ 込み結晶の分離を劣化させる恐れがある。

開発した RTV シートは、RTV をシート状に伸ば して乾かしたものである。つまり、乾く前に使用 すれば接着剤となり、初めに乾かしてから使用す れば光学シートとなる。RTV シートはゴムの摩擦 で結晶を固定するため、取り外しが簡単であるが、 結晶が置かれた状態である程度斜めにしても結晶 の位置ずれは起こらない。そして、薄く作れば光 が大きく減衰することはない。また、故意に厚く 作れば仮のライトガイドとして使用できる。切り 張りが容易で、内部に反射材挿入などの工夫がし やすいライトガイドである。

RTV シートの信頼性を評価するため、64ch FP-PMT に LYSO 結晶 8×8 配列を(1) そのまま(空 気)、(2) RTV シートを敷く、(3) RTV 接着、とい う条件で配置し、²²Na 点線源からのγ線(511 keV) を上方から一様照射して、結晶素子応答の弁別能 と発光量を比較した。使用した LYSO のサイズは 1.5 mm×1.5 mm×7.2 mm で、結晶素子間は反射材



図 7 シンチレータと PS-PMT 間の条件を、空気、 RTV シート、RTV 接着とした場合の性能の比較

を挟まずに空気とした。結果を図7に示す。RTV シートの使用は、RTV 接着と類似し、空気とは明 らかに異なる性能を示すことが確認された。

4-3 結果

図8、9は結晶ブロックの性能評価実験の結果 の一例である。結晶応答は、端で少し弁別能の劣 化が見られるが、ほとんどの応答が弁別可能であ る(図8)。エネルギー性能の評価として、中央 に位置する DOI 方向 1 列分の結晶素子の応答に ROI をとり、発光量とエネルギー分解能を比較し た。4 層間の発光量の差は少なく、1 層目の結晶素 子の発光量を 1 としたときの発光量の相対値は、 それぞれ、1 (2 層目), 0.97 (3 層目), 0.99 (4 層目) で あった。エネルギー分解能は、13.7 % (1 層目), 15.0 % (2 層目), 14.9 % (3 層目), 19.2 % (4 層目) で あった。

4 層 DOI 検出器は、特徴として、イベント数が 一番多い 1 層目結晶素子の間で起こる散乱イベン トが他層の結晶素子の波高分布に有意に含まれて しまうという性質をもつが、1 層目の光電ピーク値 に分布するそれらの散乱イベントは他層の光電ピ ークの半値幅を広げる役割をしてしまう。4 層目の エネルギー分解能の悪さは、この散乱イベントの 混入に起因すると考える。別の結晶ブロックでは、 同じ位置の結晶素子列で 4 層目の発光量を 1 とし たときに 1 層目は 0.88 であったため、光電ピーク が 1 層目での散乱イベントと分離した。半値幅よ り見積った 4 層目のエネルギー分解能は 12.7 %で あった。

5. 結論

OpenPET 用検出器のための結晶ブロックを量産 し、その一つ一つについて性能評価を行った。結 果を確認し、必要な修理を施して性能のレベルを 保つようにした。

現在、性能を確認済みの結晶ブロックをフロン トエンド回路が装着された64ch FP-PMTに接着し、 反射材をかぶせてテフロンテープ・黒テープで遮 光する作業を行っているが、今年度中に製作を終 えることができる見通しとなっている。



図8 OpenPET 用結晶ブロックの結晶識別能



図9 OpenPET 用結晶ブロックのエネルギー性能

謝辞

All crystal blocks introduced here were assembled by dedicated staffs: Ms. Fujino Obata, Ms. Kazue Fukasawa, and Ms. Hisae Miyahira.

- [1] Tsuda T, et al.: *IEEE Trans Nucl Sci* **51**: 2537–2542, 2004.
- [2] 新田宗孝 他:平成 24 年度次世代 PET 研究報 告書: 33-35.
- [3] Moriya T, et al.: *IEEE Trans Nucl Sci* 57: 2455-2459, 2010.

島添健次、中村泰明、高橋浩之 東京大学大学院工学系研究科

1. はじめに

OpenPET は構造が開放型の重粒子線治療中で利 用可能な形状の PET システムであり、治療下での 悪性腫瘍の撮像および治療後評価の機能が期待さ れている[1]。

本稿では、要素技術開発の一つとして、PET 用 のフロントエンド集積回路 (ASIC Application Specific Integrated Circuit) について検討を行う。 OpenPET 用のフロントエンド集積回路に必要な項 目としては下記のようなものが必要である。まず 一般的な近代の PET システムと同様にピクセル化 された検出器を用いるため多チャンネルの信号処 理が必要であり、また発熱を抑えるため低消費電 力であることが必要である。通常チップサイズに 対して 200mW / mm²以下程度であることが望まし い。また検出器の配置位置によっては核反応によ り 放出される中性子、γ線などへの耐放射性が求 められる。さらに、特にビーム照射下 (~10%) にお いては検出器自体が高計数率にさらされるためシ ステムとして MHz~GHz の計数率が必要となる可 能性が予想される。ビーム照射間においては、適 当な間隔をおいて計測することで kHz の計数率で も分離可能であると考えられるが、ビーム照射下 でのイメージングも含めて検討を行う。従来のア ナログの重心演算方式では検出器システムへのマ ルチヒットイベントはパイルアップとして処理さ れるため、高計数率下での利用は徐々に厳しくな る。一方で個別読み出し型の ASIC および後段の FPGA (Field Programmable Gate Array)を含めた各個 別チャネルに対する並列処理が可能な方式を用い ることで均一な照射を仮定すれば、原理的にはチ ャネル数に各チャネルで実現可能な計数率をかけ た値がシステムとして実現可能な値となる。

2. 方法

従来のアナログのマルチプレクスシステムを代 替する方式として各チャネルの時間、波高値情報 を個別に取得する方法を考えてみると各チャネル に対して ADC を配置するという方法が考えられる が消費電力や発熱、コストの観点から実現は難し く、サイズも大きくなるため検出器近傍に配置す ることが困難となる。そのため我々のグループに おいては各チャネルを個別に簡易にディジタル化 し時間情報およびエネルギー情報が取得可能な ToT (Time over Threshold)方式を採用した ASIC の 開発を行ってきた[2][3]。また ToT 方式において動 的しきい値を用いる dynamic TOT 方式を導入する
 ことで線形性の改善も可能となる[4]。
 まず現状の ASIC に対する放射線耐性の評価を行うため ASIC への照射実験を行った。
 図1に実験体系図を示す。



図1 HIMAC 放射線耐性評価試験セットアップ

HIMAC(Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba) 最 大ビーム強度 10⁹ pps で炭素ビーム (C-12 290MeV/u)を 20cm 長の水ファントムに入射させ数 時間の照射を行い、開発した電荷積分型のプリア ンプを搭載した ASIC に対して照射前、照射後での ENC (Equivalent Noise Charge)の評価を行った。 ASIC はビームラインを入射させたファントム後部 から 15 及び 30 度の位置に配置した。ASIC は TSMC 0.35um 標準 ROHM 社製 CMOS プロセスで作成さ れたものである。15 度に配置した preamp-ASIC に おいては ENC の照射前後で違いが見られ劣化が観 察された(図 2)。エネルギースペクトルに関しては 異なる環境下で取得したため評価が難しく、また 大きな変化はみられなかった。



図 2 照射前後の各チャネルに対する ENC の変化 (緑:ビーム照射前、青:ビーム照射後)

一方で 30 度位置 BOX 内に配置したプリアンプ ASIC は照射前 988 電子(FWHM)、照射後 1209 電子 (FWHM)であった。

ビーム照射時の応答について観測するためLYSO (2×2×8 mm) + APD (Hamamatsu S8550) – プリアン プASICモジュールへの5×10⁸ ppmおよび1.6×10⁹ ppm(最大)の照射を行った。波形整形回路は時定数 0.5 µs を用いている。10⁹ 照射時においては多数の パイルアップが観測されているが各チャネルに対 して 10 kHz 程度の計数率が達成されれば分離可能 であることが示唆された。また結晶サイズを小さ くすることで各チャネルへの計数率を軽減するこ とが可能である BOX 内に配置した

LYSO-APD-ASIC モジュールは実験中は破損する ことなく正常に動作することが確認された。



図 3 5×10⁸ ppm 照射時の波形



図 4 1.6×10⁹ ppm 照射時の波形

3. 結論

OpenPET 実現に向けた要素技術開発の一つとして、ASIC に想定される計数率の検討および、ASIC への影響を検討した。今後高計数率対応の ASIC および耐放射性をもたせた ASIC の設計、開発をすすめる予定である。

- Yamaya, Taiga, et al. "A proposal of an open PET geometry." Physics in medicine and biology 53.3 (2008): 757.
- [2] Shimazoe, Kenji, et al. "Time over threshold based multi-channel LuAG-APD PET detector." Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment 731 (2013): 109-113.
- [3] Shimazoe, K., et al. "Time over threshold based digital animal PET (TODPET)."Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC), 2011 IEEE. IEEE, 2011.
- [4] Orita, T., K. Shimazoe, and H. Takahashi. "Dynamic time-over-threshold method for multi-channel APD based gamma-ray detectors." IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC), 2012.

(1-4)炭素線照射場における OpenPET 検出器放射化に関する研究

新田宗孝¹)、平野祥之²)、錦戸文彦²)、稲玉直子²)、吉田英治²)、田島英朗²)、河合秀幸¹)、山谷泰賀²) 1)千葉大学理学研究科、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

我々は炭素線治療と Positron Emission Tomography(PET)の技術を融合させた in-beam PET 装置である OpenPET を研究・開発している[1]。炭 素線治療では標的に炭素線を照射する際に、標的 内のその軌跡に沿って ¹⁰C、¹¹C、¹⁵O などの陽電子 放出核種が生成される[2]。OpenPET では、そのよ うに生成された陽電子放出核種の分布を測定する ことにより照射された炭素線の可視化を実現し、 治療ビームを見ながらより正確な重粒子線治療を 目指した装置である。

ところが、標的内では炭素線と標的内の原子核 が相互作用を起こし、様々な2次粒子を発生させ[3]、 それらにより OpenPET 検出器が放射化することが 考えられる。検出器の放射化は PET 測定において は、ノイズ成分となり偶発同時計数の増加につな がる。さらに、通常の PET 検査で用いられる PET 薬剤の放射能(10⁴~10⁵Bq/cm³)と比べて炭素線治 療において標的内で生成される陽電子放出核種の 量は微量(200Bq/cm³/Gy)である[4]。なので、PET 検出器の放射化は OpenPET 装置にとって大きな問 題となりうる。検出器の放射化により発生するシ ングルイベント、偶発同時計数の例を図1に示す。

そこで、本研究では OpenPET 装置の筐体に用い られるアルミニウムとその候補であったステンレ ス、検出器のシンチレータとして採用された Gd₂SiO₅(GSO)、それぞれの板状試料を二次粒子に より放射化させ、試料から放出される y 線をゲル マニウム(Ge)検出器で測定することにより生成さ れた放射性核種を推定した。



図 1 PET 検出器放射化による発生するノイズの例。(a)シンチ レータの β ·崩壊起因の β ·検出。(b) β ·崩壊起因の $\beta^{+}\gamma$ 検出。(c) β^{+} 崩壊起因の β^{+} +消滅 γ 線検出。(a)はシングルイベント、(b),(c) は偶発同時計数となる。

2. 実験

試料には 5 x 5 x 0.18cm³のアルミニウム試料、5 x 5 x 0.1 cm³ ステンレス試料、3.0 x 3.36 x 0.28 cm³の GSO 試料を用いた。アルミニウムの同位体の天然 存在比は ²⁷Al が 100%である。ステンレスは鉄(Fe)、 クロム(Cr)、ニッケル(Ni)がそれぞれ 74%、18%、 8%の割合で含まれる。HIMAC 照射室内で図 2 のよ

うに試料を設置した。10 x 10 x 20 cm³の水ファント ムのビーム下流側の面の中心Oから30cmの距離に 試料を設置する。図2のようにアルミニウム試料 を 30°、45°、90°、135°の位置に設置、ステン レス試料はアルミニウム試料との放射化の影響の 比較のために30°の位置に設置、GSO 試料は30°、 135°位置に設置した。ビームの照射周期は 1.9 秒 のビーム照射時間と 1.4 秒のビーム停止時間の計 3.3秒の周期からなりこれを1spillと呼ぶ。290Mev/u の¹²C ビームを 1.8 x 10⁹ particle per second(pps)の強 度で 50spill 分を水ファントムに照射し二次粒子を 発生させ、試料を放射化させた。50spill では 165 秒間で9x10¹⁰個の粒子を照射したことになる。こ れは1回の治療あたり1Gy、約10⁸個当たりの粒子 数を照射したとすると実際の治療ビームの約 1000 倍のビーム量を照射したことになる。照射室内の 扉の開閉に時間がかかるため放射化した試料は 150 秒~168 秒後に Ge 検出器 (ORTEC, LOAX-51370/20-p)に貼り付け、自然放射線の遮蔽 のため鉛と銅のシールド内で測定した。アルミニ ウム試料は20分、ステンレスとGSO 試料は2時 間測定した。Ge 検出器の信号は Multi Channel Analyzer(MCA、A3100、岩通計測株式会社)で処理 しリストモードで収集した。得られたエネルギー スペクトルから核種を推定した。また、511keVγ 線ピークを±2σの範囲で選択しBGを除し、その 計数率Rの変化からPET 測定で重要となる陽電子 放出核種の照射直後の放射能を推定してみた。計 数率 R と放射能 A の関係は、検出効率を ε、核種 $の \gamma 線放出確率を I_{\gamma} として$

$$A = R/(\varepsilon I_{\gamma})$$

(1)

と表される。各試料に対する 511keV γ 線に対する 検出効率 ϵ は Geant4 で算出し、陽電子放出核種の I_yは陽電子崩壊で2本の γ 線を放出するので2とし た。但しこの計算には陽電子放出核種が崩壊する ときの分岐比などは考慮されていない。



図 2 測定試料の配置(左)と試料を 30°の位置に設置した実験の様子(右)

3. 結果と考察

図 3 に放射化試料の測定で得られたスペクトル を示す。また、表1に照射直後に見積もられる陽 電子放出核種の放射能を示す。ただし、この値は 照射終了後 150 秒ほど経って測定を開始したため 短半減期の核種を考慮に入れていないので実際の 値はより大きな値を示すと考えられる。

アルミニウム試料及び GSO 試料の設置位置が 30°と 135°のときのスペクトルから設置角度の 大きな試料の方の計数が少なくなっていることか ら、放射化の影響はビーム下流側のほうが明らか に大きいことが分かる。また、アルミニウムとス テンレスの同じ設置位置(30°)における陽電子 放出核種の単位体積あたりの放射能を見るとステ ンレスの方が 4 倍以上も高い値を示した。ステン レスの方がアルミニウムよりも放射化しやすいこ とが推測される。

OpenPET 検出器のシンチレータの1ブロックの 体積は約60(=4.48 x 4.48 x 3.0) cm³である。また本 実験で照射した粒子数は実際の治療の約1000倍で ある。検出器のシンチレータが図2の原点Oから 30cm、30°の位置にあるとした場合、実際の治療 ビームにより放射化し、照射直後に生成された陽 電子放出核種の放射能を概算すると表1のGSO (30°)から160Bq と見積もられる。これは標的 内で生成される陽電子放出核種の量 (200Bq/cm³/Gy)と近い。

4. 結論

アルミニウム、ステンレス、GSO 試料を二次粒 子により放射化させた。陽電子放出核種の生成量 からアルミニウムの方がステンレスよりも PET 装 置の筐体として適していると考えられる。

少なくとも見積もられる陽電子放出核種の照射 直後の放射能を見積もったが、GSO シンチレータ の放射化が画像再構成にどの程度影響を与えるか を調べることは今後の課題である。

しかし、今回見積もった 1 ブロック当たりの陽 電子放出核種の照射直後の放射能が少なくとも 100Bqの桁であったが、RI ビームを用いた場合、 照射する粒子 10⁸ 個がシグナルとなるので、PET 検 出器の放射化は無視できる可能性が高い。

- [1] Yamaya T, Inaniwa T, Minohara S et al.: *Phy Med Biol* **53**: 757-775, 2008
- [2] 平成 21 年度次世代 PET 研究報告書
- [3] Naruhiro Matsufuji, et al 2005 Phys. Biol. 50 3393
- [4] Crespo P, Barthel T, Frais-Kölbl H, et al.: IEEE Trans Nucl Sci 52: 980-987, 2005



図 3 (a)-(d)は放射化させたアルミニウム試料(設置位置 30°、45°、90°、135°)から得られたスペクトル。(e)はステンレス試料から得られたスペクトル。(f),(g)は GSO 試料(設置位置 30°、135°)から得られたスペクトルである。

表1	それぞれの試料の照射直後の陽電子放出核種の	の単位体積当たりの放射能	(Bq/cm^3)
----	-----------------------	--------------	-------------

	Al	Al	Al	Al	Stainless	GSO	GSO
	(30°)	(45°)	(90°)	(135°)	(30°)	(30°)	(135°)
A ₀ /V (Bq/cm ³)	147±44	67±20	7.7 ± 1.5	0.67 ± 0.58	647±26	2604 ± 64	80±12

(1-5)検出器信号処理及びデータ収集系

清水啓司 浜松ホトニクス(株)・開発本部

1. はじめに

OpenPET のコンセプトにおける特徴として Single-RingやDual-Ring、あるいはマルチリング化 してフルカバーPET まで網羅できる検出器構成の フレキシビリティを挙げることができる。ところ が、従来のハードウェアからなる同時計数は検出 器構成に強く依存しており同時計数の組み合わせ を変更したりする柔軟性には乏しいため、OpenPET においては対応が難しいことが予想された。

もともと同時事象検出をハードウェアで行う理 由としては、ハードウェアであればリアルタイム に高速な処理ができることと、同時事象を抽出し てデータ量を減らすことで収集部の負荷を低減で きることがあった。一方、昨今の PC が計算速度だ けでなくデータ転送も高速化したことにより、シ ングルズデータを収集しソフトウェアで同時計数 を行うことが現実性を帯びてきている。実際、小 動物用 PET などの小規模なシステムでは報告例も 有る[1][2]。

OpenPET のような全身用システムでは検出器数 がかなり多くなるため、より高いバンド幅をもっ たデータ伝送が必要となる。本稿では、ソフトウ ェアで同時事象判定を行うための要素技術開発の 一部として、シングルスデータ収集を行うための 信号処理法及びデータ収集部について述べる。

2. 信号処理回路(PA)

信号処理回路はガンマ線の入射位置と入射時刻 の抽出を行い、シングルズデータストリームとし て出力する。二次元検出器かつ位置情報が抵抗ネ ットワークによる電荷分配により得ることができ るのが前提であり、基本的には jPET-D4 における 信号処理回路[3]の方式を踏襲しており、DOI を含 めた結晶の同定は二次元マップに展開されたシン チレーション光の分布を用いた表参照方式によっ て行われる。本回路では FIFO バッファにイベント データを蓄積し、一定の量が溜まった時点で転送 を行うため、データに計測開始からの時刻情報を 含める必要がある。時刻情報はイベント毎に入射 位置情報と一緒に記録されるが、絶対時刻を記述 すると膨大なビット数が必要になるため、一定間 隔でタイマータグを発生させ、イベント毎にはタ グ間の相対時刻を記述する方式を採用した。

図1に当回路基板を示す。この基板1枚で検出 器2個分の信号処理を担当する。



図1. PA 基板



図2. MUX 基板

3. ストリーム束ね回路(MUX)

信号処理回路の出力データストリームは2段階 の束ね(MUX)回路によって、最終的に光ファイ バーによる伝送に集約される。各回路は16入力を 1出力に束ねており、2段構成で最大256枚(す なわち512検出器)の信号処理回路基板に対応で きる。PA回路から初段のMUX回路(MUX1)へ の伝送は1Gbpsのバンド幅で行われる。シングル ズデータのフォーマットは64ビットであるので 1Gbpsは12.5Mcpsに相当する。実際は転送のオー バーヘッドなどで実効レートはそこまで達成でき ないが、半分まで落ちるとしても6Mcps以上にな るので2検出器のデータ転送レートとしては充分 な値であると言える。二段目のMUX回路(MUX2) から収集 PC へは光ファイバーを用いたことで、高 速伝送(17Gbps)だけでなく回路部からコンソー ルまでを離す、例えば別室へ設置が可能となった。

MUX1と MUX2 は、MUX2 の出力部に光トラン シーバ用いている以外は同じ構造である。(図2 は MUX1)検出器数が 512 では足りない場合は MUX1 を多段にすれば拡張が可能となる。また収 集部への転送レートが不足する場合は、MUX2 を 複数にして並列収集することで対処が可能となる。

4. 収集部 (ACQ)

MUX2の出力データストリームは PC/AT 互換機 に設置された回路基板(ACQ)を介して収集され る。ACQ基板は512MByteのバッファと PCI-Express 2.0インターフェイスを持ち、PC とは DMA にてデ ータを転送する。ドライバとしてはウィンドウズ と LINUX について用意されている。



図3. ACQ 基板

5. 全体構成

図4に当該回路のブロック図と外観を示す。200 個の検出器の処理をするためにPA基板は100枚用 意されている。前述の基板の他に共通クロックを 発生する CGen 基板、その共通クロックを各サブラ ックにファンアウトする CDist 基板が有る。基板は 19 インチサブラックに収められ、4J サイズのサブ ラックを採用することによりラック高さ 1900mm に抑えることができた。

6. さいごに

シングルズデータ収集を行うための信号処理部 から収集部までの回路の開発、製作を行った。現 状ではまだ収集したデータを格納するまでであり、 同時係数処理を含めたソフトウェア、特にリアル タイム処理へ向けた開発が今後の課題である。

- "A true singles list-mode data acquisition system for a small animal PET scanner with independent crystal readout", D P McElroy et al., Phys. Med. Biol. 50 3323, 2005
- [2] "Digital Coincidence Processing for the RatCAP Conscious Rat Brain PET Scanner", S.-J.Park et al., IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 55, No. 1, Feb 2008
- [3] "PET 検出器及びフロントエンド回路", 渡 辺光男, 平成13年度次世代 PET 装置開発研 究報告書, 43-46, 2002



図4. 信号処理~収集部回路ブロック図及び外観

(1-6)OpenPET 用シングル収集システムの性能評価

吉田英治¹⁾、清水啓司²⁾、山谷泰賀¹⁾
 ¹⁾ 放医研・分子イメージング研究センター
 ²⁾ 浜松ホトニクス株式会社

1. はじめに

我々のグループでは重粒子照射下での照射部位 のオンライン画像化に向けた人サイズ OpenPET[1] 実証機開発を行なっている。第1世代型 OpenPET(Dual ring OpenPET: DROP) [2]は検出器リ ング間に開放空間を設けることにより視野内にビ ームラインを確保することが可能である。本方式 は体軸方向の延長等の一般的な PET 装置として有 用な特徴を有しているが、開放空間以外にも同等 の感度を有するため in-beam PET [3]としては効率 的ではない。そこで我々は第2世代型として楕円 の リ ン グ 構 造 を 有 す る Single ring OpenPET(SROP)[4, 5]を提案した。また、in-beam PET においては重粒子照射によって生じる 2 次粒 子によってただでさえ少ない信号を非常に大きい ノイズが覆い隠すことになる。HIMAC のビームの 照射は 1.9 s の spill on と 1.4 s の spill off を 3.3 s 間 隔で繰り返す。後処理によって spill off 時のデータ のみを抽出することで2時粒子の影響を取り除く ことができる。

人サイズ OpenPET では検出器構成に依存せず、 後処理が可能なシングルデータでのリストモード 収集を行う。同時計数判定は収集しながらソフト ウェアで行う。本研究では OpenPET 用シングル収 集システムの 1 ペアプロトタイプを作成し、重粒 子照射下での性能テストを実施した結果を報告す る。



Fig. 1. DAQ system prototype for the human OpenPET.

2. 方法

Fig.1に開発した1ペアによるプロトタイプシス テムを示す。本システムは同時計数回路を有せず シングルデータのリストモード収集を行う。得ら れたシングルデータはソフト的に同時計数判定を 行い、6 ビットのエネルギー情報と 500 ps の時間タ グを有する。Fig. 2 に人サイズ OpenPET 用の DOI (depth of interaction)検出器と本システムで収集し た off-site での 2D ポジションヒストグラムを示す。 シンチレータは自己放射能のない LGSO を用いた。 本システムを HIMAC に持ち込んで重粒子照射下 でのシングル収集を実施した。

Fig. 3 に HIMAC における DROP を想定した検出 器のセットアップを示す。ビーム強度は 10⁵~10⁸ pps とし、検出器の位置はビームライン上から 15 ~30 cm の位置でデータ収集を行った。²²Na 線源の 一様照射により得られたシングルリストモードデ ータから spill on 及び spill off での 2D ポジションヒ ストグラムを作成した。







Fig. 3. Setup at HIMAC.

3. 結果と考察

Fig. 4にいくつかのビーム強度におけるシングル 計数率の時間変化を示す。10 kcps程度のベースラ インは²²Naによるものであり、spill onの状態では2 次粒子を検出することによってピーク状にカウン トが増大していることが分かる。また、ビーム強 度が上がるほどピークの最大値が増加している。 最終的に、10⁸ ppsにおいてはピーク中心でのカウン トが逆に減少しているのはデッドタイムが大きく なり過ぎで計数損失を起こしているものと思われ るが、検出器単体で200 kcps程度まで計数できてい るので十分な性能であると考えられる。



Fig. 4. Single count rate for several beam intensity at 15-cm offset position.

Fig. 5と6にいくつかのビーム強度と検出器位置 でのspill onとspill offでの2Dポジションマップを示 す。spill onでは10⁷ ppsから2Dポジションマップの 中心部に2次粒子に起因するアーチファクトが現 れている。一方spill offでは10⁷ ppsでも2Dポジショ ンマップに変化は見られない。10⁸ ppsでは位置弁別 性能が少し劣化しているが、位置弁別は可能であ ると考えられる。一方、検出器の位置依存性につ いてはspill on時の2次粒子によるアーチファクト はビームラインから離れるほど影響が少なくなっ ていることが分かる。

4. 結論

本研究では人サイズ OpenPET 用のデータ収集シ ステムを開発し、HIMAC 照射場において検出器性 能を評価し、十分な性能を有していることが分か った。

今後は人サイズ OpenPET に向けたフルシステム の構築、ソフトウェアによる同時計数の実装及び spill on 時の信号抽出方法の検討等を行う予定である。

	10 ⁵ pps	10º pps	10 ⁷ pps	10 ⁸ pps	
Spill On				->->->	

Fig. 5. 2D position histograms for several beam intensity at 15-cm offset position.



Fig. 6. 2D position histograms for several offset position at 10⁸ pps.

- T. Yamaya, T. Inaniwa, S. Minohara, E. Yoshida, N. Inadama, F. Nishikido, K. Shibuya, C. F. lam, and H. Murayama, "A proposal of an open PET geometry," *Phys. Med. Biol.*, vol. 53, no. 3, pp. 757–773, Jan. 2008. T. Yamaya, et al., Phys. Med. Biol., vol. 53, 757–773, 2008.
- [2] T. Yamaya, E. Yoshida, T. Inaniwa, S. Sato, Y. Nakajima, H. Wakizaka, D. Kokuryo, A. Tsuji, T. Mitsuhashi, H. Kawai, H. Tashima, F. Nishikido, N. Inadama, H. Murayama, H. Haneishi, M. Suga, and S. Kinouchi, "Development of a small prototype for a proof-of-concept of OpenPET imaging," *Phys. Med. Biol.*, vol. 56, no. 4, pp. 1123–1137, Feb. 2011.
- [3] P. Crespo, G. Shakirin, and W. Enghardt, "On the detector arrangement for in-beam PET for hadron therapy monitoring," *Phys. Med. Biol.*, vol. 51, no. 9, pp. 2143–2163, Apr. 2006.
- [4] S. Kinouchi, T. Yamaya, H. Tashima, E. Yoshida, F. Nishikido, H. Haneishi, and M. Suga, "Simulation design of a single-ring OpenPET for in-beam PET," presented at the Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC), 2011 IEEE, 2011, pp. 3481–3483.
- [5] H. Tashima, T. Yamaya, E. Yoshida, S. Kinouchi, M. Watanabe, and E. Tanaka, "A single-ring OpenPET enabling PET imaging during radiotherapy," *Phys. Med. Biol.*, vol. 57, no. 1, pp. 4705– 4718, Jul. 2012.

(1-7)アキシャルシフト型シングルリング OpenPET の性能評価

吉田英治¹⁾、山谷泰賀¹⁾ ¹⁾ 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重粒子照射下での照射部位 のオンライン画像化に向けた人サイズ OpenPET[1] 実証機開発を行なっている。第1世代型 OpenPET(Dual ring OpenPET: DROP) [2]は検出器リ ング間に開放空間を設けることにより視野内にビ ームラインを確保することが可能である。本方式 は体軸方向の延長等の一般的な PET 装置として有 用な特徴を有しているが、開放空間以外にも同等 の感度を有するため in-beam PET [3]としては効率 的ではない。そこで我々は第2世代型として楕円 の リ ン グ 構 造 を 有 す る Single ring OpenPET(SROP)[4, 5]を提案した。現在、効率的な 検出器配置を有する in-beam PET と一般的な PET 撮像を簡便に切り替えて利用可能な SROP である Axial shift type SROP (AS-SROP)を提案している。 AS-SROP はリング形状だけでなく、体軸方向に配 置した検出器モジュールを徐々に体軸方向にずら していくことでガントリーを 45 度傾けた構造をと ることができ、ビーム照射用の開放空間を得るこ とができる。本研究では AS-SROP の有用性を実証 するために小型 AS-SROP 試作機を開発し、性能評 価を実施した。

2. 方法

2.1 小型 AS-SROP 試作機

Fig. 1 に開発した AS-SROP を示す。AS-SROP は 付属のハンドルを回すことによって検出器が体軸 方向にシフトし、10 秒程度で OpenPET モードと PET モードを切り替えることができる。Fig. 2 と Table 1 にそれぞれのモードでの検出器リングの配 置及及び基礎特性を示す。小型 AS-SROP 試作機で は自己放射能のない GSOZ をシンチレータとして 採用している。検出器部は 2.8 × 2.8 × 7.5 mm³の GSOZ シンチレータを 16 × 16 のアレイ状に配置し 4 層に重ねた Depth-of-interaction (DOI)検出器を用 いた。

2.2 性能評価

放射能強度の非常に低い²²Na 点線源 (0.03 MBq) を用いて感度プロファイル及び空間分解能測定を 実施した。得られたリストモードデータから投影 データを作成し、ノーマリゼーションと偶発同時 計数補正のみ実施した。画像再構成は OSEM を用 い、ボクセルサイズは 1.5 mm とした。Fig. 2 に示 すように、X,Y,Z方向に線源を移動させて各点での感度、空間分解能を測定した。測定時のエネル ギーウィンドウとコインシデンスウィンドウはそ れぞれ 400-600 keV 及び 20 ns とした。また、ロッ ドファントムの測定、及び円筒ファントム(8 cm 長、4 cm 直径)を用いた計数率特性評価を行った。



Fig. 1. Photographs of the AS-SROP prototype showing its 2 modes: (a) OpenPET mode; and (b) conventional PET mode.



Fig. 2. Detector arrangements for the AS-SROP geometry: (a) the OpenPET mode and (b) the conventional PET mode. The Z direction is the axial direction.

Table 1. Basic scanner specifications of the AS-SROP prototype.					
Scintillator crystal	GSOZ				
Size of a scintillator crystal	$2.8 \times 2.8 \times 7.5 \text{ mm}^3$				
Number of crystals per detector	$16 \times 16 \times 4$				
Block size of the detector	$46 \times 46 \times 30 \text{ mm}^3$				
Number of detector rings	2				
Number of detectors per ring	16				
Ring diameter	250 mm				
Open space	139 mm				

3. 結果と考察

Fig. 3 と4に点線源による感度プロファイルと空間分解能評価の結果を示す。OpenPET モードと PET モードにおいて X 方向の感度プロファイルが かなり異なる傾向を示すが、検出器リングをスラ イドさせたことによる立体角の低下の影響である。 OpenPET モードでの視野中心での絶対感度は 5.1% であった。一方、PET モードでは視野中心での絶 対感度は 7.3%であり本装置が有している本来の性 能を発揮できていることが分かる。空間分解能は 視野中一様に 3 mm 以下であり OpenPET モードで も PET モードと遜色ない結果が得られた。Fig. 5 にロッドファントムの再構成画像を示す。どちら のモードでも 2.2 mm のロッドまで識別可能であっ た。

Fig. 6に円柱ファントムを用いた計数率特性の結 果を示す。OpenPETモードにおいて38 MBq程度で、 true+scatterがrandomと交差する。in-beam PETにお いては十分なダイナミックレンジを有していると 言える。また、PETモードでのダイナミックレンジ が狭いのは本モードが高感度なためOpenPETモー ドに比べて低い放射能でも計数損失を引き起こし ていると考えられる。

4. 結論

本研究では小型 AS-SROP 試作機を開発し、その 性能評価実験を行った。性能評価実験の結果から、 OpenPET モードにおいても空間分解能の大きな劣 化は見られず、in-beam PET として十分な性能を有 していることが分かった。



Fig. 3. Sensitivity profiles of the AS-SROP prototype for the (a) OpenPET mode and (b) the conventional PET mode.



Fig. 4. Spatial resolutions of the AS-SROP prototype for (a) the OpenPET mode and (b) the conventional PET mode. Spatial resolution is the mean value of radial, tangential, and axial FWHMs.

(a) OpenPET mode (b) Conventional PET mode



Fig. 5. Reconstructed images of the small rod phantom for (a) the OpenPET mode and (b) the conventional PET mode.



Fig. 6. Count rate performance of the AS-SROP prototype for (a) the OpenPET mode and (b) the conventional PET mode.

- T. Yamaya, T. Inaniwa, S. Minohara, E. Yoshida, N. Inadama, F. Nishikido, K. Shibuya, C. F. lam, and H. Murayama, "A proposal of an open PET geometry," *Phys. Med. Biol.*, vol. 53, no. 3, pp. 757–773, Jan. 2008.
- T. Yamaya, E. Yoshida, T. Inaniwa, S. Sato, Y. Nakajima, H. Wakizaka, D. Kokuryo, A. Tsuji, T. Mitsuhashi, H. Kawai, H. Tashima, F. Nishikido, N. Inadama, H. Murayama, H. Haneishi, M. Suga, and S. Kinouchi, "Development of a small prototype for a proof-of-concept of OpenPET imaging," *Phys. Med. Biol.*, vol. 56, no. 4, pp. 1123–1137, Feb. 2011.
 P. Crespo, G. Shakirin, and W. Enghardt, "On the detector arrangement
- [3] P. Crespo, G. Shakirin, and W. Enghardt, "On the detector arrangement for in-beam PET for hadron therapy monitoring," *Phys. Med. Biol.*, vol. 51, no. 9, pp. 2143–2163, Apr. 2006.
- [4] S. Kinouchi, T. Yamaya, H. Tashima, E. Yoshida, F. Nishikido, H. Haneishi, and M. Suga, "Simulation design of a single-ring OpenPET for in-beam PET," presented at the Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC), 2011 IEEE, 2011, pp. 3481–3483.
- [5] H. Tashima, T. Yamaya, E. Yoshida, S. Kinouchi, M. Watanabe, and E. Tanaka, "A single-ring OpenPET enabling PET imaging during radiotherapy," *Phys. Med. Biol.*, vol. 57, no. 1, pp. 4705–4718, Jul. 2012.

中島 靖紀、平野 祥之、田島 秀明、吉田 英治、錦戸 文彦、山谷 泰賀 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

炭素線治療は高い線量集中性と高い生物学的効 果のメリットがあるが、その反面、腫瘍部位の変 様、ビーム制御の誤りなどによる正常組織への影 響も大きい。そのため、付与された線量分布を確 認することは重要である。

標的中の照射野を確認するために、我々は世界 初となる検出リング開放型のPET装置"OpenPET" を開発[1,2]するとともに、入射粒子に陽電子崩壊核 種である¹¹Cや¹⁰Cを用いる方法(RIビーム照射) [3,4]を提案している。

これまでに単一スポットへの照射でRIビームの 照射野推定の優位性が確認された[4]。しかしなが ら、PET測定で得られる放射線分布と線量分布は異 なる性質の物理量のため、Fig.1 (b) に示すように spread-out Bragg peak (SOBP) beamを照射した場合 にはそれぞれの分布が大きく異なる。このため、 詳しい照射野の確認には、消滅放射線分布から線 量分布を推定することが求められる。

消滅放射線の測定から線量分布を推定する方法 については、これまで安定核ビーム照射において、 別途開発された[5,6,7]。今回はその方法をRIビーム 照射の場合に適応した。実験ではスキャニング法 で立方体状に照射野を作成しながらin-beam PET装 置を用いて標的を測定した。そして、測定された 消滅放射線分布を利用して、線量分布の推定を試 みた。

2. 方法

Fig. 2に開発した方法のフローを示す。まず標的 の照射と同時にPET測定による消滅放射線分布 P(x.v.z)を取得する。そして別途開発されたコード で、標的の組成、スキャニング照射におけるレン ジシフターの厚み、スキャニングポジションを既 知として消滅放射線分布Ps(x,y,z)を計算する。この 時、計算における入射エネルギーEをフリーパラメ ータとして扱い、測定された分布P(x,y,z)と最も尤 度の高いパラメータ値を決定する。実際には入射 エネルギーは既知の値であり、入射粒子の停止位 置の不確定さは、標的物質の実際の密度やイオン 化ポテンシャルなどの物理定数に起因するが、こ こではそれらの様々な要因による飛程方向の不確 定さを入射エネルギーの変化に置き換えて考える。 そして、決定された値の入射エネルギーを用いて 計算される線量分布を、実際の線量分布の推定値 とする。



(a)¹¹C の単一エネルギービーム beam



(b) ¹¹C による SOBP beam

Fig.1 線量分布と消滅放射線分布の計算例







Fig. 3¹¹C ビーム照射と OpenPET のセットアップ

3. 実験

実験は放射線医学総合研究所(NIRS)の加速器 施設HIMACにて行われた。標的への入射粒子は^{II}C とした。この粒子は、シンクロトロンで430 MeV/u に加速された^{I2}Cの粒子を、ビームラインに取り出 した後に⁷Beターゲットと衝突させて生成された。

実験のセットアップをFig. 3に示す。標的はビームと垂直方向が90×90 mm²の断面で、並行方向が 100 mmの直方体の均質なPMMAブロックとし、その標的の上流にはビームの飛程を調整するために 同じ材質のPMMAブロックが設置された。ビーム 強度は1*10⁶ ppsで、スキャニング法により立方体状 に均一な線量となるように照射された。照射時間 は0.75 Gyあたり120秒であり、これを10回繰り返し て、合計約20分となった。照射中のビームのスピ ル間に標的はPET測定された。使用したPET装置は



Fig 4 (a) PET 測定結果、(b) 推定された線量分布、(c) 測定による線量分布

重粒子線治療時の照射野イメージングを目的に開 発されたOpenPET (single-ring OpenPET: SROP)[2-4]. である。

4. 結果と考察

Fig. 4(a) は合計で7.5 Gyのビーム照射の間にPET 測定され画像再構成された結果であり、ビーム軸 を含む断面の消滅放射線分布である。画像のvoxel サイズは 1.5×1.5×1.5 mm³でビームは図の左側か ら入射した。Fig. 4(b) に線量分布の推定値、Fig. 4(c) に電離箱を用いて水中で測定した線量分布を PMMA中に変換したものを示す。結果として、推 定された線量分布は、測定値と同等なものとなっ た。

5. 結論

RIビームを用いて均質標的に立方体形状の照 射野を作成した。ビームのスピル間にPET測定し た消滅放射線分布から、線量分布が推定された。 これまで安定核ビーム照射に適応してきた方法 がRIビーム照射においても有効であることが確 認された。RIビーム照射とin-beam PET装置の優 位性を活かして、今後より現実的な条件において 方法を検証する。

- T. Yamaya, E. Yoshida, Y. Nakajima, et al., "Development of a small prototype for a proof-of-concept of OpenPET imaging" PMB. 56, pp. 1123-1137, 2011
- [2] T. Yamaya, E. Yoshida, Y. Nakajima, et al., "A small prototype of a sigle-ring OpenPET" IEEE NSS-MIC 2012, M06-2 , 2012
- [3] Y. Iseki, T. Kanai, M. Kanazawa, et al., "Range verification system using positron emitting beams for heavy-ion radiotherapy" Phys. Med. Biol. vol. 49, pp. 3179-3195, 2004
- [4] T. Yamaya, E. Yoshida, Y. Nakajima, et al., "In-Beam Imaging Performance of the Small OpenPET Prototype with ¹⁰C Beam Irradiation" IEEE NSS-MIC 2011, M04-5, 2011
- [5] T. Inaniwa, T. Kohno, et al., "Experimental determination of particle range and dose distribution in thick targets through fragmentation reactions of stable heavy ions" PMB. 51. 4129-4146, 2006
- [6] T. Inaniwa, T. Kohno, et al., "Monitoring the irradiation field of ¹²C and ¹⁶O SOBP beams using positron emitters produced through projectile fragmentation reactions" PMB. 53, pp. 529-542, 2008
- [7] Y. Nakajima, T. Kohno, et al, "Approach to 3D dose verification by utilizing autoactivation, NIMA, 648, pp 119-121, 2011

(1-9) ウサギおよびラットの脳における Single ring OpenPET を用いた ¹¹C ビーム照射直後の洗い出し速度の測定

平野 祥之、脇坂 秀克、吉田 英治、中島 靖紀、錦戸 文彦、山谷 泰賀 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

我々のグループでは開放空間も撮像可能な OpenPETの開発を行っており、その応用として重 粒子線治療における照射野の可視化の可能性があ る。すでに Dual ring OpenPETの小型プロトタイプ 検出器を開発し、RIビーム(放射性炭素イオン¹¹C) を用いてラット脳への照射及びその撮像を行った [1][2]。生体に照射した場合、炭素イオンは照射野 に留まることなく洗い出しされる。もしこの洗い 出しが何かの生理学的パラメータとして用いられ る場合、治療効果等の診断指標になる可能性があ る。よって、本研究では Single ring OpenPET を用 いてウサギおよびラットの脳に照射した際の洗い 出し速度を測定した。

2. 方法

小型試作機である Single ring OpenPET (図 1) を 用いて、ラットおよびウサギに照射した直後の洗 い出し速度を測定した。HIMAC(Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba)から得られる ¹¹C ビームを生き ている状態と死んだ状態でそれぞれ約 3Gy 照射し、 その直後から 20 分間撮像を行った。ほぼ全脳を含 む ROI をとりその時間放射能曲線(TAC: time activity curve)を作成した。その TAC を下記に示す、 二成分の洗い出し(k_{2m} , k_{2s})があると仮定した 2-washout model (図 2a) と核医学でよく用いられ る 2-compartment model (図 2b) を用いて洗い出し 速度を計算した。

2-washout model

```
 \begin{split} &M_{m}[p \cdot \exp\{-(\lambda_{c-10} + k_{2m}) \cdot t)\} + (1-p) \cdot \exp\{-(\lambda_{c-11} + k_{2m}) \cdot t\}] \\ &+ M_{s}[p \cdot \exp\{-(\lambda_{c-10} + k_{2s}) \cdot t)\} + (1-p) \cdot \exp\{-(\lambda_{c-11} + k_{2s}) \cdot t\}]. \end{split}
```

2-compartment model



$$\alpha_{\frac{1}{2}} = \frac{1}{2} \{ (k_2 + k_3 + k_4) \mp \sqrt{(k_2 + k_3 + k_4)^2 - 4k_2 k_4} \}.$$
(4)







図 2 コンパートメントモデル。*k* は洗い出し速度 を表す。



図3 ウサギの脳に照射した際の時間放射能曲線。

表1 各モデルにおける洗い出し速度の結果

	Two-washout model		Two-compartmental model		
Washout rate	$k_{2m} [\min^{-1}]$	k_{2s} [min ⁻¹]	$k_2[\min^{-1}]$	$k_3[\min^{-1}]$	k_4 [min ⁻¹]
Rat 1 Brain	0.57	0.014	0.23	0.32	0.032
Rat 2 Brain	0.47	0.015	0.23	0.27	0.033
Rabbit Brain	0.68	0.012	0.30	0.35	0.025

3. 結果と考察

図 2 にウサギの脳における TAC を、表 1 にそれ ぞれのモデルにおける洗い出し速度を挙げる。生 きている状態ではすばやく洗い出されているのが 分かる。また k_{2m} の平均は 0.57 min⁻¹であり、この 値は H_2^{15} O を用いた脳血流量の測定値(0.45±0.05 min⁻¹[3])と近いことから、血流によって洗い出され ている可能性が示唆された。一方 k_2 - k_4 については、 これらの値に近い 2-compartment model で説明でき るトレーサーを見つけることはできなかった。

4. 結論

Single ring OpenPET を用いて照射直後における 洗い出し速度を測定することができた。今後は ROI の取り方を変える等、より詳細な解析をし、他の トレーサーとの比較を行うことで¹¹C の化学形の 推定を行う。

- Yamaya T, Yoshida E, Inaniwa T, et al.: *Phy Med Biol* 56: 1123-737, 2011
- [2] Hirano Y, Kinouchi S, Ikoma Y, et al.: *Phy Med Biol* 58: 8281-8294, 2013
- [3] Ose T, Watabe H, Hayashi T, et al: *Nucl Med Biol*. 2012;**39**:730-41.

(1-10)¹¹C 照射における生体組織の陽電子消滅γ線スペクトル

櫻井浩¹⁾、伊藤文武¹⁾、平野祥之²⁾、鈴木宏輔¹⁾、吉田英治²⁾、錦戸文彦²⁾、金井達明³⁾、山谷泰賀²⁾ 1) 群馬大学・理工学研究院

2) 放射線医学総合研究所・分子イメージング研究センター3) 群馬大学・重粒子医学研究センター

1. はじめに

近年、重粒子治療(炭素線)における照射量分 布モニターとして PET (Positron emission tomography)が注目されている[1]。Yamaya らは重 粒子治療における in situ な照射量の可視化を目 的として新しい OpenPET システムを開発している [2]。

一方、生体組織に重粒子線を照射した場合の陽 電子消滅γ線スペクトル (PAS スペクトル)に関す る研究例は少ない。Shibuya らは水ファントムと人 体における FDG (2-[18F]-fluoro-2-deoxy-d-glucose) の PAS スペクトルを比較し、人体と水の PAS スペ クトルはほぼ同じであり、角度搖動に換算すると 従来報告されている 0.5 度より少し大きい 0.57 度 であると報告している[3]。一方、PAS スペクトル は化学的環境に依存するため、重粒子照射を用い た場合と FDGを用いた場合では PAS スペクトルが 異なる可能がある。そこで本研究では、生体組織 に重粒子照射した場合の PAS スペクトルを測定し、 角度搖動の大きさを考察する。なお、陽電子源と なる¹¹C を照射して PAS スペクトルを測定した。

2. 陽電子消滅 γ線スペクトル (PAS スペクトル)

物質中に放出された陽電子は速やかに熱エネル ギー程度まで減速され電子と対消滅する。重心系 で考えると電子陽電子対消滅によって 511keV の 2 つの光子が互いに 180 度方向に放出される。しか し、実験室系で考えると電子の運動量を反映し、2 つの光子は 180 度からずれた方向に放出され、光 子のエネルギーも 511keV からドップラーシフトす る。陽電子の運動量は熱エネルギー程度で無視し てよい。

ーつの光子の放出方向をz軸にとる。電子の静止質量 m_0 、光速cとするとき、電子の運動量を p_i (*i=x* or $y, p_i << m_0 c$)とすると角度搖動 θ は以下の式 であらわされる[3, 4]。

$$\theta = p_i / m_0 c \tag{1}$$

また、放出された γ 線のドップラーシフト ΔE は 以下の式で表される。

$$\Delta E = E_0 p_z / (2 m_0 c^2) = c p_z / 2 \tag{2}$$

ここで $E_0=mc^2$ である。等方的な系 $(p_x=p_y=p_z=p)$ 、 と仮定すれば測定されたドップラーシフトから角 度搖動を求めることができる。

3. 実験 [2]

放医研の重粒子線照射施設 (HIMAC)における ¹¹C ペンシルビームを用いて照射した。照射時間は 20 分である。ビーム強度は 5 × 10⁶ particles per second (pps)であり、ビームエネルギーは 332.6 MeV/u であった。¹¹C ペンシルビームは円筒形の水 ファントム (76 ϕ ×136、超純水) および生きた状 態または死んだ状態のマウスの脳に照射した。照 射後ただちに Ge 半導体検出器を用いて PAS スペ クトルを測定した。水ファントムの測定時間は 90 分、マウスの測定時間は 60 分であった。¹³³Ba と ¹³⁷Cs を用いて検出器の校正をした。 661.71 keV (¹³⁷Cs)における検出器の分解は 1.73keV であり、 511keV に換算すると 1.52keV であった。

4. 結果と考察

Figure 1 は今回の実験で得られた水のファント ムの PAS スペクトルである。表示された範囲で面 積 1 になるよう規格化してある。なお、ピークで 6000 カウントであった。得られた水ファントムの PAS スペクトルは Shibuya らの FDG を用いて測定 した水ファントムの PAS スペクトル[3]と一致した。



Figure 1 水ファントムの PAS スペクトルと水の PAS スペクトルのモデル計算の比較

水の PAS スペクトル, *I*(*E*), を原子の電子運動 量分布の Hartree-Fock 近似の計算[5]を用いたモ デル *J*(*p*₂)と比較する。

$$J(p_z)=2 J_H(p_z)+ J_O(p_z)$$
 (3)

ここで、 $J_H(p_z)$ は原子状水素の ls 軌道の電子運動量分布、 $J_O(p_z)$ は原子状酸素の電子運動量分布 である。陽電子は正の電荷を有するため、原子核 から離れた位置で消滅する傾向がある。そこで、 $J(p_z)$ として、以下 3 つのモデルを検討した。

Model 1 では $J_O(p_z)$ の寄与はないとした $(J_H(p_z)$ のみを考慮)。Model 2 では $J_O(p_z)$ として O2s 軌 道を考慮した。Model 3 では $J_O(p_z)$ として O2s 2p 軌道を考慮した。なお、O1s 軌道は原子核に近い ため陽電子との相互作用が弱いと考え、その寄与 を無視した。モデル計算した電子運動量分布を(1)、 (2)式を用いて PAS スペクトルに変換した。

モデル計算のPASスペクトルをFigure 1に示す。 各スペクトルは、表示された範囲で面積1になる よう規格化してある。H1s 軌道とO2s 軌道の寄与 を考慮した Model 2 が実験結果に近い。Colombino ら[6]は、水における陽電子消滅は、O2s、H1s 軌 道よりO2p 軌道からの寄与が支配的であると報 告しており、今回の解析結果と矛盾している。し かし、alkane 分子の陽電子消滅の実験ではH1s 軌 道の寄与が無視できないことが報告されており [4]、またO2s 軌道はO2p 軌道より外側に広がっ ている。したがって、水における陽電子消滅は H1s 軌道とO2s 軌道の寄与が支配的とする今回の 解析のほうが正当であると考えている。

Figure 2 は生きている状態または死んだ状態のマ ウスの脳に¹¹C照射した後に測定したPASスペク トルと Fig.1 で示した水ファントムの PAS スペク トルを示す。各スペクトルは、表示された範囲で 面積1になるよう規格化してある。 生きている状 態または死んだ状態のマウスの脳と水の PAS ス ペクトルはほとんど同一である。PAS スペクトル は電子運動量分布を反映しており、化学組成の異 なる物質の電子運動量分布は互いに異なる。マウ スの脳と水は明らかに異なる化学組成を有して いるので、マウスの脳と水では異なる PAS スペ クトルが期待される。しかし、実際は Figure 2 に 示すように、マウスの脳と水の PAS スペクトル はほとんど同一である。これは、生体組織におい ても陽電子消滅は水分子のH1s軌道とO2s軌道の 寄与が支配的であることを示す。

以上から¹¹C を生体組織に照射して測定した PAS スペクトルは水ファントムと同一であるこ とがわかった。したがって、生体組織への "C 照 射後 PET 測定をする場合の角度搖動は水の場合 と同じく 0.57 度である。



Figure 2 水ファントムの PAS スペクトルと生き た状態または死んだ状態のマウスの脳 の PAS スペクトル

5. 結論

¹¹Cを生体組織に照射して測定した PAS スペク トルは水ファントムと同一である。したがって、 Shibuya らが報告した[3]角度搖動 0.57 度と角度搖 動に起因する PET の分解能係数 0.00243 ± 0.00014 は Universal Value と考えられる。

謝辞

本研究は NIRS-HIMAC 重粒子研究プロジェク トおよび群馬大学重粒子線医工学グローバルリ ーダー養成プログラムに基づく成果である。

- [1] Schardt D, Elsasser T and Schulz-Ertner D: *Rev. Mod. Phys.* **82**: 383-417, 2010.
- [2] Yamaya T, Yoshida E, Inaniwa T, Sato S, Nakajima Y, Wakizaka H, Kokuryo D, Tsuji A, Mitsuhashi T, Kawai H, Tashima H, Nishikido F, Inadama N, Murayama H, Haneishi H, Suga M and Kinouchi S: *Phy Med Biol* 56: 1123-1137, 2011.
- [3] Shibuya K, Yoshida E, Nishikido F, Suzuki T, Tsuda T, Inadama N, Yamaya T and Murayama H : *Phy Med Biol* 52: 5249-5261, 2007.
- [4] Iwata K, Greaves R G and Surko C M: *Phys. Rev.* A55: 3586-3604, 1997.
- [5] Biggs F, Mendelsohn L B and Mann J B: At. Data, Nucl. Data. Tables 16: 201-309, 1975.
- [6] Colombino P, Fiscella B and Trossi L: Nuovo Cimento 38 : 707-723, 1965.

(1-11) OpenPET における腫瘍トラッキング

品地哲称¹⁾、田島英朗²⁾、吉田英治²⁾、山谷泰賀^{2,3)}、羽石秀昭³⁾ 1)千葉大・工学研究科、2)放医研・分子イメージング研究センター、3)千葉大・フロンティア医工学センター

1. はじめに

OpenPET を放射線治療と融合させることにより, 金属マーカを用いることなく,且つ,腫瘍を直接に 見た放射線治療を実現することができる[1][2].具 体的には、リアルタイム再構成された PET 画像か ら腫瘍を直接に追跡することで実現する.

本研究では約2 fps(frame per second)で OpenPET から出力されるカウントレートの低い画像から腫 瘍を追尾するシステムの開発を行っている.現在, 試作機の OpenPET は画像再構成に約2秒の計算時 間を必要としている. そのため, 呼吸性変動体動に より再構成画像上の腫瘍位置と実際の腫瘍位置に 誤差が生じる. そこで、本研究では、Fig.1に示す ようにベルト式ピエゾセンサ等の遅延時間の短い 外部センサを OpenPET と併用するシステムを想定 し,外部センサ信号を用いて遅延補正をする手法を 考案した[3]. 本手法では当初,安全性を求めて予 測区間を指標とした信頼度推定法(予測区間法と呼 ぶ)を導入していたが安全側を過剰に選択するため に治療時間に対する治療ビームの平均利用効率が 50%以下となる結果となった.そこで、ビームの 利用効率と安全性の両立を目指すことを目標に腫 瘍追尾システムの改善を行った.具体的には隠れマ ルコフモデル (Hidden Markov Model: HMM)による 腫瘍位置の確率的推定を行った.実際の人体の呼吸 を模擬した XCAT phantom[4][5]を用いて HMM と 予測区間法の評価を行った結果を報告する.



Fig. 1 Schematic diagram of tracking system

2. 方法

2.1 腫瘍位置予測法

OpenPET と外部センサを組み合わせることで, 画像再構成遅延による2秒の遅れを補正する.具体 的には,胸腹部に取り付けたベルト式ピエゾセンサ により呼吸位相(ガイド信号)を取得し,このガイド 信号と OpenPET により観測された腫瘍位置の対応 関係から腫瘍位置を予測する.このとき,OpenPET により観測された腫瘍位置と呼吸による体表変位 を対応付ける関数が必要となる.そこで,機械学習 法の一種であるサポートベクタ回帰(Support Vector Regression: SVR)により腫瘍位置と呼吸による体表 変位の対応関係を得る.

2.2 外挿判定および予測区間による信頼度推定

この節では、外挿判定・予測区間による SVR 予 測精度推定を行う手法について述べる.一般に、外 挿となるとき回帰線を用いた予測の精度は低下す ることが知られている.そこで、回帰線を学習する ときに用いた説明変数に対して予測に用いる説明 変数が外側にあるとき予測を行わないこととする. 具体的には

$$\begin{cases} x_k < \min(\mathbf{x}) \\ x_k > \max(\mathbf{x}) \end{cases}$$
(1)

のどちらかを満たすとき予測は行われない.ここで、 xは説明変数集合であり x_k はその1つの要素である.

予測区間は予測値に対して真値が存在する範囲 を示す値であり,

Prediction interval

$$= t_a \sqrt{\left(1 + \frac{1}{n} + \frac{D^2}{n-1}\right) \frac{S_e}{n-m-1}}$$
(2)
$$t \in t \in U, \quad D = \sqrt{(\mathbf{x} - \overline{\mathbf{x}})^T \mathbf{\Sigma}^{-1} (\mathbf{x} - \overline{\mathbf{x}})}$$

と算出される. ここで, $n, t_a, D, S_e, m, \overline{x}$ および Σ はそれぞれ, トレーニングデータ数, t 分布にお ける a/2 パーセント点の値, マハラノビス距離, 残 差平方和, 説明変数の次元, トレーニング用の説明 変数平均値および説明変数の共分散行列である. Fig. 2 に外挿判定・決定係数・予測区間に基づいて 予測値の信頼性判定する手順を示す. 図に示した信 頼性判定のフローにおいて 1 つでも当てはまらな いものがあればその予測結果は信頼出来ないもの としてブロックされ出力されない.



Fig. 2 Flowchart of statistical gate
2.3 隠れマルコフモデルによる腫瘍位置推定

2.1 節で述べた SVR を用いた腫瘍位置予測法は 平均予測誤差1.5 mmとOpenPETの再構成画像の分 解能程度で2秒の遅延を補正した腫瘍を追尾でき る性能を示した[3].しかしながら,予測の信頼度 評価に用いた予測区間に基づくフィルタ処理によ り,50%以上の予測が信頼性のない結果として破 棄された.そこで,精度を維持しながらビーム利用 効率を上げるために隠れマルコフモデル(HMM)を 導入した.

HMM は潜在変数遷移(腫瘍位置遷移)および観測 変数(ガイド信号)の関係性を確率として学習する. 潜在変数遷移は遷移確率をまとめた遷移行列 T と して

$$\mathbf{T} = \begin{bmatrix} t(0|0) & \cdots & t(0|n) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ t(n|0) & \cdots & t(n|n) \end{bmatrix}$$
(3)

と表される. ここで t(n|0)は潜在状態ラベル 0 から 潜在状態ラベル n の状態に遷移する確率を示して いる. 観測変数はある潜在状態において観測値が出 力される確率をまとめた出力行列 E として

$$\mathbf{E} = \begin{bmatrix} e(0|0) & \cdots & e(0|n) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ e(m|0) & \cdots & e(m|n) \end{bmatrix}$$
(4)

と表される. ここで e(m|0)は潜在状態ラベル 0 の状態にあるとき観測値ラベル m の値が観測される確率を示している. ここで $t(\cdot|\cdot)$, $e(\cdot)$ は確率であるから $0 \le t(\cdot|\cdot) \le 1$, $0 \le e(\cdot|\cdot) \le 1$, $\sum_k t(k|i) = 1$, $\sum_k e(k|i) = 1$ を満たす. ここで,時刻ステップ 0 の状態(初期状態)に関しては親ノードを持たないため特別であり初期分布 π として

$$\boldsymbol{\pi} = [p(0) \cdots p(n)] \tag{5}$$

と表現される. ここで *p*(*n*)は潜在状態ラベル0 であ る確率を示している. 式(3)-(5)に示した遷移行列 **T**, 出力行列 **E**,初期値分布 π および観測値時系列 **X**={*x*₁… *x*_{*k*}}を用いて以下の式のように潜在変数と 観測変数の同時確率分布

 $p(\mathbf{X}, \mathbf{Z}|\boldsymbol{\theta})$

$$= p(z_1|\boldsymbol{\pi}) \left[\prod_{i=2}^{k} p(z_i|z_{i-1}, \mathbf{T}) \right] \prod_{j=1}^{k} p(x_j|z_j, \mathbf{E})$$
(6)

が得られる.ここで、 $Z=\{z_1\cdots z_k\}$ および $\theta=\{\pi, T, E\}$ はそれぞれ状態変数時系列およびパラメータ集合である.この同時分布の最尤値が腫瘍の位置として推定される.ここで式(6)で示されるように最尤値を求めるには多数の腫瘍遷移経路における尤度を算出する必要があるため高計算負荷の計算に思われるが Viterbe アルゴリズムにより $O(k \times N^2)$ のオーダで解くことができる[6].

2.4 隠れマルコフモデルによる信頼度推定

2.3 節で示したように,HMM は完全に確率の枠 組み内で腫瘍位置を推定する.ゆえに,HMM の推 定した腫瘍位置と SVR が予測した腫瘍位置を比較 することで,SVR の予測値の信頼性を確率ベース で推定できる.言い換えるとHMM の推定値と SVR の予測値が近い値であるとき SVR の予測値は確率 的にも尤もらしいことが示される.ただし,HMM による予測はボクセル単位に限定されるため SVR による予測と比較して分解能が低い.そのため, HMM による予測結果は SVR による予測結果に確 率的な確かさを与えることを目的とし,腫瘍位置の 予測結果には SVR によって予測された結果を用い ることとする.Fig.3 に HMM を用いて予測値の信 頼性判定する手順を示す.



2.5 数値ファントム

腫瘍の動きを模擬するためにMRIを用いて4例の 被験者の呼吸性体動を計測した.この計測結果を 4D XCAT phantom に組み込むことで高精度な人体 ファントムを作成した.このとき MRI による呼吸 性体動計測と同時にベルト式センサにより体表変 位を計測した.これを,ガイド信号として用いる. また,4D XCAT Phantom におけるアクティビティ の値は[7]に基づいて 18-FDG の各臓器への SUV (Standardized Uptake Value)を設定することで決定 した.さらに,ポアソンノイズをファントムに付加 することで PET 画像を作成した.Fig.4 に作成した 数値ファントムの関心領域とポアソンノイズを付 加したファントム画像を示す.



Fig. 4 Simulated reconstructed PET image. (a) ROI of thoracoabdominal PET image (b) PET image with Poisson noise in ROI

3.結果と考察

MRI およびベルト式圧電センサで計測した 4 例 の被験者の呼吸性体動を組み込んだ 4D XCAT phantom を用いて遅延補正腫瘍トラッキングの精 度評価を行った.この結果を,Fig.5 および Table 1 に示す.Table 1 の結果より 4 例での平均追尾誤差 が 1.36 ± 1.40 mm であり,PET 画像の分解能程度の 高精度な追尾であることが読み取れる.高精度な追 尾精度かつビームの平均利用効率は 88.3 ± 11.7 % であり高い効率を示している.

Table 2 に本研究で当初使用していた予測区間法

により SVR 予測結果をフィルタリングした結果を 載せる.この結果から HMM による信頼度推定は4 例の平均誤差が予測区間法と比較して差が 0.25 mm でありほとんど変わらない一方で効率が 40 % 増加し,信頼区間方で過剰に棄却していた部分を利 用できていることが確認できる.ここで,予測区間 法と平均誤差の比較をすると, HMM による推定は 平均誤差がわずかに増加しているがこれは、HMM が離散的にしか腫瘍位置を推定できないためであ る. HMM 法の最大誤差は被験者 3 において 12.3 mm となり、高精度放射線治療に要求される追尾誤 差2mmを実現するまでには至ってはいない.この 最大誤差は呼吸の不規則性に起因する. Fig.5 にお いて最大誤差が発生している 40 s 付近は HMM の トレーニング時間である 0-20 s 間の波形とも SVR が学習している直近8 s (30-38 s)の波形とも異な る. このように、学習したデータで説明できない事 象が起こった時の処理ができていないため 12 mm の誤差が生じた. ゆえに、学習データで説明できる 事象であることを確認する手法を検討しなければ ならない.

4. まとめと今後の課題

PET ベースで腫瘍追跡をするために遅延を伴う PET 画像を遅延の無視できるセンサと組み合わせ て腫瘍位置を予測する手法を開発した.本報告では, 従来,我々が開発してきた予測区間を指標とした信 頼度推定法による過剰な予測結果の破棄を改善す るために HMM を用いた予測結果の信頼度推定法 を報告した. HMM の腫瘍位置推定結果と SVR の 予測結果が近い値であるとき, SVR の予測値も確 率的に尤もらしいものであると仮定したものであ る.

数値ファントムを用いて手法を評価した結果,平 均誤差は $1.36 \pm 1.40 \text{ mm}$ となり信頼性評価無しの 場合($1.58 \pm 1.83 \text{ mm}$)よりも誤差を低下させながら 平均効率 $88.3 \pm 11.7\%$ を達成した.ただし,学習結 果から説明できない不規則な呼吸が発生した時に, 過大な誤差が生じるため.ゆえに今後の課題として 学習したデータから説明できる事象か判定する手 法を開発しなければならない.

参考文献

- [1] T. Yamaya, T. Inaniwa, S. Minohara, E. Yoshida, N. Inadama, F. Nishikido, K. Shibuya, C. F. Lam, and H. Murayama, "A proposal of an open PET geometry.," *Phys. Med. Biol.*, vol. 53, no. 3, pp. 757–73, Feb. 2008.
- [2] H. Tashima, E. Yoshida, S. Kinouchi, F. Nishikido, N. Inadama, H. Murayama, M. Suga, H. Haneishi, and T. Yamaya, "Real-Time Imaging System for the OpenPET," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 59, no. 1, pp. 40–46, Feb. 2012.
- [3] T. Shinaji, H. Tashima, E. Yoshida, H. Murayama, T. Yamaya, and H. Haneishi, "Time delay correction method for PET-based tumor tracking," in 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record (NSS/MIC), 2012, pp. 3161–3164.

- [4] W. P. Segars, G. Sturgeon, S. Mendonca, J. Grimes, and B. M. W. Tsui, "4D XCAT phantom for multimodality imaging research," *Med. Phys.*, vol. 37, no. 9, p. 4902, 2010.
- [5] W. P. Segars, M. Mahesh, T. J. Beck, E. C. Frey, and B. M. W. Tsui, "Realistic CT simulation using the 4D XCAT phantom," *Med. Phys.*, vol. 35, no. 8, p. 3800, 2008.
- [6] N. M. Bishop, Christopher M and Nasrabadi, Pattern recognition and machine learning. springer New York, 2006.
- [7] Y. Wang, E. Chiu, J. Rosenberg, and S. S. Gambhir, "Standardized uptake value atlas: characterization of physiological 2-deoxy-2-[18F]fluoro-D-glucose uptake in normal tissues.," *Mol. Imaging Biol.*, vol. 9, no. 2, pp. 83–90, 2007.



Fig. 5 Tumor tracking results with HMM gate

Table 1 Summary of tumor tracking results with HMM gate

		0	
Volunteer	Mean error	Maximum	Efficiency
#	[mm]	error [mm]	[%]
1	0.875 ± 0.632	3.99	99.0 (86.5)
2	0.994 ± 0.582	3.33	99.5 (86.9)
3	2.27 ± 2.28	12.3	71.6 (62.6)
4	1.59 ± 1.33	7.88	83.1 (77.6)
Average	1.36 ± 1.40	6.88 ± 3.58	88.3 ± 11.7

The numbers after the \pm signs indicate the standard deviation. The numbers in parentheses means efficiency which includes training time of the HMM.

 Table 2
 Summary of tumor tracking results with prediction interval gate

	prediction	intervar gate	
Volunteer	Mean error	Maximum	Efficiency
#	[mm]	error [mm]	[%]
1	0.806 ± 0.505	2.48	60.1
2	0.946 ± 0.550	2.66	80.8
3	2.24 ± 2.27	11.1	20.5
4	1.51 ± 1.24	6.14	29.3
Average	1.11 ± 1.07	5.60 ± 3.50	47.7 ± 24.1

The numbers after the \pm signs indicate the standard deviation.

(1-12) OpenPET を用いた腫瘍追跡のための ROI 再構成による計算量削減の検討

田島英朗¹、吉田英治¹、品地哲弥^{2,1}、羽石秀昭²、伊藤浩¹、山谷泰賀¹ 1 放射線医学総合研究所・分子イメージング研究センター 2 千葉大学

1. はじめに

放射線医学総合研究所では、視野内に物理的な 開放空間を持ち、測定中の患者へのアクセスが容 易なPET装置であるOpenPETの開発を進めている [1-3]。OpenPETの応用として、粒子線治療中に用 いることで、従来困難であった、その場での3次 元的な線量分布確認が期待されている。また、更 に挑戦的な試みとして、我々はOpenPETによるリ アルタイムの腫瘍追跡を目指している。従来の放 射線治療中の腫瘍追跡では、金マーカーを腫瘍の 位置にインプラントし、ステレオ X 線装置で撮影 することで3次元的な位置を取得しているが、PET による腫瘍追跡が可能になれば、侵襲的なマーカ ーインプラントが不要になり、また、腫瘍自体の 形を見ながら照射することができるようになり、 より高精度な治療が実現できるものと期待できる。

OpenPET で腫瘍追跡を行うための課題として、 画像再構成にかかる時間や、腫瘍位置を検出する のに必要な量のリストモードイベントデータを収 集するためにある程度時間がかかること、また、 そのための遅延補正を行う必要があることなどが 挙げられる。これまでに、OpenPET 小型試作機に おいてリアルタイムイメージングシステムの実装 を行い、2.1秒の遅延はあるものの、毎秒2フレー ムのフレームレートで腫瘍追跡が行える可能性を 示した[3]。また、昨年度の報告では、ヒトサイズ OpenPET のモンテカルロシミュレーションによっ て、腫瘍への集積がある程度以上あれば、0.5 秒の 時間窓で腫瘍追跡が行える可能性を示した[4]。し かしながら、ヒトサイズの OpenPET において、適 切な空間分解能を得られるような画像サイズで再 構成を行うと、計算量が膨大になってしまい、リ アルタイム性が損なわれてしまうことが懸念され る。そこで、本研究では、画像再構成を行う領域 を腫瘍の周辺領域に限定して行う、ROI(Region of Interest) 再構成の適用を検討した。

2. 方法

今回リストモード OSEM (List-Mode Ordered Subset Expectation Maximization: LM-OSEM)法を基 に、ROI OpenPET 再構成手法を開発した。通常の LM-OSEM では、順投影と逆投影の計算を、物体領 域全体を含むようにして行う。一方、ROI 再構成 では画像領域を腫瘍の周辺のみに限定し、順投影、 逆投影における ROI 外の計算をすべて無視した。





OpenPET のジオメトリと物体領域、ROI の関係を 図2に示す。腫瘍の周辺に ROI を設定し、ROI に 関わらない LOR (Line of Response) を除外するこ とで、腫瘍追跡に直接関わらない計算を省略する ことができる。ただし、物体内部の ROI のみを求 める問題は、インテリア問題として知られ、完全 な解を得るためには ROI 内の小領域の値が事前情 報として必要であり、また角度欠損なしでの180° のスキャンが必要である。しかしながら、事前情 報の適用は主として定量値の復元のために必要で あり、今回の腫瘍追跡のように、物体の形状のみ を求める場合には影響が少ないと考えられるため 事前情報は用いていない。また、OpenPET のジオ メトリでは断面に直交する 180° 方向の投影デー タを得ることができないが、これまでのシミュレ ーションや試作機による実験で、反復的な画像再 構成手法を用いることでイメージングが可能であ ることを示している。

提案する OpenPET の ROI 再構成の腫瘍追跡に対 する有効性を示すために、¹⁸F-FDG の分布を持つ 4D XCAT ファントム[5]を用いてモンテカルロシ ミュレーションを行った。その際、物体空間は 208 ×208×288 とし、ボクセルサイズは 3.125×3.125





×3.125mm³ とした。モンテカルロシミュレーショ > the GATE (Geant 4 Application for Tomographic Emission) ver. 6.1 を使用した。ヒトサイズ OpenPET のジオメトリは図2に示すとおりである。片側リ ングは 6 つのサブリングからなり、サブリングは それぞれ 48 個の検出器ブロックで構成される。検 出器ブロックは16×16×4のシンチレータ配列で、 シンチレータは $3.0 \times 3.0 \times 7.5$ mm³ の GSO (Gadolinium oxyorthosilicate) 結晶とした。腫瘍追 跡は 370MBq の¹⁸F-FDG 投与後 100 分経過した後 に開始されるとし、1呼吸サイクル分に相当するよ うに、0.5 秒の時間窓で 10 フレーム分のリストモ ードデータを生成した。腫瘍の形状は球とし、腫 瘍に関するパラメータとして、SUV(Standardized Uptake Value) 3、5、10、直径 10mm、20mm、30mm のそれぞれの組合せについてシミュレーションを 行った。

再構成の条件として、ボクセルサイズはリスト モードデータ生成時と同様 3.125×3.125× 3.125mm³とした。ROI 再構成の画像サイズは 64× 64×64 (200×200×200 mm³)とし、視野全体を再構 成した場合の画像サイズは元のファントムと同様 に 208×208×288 (650×650×900 mm³)とした。腫 瘍の位置は、腫瘍の初期位置の周辺 100×100×100 mm³の領域に対して、腫瘍と同じ直径の球との相 関ピーク位置を求めることで抽出した。ここで、 腫瘍の初期位置は、腫瘍追跡を行う直前に通常の 測定を行うことで得られるものとする。また、画 像再構成、腫瘍位置抽出は 0.5 秒のフレームごとに 行われる。

3. 結果と考察

図3に ROI 再構成と視野全体について再構成し た場合の例を示す。そして、各腫瘍パラメータに 対する、それぞれの手法の腫瘍追跡の平均誤差を 図4に示す。なお、4D XCAT ファントムにおける 腫瘍の動きは最大で 17mm であった。それぞれ再 構成手法で腫瘍追跡の精度に大きな差はなかった。 そして、ROI 再構成を行った場合の計算時間は、 視野全体を再構成した場合と比較して 10 分の 1 程 度であった。

4. 結論

OpenPET ROI 再構成は不良設定問題となるもの の、腫瘍追跡の目的においては、視野全体を再構 成する場合と同等の結果が得られることをモンテ カルロシミュレーションにより示した。この理由 として、ROI 再構成によって生じる誤差は主とし てバイアスとなり、ノイズに対する影響は少ない ためと考えられる。本研究で提案する腫瘍追跡の 応用では、パターンマッチングを行うため、腫瘍



図3 1フレーム 0.5 秒の間に計測されたリストモ ードデータから視野全体を再構成した画像と ROI 再構成した画像中で腫瘍を含んだスライスの例



図4 視野全体を再構成した場合と ROI 再構成 を行った場合の腫瘍追跡精度の比較

の形に関する情報が重要であり、定量的な値はそれほど影響しないと考えられる。そのため、 OpenPET ROI 再構成法は、事前情報無しでも十分な画質が得られ、計算量を大幅に削減することが可能なため、腫瘍追跡のための十分な性能を有していると結論付けられる。

今回は初期の検討として、最も一般的な OSEM 法を元に、CPU に実装したが、今後の予定として は、収束性が高くより高速な再構成手法である 3D リストモード DRAMA (dynamic row-action maximum likelihood algorithm) 法に ROI 再構成の手 法を適用し、大規模な並列計算が可能な GPU (Graphics Processing Unit) において実装すること を計画している[6]。また、より高性能な腫瘍検出 手法の検討や、遅延補正の手法開発[7]も今後の課 題である。

- Yamaya T, Inaniwa T, Minohara S et al.: *Phy Med Biol* 53: 757-775, 2008
- [2] Yamaya T, Yoshida E, Inaniwa T et al.: *Phys Med Biol* 56: 1123-1137, 2011
- [3] Tashima H, Yoshida E, Kinouchi S et al.: *IEEE Trans Nucl Sci* **59**: 40-46, 2012
- [4] 田島英朗, 吉田英治, 山谷泰賀: 平成 24 年度 次世代 PET 研究報告書: 28-29, 2013
- [5] Segars W P, Sturgeon G, Mendonca S et al.: Med Phys 37: 4902-4915, 2010
- [6] Kinouchi S, Yamaya T, Yoshida E et al.: IEEE Trans Nucl Sci 59: 1977-1983, 2012
- [7] Shinaji T, Tashima H, Yoshida E et al.: IEEE NSS&MIC Conf Rec M21-13, 2013

(1-13)マルチ GPU による OpenPET 画像再構成

二田晴彦¹、永田毅^{1,2}、田島英朗³、吉田英治³、山谷泰賀³ ¹みずほ情報総研株式会社、²筑波大学、 ³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

これまでに、放射線医学総合研究所では、画像 再構成処理に GPU(Graphics Processing Unit)を用い た Dual-ring OpenPET のリアルタイムイメージング システムを提案している[1]。GPU とは、もともと グラフィックス演算に用いられるプロセッサであ るが、2007 年に NVIDIA 社が NVIDIA GPU 向けの ソフトウェア開発環境である CUDA をリリースし て以降、GPU を汎用計算に用いること (GPGPU: General-Purpose computing on GPU) が増えてきて いる。リアルタイムイメージングシステムにおい ても、CUDA と NVIDIA GPU を用いて画像再構成 を行っているが、ヒトサイズの OpenPET に対して 適用し、実用化するためにはさらなる高速化が必 要とされている。

本研究では、既存のリアルタイムイメージング システムの再構成手法をベースに、GPU に適した 手法をさらに取り入れることで、再構成のさらな る高速化を目指す。また、マルチ GPU の実装を検 討し、シングル GPU との性能の比較を行う。

2. 方法

2.1 既存システムの画像再構成手法

再構成には、時系列に LOR (Line of Response)情 報を保持したリストモードデータを直接用い、再 構成アルゴリズムは、3D ワンパスリストモード DRAMA (Dynamic Row-Action Maximum-likelihood Algorithm) [2-4]を使用する。

図1 に既存システムの画像再構成手法のフロー チャートを示す。計算量の多い、順投影演算・逆 投影演算および画像の更新・λ(画像の更新の際に 用いる緩和係数)の更新を GPU で行っている。 画像 の転送は処理の最初と最後に発生する。図 2 に既 存システムの画像再構成の並列化手法の概要を示 す。LOR が十分に多い場合は、図 2(a)のように各 LOR を各スレッドに割り当てることで高い並列性 を保つことが可能であると考えられる。しかしな がら、LOR が少ない場合や DRAMA のようにサブ セット数を多くして計算する場合、並列性が低く なる。特に近年の GPU は演算コア数が増える傾向 にあるため、並列性の低下は大きな問題になる。 そのため、既存システムでは、図 2(b)のようにスラ イスごとの計算の並列化 (LOR parallelization)も行 い、スレッド数を増やすことで高い並列性を保つ





(LOR parallelization なL) (LOR parallelization あり) 図 2 既存システムの画像再構成の並列化手法

2.2 提案手法

既存システムの手法に加え、下記の手法を取り 入れた再構成手法とし、高速化を目指す。

2.2.1. LOR を支配的方向に分けた計算

Cui らによって提案された LOR を支配的方向に 分けて計算する手法[5]を採用する。図3にLORを 支配的方向に分けた計算の概略を示す。サブセッ ト内の LOR を単純に時系列順で処理した場合、 LOR の方向はランダムになるため、再構成画像へ のメモリアクセスを局所的にすることは不可能で あり、また、方向に応じた条件分岐が必要となり、 条件分岐の処理が不得意である GPU では計算のボ トルネックとなりえる。そのため、図3に示すよ うに事前にLORの支配的方向(xもしくはy)に分け てから順投影演算、逆投影演算を行う。図3は1 つのサブセットが5本のLORから構成される例を 示している。LOR1、LOR3 と LOR4 は x 方向が支 配的な LOR であり、順投影演算は最初この3本の LOR に対して行う、次に y 方向が支配的な LOR (LOR2 と LOR5)について順投影演算を行う。逆投 影も同様である。なお、方向の分割は CPU で行い、 分けられたデータをそれぞれ GPU のメモリへ転送 する。また、LOR を支配的方向に分けることで、

容量は小さいが高速なメモリアクセスが可能なシ ェアードメモリを利用できるため、それを利用す る。



2.2.2. 計算と転送の同時実行

NVIDIA GPU では、計算とデータ転送の同時実 行が可能である。図2で示したフローチャートの 内、画像の更新・λの更新と次に計算するサブセ ットの LOR データの GPU への転送は、同時に行 うことができる箇所であるため、その部分を同時 に行い、トータルの処理時間を短縮する。

2.2.3. マルチ GPU での計算

マルチ GPU での計算は、サブセット内の LOR を各 GPU に分散して割り当てることで行う。再構 成画像の更新は、逆投影演算結果を 1 箇所に集約 しなければならないため、ある 1GPU ヘデータ転 送する。GPU 間のデータ転送は、GPU 間で直接ア クセスする GPUDirect を使うことでオーバーヘッ ドを減らす。更新された画像は、再び各 GPU へ転 送しなければならないが、この処理は 2 の更新と 同時に行えるため、計算と転送の同時実行を行う。

3. 結果と考察

提案手法の有効性を確認するために、処理時間 を評価する。本研究での実験諸元を表 1 に示す。 図4に1GPUの処理時間(画像再構成のみの時間で データ取得等の時間は含んでいない)を示す。既存 システムの LOR parallelization と本研究で取り入れ た手法の組み合わせが有効であるかを確認するた め提案手法から LOR parallelization を除いたもので も処理時間を測定した。LOR が 1.000.000 の場合で は、既存システムの手法が29.90秒に対し、提案手 法が 1.22 秒と大幅な高速化(約 24.5 倍)を達成して いる。LOR が少ない場合に提案手法のほうが処理 時間が少なくなっており、スライスごとの計算の 並列化の有効性が確認できる。次に 1GPU と 2GPU の場合の処理時間を評価する。本研究では、LOR 数が 1,000,000 について評価を行う。表 2 に GPU 数を変えた場合の処理時間を示す。1GPUでは1.22 秒に対し、2GPU では、0.79 秒となった。

4. 結論

既存システムに比べ、画像再構成の処理時間の 低減を確認した(シングルGPUの比較で約24.5倍)。

	表 実験諸元
GPU	NVIDIA GeForce GTX TITAN x 2
	(Compute Capability : 3.5)
CUDA ツールキット	v5.5
再構成画像ボク セル数	76 x 76 x 84
ボクセルサイズ	1.5 x 1.5 x 1.5 mm ³
サブセット数	50(固定)
反復回数	1(固定)
検出器	ガウシアン関数(カーネルサイ
応答関数	ズ:13 x 13 ピクセル)
感度補正	なし



図 4 1GPU での処理時間(画像再構成のみの時間)

表 2 GPU 数を変えた場合の処理時間 (画像再構成のみの時間)

手法	LOR 数	GPU 数	処理時間 [秒]
提案手法	1,000,000	1GPU	1.22
		2GPU	0.79

また、マルチ GPU での有効性を確認した。今後の 課題は、マルチ GPU でのオーバーヘッド低減や、 放射線治療との融合により特化したジオメトリで ある Single-Ring OpenPET[6]でのリアルタイムイメ ージングシステムの実装が考えられる。

- H. Tashima, et al, "Real-Time Imaging System for the OpenPET," IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 59, no. 1, pp.40-46, Feb. 2012.
- [2] E. Tanaka and H. Kudo, "Subset-dependent relaxation in block-iterative algorithms for image reconstruction in emission tomography," Phys. Med. Biol., vol. 48, pp.1405-1422, May. 2003.
- [3] 工藤博幸,他,"究極の PET 画像再構成法 DRAMA 一新しい緩和パラメータ制御法とワンパス DRAMAの提案—,"平成 21 年度次世代 PET 研究 報告書, pp.76-81, Mar. 2010.
- [4] S. Kinouchi, et al, "GPU-Based PET Image Reconstruction Using an Accurate Geometrical System Model," IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 59, no. 5, pp.1997-1983, Oct. 2012.
- [5] J. Cui, et al, "Fully 3D list-mode time-of-flight PET image reconstruction on GPUs using CUDA," Med. Phys., vol. 38, pp.6775-5786, Dec. 2011.
- [6] H. Tashima, et al, "A single-ring OpenPET enabling PET imaging during radiotherapy," Phys. Med. Biol., vol. 57, no. 14, pp.4705-4718, Jul. 2012

(1-14) Dual-ring OpenPET における解析的画像再構成

石川輝一1、田島英朗2、山谷泰賀2、小尾高史3

1東工大院総理工、2放医研・分子イメージング研究センター、3東工大像情報工学研究所

1. はじめに

現在、放射線医学総合研究所を中心に開放型 PET 装置である「OpenPET」の研究開発が進められてい る[1]。OpenPET は物理的な開放領域を有し、リア ルタイム PET/CT やがん診断・治療融合システムな ど、様々な応用が期待されている。第一世代 OpenPET である DROP (Dual-ring OpenPET) では 開放領域において再構成計算に用いることができ る LOR が斜めのものに限られるため体軸方向の低 周波成分が欠損し[2]、OpenPET 画像再構成問題が 不完全問題となる[3]ことから、解析的手法を適用 するために、欠損周波数を凸射影法 (Projection onto Convex Sets: POCS) [4]を用いて反復計算により復 元させる手法が考案されている[5,6]。しかし、この 手法はノイズの影響下において再構成画像に斑状 のアーチファクトが発生するなど、解が安定しな い傾向が確認されている[6]。これに対して本稿で は、従来では用いることができなかった LOR を用 いて初期画像における S/N 比を向上させ、アーチ ファクトを軽減させる手法を提案する。

2. 方法

POCS による周波数復元法では、まず DROP で計 測される斜めの 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) により初期画像を生成する。 DFM では物体を完全に覆わない傾斜角の2次元投 影データはアーチファクトの原因になるため、従 来手法では図1のように欠損の生じない傾斜角θ₀ の投影データのみを用いているが、ここで得られ る初期画像にノイズの影響が及んでいる場合、再 構成画像に図2のような斑状のアーチファクトが 発生する。これに対して、本稿では、フーリエリ ビニング (Fourier Rebinning: FORE) 法 [7]を適用 することで、従来、用いることのできなかった傾 斜角のデータを再構成に利用し、初期画像のノイ ズの影響を軽減する手法を提案した。ここで、通 常の FORE 法では斜めの投影データを傾きのない 投影データヘリビニングするが、本手法では式(1) を用いて DROP で得られる種々の方向への投影デ ータを図1の一定傾斜角 θ_0 方向への投影データに リビニングしている。

$$P(\omega, k, z, r) \approx P\left(\omega, k, z - \frac{(r - r_0)k}{\omega}, r_0\right)$$
 (1)

ここで、 $P(\omega,k,z,r)$ はサイノグラム $p(s,\phi,z,r)$ の sと ϕ についての2次元フーリエ変換であり、zは LORの中点のz座標、rは横断面に対するLORの傾 きの正接であり、 $r_0 = \tan \theta_0$ である。提案手法では、 リビニングを行った後にDFMにより画像再構成を 行い、生成した初期画像にPOCSを適用する。な お、これ以降従来手法を「DFM+POCS」、提案手 法を「FORE+POCS」と表記する。







3. シミュレーション実験

DFM+POCS と FORE+POCS 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。

ファントムには図4のような直径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の円盤状の放射線源を1.25 cmの間隔で3 枚配 置したものを使用した。また、投影データにはポ アソンノイズを20%付加している。



表 1	シミュレーション実験で想定した
	OpenPET 装置のパラメータ

- I	_
リング数	$48(24 \times 2)$
ギャップ幅	100mm
Radial 方向のサンプリング数	128
Angle 方向のサンプリング数	128
リング間隔	6.25mm
画像のマトリクスサイズ	$128 \times 128 \times 128$
ボクセルサイズ	$3.125 \text{mm} \times 3.125 \text{mm} \times 3.125 \text{mm}$





4. 結果と考察

図5に凸射影法の反復による再構成画像と真値 とのNMSE値の変化を示す。また、図6に反復1200 回時と5000回時の再構成画像を、図7に図6の点 線上のプロファイルを示す。図5より、DFM+POCS では、1200回を超えるとNMSE値が発散するが、 FORE+POCSでは5000反復を行っても値の発散傾 向は見られなかった。これは、FOREの適用により 値の収束が緩やかになることとノイズの影響が軽 減されて真値に近づきやすくなっているためであ ると考えられる。

また、図6より、FORE+POCS では DFM+POCS で発生している斑状のアーチファクトを軽減でき ていることがわかる。さらに、図7より FORE+POCS では DFM+POCS と比較して値のばら つきが抑えられていることがわかる。反復1200回 時では FORE+POCS は収束していないため DFM+POCS の方が真値に近い値を示すが、反復 5000回時のプロファイルを見ると、FORE+POCS が値のばらつきを抑えながら真値に近い値を示し ていることがわかる。



図5 凸射影法の反復による NMSE 値の変化



図6 凸射影法による再構成画像



5. 結論

DROP における解析的アプローチによる画像再 構成手法である DFM+POCS においてノイズの影 響を強く受ける性質を改善するため、FORE 法を用 いて斜めの LOR を再構成に利用可能とすることで 初期画像の S/N 比を向上させる手法を提案した。 提案手法では再構成画像におけるアーチファクト の低減や推定値の分散を抑えられていることを示 した。

- [1] T Yamaya, et al.: A proposal of an open PET geometry, Phys. Med. Biol., 53, 757-773, 2008.
- [2] E Tanaka, Y Amo: A Fourier rebinning algorithm incorporating spectral transfer efficiency for 3D PET, Phys. Med. Biol., 43, 739-746, 1998.
- [3] SS Orlov: Theory of three-dimensional reconstruction. 1. Conditions for a complete set of projections, Soviet Physics Crystallography, 20, 312-314, 1976.
- [4] DC Youla, H Webb: Image Restoration by the Method of Convex Projections: Part 1 – Theory, IEEE Trans. Med. Imag., MI-1, 81-94, 1982.
- [5] T Katsunuma, T Yamaya, et al.: Analytical approach to compensate loss of low frequency information in OpenPET image reconstruction, in International Forum on Medical Imaging in Asia, 252-253, 2011.
- [6] H Tashima, et al.: Restoration of the Analytically Reconstructed OpenPET Images by the Method of Convex Projections, in Fully Three-Dimensional Meeting, 112-115, 2011.
- [7] M Defrise: A factorization method for the 3D X-ray transform, Inverse Problems, 11, 983-994, 1995.

(1-15) TOF 情報を用いた OpenPET 画像再構成の検討

田島英朗、山谷泰賀 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

検出器リング間にイメージング可能な開放空間 を持つ二重リング方式の開放型 PET 装置 「Dual-Ring OpenPET」は、体軸方向の視野拡大や、 患者のストレスを低減する効果がある[1]。しかし ながら、Dual-Ring OpenPET の開放空間では斜めの LOR (Line of Response)しか測定することができ ず、Orlovの条件[2]を満足しないため、厳密な画像 再構成を行うことはできない不完全問題とされる。 開放空間では、図1に示すような低周波成分の欠 損が生じる。しかしながら、MLEM (Maximum Likelihood Expectation Maximization)法や OSEM (Ordered Subset Expectation Maximization)法のよ うな逐次近似型画像再構成手法を適用することで、

十分な画質の再構成像を得られることが実験的に 示されている[3]。ここで、逐次近似型画像再構成 法によって、有効な画像が得られることが示され ているが、イメージング対象の形状によっては、 低周波成分の欠損の影響を強く受け、強いアーチ ファクトが現れることがある。これまでに、リン グ間を繋ぐような形で物体をカバーできる大きさ のブリッジ検出器と名付けた検出器を配置するこ とで、解析的に完全解を得られるジオメトリ 「Bridged OpenPET」の提案を行っているが、追加 の検出器のコストが少量とは言え必要である[4]。 一方で、近年、制限角度問題を含むパーシャルリ ング PET のジオメトリのような、完全な投影デー タを取得できない PET 装置に対して、TOF (Time-of-Flight) 情報を計測可能な PET 検出器を 用いることで、不完全問題の影響を低減させる提 案が盛んに行われている[5]。そこで、本研究では、 開放空間における低周波欠損の影響を補うことが



Lost frequency region

図1 Dual-Ring OpenPET の開放空間における周 波数成分の欠損領域

期待される TOF 情報が OpenPET 画像再構成に与える影響を調査した。

2. 方法

図2に示すような、TOF Dual-Ring OpenPET ジオ メトリを用いて、ノイズフリーのイメージングシ ミュレーションを行った。片側リングはそれぞれ 4 つのサブリングを持ち、サブリングはそれぞれ 48 個の DOI (Depth of Interaction)検出器ブロックか らなる。検出器ブロックは 6.0×6.0×7.5 mm³のシ ンチレータを 8×8×4 に配列した。シミュレーシ ョンの簡単化のため、DOIC (DOI Compression)法 を適用すると仮定して、1層目のみの投影データを、 解析的に求めたシステムマトリクスによる順投影 で生成した。その際、検出器は半値幅 (FWHM: Full Width at Half Maximum)で 500ps の時間分解能を有 すると仮定した。

数値ファントムとして、スポットファントムと ディスクファントムの 2 種類を用いた。スポット ファントムは低放射能の円筒形(直径 400mm、長 さ150mm)のバックグラウンドと、15のホットス ポットからなる。バックグラウンドとホットスポ ットのコントラスト比は1:4とした。ディスクファ ントムは同様に低放射能の円筒形のバックグラウ ンドと 25mm の間隔で並んだ 3 つのホットディス ク(直径 200mm、長さ 25mm)からなる。ディス クファントムは、コーンビームアーチファクトを 評価する際に用いられる Defrise ファントムを模擬 している。そして、検出器応答関数(DRF:Detector Response Function)を考慮した順投影により、TOF 情報有りと無しの場合の投影データを生成した。 そして、OSEM 法(8 サブセット、10 反復)によ り画像再構成を行った。ここで、Inverse Crime にな



図 2 TOF Dual-Ring OpenPET のシミュレーショ ンジオメトリ

ることを避けるため、再構成時には投影データ生 成時とは異なるシンプルな DRF を用いた。

再構成した画像に対して、フーリエ解析を行った。Dual-Ring OpenPET で生じる欠損領域(図1) に関する解析を行うために、数値ファントムと再 構成像を3次元フーリエ変換した。そして、それ ぞれについて振幅成分の合計値が1になるように 規格化し比較した。

3. 結果と考察

図3、4にスポットファントムとディスクファ ントムの再構成像、並びにフーリエ解析の結果を 示す。スポットファントムの場合は、TOF 情報無 しでもホットスポットが鮮明に再構成された。し かし、ディスクファントムの場合には、TOF 情報 を用いない場合、強いアーチファクトが現れてし まい、ディスク同士の判別が困難となった。それ に対して、TOF 情報を用いることで、ディスクフ ァントムやスポットファントムの円筒形バックグ ラウンドに現れたアーチファクトが大幅に低減さ れている事がわかる。また、フーリエ解析の結果、 スポットファントムと比較して、ディスクファン トムは周波数欠損領域に多くの成分を含んでいる ことが分かる。そして、TOF 情報無しの場合、欠 損領域の信号が十分に復元されずに大きな誤差と なるが、TOF 情報を用いることで、その誤差が大 幅に低減されていることが分かる。

TOF 情報を含んだ DRF は、矩形関数を基底とし てLOR 上をサンプリングした後、ガウス関数と畳 込み演算を行うことでモデル化できる。Dual-Ring OpenPET では、斜めの投影データしか取得できな いが、TOF 情報により、LOR に直交する方向のサ ンプリングが行えるため、フーリエ空間で埋まる 領域が広がり、欠損領域の周波数をある程度埋め ることができると考えられる。また、逐次近似型 画像再構成手法にも、物体空間で拘束条件を与え ることで、欠損周波数をある程度復元する効果が ある[6]ため、それらの効果が合わさることで高精 度なイメージングが可能になるものと期待される。

4. 結論

ディスクファントムのような、低周波成分を多 く含む物体は、Dual-Ring OpenPET の開放空間では TOF 情報無しでイメージングすることが困難であ るが、TOF 情報を用いることで、低周波成分を十 分に復元することが可能である。今後の課題とし て、TOF Dual-Ring OpenPET の解析的な特性につい て検討し、TOF 分解能と埋められる周波数空間の 関係を明らかにする予定である。



図4 ディスクファントムの再構成像とフーリ エ解析結果

- Yamaya T, Inaniwa T, Minohara S et al.: *Phys Med Biol* 53: 757-775, 2008
- [2] Orlov S: Sov Phys Crystallo 20: 312-314, 1975
- [3] Yamaya T, Yoshida E, Inaniwa T et al.: *Phys Med Biol* **56**: 1123-1137, 2011
- [4] Tashima H, Yamaya T, and Kinahan P E: An OpenPET scanner with bridged detectors to compensate for incomplete data, submitted to *Phys Med Biol*, 2014
- [5] Surti S and Karp J S: Phys Med Biol 53: 2911-2921, 2008
- [6] Tashima H, Katsunuma T, Kudo H et al.: Restoration of lost frequency in OpenPET imaging by maximum likelihood expectation maximization, submitted to *Radiol Phys Technol*, 2014

(1-16) Proposal of A New OpenPET Based Simultaneous Whole-body PET/CT Geometry

Yannan Yin*1, Hideaki Tashima*2, Tatsuya Kon*1, Takashi Obi*1, Taiga Yamaya*2

^{*1} Imaging Science and Engineering Laboratory, Tokyo Institute of Technology ^{*2} Molecular Imaging Center, National Institute of Radiological Sciences

1 INTRODUCTION

HE essential value of the whole-body combined L positron emission tomography (PET) and computed tomography (CT), or whole-body PET/CT imaging, is to detect the spread of a certain disease over the whole patient body. By examining the metabolism of the internal organs, distribution of diseases such as cancer could be determined. Conventional PET/CT system consists of two parts, the CT scanner and the PET scanner, which are axially assembled in one single gantry. For the whole-body imaging, patients will be moved progressively through the CT scan and then the PET scan with multiple bed positions. However, patient's movement during the imaging process would cause inaccuracy of attenuation and scatter correction for emission images [1]. Bed shifting also means long scan time for the whole-body range. Though studies on the entire whole-body PET scanner with extended axial field of view (FOV) indicate an improved sensitivity [2][3], clinical PET/CT is not cost efficient.

In this paper, we propose a new conceptual whole-body imaging geometry based on the OpenPET structure designed by the National Institute of Radiological Science in Japan [4]-[7]. By taking the advantage of OpenPET structure with reduced detector number, the proposed geometry could cover a large FOV with an affordable practical cost. The larger FOV could enable the whole-body imaging with reduced bed positions, or even without moving patient. Meanwhile, the CT scanners could share the same FOV as the PET scanners. This simultaneous imaging process largely reduces the registration artifacts in measuring blood perfusion and metabolic activity. We expect that the simultaneous whole-body PET/CT could provide new knowledge. In this work, we study the feasibility of the simultaneous whole-body PET/CT geometry by Monte Carlo simulation in terms of sensitivity profiles. Also, the CT images reconstructed under the proposed geometry are analyzed.

2 Method

2.1Simultaneous Whole-body OpenPET Geometry

In OpenPET structure, two PET detector rings are placed axially with a gap in between. Although the projection data for gap region are incomplete, we showed by simulations and experiments that the PET image reconstruction is feasible by using iterative image



Fig. 1. Simultaneous Whole-body PET/CT Imaging Geometry.

reconstruction methods [4]. For the whole-body PET imaging, multiple small open gaps structure was studied [8][9]. In this work, the basic dual-ring OpenPET structure is adopted.

As shown in Fig. 1, three x-ray sources are implemented to ensure the same FOV for both of the CT and the PET scanners. Furthermore, simultaneous gamma ray and x-ray detectors for CT scans are also required, which are now under investigation. While the CT detectors are inserted to cover the gap region, PET detectors of the OpenPET rings will now be used for the x-ray detection as well. Therefore, the extended FOV not only allows the whole-body imaging without moving the patient bed, but also enable simultaneous imaging process for both CT and PET scans.

2.2 Performance Evaluation

We simulated the OpenPET geometry as shown in Fig. 1. The CT detectors were arranged as a curved plane out of a virtual block ring with the radius of 380 mm, covering a 120° span. CT detectors of different axial lengths were simulated in regards to image artifacts reduction and noise performance. The blocking effects were examined in terms of sensitivity profiles for the PET detectors. The suitable detector length would be determined based on the sensitivity profiles. For PET scanners, the OpenPET had 16 block detector rings with the ring diameter of 800 mm. Each of the detector rings consisted of 48 4-layer depth-of-interaction (DOI) detectors [9]. Each DOI detector was $48 \times 48 \times 20$ mm³ and the pitch of their axial arrangement was 48 mm. The OpenPET had an axial FOV of 1104 mm in length with a 336 mm open gap, in which 7 virtual block rings were assumed.

Sensitivity profiles were determined from the simulation of a 1200 mm line source of 500kBq. We placed the line source in the center of the FOV. The

number of detected true coincidences was summed for the blocking CT detectors of different lengths. With the CT detector axial length fixed, we examined the CT image quality by imaging 3D Shepp and Logan phantom ($128 \times 128 \times 128$). We used two methods, the standard Feldcamp (FDK) and Maximum Likelihood Expectation Maximization (ML-EM), to reconstruct the CT images. Root Mean Square Error (RMSE) and the Normalized RMSE of the images were calculated.

3 Results

Fig. 2(a) indicates that as the cone angle increased, the image quality decreased in general. Still, the iterative methods had superior performance to the analytical ones in terms of large cone angle effects. After comparing the horizontal profile values of the transversal slice for both algorithms under the cone angle of 60° , we can see the ML-EM outperformed the standard FDK with less fluctuation in Fig.2 (b). Therefore, under any cone angle, the ML-EM had superior performance to the standard FDK in terms of image quality.



Fig. 2. (a) RMSE of images under different cone angles. (b) Horizontal (85) profiles through transversal slice (65).

We compared the images reconstructed with different levels of Poisson noises. Fig. 3(a) indicates that, through the calculated NRMSEs for both algorithms, the tendency of high level noise tolerance was verified. However, for the images with acceptable clinical diagnose value, ML-EM was the better algorithm in terms of noise performance. RMSE of images reconstructed with the incomplete projections were calculated. As Fig. 3(b) indicates, the ML-EM algorithms had better performance than the standard FDK in terms of image quality.



Fig. 3. (a) NRMSE of images reconstructed with different Poisson noise level. (b) RMSE of images reconstructed with incomplete projection data.

4 Discussion

The OpenPET based simultaneous whole-body PET/CT geometry provides an extended FOV for both of the CT and PET scans, as long as the gap width is less than or equal to the detector ring width. This enables whole-body imaging without moving the patient and allows simultaneous acquisition of the CT and PET data with the same FOV. The simultaneous imaging process enables the whole-body dynamic scan to get the functional and anatomical information at the same time. Attenuation correction artifacts caused by the organ and body movement could be significantly reduced as well. Since the OpenPET structure requires limited number of detectors, costs for clinical application would be significantly reduced.

For the detector arrangement, however, the PET detector element size (2 - 3 mm) is larger than that of the CT detectors (1 mm). Therefore, degraded CT image resolution would be expected. By axially extending the CT detector plane under the premise of adequate sensitivity profiles for PET scan, we improve the image quality with larger CT detector coverage instead of the PET detectors

Three x-ray sources were used in the proposed geometry, thus weak x-ray sources should be adopted for low dose radiation to the patients.

For the whole-body cone angle of 84.0° in this geometry, CT images suffered from a severe degradation. However, the iterative algorithm reconstructed image with better quality compared with those obtained from the analytical method. With regard to the computation time, modified reconstruction algorithms should be explored in the next phase.

5 Conclusion

The OpenPET based whole body PET/CT geometry enables simultaneous PET and CT scanning which can image the same FOV at exactly the same time. Improved attenuation and scatter correction could be expected. Simulation results indicate that iterative methods have better performance in terms of image quality compared with the analytical methods. However, modified reconstruction algorithm should be developed to solve the large cone angle artifacts with regard to the computation efficiency.

References

- [1] B. Sattler, et al. Radiotherapy and Oncology, vol. 96, no. 3, pp. 288–297, Sep. 2010.
- [2] M. Watanabe, et al. IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-51 (2004) 796.
- [3] Y. Zhang, et al. Conf. Rec. of 2007 IEEE NSS&MIC, pp4117–4122, 2007.
- [4] T. Yamaya, et al. Phys. Med. Biol., vol. 53, no. 3, pp. 757–773, Jan. 2008.
- [5] T. Yamaya, et al. IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 56, no. 5, pp. 2644–2650.
- [6] T. Yamaya, et al. Radiol Phys Technol, vol. 2, no. 1, pp. 62–69, Dec. 2008.
- [7] T. Yamaya, et al. Phys. Med. Biol., vol. 56, no. 4, pp. 1123–1137, Jan. 2011.
- [8] E. Yoshida, et al. IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 57, no. 1, pp. 111–116.
- [9] E. Yoshida, et al. Nuclear Inst. and Methods in Physics Research, A, vol. 621, no. 1, pp. 576–580, Sep. 2010.

第2章 クリスタルキューブ

(2-1)クリスタルキューブ検出器

吉田英治、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、シンチレータブロックの多面からシン チレーション光を検出するという独自コンセプト に基づいた、新しい3次元 PET 検出器「クリスタ ルキューブ」の開発を進めている[1]。従来の2次 元 PET 検出器ではガンマ線の入射方向が検出器に 対して傾斜すると空間分解能が劣化する問題点が あり、様々なタイプの3次元 PET 検出器が提案さ れているが、あらゆる入射方向に対して等方的な 分解能を有するには至っていない。一方、クリス タルキューブでは、立方体の微小結晶を 3 次元的 に積層し、多面からの Multi pixel photon counter (MPPC)による効率的な光収集により、等方的かつ 高い空間分解能を得ることを目指している。また、 生産性及び作製精度の向上を目的として、レーザ ーによるシンチレータ内部の加工方法[2]を開発し (1mm)³の等方分解能を実現した。

本研究ではさらなる高分解能に向けて、(1 mm)³ 以下の素子からなるクリスタルキューブの空間分 解能予測をシミュレーションにより実施した。ま た、レーザーによる内部加工を施したクリスタル キューブと従来の分割結晶によるクリスタルキュ ーブの性能比較を行った。

2. 方法

様々な素子サイズのクリスタルキューブの空間 分解能を評価するためにモンテカルロによるシミ ュレーションを実施した。検出器リングは 12 個の クリスタルキューブからなり、直径は 7.8 mm とし た。個々のシンチレータブロックのサイズは(18 mm)³であり、素子サイズは後処理で追加した。画 像再構成には 2D-FBP を用い、下記に示す視野中心 から複数点での重み付き平均を FWHM で評価した [3]。

Weighted average spatial resolution = $\frac{\sum_{i=1}^{3} FWHM_i \times offset_i}{\sum_{i=1}^{4} offset_i}$ (1)

次に、レーザーによる内部加工を施したクリス タルキューブと従来の分割結晶によるクリスタル キューブの性能比較を行った。Fig. 1 に評価した 3 種類のシンチレータブロックを示す。素子のサイ ズは(2 mm)³の LYSO 及び LGSO であり、4x4 のア レイ状の MPPC(Hamamatsu Photonics K.K., S10931-50P)をシンチレータブロックの6面にそれ ぞれ光学接着した。²²Na 点線源による一様照射に よって結晶弁別性能及びエネルギー分解能を評価 した[4]。



Fig. 1. Photographs of (a) a monolithic LYSO crystal before laser processing and (b) a laser-processed block. (c) Segmented array blocks manufactured with 2 mm cubic LGSO crystals. (d) The segmented array block with glue was optically coupled manually. (e) The segmented array block with air gaps was enclosed inside the light guide box.

3. 結果と考察

Fig. 2にシミュレーションによって得られた重み 付き平均空間分解能を示す。(1 mm)³以下の素子を 用いることで空間分解能の改善が見込まれ等方分 解能による更なる改善も期待できる。

また、Fig.3とFig.4に実測による3種類のシン チレータブロックにおける2次元ポジションヒス トグラムとエネルギースペクトルを示す。レーザ ーによる内部加工を施したクリスタルキューブは 従来の分割結晶に比べて高い結晶弁別性能とエネ ルギー分解能を有している事が分かった。



Fig. 2. Weighted average spatial resolutions of the 7.8-cm ring diameter scanner for several crystal sizes as a function of DOI resolution.

4. 結論

レーザーによる内部加工を施したクリスタルキ ューブは従来の分割結晶に比べても高い性能を有 しており、更なる微細加工によって空間分解能が 改善できることが期待できる。

参考文献

- T. Yamaya, T. Mitsuhashi, T. Matsumoto, N. Inadama, F. Nishikido, E. Yoshida, et al., A SiPM-based isotropic-3D PET detector X'tal cube with a three-dimensional array of 1 mm 3crystals, Phys. Med. Biol. 56 (2011) 6793–6807.
- [2] T. Moriya, K. Fukumitsu, T. Sakai, S. Ohsuka, T. Okamoto, H. Takahashi, et al., Development of PET Detectors Using Monolithic Scintillation Crystals Processed With Sub-Surface

Laser Engraving Technique, IEEE Trans. Nucl. Sci. 57 (2010) 2455-2459.

- [3] E. Yoshida, H. Tashima, Y. Hirano, N. Inadama, F. Nishikido, H. Murayama, and T. Yamaya, "Spatial resolution limits for the isotropic-3D PET detector X'tal cube," *Nuclear Inst. and Methods in Physics Research, A*, vol. 728, pp. 107–111, Nov. 2013.
- [4] E. Yoshida, Y. Hirano, H. Tashima, N. Inadama, F. Nishikido, T. Moriya, T. Omura, M. Watanabe, H. Murayama, and T. Yamaya, "The X'tal cube PET detector with a monolithic crystal processed by the 3D sub-surface laser engraving technique: Performance comparison with glued crystal elements," *Nuclear Inst. and Methods in Physics Research, A*, vol. 723, pp. 83–88, Sep. 2013.



Fig. 3. 3D position histograms from the 511 keV uniform irradiation of (a) the laser-processed block 1, (b) the segmented array block with glue, and (c) the segmented array block with air gaps. 2D images correspond to the 5th layer of the segment arrangement extracted from the 3D position histogram for each block.



Fig. 4. Energy spectra obtained using ²²Na point sources for (a) the laser-processed block, (b) the segmented array block with glue, and (c) the segmented array block with air gaps.

(2-2) モノリシック板積層型 DOI 検出器に対する光学シミュレーション

権藤朱音^{*1},品地哲弥^{*1},平野祥行^{*2},山谷泰賀^{*2*3},羽石秀昭^{*2*3} *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 *3 千葉大学フロンティア医工学センター

1. はじめに

DOI(Depth Of Interaction)検出器は深さ方向の消 滅放射線相互作用位置の計測が可能である為, PET 装置の空間分解能向上が可能である.これまで結 晶を積層し,反射材により光子の動きを制限する 方法[1]や全面読み出し[2]など多くの種類のDOI検 出器が研究されてきた.これらの検出器は高空間 分解能,高感度を達成するが,結晶作成コストの 抑制が課題である.一方で近年,結晶作成のコス ト抑制を可能とするモノリシック結晶検出器の研 究が注目されている.しかし,モノリシック結晶 検出器において高空間分解能を実現為には複雑な 相互作用位置推定法を必要とする[3].

そこで、我々のグループでは両者のコンセプト を組み合わせた、モノリシック板積層型 DOI 検出 器(本論文で stack of planer scintillators: SOPS とす る)を提案している[4]. SOPS は板状のモノリシッ クシンチレータを積層し、組立工数を削減すると ともに層構造により光子の広がりを抑制する.想 定した検出器のジオメトリを Fig.1 に示す.本報で は SOPS に対して光学シミュレーションを行い、表 面粗さが SOPS の空間分解能に与える影響と SOPS の各層にレーザ加工面を作成した際の効果の調査 結果を報告する.



Fig. 6 想定する SOPS 検出器ジオメトリ

2. 方法

2.1 光伝搬シミュレータ

検出器の作成条件を Table 1 に示す. SOPS は LGSO 結晶 6 層で構成され、受光素子は検出器の上 面と底面の 2 面のみに設置する. 結晶間は空気層 (屈折率 1.00)を想定し、反射材は挿入しない. また、 受光素子が存在しない結晶表面は反射材で覆う.

各相互作用位置で光子を発生させ、各光子をモ ンテカルロシミュレーションにより追跡する.相 互作用位置推定には受光素子で検出された光子数 の信号を用いて、式(1)に示す重心位置演算法であ る Anger 法を使用した.

$$\boldsymbol{r} = \frac{\sum_{i=1}^{n} s_{i} r_{i}}{\sum_{i=1}^{n} s_{i}}, \quad \boldsymbol{r} = [r_{x} \quad r_{y} \quad r_{z}]^{t} \tag{1}$$

ここで、S_i と**T**_iはそれそれ検田元子数と1番日の 受光素子の位置を示す.シミュレータの精度検証 はモノリシック検出器に対するシミュレーション 結果と実験結果のポジションヒストグラムを比較 することにより行った.

Table 1 シミュレーション条件

Scintillator	LGSO
Scintillator size	18x18x3 mm ³
Photo detector	MPPC
Size of MPPC	3 x 3 mm ²
Reflectance of reflector	0.96
Energy of radiation	511 keV

2.2 表面粗さ

シミュレーションで設定する表面粗さに実際の 結晶表面の情報を与え、対応付けを行うことを目 的とし、表面の粗さが異なるシンチレータをレー ザ顕微鏡で測定した.

一方,シミュレータでは粗い結晶表面は三角形 パッチを用いた微小平面により構成する.基準と なる表面の法線と微小平面の法線がなす角の標準 偏差は N(0, πt/2)に従うガウス乱数により決定され る.シミュレーションでは検出器を構成する全て の結晶表面に同じ表面粗さを設定した.

2.3 レーザ加工面作成

結晶に光学特性を持つレーザ加工面(以下 laser-processed boundary: LPB とする)を任意に配置 できるモンテカルロシミュレータ[5]を基に LPB を SOPS に設定した. LPB の光学特性はレーザ光と受 光素子を用いて測定を行っている[5]. LPB により SOPS の各層を 6 x 6 に分割し,光子の動きに制限 を加える.

2.4 シミュレーションと評価方法

表面粗さの評価を行うシミュレーションでは, 20,000回消滅放射線を検出器に入射させ,入射位 置は以下の位置に従う.

$$(x, y) = (4 \times m + 1, 4 \times n + 1)$$
(2)

$$m, n = 0, 1, 2, 3, 4$$

各放射線入射に対して受光素子で検出する信号

のシミュレーションを行い,式(1)の r_x , r_y , r_z が計算される.

層間の境界面により SOPS では、各層の相互作用 位置は r_z の値によって弁別が可能である.また、空 間 分 解 能 は 各 層 で 算 出 す る . r_x , r_y の2次元ポジションヒストグラムに対してガウ スフィッティングを行い、標準偏差を用いて空間 分解能を算出する.

3. 結果

3.1 光伝搬シミュレータ

シミュレーションと実験結果の検証は同様の条件下で行った.実験ではガンマ線を点線源から直径1mmの5x5の穴が空いたコリメータを通して検出器に照射した.

相互作用位置は 4mm 間隔に設定した.1 層目か ら3層目の2次元ポジションヒストグラムを Fig.2 に示す.実験とシミュレーションは同様の傾向を 示した.受光素子から離れた位置に存在する3層 目ではポジションヒストグラムが縮み、各照射点 の明確な弁別は不能である.



Fig. 7 ポジションヒストグラム

3.2 表面粗さ変化

レーザ顕微鏡で測定した結晶は化学研磨または, 異なる大きさの砥粒(#4000, #2000, #1000, #500)に よる機械研磨で表面が加工されている.測定によ り結晶表面のプロファイルを取得し,シミュレー ションで設定する粗面率と対応付けた.結果を Table 1 に示す.今回の測定で最も粗い結晶表面は 粗面率 t=0.21、最も滑らかなものは t=0.05 となった.

測定結果からシミュレーションで設定する粗面 率は 0.05 から 0.25 の範囲で変化させた. また, r_x のプロファイルを用いて式(3)より空間分解能を算 出した.

$$FWHM = 2\sigma\sqrt{2\log 2} \tag{3}$$

SOPS における粗面率と各層の中心部の空間分 解能の関係を Fig.3 に示す.結果から滑らかな結晶 ほど高分解能を示すことが示唆された.また,受 光素子から離れた層ほど低分解能となる.

Table 3 Results of surface measurement by a laser microscope

	Chemical	Mechanical polishing			
	etching	#4000	#2000	#1000	#500
Roughness rate, t	0.08	0.05	0.10	0.16	0.21



Fig. 3 Spatial resolution of SOPS

3.3 LPB を設定した SOPS

LPB を作成した SOPS のシミュレーションでは 照射位置は3 mm 間隔,6x6点とした.Fig.4に SOPSとLPBを作成した SOPSの2種類の2次元ヒ ストグラムを示す.SOPSでは照射点の弁別が不能 である.一方で各層に作成したLPBにより光子の 動きが制限され,全ての層で照射位置を弁別する ことが可能となった.LPB により検出器の性能が 向上することが示された.



Fig. 4 LPB の影響評価

4. 結論

モノリシック板積層型 DOI 検出器を想定したシ ミュレータを構築し,結晶表面の状態が空間分解 能に与える影響を調査した.その結果,結晶表面 が滑らかであるほど高空間分解能に消滅放射線の 相互作用位置が計測できることが示唆された.ま た結晶に LPB を作成し,全層で相互作用位置の弁 別が可能となった.

- [1] F Nishikido, N Inadama, et al., Nucl. Inst. Meth. A., 621, pp. 570-5, 2010
- [2] T Yamaya, T Mitsuhashi, et al., Phys. Med. Biol., vol. 56, pp. 6793-6807, 2011
- [3] DR Schaart, HT van Dam, et al., Phys. Med. Biol., vol. 54, pp. 3501-3512, 2009
- [4] Y Hirano, N Inadama, et al., IEEE Nucl. Sci. Symp. Conf. Rec. MIC M18-29, 2012.
- [5] Ogata.Y, Ohnishi T, et al, Radiol Phys Technol. 7, pp. 35-42, 2014

(2-3) 板状シンチレータを用いた X'tal cube 検出器の高分解能化

稲玉直子¹⁾、平野祥之¹⁾、錦戸文彦¹⁾、新田宗孝^{2,1)}、山谷泰賀¹⁾
 1) 放射線医学総合研究所・分子イメージング研究センター
 2) 千葉大学理学研究科

1. はじめに

X'tal cube (クリスタルキューブ)は、高分解能 で放射線検出位置を3次元的に読み出すことがで きる PET 検出器である[1]。構造を図1に示す。内 部が小さな立方体の3次元配列にセグメント化さ れたシンチレーション結晶ブロックの全6面に、 小型の受光素子である multi-pixel photon counter

(MPPC)が結合する。MPPC間の領域はシンチレ ーション光が抜けないよう反射材で覆われる。結 晶ブロックのセグメント間は反射材を挿入せず光 学的不連続面としている。従って、放射線検出で 発生したシンチレーション光は全表面に向かって 広がり、MPPCに入射する。MPPC信号を位置演算 しその結果を3次元 position histogramに表すと、 各結晶セグメントに対応する応答が現れる。それ らのセグメント応答が重なりなく弁別できれば、 放射線を検出したセグメントの識別が可能となり、 検出器はセグメントサイズの分解能を得ることに なる。

昨年の報告では、結晶ブロックの3次元のセグ メント化をレーザー加工(浜松ホトニクス)[2]で 行うことにより、1mmx1mmの検出器分 解能を得ることができたこと、さらに量産を考え 結晶ブロックの作成がより簡単な2次元のレーザ ー加工で済むよう板状シンチレータの使用を提案 し、その構造で2mmx2mmx2mmのセグメント の識別ができたことを示した[3-5]。本報では、板 状シンチレータを用いた構造でさらなる高分解能 化の試みとして1mmx1mmのセグメン トの識別が可能かX'tal cubeを試作して性能を評価 したので、その結果を示す。



図1 X'tal cube の構造

2. 方法

図2(a) に示すように、レーザーにより 18×18 にセグメント化された 18 mm×18 mm、厚さ1 mm (1 セグメントが 1 mm 角の立方体)の Lu_{2(1-x)}Y_{2x}SiO₅ シンチレータ (LYSO, x = 0.1, Crystal Photonics Inc. (CPI); USA) 18 枚を重ねて(間は空 気)結晶ブロックを構成し、結晶ブロック各表面 に MPPC 4×4 配列を結合した。結晶表面は機械研 磨である。MPPC とセグメントの相対位置を図 2 (b) に示す。結合には接着剤である RTV ゴム (KE420、 信越シリコン社製、屈折率 = 1.45)を伸ばして乾 かした約 0.2 mm 厚のシートを用いた。ゴムなので シンチレータが滑らず固定され、接着するわけで はないので薄い板状シンチレータに大きな負荷を かけずに MPPC 配列から再び剥がすことができる。 MPPC は、S10931-050P (浜松ホトニクス、micro-pixel

(50 μm × 50 μm) : 3600 個、fill factor : 61.5 %、 active area : 3.0 mm × 3.0 mm)、MPPC 間を覆う反射 材は multilayer polymer mirrors (住友 3M、反射率 : 98%、厚み: 0.065 mm)を用いた。

²²Na からの y 線 (511 keV) を試作した X'tal cube に一様照射し性能評価を行った。MPPC の信号は Flat cable で読み出し、データの収集は NIM、 CAMAC システムで行った。



Crystal segment (1 mm x 1 mm)

図 2 (a) 高分解能 X'tal cube 試作器の結晶ブロッ クの構造。(b) MPPC とセグメントの相対位置。

3. 結果と考察

図 3 (a) に X'tal cube 試作器で得られた 3 次元 position histogram を示す。LS-L(Light spread - Laser) はレーザー加工面を通過してシンチレーション光 が広がる方向を表し、LS-A は板状シンチレータ間 の空気層を通って光が広がる方向を表している。 図3(b)(c) は(a) から板状シンチレータ1枚分のセ グメント応答を抜き出した2次元 position histogram である。セグメント応答の弁別が悪くなっている のは、MPPC間に位置し反射材で覆われている表面 のセグメント(図2(b)参照)の応答である。しか し、そこ以外の応答はすべて弁別可能であった。 図 3(d) は、以前作成した 3 次元ともレーザー加工 でセグメント化した X'tal cube で得られた図3(c) と同じ位置のセグメントの応答である。この X'tal cube では、反射材で覆われた部分のセグメント応 答も十分弁別可能となっている。またこれらの position histogram の比較より、板状シンチレータを 用いた場合は応答が直線に並ぶことが示された。



図 3 (a) 3 次元 position histogram、(b) (c) 板状シンチ レータ 1 枚分の 2 次元 position histogram、(d) レー ザーの 3 次元加工でセグメント化した X'tal cube で 得られた結果 ((c)のセグメントに対応)。

図4(a) に全セグメントの波高分布を示す。光電 ピークが広がっていないことは、セグメントごと の光量のばらつきが小さいことを示す。図4(b) に 図3(b)(c) の端と中央のセグメントの波高分布を 示す。セグメント1は MPPC に直接結合していお り、セグメント4 は結晶ブロックの中心付近のセ グメントである。表1にセグメント1-4と全セグ メントの発光量の相対値とエネルギー分解能を示 す。エネルギー分解能は約10%で、MPPC との距 離に大きな違いのあるセグメント1と4の発光量 は同等であった。



図 4 (a) 全セグメントと (b) 各セグメントの波 高分布

表1	発光量	(相対値)	とエネルギー	·分解能
----	-----	-------	--------	------

Segment	1	2	3	4	All
Light output [a.u.]	1.07	1.02	0.97	0.95	1
Energy resolution [%]	9.3	10.3	10.2	10.2	14.8

4. 結論

板状シンチレータの使用は、シンチレータの深 い部分での加工が困難というレーザー加工の短所 を補い、結晶部に亀裂が入った場合も部分的な交 換で済むという利点をもつ。板状シンチレータを 用いた本試作器では、十分な性能を確認できた。 高分解能化を試みセグメントサイズを半分(セグ メント数は8倍)にしたことでセグメント応答の 弁別が悪い個所が見られたが、この劣化はMPPC が密に配列された受光素子を用いることで改善さ れると考えられる。

- [1] Yazaki Y, et al.: IEEE Trans Nucl Sci 59: 462-468, 2012.
- [2] Moriya T, et al.: IEEE Trans Nucl Sci 57: 2455-2459, 2010.
- [3] 稲玉直子 他: 平成 24 年度次世代 PET 研究 報告書: 59-61.
- [4] Yoshida E, et al.: IEEE NSS MIC CR: M16-15, 2012.
- [5] Inadama N, et al.: IEEE Trans Nucl Sci 61: 53-59, 2014.

第3章 PET/MRI

(3-1) PET/MRI プロジェクト概要

山谷泰賀 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

MRI のボア内に薄い PET リングを挿入する PET/MRI は、これまでの PET/CT に取って代わる 可能性があることから、世界的に活発な研究開発 が行われている。PET/CT と比較した場合、CT 被 曝がゼロになることに加えて、MRI による軟組織 の高いコントラストが診断能を高めると期待され ている。最近シーメンスより、臨床用 PET/MRI と しては世界初の製品となる「mMR」が発売された ことは記憶に新しい。一方で、PET/MRI では未解 決の課題も多い。具体的には、増倍率に優れない アバランシェフォトダイオード (APD) ではなく、 光電子増倍管と同等の性能が期待できるシリコン フォトマル (SiPM)を用いた検出器の新規開発や、 MR 画像を基にした PET 吸収補正法の開発が求め られている。

2. NEDO/島津製作所プロジェクト(本報告書 3-7,3-8) そこで我々は、独立行政法人新エネルギー・産 業技術総合開発機構(NEDO)/株式会社島津製作 所から委託を受け、平成 22 年度より「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)」における「磁 場中で動作する DOI 検出器の基礎研究」と「MRI 画像から PET 吸収補正データを生成する手法の研 究」を担当してきた。前者は、平成 23 年度に完了 し、現在は後者に絞って研究開発を進めている。

3. JST 機器開発プロジェクト(本報告書 3-2~3-6)

一方で、これまで培ってきた DOI 検出器やクリ スタルキューブ検出器を応用して、独立行政法人 科学技術振興機構の研究成果展開事業(先端計測 分析技術・機器開発プログラム)により、放医研 を中心にして、独自方式の新しい PET/MRI を開発 するプロジェクト「普及型・高精細 PET/MRI 一体 型装置の開発」を開始した(平成 25 年 10 月から 平成 28 年 3 月まで)。

具体的には、アルツハイマー病の発症前診断な ど頭部 PET のスクリーニング的利用のニーズを先 読みして、普及性と PET 分解能の 2 点について、 市販 PET/MRI が持つ問題の解決を図る。 普及性は、すなわち装置コストの問題である。 CT 被ばくがないのは大きな利点であるが、高い装置コストは、アルツハイマー病のスクリーニング 検査の普及には大きな障壁となるであろう。

PET 分解能は、PET/MRI に限らず PET 全般の問題であり、市販装置では中心部は 5mm 程度とまだよいものの、画像周辺では 10mm 程度にまで低下してしまう。頭部診断では、画像中均一で 1mm 台の PET 分解能が望ましいとされてきたが、未だに改善されていない。

そこで本開発では、普及型・高精細 PET/MRI 一 体型装置の実現に必要な要素技術を開発する。

まず DOI 検出器を磁場対応化することで、 PET/MRI として利用できるようにする。DOI 検出 器により、視野中で均一な高い空間分解能が実現 される。視野中均一な分解能が得られるというこ とは、検出器リングを小さくして撮像対象に検出 器を近づけても、PET 画像の分解能が劣化しない ことを意味する。PET 検出器リングをなるべく小 さくすることは、理論的には、1.分解能を改善 する(消滅放射線の180°からずれによる影響を低 減する)、2.立体角を高めて感度を上げる、3. 使用する検出器数が減ってコストが下がるという 点で利点ばかりであるが、これらは DOI 検出器な くして実現は不可能であった。

そして、本開発の最大の狙いは、従来のような PET/MRI 装置を開発するのではなく、PET 付の MRI 用コイルを開発するという新発想である。通 常 MRI は、撮像対象に特化した RF コイルを用い て信号を受信する。このコイルのバリエーション のひとつとして、PET 付コイルを開発しようとす るものである。MRI 装置の普及台数は PET 装置と 比較にならないほど多く、世界で数万台が稼動し ている。最終的には、既存のすべての MRI を PET/MRI にアップグレードすることを目指したい。



(3-2) PET/MRI 用 DOI 検出器の半導体受光素子数およびライトガイド形 状最適化に向けたシミュレーション

水島弘雅、菅幹生 千葉大学・工学研究科

1. はじめに

近年、PET 装置と MRI 装置とを組み合わせた PET/MRI 装置は CT 装置による被曝量を軽減でき るため、要素技術や装置開発研究が盛んに行われ ている。放射線医学総合研究所では、近接撮像を 可能とする DOI 型 PET 検出器の優位性を生かした PET/MRI 一体型装置の開発を進めている。 PET/MRI 一体型検出器では、MRI のバードケージ コイルの隙間に DOI-PET 検出器を配置することで 高感度と高空間分解能が実現可能である。PET 検 出器には、MRI 内で発生する磁場の影響を受けな い半導体受光素子 MPPC(multi pixel photon counter) をシンチレータ結晶ブロックの撮像対象から最も 離れた1面のみに配置する。DOI-PET 検出器に配 置する受光素子数が多いほど消滅 γ 線の検出確率 を高くできるが、コストと運用を考えると受光素 子数は少ない方が良い。本研究は、MPPC 配置数を 少なくした際に消滅 γ 線吸収結晶弁別精度に与え る影響を調べるとともに、結晶ブロックと MPPC の間に挿入して光子の移動経路を変化させるライ トガイドを最適化することで、MPPC 配置数が少な い場合でも光子の検出確率の低下と γ 線吸収結晶 弁別精度の劣化を抑制できることをシミュレーシ ョンにより示すことを目的とした。

2. 方法

2.1 シミュレーション設定

本研究では、3.0×3.0×5.0 mm³のLGSO(屈折 率 1.85) を 16 × 16 × 4 に配列した検出器を想定し たシミュレーションを行った。ライトガイドはア クリル(屈折率 1.49)とし、結晶ブロックの下面 のみにライトガイドと MPPC を光学接着(屈折率 1.45) で配置した(図1)。結晶ブロック表面とラ イトガイド表面は検出光子数を多く保つために反 射剤で覆った。ライトガイドの形状は長方体型ラ イトガイド2 mm、台形型ライトガイド2 mm、長 方体型ライトガイド(拡散部)2mmと台形型ライ トガイド(集光部)79度を組み合わせた板チョコ 型ライトガイドを比較した(図2)。各ライトガイ ド形状は別途行ったシミュレーションにより厚さ、 角度の最適化を行った。また、MPPCは6×6に配 列し、各 MPPC の有感領域を 3.0 × 3.0 mm²、反射 剤の反射率を98%とし、511 keVのγ線を検出器上 方から一様照射したシミュレーションを行った。



2.2 評価方法

各ライトガイド形状が光子の検出確率と γ 線吸 収結晶弁別精度に与える影響を調べるために 2 次 元ヒストグラムを作成した.また、定量的な評価 指標として光電ピーク比率と平均誤差距離を求め た。光電ピーク比率は、特定の検出器構造によっ て得られた光電ピーク位置 P1を基準とし、他の検 出器構造から得られた光電ピーク位置 P2を正規化 したものを光電ピーク比率 P (=P2/P1) と定義した (図 3)。誤差距離は推定結晶の中心から実際の相 互作用位置までの距離を表したものであり、誤差 距離の算出時には重心演算法の 1 つである Anger 法を用い、全ての γ 線イベントに対する算術平均を 求めた(図 4)。



3. 結果と考察

ライトガイドを利用しない場合、長方体型ライ トガイド2mmを利用した場合、台形型ライトガイ ド2mm を利用した場合、拡散部を2mm とし集光 部を79度とした板チョコ型ライトガイドを利用し た場合の2次元ヒストグラムと、6個の結晶に対応 したプロファイルを図5に示す。また、各ライト ガイド形状における光電ピーク比率と結晶ブロッ ク中心部における平均誤差距離をそれぞれ図 6 と 図7に示す。光電ピーク比率は,16×16個のMPPC で隙間なく配置した場合を基準として正規化した 値である。ライトガイドなしでは、2次元ヒストグ ラム中心部においてもクラスタが重なり、クラス タ同士の境界面を弁別することが難しい。長方体 型ライトガイド、台形型ライトガイドでは、一部 クラスタが重なっている部分はあるが、結晶に接 する MPPC 以外の MPPC に光子が到達しやすくな るため、2次元ヒストグラムにおける各クラスタ間 の距離が離れ、ライトガイドがない場合と比較す るとクラスタの境界面を弁別しやすくなった。板 チョコ型ライトガイドでは、MPPC が直下にない光 子も集光し、結晶に最近の MPPC 以外の MPPC へ の光子到達確率が大きく向上した結果、クラスタ 間距離がより離れ、2次元ヒストグラムの中心部に おけるクラスタ同士の境界面を弁別できた。また、 ライトガイドがない場合と比較して、光電ピーク 比率が 3.45 倍の大きさとなり、平均誤差距離が 3.4%小さくなった。



(b) 長方体型ライトガイド





(d) 板チョコ型ライトガイド

図5 各ライトガイド形状の2次元ヒストグラ ムとプロファイル



図6 各ライトガイド形状の光電ピーク比率



図7 各ライトガイド形状の平均誤差距離

4. 結論

板チョコ型ライトガイドを最適化することによ り、MPPC 配置数を 16×16 から 6×6 に 86%減ら しても,光子の検出確率の低下と結晶ブロック中 心部における γ線吸収結晶弁別精度の劣化をそれ ぞれ 34.6%と 8.4%に抑制できることをシミュレー ションにより明らかにした。

ただし、現状の板チョコ型ライトガイドでは 2 次元ヒストグラム辺縁部におけるクラスタを弁別 できないため、板チョコ型ライトガイド辺縁部の 形状や、MPPC 配置数の変更を検討する必要がある。

参考文献

[1] Tomoaki Tsuda, et al., A Four-Layer Depth of Interaction Detector Block for Small Animal PET, IEEE TNS 51(5), 2004

(3-3) デジタル SiPM を用いた 4 層 DOI 検出器の性能評価

吉田英治¹⁾、Ian Somlai-Schweiger²⁾,田島英朗¹⁾、Sibylle Ziegler²⁾,山谷泰賀¹⁾ ¹⁾ 放医研・分子イメージング研究センター ²⁾Nuklearmedizinische Klinik und Poliklinik Technischen Universität München

1. はじめに

半導体受光素子である Si photomultipliers (SiPM) は光電子増倍管を置き換えるべく PET 用検出器と して利用され始めている。SiPM は薄型かつ光電子 増倍管(PMT)と同程度の増幅率を有し、静磁場 の影響を受けにくい等の利点がある。近年、Philips 等によって SiPM 自身に信号処理回路を組み込ん だデジタル SiPM [1]の開発が進められている。デジ タル SiPM は受光素子内で信号をデジタル化する ことによってノイズの影響を低減しつつ単一光子 による信号検出が可能であり、高い時間分解能を 達成できるものと期待されている[2],[3]。一方、 我々のグループで開発した 4 層 depth-of-interaction (DOI)検出器は結晶間の反射材を最適化し、一般的 な PET 用検出器と同様の信号処理によって 4 層ま での深さ識別が可能であり、これまで PMT、アバ ランシェフォトダイオード(APD)や MPPC 等の受 光素子を用いた検出器を開発してきた。本研究で はデジタル SiPM を用いることで TOF-PET 用 DOI 検出器としての性能を評価した。

2. 方法

Fig. 1 にデジタル SiPM アレイ (DPC-3200, Philips) を用いた TOF-PET 用 DOI 検出器を示す。デジタル SiPM は 4×4 の Die から構成され、それぞれの Die は位置弁別が可能な 2×2 の Pixel からなる。時間 情報及び検出光子数は Die 単位で独立して保存さ れる。Fig. 2 にデジタル SiPM の検出ロジックを示 す。デジタル SiPM では個々の Pixel は 3200 個のガ イガーモード APD から構成され、光子を検出した APD の数を出力する。トリガーは単一光子から可 能であるが、大部分はダークノイズなので Valid 部 で十分な光量があるかを検出し、信号と判断した ら Integration 部で実際の光量を算出する。信号を取 り出した後、デジタル SiPM は初期化して待機状態 に移行する。

シンチレータブロックは 2.9×2.9×5 mm³の LGSO を 8×8 の 4 層に積層し1 mm 厚のライトガ イドを挟んでデジタル SiPM に光学接続した。Fig. 3 に同時計数測定のセットアップを示す。上下対向 する位置に配置したデジタル SiPM に下方のみに 4 層 LGSO シンチレータを配置し、上方は同時計数 測定のリファレンスのための単一の LGSO シンチ レータを光学接続した。²²Na 点線源を用いて 2D ポ ジションマップ、エネルギー分解能及び時間分解 能を測定した。デジタル SiPM のデータ収集はコン

トロールボードに USB 接続した PC から行い、PC 上のソフトウェアからデジタル SiPM のパラメー タ変更が可能である。本実験では時間分解能を優 先するため単一光子によるトリガーによってデー タを収集した。 デジタル SiPM はそれぞれの Die が 独立して動作するため、そのままではアンガー計 算には適さない。このため neighbor logic[4]と呼ば れるモードによって最初に検出された Die が他の Die にトリガーをかけることによって検出光子の アレイ上分布を得ることができる。また、デジタ ル SiPM は Die ごとに検出時間のタグが大きく異な る事が知られており(最大で1 ns 程度)[5]、²²Na の一様照射データを用いて time skew 補正ファクタ ーを取得した。本測定では neighbor logic を用い、 valid length は 10 ns、integration length は 45 ns、同 時計数時間幅は20 ns とした。





Fig. 1. Illustration of the 4 layered DOI detector using digital SiPM.

Fig. 2 Schematic of acquisition sequence of the digital SiPM array.



Fig. 3. Measurement setup.

3. 結果と考察

Fig. 4 に 4 層 DOI 検出器の 2D ポジションマップ を示す。辺縁部の結晶は一部重なっているが良好 な位置弁別性能を有していることが分かった。

Fig. 5に4層 DOI 検出器のエネルギースペクトル とタイミングヒストグラムを示す。タイミングヒ ストグラムは time skew correction 後のデータであ る。また、Table 1 に各層での波高値、エネルギー 分解能、時間分解能を示す。3,4 層目の波高値と時 間分解能は 1,2 層目に比べて少し良い傾向があっ た。3,4 層目のエネルギー分解能がわずかに劣化し ているのは結晶弁別を行った結果、上層のイベン トが一部混入しているためであると考えられる。

Table 2 に結晶素子ごとの光量、タイミング補正 後の全体でのエネルギー分解能と時間分解能を示 す。また、比較のために1層のみの LGSO ブロッ ク(結晶間が空気層と反射材の2種類)での測定 結果も追加した。4 層 DOI 検出器の時間分解能は 5回測定の平均で293 ps であった。一方、1 層のみ の LGSO ブロックでの結果は210 ps 程度であり、 シンチレータ長が 4 倍になっても十分に高い時間 分解能を有しているといえる。



Fig. 4. 2D position histogram of the four layered LGSO array.



Fig. 5. Energy spectra and timing histogram of four-layered LGSO array after the detector calibration.

Table 1. Average pulse height and energy resolution and timing resolution of each crystal for the four layered LGSO array.

	Pulse height (a.u.)	Energy resolution (%)	Timing resolution (ps)
1 st layer	2240±154	14.7±1.8	290±27
2 nd layer	2234±123	14.6±1.4	290±32
3rd layer	2270±160	16.2±2.2	282±30
4 th layer	2271±126	16.6±2.1	270±40

Table 2. Summary of average energy resolution and timing resolution after the all detector calibration from five times measurements.

	Energy resolution (%)	Timing resolution (ps)
8x8 reflector	13.0±0.1	209±5
8x8 without reflector	17.2±0.1	210±4
8x8 4layer	16.7±0.1	293±2

4. 結論

本研究ではデジタル SiPM を用いた TOF-PET 用 DOI 検出器を開発した。基本性能を測定した結果、 本検出器は4層 DOI 識別が可能であり 300 ps 以下 の高い時間分解能が得られた。

- C. Degenhardt, G. Prescher, T. Frach, A. Thon, R. de Gruyter, A. Schmitz, and R. Ballizany, "The digital Silicon Photomultiplier — A novel sensor for the detection of scintillation light," presented at the Nuclear Science Symposium Conference Record (NSS/MIC), 2009 IEEE, 2009, pp. 2383–2386.
- [2] S. Seifert, H. T. van Dam, J. Huizenga, R. Vinke, P. Dendooven, H. Löhner, and D. R. Schaart, "Monolithic LaBr3:Ce crystals on silicon photomultiplier arrays for time-of-flight positron emission tomography," *Phys. Med. Biol.*, vol. 57, no. 8, pp. 2219–2233, Apr. 2012.
- [3] H. T. van Dam, G. Borghi, S. Seifert, and D. R. Schaart, "Sub-200 ps CRT in monolithic scintillator PET detectors using digital SiPM arrays and maximum likelihood interaction time estimation," *Phys. Med. Biol.*, vol. 58, no. 1, pp. 3243–3257, May 2013.
- [4] D. Schug, P. M. Duppenbecker, P. Gebhardt, B. Weissler, B. Zwaans, F. Kiessling, and V. Schulz, "First evaluations of the neighbor logic of the digital SiPM tile," presented at the Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC), 2012 IEEE, 2012, pp. 2817–2819.
- [5] R. Marcinkowski, S. España, H. Thoen, and S. Vandenberghe, "Performance of Digital Silicon Photomultipliers for Time of Flight PET scanners," presented at the Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC), 2012 IEEE, 2012, pp. 2825–2829.

(3-4) コイルー体型 PET-MRI 用 4 層 DOI 検出器の MRI 測定中での性能評価

錦戸文彦¹、小畠隆行²、清水浩大³、菅幹生³、稲玉直子¹、山谷泰賀¹ ¹放射線医学総合研究所・分子イメージング研究センター ²放射線医学総合研究所・重粒子医科学センター ³千葉大学・工学研究科

1. はじめに

PET と MRI の同時撮像を可能とする PET/MRI 装置は、PET/CT 装置と比較して被ばく量が少なく なることや、2 つの機能画像を同時に取得すること が可能になる事などの利点を持っている。我々の グループでは近接撮像を可能とする4層 DOI(depth of interaction)PET 検出器[1]の優位性を生かして、図 1 に示す様な RF コイルー体型の PET 装置の開発を 進めている[2]。特徴は RF コイルの内側には RF パ ルスに影響を与えないシンチレータのみを配置し、 影響の大きいと考えられる受光素子・回路・シー ルドボックスなどはコイルの外側に置くことで、 ガンマ線を検出するシンチレータを可能な限り測 定対象に近づけ、感度と分解能の向上を実現する。

現在 PET 検出器をマウント可能なテスト用コイ ルの開発を行い、試作 PET 検出器と同時測定を行 うことで評価を進めている。今回は光分配型 4 層 DOI 方式を用いたテスト用 DOI-PET 検出器を作製 し、MRI 中で測定行うことで DOI-PET 検出器・MRI 双方への影響を調べた。



図1 RF コイル一体型 PET-MRI システム

2. 方法

試作検出器はシンチレータブロック、Multi-pixel photon counter (MPPC)アレイ、ウェイトサム基板、 銅製シールドボックスで構成される(図 2)。シンチ レータブロックは 2.9 × 2.9 × 5.0 mm³ の LGSO を $12 \times 4 \times 4$ 層のアレイ状にくみ上げたものを使用し た。4 × 4 個のサイズが 3 × 3mm² のピクセルからな る MPPC アレイ(S11064-050P, Hamamatsu Photonics K. K.)を一列に 6 個並べた所に 2 個のシンチレータ ブロックが置かれている。MPPC アレイはウェイト サム基板に取り付けられており 96ch の MPPC の信 号を4chに減らした後、データ収集回路に送られる。 これらは銅製のシールドボックス内に入っている。 図3に実際に試作した一体型PET/MRI用コイル を示す。コイルはバードケイジ型のコイルとなっ ており、8つのエレメントが275mm径で並べられ ている。PET 用検出器は専用のホルダに固定する ことが可能であり、ちょうどエレメント間に検出 器が来るように設計されている。

MRI 装置には Siemens MAGNETOM verio (3T)を 用いた。PET 検出器の検出器部分のみを MRI 室に 入れてあり、長さ 10m の同軸ケーブルを通して MRI 室外の電源やデータ収集装置等に接続されて いる。PET 検出器は 511keV のガンマ線に対する結 晶弁別能・エネルギー分解能、MRI はファントム 画像から互いの影響を調べた。



図2 試作4層 DOI 検出器



図3 PET 検出器を搭載した試作 RF コイル

3. 結果と考察

図4に MRI 測定の有無でのポジションマップの 比較を示す。MRI の測定は Gradient echo 法(GRE, TR = 7300 ms, TE1 = 2.46 ms, TE2 = 7.38 ms)と spin echo 法(SE, TR = 5000 ms, TE = 94 ms)の 2 種類のシ ーケンスを用いた。図から解る通り MRI と同時測 定を行った場合でもポジションマップに変化は見 られず、全ての結晶が弁別可能である。エネルギ ー分可能についても、一層目の結晶に対して 14.4 ± 0.9 % (MRI off)、14.6 ± 0.9 % (GRE)、14.7 ± 1.0 % (SE)と殆ど劣化は見られなかった。このことから PET 検出器に対する MRI 測定の影響は殆ど無いと 考えられる。

次に、spin echo 法を用いて得られた MRI 画像(図 5)から、MRI 画像に対する PET 検出器の影響を調 べた。PET 検出器無し、PET 検出器有り(電源 off)、 PET 検出器有り(電源 on)の条件に対してそれぞれ 差分法を用いて得られた S/N 比は 247.77、242.80、 44.948 となっており、PET 装置の電源を入れるこ とによって MRI 画像にノイズが混入しているとい う結果が得られた。現在、RF コイルー体型 PET-MRI に対して効果的なシールドボックスの開 発を進めているところである(3.6「シールドボック スの開発」)[3]。

4. 結論

ー体型 PET/MRI 用コイルの試作と試作用 PET 検 出器との同時測定を行い、その性能評価を行った。 PET 検出器に関しては MRI との同時測定でも問題 無く動作するという結果が得られたが、MRI 画像 に対する PET 検出器からの雑音の影響については 課題が残っており、研究を進めているところであ る。加えて PET イメージングの性能評価を行うた め、1 リング試作機の設計・製作も平行して進めて いる所である。

参考文献

- [1] Tomoaki T, Murayama H, Kitamura K, et al., IEEE Trans. Nucl. Sci. 51,(2004), pp.2537-42.
- [2] Nishikido F, Tachibana A, Obata T, et al., 2011 IEEE Nucl. Sci. Symp. Conf. Rec., M13-7, 2011.
- [3] Shimizu K, Suga M, Tachibana A, et al., 2013 IEEE Nucl. Sci. Symp. Conf. Rec., M05-5, 2013



(a) MRI off



(b) GRE



(c) SE 図4 MRI 測定の有無でのマップの比較。(a)MRI 測定無し(b)測定有り(GRE)(c)測定有り(SE)



(a) PET 検出器無し

(b) PET 検出器有り(電源 off)
 (c) PET 検出器有り(電源 on)
 図 5 PET 検出器の有無での MRI 画像の比較

島添健次、織田忠、高橋浩之 東京大学大学院工学系研究科

1. はじめに

近年の高分解能 PET(Positron Emission Tomography)システムにおいてはピクセルサイズ の小型化およびピクセル数の増大が著しく各チャ ネルからの信号処理には高い集積度が実現可能な 特定用途向けフロントエンド集積電子回路 (ASIC Application Specific Integrated Circuit)の開発が必須 となりつつある。特にパイルアップやマルチヒッ ト解析には並列信号処理が必要であり、デジタル 方式のフロントエンド回路が望まれている。本研 究においては、MRI-PET に利用可能な MPPC 読み 出しに特化したフロントエンド IC の開発を実施す る。MPPC から得られる高速の電流信号を基準信号 と比較して、時間領域での処理を多ない、デジタ ルパルスに変換するための専用回路の開発を行い、 この ASIC を組み込んだ検出器フロントエンドモ ジュールを製作する予定である。本稿では他用途 で開発された電流比較型のコンパレータ回路を搭 載した ASIC を用いた評価について報告する。

2. 方法・実験

ToT (Time over Threshold)方式[1]は PHA(Pulse Height Analysis)方式と比較して、回路の簡素化およ び簡易なデジタル化が可能な手法である (図 1)。 ToT 方式ではある固定しきい値を入力信号と比較 し、しきい値を超えた時間幅を計測する。しきい 値を超えた時間幅は入力信号の波高値および波形、 すなわち検出器のエネルギーと比例関係をもった 出力をする。時間幅とエネルギーの関係は入力信 号の波形に依存し、一般的には非線形の応答を示 すが、いくつかの研究においては波形を調整する ことで線形な応答を示すシステムが提案されてい る [2]-[4]。ToT 方式は電圧軸をビット数分、分割 するために多数のコンパレータ数が必要な PHA 方 式に比較して利用するコンパレータの数が1つで よく、時間幅のビット数分割は単純に計測側のク ロック周波数を高速化することで実現可能である。 例えば1 us 程度のパルス幅を持つ TOT システムで は250MHz (=4 ns クロック周期) ではおよそ8ビッ ト、1 GHzの周波数 (= 1nsのクロック周期) では 10 ビットのシステムが実現可能である。

我々のグループでは単一しきい値を持つ48 チャ ネルを搭載した電流比較型のコンパレータを有す る ASIC の開発を行った。図に開発した ASIC のレ イアウトを示す。チップサイズはおおよそ 2.9 mm ×3.3 mm 角でありプロセスは 0.25 μ m TSMC CMOS 2.5 V を用いて設計、試作を行った。消費電 力は 1 チャネルあたり 3 mW 以下になるように設 計されている。チップ全体としてはおよそ 150mW 程度であり、発熱等は問題とならないレベルであ ることが確認できた。





図2 電流比較型 SiPM 用 48 チャネル TOT ASIC



図3 SiPM 用 TOT ASIC の内部回路

本 ASIC は 2 pC までの領域に置いて線形な応答を 行う。開発した ASIC を 2×2×6 mm の LYSO 結晶 および 1.2mm 角の SiPM (PDE=60% @ 420 nm, 動 作電圧=28-34V, cell size=50µm)からなる検出器を 用いて動作試験を行った。用いた SiPM のセル数は 576 である。

3. 結果と考察

図4に検出器およびASICを接続して得られる ToTの信号を示す。ToTのパルス幅はおよそ1 µs 程度である(図中水平方向の1区切りが 500ns であ る)。図中の下段のヒストグラムは¹⁸F-FDG線源 を用いて取得したスペクトルである。観測された パルス幅を計測しているため、ヒストグラムにお いては、横軸は計測されたパルス幅、縦軸は計測 されたカウント数を示している。511keVのピーク が綺麗に分離可能であることが示された。



図 4 LYSO+SiPM からの ToT 信号および FDG の エネルギースペクトル

また2×2×6 mmのLYSO検出器を対向に配置しコ インシデンス時間分解能の測定(室温)を行った ところ、545 pico second の時間分解能が得られた。 図 5 に²²Na を用いて取得したスペクトルを示す。 明瞭な 511keV のピークおよび、1.28MeV のピーク が右端に観察された。SiPM に内在するセル数が少 ないため検出器自体が非線形応答を示すためにヒ ストグラムに歪みが見られるが、PET 用の検出器 としては十分な性能を有している考えることがで きる。



図 5 LYSO+SiPM からの ToT 信号および ²²Na の エネルギースペクトル

4. 結論

MPPC 用の 48 チャネル ASIC の試作開発および PET の検出器での評価を行い、十分な性能を有し ていることが確認できた。今後検出器を含めたパ ッケージ化を行い検出器モジュールの作成を行う 予定である。

- [1] Kipnis, I., et al. "A time-over-threshold machine: the readout integrated circuit for the BABAR Silicon Vertex Tracker." Nuclear Science, IEEE Transactions on44.3 (1997): 289-297.
- [2] Shimazoe, Kenji, et al. "Dynamic time over threshold method." Nuclear Science, IEEE Transactions on 59.6 (2012): 3213-3217.
- [3] Parl, C., et al. "Fast Charge to Pulse Width Converter for Monolith PET Detector." Nuclear Science, IEEE Transactions on 59.5 (2012): 1809-1814.
- [4] Olcott, Peter D., and Craig S. Levin. "Pulse width modulation: A novel readout scheme for high energy photon detection." Nuclear Science Symposium Conference Record, 2008. NSS'08. IEEE. IEEE, 2008.

(3-6) PET/MRI 一体型検出器の開発: シールドボックスの渦電流による二次磁界の評価

清水 浩大¹, 菅 幹生¹, 橘 篤志², 錦戸 文彦², 栗林 秀人³, 中島 巌⁴, 川畑 義彦⁴, 山谷 泰賀², 小畠 隆行²

1千葉大学,2放射線医学総合研究所,3シーメンス・ジャパン株式会社,4高島製作所株式会社

1. はじめに

近年, 複合型診断装置である PET/CT の臨床応用 が進んでいる. CT により高空間分解能で形態画像 が得られるが, 軟組織のコントラストが乏しく, 放射線被ばく量が多いことが課題となっている. 一方, MRI は CT より高いコントラストで軟組織を 描画でき, 放射線による被曝を回避できるため, 新たな複合型診断装置として PET/MRI が期待され ている.

現在,放射線医学総合研究所では, MRI のヘッ ドコイルに PET 検出器を取り付けた, 「PET/MRI 一体型検出器」を開発している.本検出器は、PET 検出器リングの直径を縮小し, MRI の RF コイル より内側に配置することで,検出器個数削減によ るコスト抑制と、高分解能・高感度の PET 画像が 取得できると期待されている[1]. Fig.1 左に、プロ トタイプの PET/MRI 一体型検出器を示す.本検出 器開発に際して, 互いの装置から発生する電磁波 が互いの撮像に影響を及ぼすため、PET 検出器を シールドボックスで覆う必要がある.しかし, MRI 撮影時に位置情報を付加するために利用する傾斜 磁場により、導体であるシールドボックスに渦電 流が発生する. このうち, 時定数の長い渦電流はシ ールドボックスの周りに二次磁界を発生させ, MRI の均一な静磁場に歪みを引き起こし[2]、時定数の 短い渦電流は MRI 信号の位相シフトを引き起こす [3]. 渦電流によるアーチファクトとして主にあげ られるのが、エコープラナーイメージング(EPI)で の N/2 アーチファクトである(Fig. 1 中央と右).

本研究では、特に時定数の長い渦電流により発 生する二次磁界の定量評価法を開発し、銅箔製の シールドボックスに適用した.



Fig. 1 The prototype head coil with the shield boxes (left) and EPI magnitude images with (middle) and without shield boxes (right)

2.方法

3T MRI (MAGNETOM Verio, Siemens) において, 渦電流誘導傾斜磁場(40 mT/m)を付加した勾配エコ ーパルスシーケンスを利用し,円柱ファントム (直 径 220 mm,幅 120 mm,中身:塩化ニッケル水溶 液)の位相画像を取得した.通常の勾配エコーパル スシーケンスの前に傾斜磁場を印加することで渦 電流が誘導される.撮像パラメータは,TR=7300 ms, TE=12 ms, FOV=500×500 mm2, slice thickness=5 mm, matrix size=192×192 とした.勾配エコーパルスシー ケンスで取得される位相画像の- π から π の値で構 成される位相画像のレンジxは,式1で表される. γは核磁気回転比[rad/s・T]を表す.今回は TE を 12ms に設定したため,位相画像のレンジは0.978 μ T となる.

$$x[T] = \frac{\pi}{\gamma \cdot TE} = \frac{3.14}{267.513 \times 10^6 \times TE}$$
(1)

渦電流により発生する二次磁界の分布(ΔB₀ map) は,式(2)で表される.

$$\Delta B_0[\mu T] = \frac{phase[rad]}{2\pi[rad]} \cdot 0.978[\mu T] \quad (2)$$

検出器に装着するシールドボックスは銅箔製 (厚さ35 µm)で131×96×38 mm3,内部にはPET 検出器を入れず空洞とした(Fig.2).シールドボ ックスの配置数は0個と8個の2種類とした.シ ールドボックスとファントムの位置関係をFig.3に 示す.渦電流を誘導する傾斜磁場は,Gx(左右), Gy(上下),Gz(体軸)の三方向に印加した.



Fig. 2 Shield box made of copper foil (left) and cylindrical phantom (right)



Fig. 3 Positions of shield boxes in this sequence without (left) and 8 (right) shield boxes.

3. 結果と考察

勾配エコーパルスシーケンスで得られたそれぞ れの条件下での絶対値画像を Fig.4 に,位相画像よ り算出された ΔB_0 map を Fig. 5 に示す.静磁場強度 と二次磁界の割合を Table.1 に示す.各条件におけ る二次磁界の値として, ΔB_0 map の関心領域内での 二乗平均平方根を求めた.関心領域はファントム外 周より 10pixel 内側とした. ΔB_0 map に現れる二次 磁界の分布は,傾斜磁場の印加方向に依存するが, 絶対値画像と ΔB_0 map 共にシールドボックスの有 無による差は無かった.

したがって、勾配エコーパルスシーケンスを用いた撮像では、静磁場強度に対する二次磁界の割合が 0.1 ppm 程度であり、渦電流による二次磁界が 画像に影響を及ぼさないと考えられる.シールド ボックスの有無によらず ΔB₀ map に現れる二次磁 界分布は、MRI の冷却シールドやコイルなど、シ ールドボックス以外に要因があると考えられる.

4. 結論

今回開発した手法により、銅箔製のシールドボ ックスにおける二次磁界の定量評価を行うことが できた.また評価の結果、銅箔製のシールドボッ クスは、勾配エコーパルスシーケンスを用いた撮 像では、二次磁界による画像への影響はほとんど ないことがわかった.

今後は, PET 検出器を挿入したり, 銅箔以外の 素材を用いたシールドボックスに対して本手法を 適用する予定である.

Table. 1 The ratio (ppm) of the secondary magnetic field to	the static
magnetic field strength (3T)	

	Gx	Gy	Gz
without shield box	0.092	0.063	0.089
8 shield boxes	0.091	0.062	0.088







Fig. $5 \Delta B_0$ map

- F. Nishikido, et al., "Feasibility study for a PET detector integrated with an RF coil for PET-MRI", IEEE NSS-MIC 2011, M13-7.
- [2] W. M. Spees, "Quantification and compensation of eddy-current-induced magnetic-field gradients," Journal of Magnetic Resonance, 212, pp. 116-123, 2011.
- [3] Peter Jezzard, et al., "Characterization of and Correction for Eddy Current Artifacts in Echo Planar Diffusion Imaging", MRM 1998, 39:801-812

(3-7) PET/MRI のためのセグメンテーション法とアトラス法による ハイブリッド吸収補正法の提案

谷川明日香¹,山谷泰賀²,川口拓之²,平野祥之²,白石貴博², 谷本克之²,吉田英治²,伊藤浩²,小畠隆行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

1. はじめに

PET/MRI は PET 画像による機能情報と MR 画像 による形態情報を融合させることにより、診断能 の向上が見込まれる最新の画像診断装置である. PET 単独装置の場合, PET 画像の再構成に用いる 放射線の吸収係数マップ(μマップ)の作成法と して、トランスミッションスキャンを使用するが、 これを PET/MRI で使用することは技術的に困難で ある. そこで MR 画像を使用した µ マップ作成法 が研究されており、主にアトラス法とセグメンテ ーション法の2種類に大別される[1]. アトラス法 のフローチャートを図1に示す.アトラス法は事 前に複数の被験者のµマップと MR 画像のデータ セットを作成する.次にこれらを平均化すること で標準µマップ,標準 MR 画像を作成する. PET/MRI で撮像した被験者の MR 画像に標準 MR 画像を位置合わせする変換式を用いて標準 u マッ プを変形させる.これにより被験者の頭部形状に 合ったμマップを作成する.しかし,アトラス法 は標準画像ベースの手法であるため個人差や病変 部などに対応できない問題がある.図2にセグメ ンテーション法のフローチャートを示す. セグメ ンテーション法では被験者の MR 画像を画素値に より軟組織や水などの組織に分割し、それぞれの 組織に合った放射線の吸収係数を割りあてる. セ グメンテーション法は被験者の個人差に対応でき るが、吸収係数の大きく異なる骨と空気領域は頭 部で一般的に撮像される T1 強調 MR 画像において 低信号領域となり、これらを分割することができ ないため、誤差が大きくなることが予想される. 最近では Ultrashort TE シーケンスが開発され, MR 画像からの骨領域の分割が可能になりつつあるが, 撮像時間の増大などの問題がある. このようにア トラス法とセグメンテーション法では表1にまと めているような利点・欠点がある.本研究ではア トラス法とセグメンテーション法の問題点を補う 新手法としてこれらのハイブリッド法を提案する.

表1 従来法のメリットとデメリット

	アトラス法	セグメンテーション法
骨や空気領域への対応	0	×
病変部や個人差への対応	×	0



2. 方法

ハイブリッド法では、はじめにセグメンテーション法の手順に従い MR 画像を画素値により領域 分割する.3 領域(骨もしくは空気、軟組織、水) に分割するための閾値は Multi Otsu Threshold[2]を 用いて決定した.分割された軟組織と水領域には 文献値より吸収係数を割り当てた.次に、骨と空 気などの低信号領域には、アトラス法で作成した 被験者の μ マップから吸収係数を割り当てた.ア トラス法の被験者画像と標準画像の位置合わせに は SPM8[3]を使用した.ハイブリッド法のフローチ ャートを図3に示す.



図3 ハイブリッド法のフローチャート

今回は,健常成人男性 6 名(25.7±3.2 歳)の頭 部画像を PET, MRI で取得した.この内 5 人分の データをデータベースに利用し,残りの 1 人のデ ータをµマップ作成対象とすることで,アトラス 法,セグメンテーション法,ハイブリッド法によ りµマップを作成した.また,それぞれのµマッ プを用いて再構成した PET 画像を比較した.

PET と MRI はそれぞれ独立したスキャナでデー タ収集を行った. PET 撮像では ¹⁸F-FDG をトレー サーとして投与した (ECAT Exact HR+, Siemens, 投与量 111MBq).また,トレーサー投与前に ⁶⁸Ge の線源を用いてトランスミッションスキャンを行 った. μ マップはフィルタ逆投影法を用い,画素 数は 256 x 256 x 63 でボクセルサイズは 1.3 mm x 1.3 mm x 2.4 mm である. PET 画像も同様にフィル タ補正逆投影法を用いた. PET 画像は画素数が 128 x 128 x 63 で,ボクセルサイズが 2.68 mm x 2.68 mm x 2.43mm である. MR 画像は 3D-SPGR シーケンス を用いて撮像した T1 強調画像 (Intera 1.5T, philips) を用いた. 画素数は 256 x 256 x 192 でありボクセ ルサイズは 1mm x 1mm である.

 μ マップと PET 画像の評価には、相対誤差とジョイントヒストグラムを使用した.相対誤差 E は 以下の式で求めた.

$$E = \frac{\left(I - I_{ref}\right)}{I_{ref}} \times 100 \tag{1}$$

ここで *I*, *I*_{ref}はそれぞれ評価対象画像およびトラン スミッションスキャンによって得られた画像の画 素値である.

ジョイントヒストラグムは、横軸には基準画像 としてトランスミッションスキャンによって得ら れた画像の画素値、縦軸には各手法で得られた評 価対象画像の画素値とて作成した.また、このデ ータに対して $y = \beta x + \alpha$ で表される線形回帰直線 と決定係数 R^2 を計算した.ここで, x, y はそれぞ れ トランスミッションスキャンの画像と各手法 で得られた評価対象画像の画素値である.

3. 結果と考察

T1 強調 MR 画像と各手法によって取得したµマ ップを図4に,そのジョイントヒストグラム,回 帰直線,決定係数を図5に示す.μマップでの比 較ではハイブリッド法とアトラス法によるμマッ プが基準画像であるトランスミッションスキャン によるμマップにより近い傾向があることが見て とれる.回帰直線の決定係数 R²はセグメンテーシ ョン法に比べ、アトラス法とハイブリッド法がよ り1 に近い良好な結果となった. 回帰直線の傾き Bに関しては各手法でそれほど大きな差はないが、 切片αについてはセグメンテーション法が他手法 に比べ 0 から大きく離れた値となった. これはセ グメンテーション法において骨領域に正しい吸収 係数が割り当てられないからである.一方,アト ラス法とハイブリッド法では大きな差が見られな かった.これは、今回使用したデータベースが被 験者の年齢、性別と近いことが要因として考えら れる.



ボクセルごとの相対誤差を図 6 に示す. アトラ ス法, ハイブリッド法でその誤差分布が似ている 傾向があることがわかる. 例えば, 頭の輪郭の部 分では吸収係数が基準画像よりも顕著に大きく, 副鼻腔領域には顕著に小さくなっている部分があ ることがみてとれる. セグメンテーション法は骨 に相当する領域で顕著に小さくなっている.



ハイブリッド法 アトラス法 セグメンテーション法 図 6 *μ* マップの相対誤差分布

図 7 には各手法のµマップを使用し再構成され た PET 画像,図 8 にはそのジョイントヒストグラ ムと回帰直線,決定係数を示す.セグメンテーシ ョン法では脳における PET 画素値が他の手法に比 べて低いことがわかる.ジョイントヒストグラム でもこの傾向が表れており,過小評価となってい る.また決定係数 R²もアトラス法,ハイブリッド 法に比べ小さくなった.PET 画像における相対誤 差を図 9 に示す.誤差分布の傾向がµマップのも のと似ていることがわかる.





4. 結論

PET/MRI 用のハイブリッド吸収補正画像生成法 を提案し,健常被験者を対象として精度を比較評 価した. セグメンテーション法は他手法よりもμ マップ, PET 画像に誤差が生じやすいことが分か った.これはT1強調画像でµ値が大きく異なる骨 と空気領域を分割することができないからである. 一方で、ハイブリッド法はアトラス法と同等の良 好な結果を得ることができた. 病変部をもつ被験 者に対しては、個人差や病変部などが大きい場合 にも対応できるハイブリッド法がアトラス法より 良好な結果になると考えられる. 今後は病変をも つデータに対してハイブリッド法を適用し,その 精度を評価する必要がある.なお、本研究の一部 は、独立行政法人新エネルギー・産業技術総合開 発機構(NEDO)/株式会社島津製作所から委託に より行われた.

- [1] E. R. Kops and H. Herzog, "Alternative methods for attenuation correction for PET images in MR-PET scanners," in *Nuclear Science Symposium Conference Record*, 2007. *NSS'07. IEEE*, 2007, pp. 4327-4330.
- [2] P.-S. Liao, T.-S. Chen, and P.-C. Chung, "A fast algorithm for multilevel thresholding," J. Inf. Sci. Eng., vol. 17, pp. 713-727, 2001.
- [3] J. Ashburner, K. J. Friston, "Nonlinear spatial normalization using basis functions," *Human Brain Mapping*, vol. 7, pp. 254-266, 1999.

(3-8) 定位固定放射線源と MR 画像を利用した PET のためのガンマ線減弱補正法

川口拓之¹、平野祥之¹、吉田英治¹、Jeff Kershaw¹、白石貴博^{1,2}、 菅 幹生^{1,3}、生駒洋子¹、小畠隆行^{1,2}、伊藤浩¹、山谷泰賀¹

1放射線医学総合研究所・分子イメージング研究センター

2放射線医学総合研究所・重粒子医科学センター

3千葉大学・フロンティア医工学センター

1. はじめに

PET/MRI 統合スキャナの開発において、MR 画 像を基にして生体組織による放射線減弱の補正を する手法がことが課題として挙げられている[1]。 MR 画像の解剖学的情報を利用すれば、減弱係数(µ 値)が異なる組織を特定することはできる。しかし、 MR 画像は放射線減弱を反映していないため、各組 織の µ 値を求めることはできない。現状では分割 された各組織の u 値を文献より引用している。た だし、加齢に伴う骨密度変化のように組織変性が 起これば文献値と実際の μ 値に乖離が生じ、PET の定量値に影響を及ぼすことが懸念される。一つ の解決策としては、PET 単体スキャナに実装され ているように、外部放射線源を測定対象の周囲で 回転させて透過データを測定すれば、個々の被験 者の u 値を反映した減弱補正ができるであろう。 ただし、補正に十分な質のデータを得るには10分 間程度のスキャンが必要となることや、スキャナ 製造が煩雑になるといった問題がある。

本稿では、定位値に固定した外部放射線源と領 域分割をした MRI 画像を用いることで、被験者本 人の組織の μ 値を推定し、ここから作成した透過 データを用いて PET 減弱補正を行う手法を提案す る。また、実測データに基づいたシミュレーショ ン実験にて提案法の検証をする。

2. 方法

局所 **r** にある組織によるガンマ線減弱(μ (**r**))と PET 検出器における強度変化 ΔI の関係は次式で与 えられる。

$$\Delta I = \int_{I} \mu(\mathbf{r}) d\mathbf{r} \tag{1}$$

ここで、*L*はガンマ線が発生してから検出されるま での総経路長を示す。これを離散的に示すとy=lx と表現できる。ここで、yはある検出器での強度変 化、xは各画素のμ値、lは各画素をガンマ線が通 過した距離を示す。従来のPETスキャナで実装さ れている減弱補正法では、画素rのμ値を反映し た補正を行うためにエミッションデータのサイノ グラムの方向の数に応じて線源を回転させながら 透過データ(強度変化 Δ*I*)を取得する。一方、提案法

では MR 画像と定位に固定した放射線源を用いて μ値を推定する(図 1)。まず、T1 強調画像のような 解剖学的 MR 画像において領域分割を行う。例え ば、頭部の場合は、骨、脳、空洞、その他の軟組 織の4つに分ける。さらに、線源からm個の検出 器までのガンマ線の経路を直線と考えれば、組織 n を通過するガンマ線の経路長(線路長)は MRI 画像 を元に算出することができる。m 個の検出器での 強度変化をv、線路長の行列をL、µ値をxとすれ ばこれらの関係は線形システム v = Lx と表現でき、 この式における各行が(1)式の離散型に相当する。 ここから、μ 値を求めるには x = L⁺y とすればよい。 ここで L⁺は一般化逆行列である。ここで求めた x を領域分割した MR 画像に割り当てれば、µ 値画像 (µマップ)が構築でき、これを順投影することで透 過データが得られる。この後は従来の PET で実装 されている方法と同様にして減弱補正を行うこと ができる。本手法の特徴は、分割した領域内で μ 値が一定であると仮定する点にある。このことで、



図1 MRI 画像と定位固定放射線源を用 いた透過データの生成法
未知数が激減するため、少数の透過データのみで も十分な μ 値の推定が理論的に可能となり、図 1 に示すように放射線源を定位に固定できる。また、 分割された領域の μ 値を求めるので、あらかじめ 特定の組織に分類する必要がない。例えば、骨と 空気はどちらも T1 強調画像で低信号を呈するが、 領域が分割されていれば、本手法によりそれぞれ の領域に対応する μ 値を求めることができる。

本稿では、提案法を実測データに基づいたシミ ュレーション実験で検証した。頭部のT1強調 MR 画像を1.5T MRIで撮像し、SPM8にて脳、空気、 骨、その他の領域(軟組織)に分割し[2]、固定線源を 置いた場合の各組織における線路長を求めた。同 一被験者にて [¹⁸F]-FDG の PET 撮像を行い、エミ ッションデータと透過データを得た。この透過デ ータを元に、固定線源を置いた場合の各検出器に おける強度変化を計算し測定値の代用とした。こ れと線路長から提案法による μ 値を求め、提案法 による透過データを作成した。PET 画像は実測し た透過データおよび提案法から作成した透過デー タのそれぞれで減弱補正をした後、散乱補正を施 し、フィルタ補正逆投影法にて再構成をした。

3. 結果と考察

図2にT1強調画像(a)とµマップ(b)を示す。MRI を領域分割したものに吸収係数を割り当てたもの (b1)にガウシアンカーネルで低域通過フィルタを 施すと(b2)、実測した透過データから作成したµマ ップ(b3)と同等なものが得られた。このとき提案法 で求めた脳、軟組織、骨のµ値はそれぞれ 0.100, 0.064, 0.129 cm⁻¹であった。一方、透過データから



図 2 T1 強調 MR 画像(a)とµマップ(b).

作成した μ マップにおいて領域分割した組織内の μ値の平均を求めると、それぞれ 0.098, 0.069, 0.114 であり、これを基準とした誤差率は 2.2%, -6.5%, 10.9%であった。このことから、脳のμ値は精度よ く求められるが軟組織と骨のμ値には若干の過小 評価と過大評価があるように見られる。これはPET の空間分解能の影響で、透過データから作成したμ マップでは骨のμ値が過小評価され、骨周囲の軟 組織のμ値が過大評価されているためだと考えら れる。図3は PET 画像は実測した透過データ(a) と提案法で作成した透過データ(b)で補正したもの を示しており、提案法により従来法と同等な減弱 補正の効果が得られていると言える。



0.0 (kBq/cc) 30.0 図 3 減弱補正した PET 画像. (a)従来法 (b)提案法により補正

4. 結論

PET/MRI 統合スキャナにおける減弱補正法とし て定位値に固定した外部放射線源と領域分割をし た MRI 画像を用いる手法を提案し、実測データに 基づいたシミュレーション実験にて検証をした。 提案法を用いることで現状の PET スキャナで実装 されている方法と同等な減弱補正が行えることを 示した。なお、本研究の一部は、独立行政法人新 エネルギー・産業技術総合開発機構(NEDO)/株 式会社島津製作所から委託により行われた。

参考文献

- G. Wagenknecht, H-J, Kaiser, F. M. Mottaghy et al., *MAGMA*. 26(1):99–113, 2013.
- [2] J. Ashburner and K. J. Friston, *NeuroImage*, 26(3):839–51, 2005.

第4章 その他

(4-1)検出器間散乱を用いた DOI-PET 装置の高感度化手法の開発

吉田英治、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

PET 検出器において、ガンマ線の入射方向の情 報は同時計数判定でしか得られない。一方、コン プトンカメラでは多層化した検出器間の散乱から 入射方向の推定が可能である。PET 検出器でも検 出器内で散乱する事象は存在しているが一般的な PET 検出器では深さ分解能(depth of interaction: DOI) 及び十分なエネルギー分解能を持たないため 検出器内での振る舞いを識別できない。DOI 検出 器を用いた検出器内散乱による入射角度情報を PET の性能向上に利用する方法[1]-[4]が幾つか提 案されているが実用化には至っていない。一方、 Fig.1に示すように複数の検出器にまたがるコンプ トン散乱事象はそれぞれの信号を容易に分離可能 であるが、PET では始めに検出した位置(First interaction: FI)を特定できないため入射方向の特定 にこれまで利用されてこなかった。本研究では複 数の検出器にまたがる事象をコンプトンカメラの 手法により検出した検出器の順序を特定する手法 を開発し、これらの事象を同時計数判定に用いる ことで PET 装置の高感度化を試みた。



Fig. 1. Illustration of single photon interacting with multiple detectors in a coincidence event.

2. 方法

PET 装置ではブロック検出器が一般的であるの で複数の検出器にまたがる事象は 2 番目の検出器 までを考慮しておけば十分である。コンプトン散 乱から入射角度を算出するためには入射順序の情 報が必要であるため、事前に下記条件によって初 期入射順位を決める

- ・ DOIが浅いほうがFI
- ・ 同一DOIならエネルギー付与が高いほうがFI

本条件は後方散乱や PET では大きな入射角度を持 つことからほぼあてにならないと考えられる。そ こで、本手法ではエネルギー情報と同時計数によ る位置情報から別々に検出器への入射角度を下記 式から算出し、その妥当性を評価することで検出 した検出器の順序を決定する。

$$\theta_{Energy} = \cos^{-1} \left(\frac{2E - 511}{E - 511} \right) \tag{1}$$

$$\theta_{LOR} = \pi - \cos^{-1} \left(\frac{A \cdot B}{|A| |B|} \right)$$
(2)

ここで、Fig.1 に示すように E は FI の検出器に付与 したエネルギーであり、A と B は FI の座標を原点 としたベクトルである。空間分解能とエネルギー 分解能を考慮した精度で、これらの 2 つの角度が 一致すれば始めに決めた FI は正しく判定され、一 方で一致しなければ逆の順序が正しいと考えられ る。

DOI 検出器によって構成される小動物 PET 装置 を模擬したシミュレーションを 3 種類のシンチレ ータ (LSO, GSO, GAGG [5]) において実施した。 シンチレータのサイズは 1.52 mm x 1.52 mm x 20 mm であり、後処理によって DOI 情報を付与した。 マウスサイズ (70 mm long, 25 mm diameter) とラ ットサイズ (150 mm long, 50 mm diameter)の一様 円柱ファントムを測定し、得られたデータから本 手法の FI 判定正答率と感度の向上率を算出した。

3. 結果と考察

Fig. 2 にいくつかの DOI 分解能を持つ LSO を用 いた場合のエネルギー情報と同時計数による位置 情報から別々に算出した検出器への入射角度の分 布を示す。青丸は初期 FI が一致した場合、赤丸は 初期 FI が間違った場合である。DOI 分解能を持た ない場合は全く分離できていないが、DOI 分解能 が向上するに連れて分離が改善している事が分か る。

Table 1 と 2 に本手法による感度の向上率と FI 判 定の正答率をそれぞれ示す。得られた結果から、 本手法は 30-50%程度の感度向上に寄与することが 期待される。特に、本手法は実行原子番号の低い シンチレータほど、感度向上率が高い結果が得ら れた。また、検出器の深さ分解能が高いほど検出 した検出器の順序を特定する精度が向上する結果 となった。我々のグループで既に実現している 5 mm の深さ分解能においては 70-80%程度の識別能 を得ることができた。 Fig. 3 に 3 種類のシンチレータにおける雑音等価 計数 (NECR) を示す。提案手法によって、LSO, GSO と GAGG の NECR はそれぞれ 27%, 40%, 50%改善 した。



Fig. 2. Distributions of Compton scatter angles calculated from energy and coincidence LOR information for the LSO detector with several DOI resolutions. The rat phantom was used. The black line is the ideal line which has the ideal interacting position, ideal energy resolution and true FI estimation. Red points are falsely estimated FIs and blue points are truly estimated FIs as obtained by the preprocessing judgment.

Table 1. Sensitivities for several detector configurations using the proposed method.

_	Sensitivi	Gain	
Scintillator	Conventional	Compton	
	PET	DOI-PET	(70)
Rat phantom			
LSO	1.28	1.66	29.3
GSO	0.77	1.14	48.7
GAGG	0.62	1.01	62.6
Mouse phant	om		
LSO	3.28	4.20	27.8
GSO	1.94	2.79	43.8
GAGG	1.62	2.50	54.6



Fig. 3. NECR curves with several detector configurations using the proposed method for rat and mouse phantoms.

4. 結論

本手法は位置情報の劣化を抑制しつつ PET 装置 の感度を向上できることが期待できる。今後は再 構成画像による空間分解能評価を実施する予定で ある。

参考文献

- S.-J. Park, W. L. Rogers, and N. H. Clinthorne, "Effects of Positron Range and Annihilation Photon Acolinearity on Image Resolution of a Compton PET," *IEEE Trans Nucl Sci*, vol. 54, no. 5, pp. 1543–1552, 2007.
- [2] S.-J. Park, W. L. Rogers, and N. H. Clinthorne, "Improvement of Noise Equivalent Count Rate Using Compton Kinematics in a Compton PET," *IEEE Trans Nucl Sci*, vol. 54, no. 5, pp. 1589–1598, 2007.
- [3] E. Yoshida, Y. Kimura, K. Kitamura, F. Nishikido, T. Yamaya, and H. Murayama, "Event-by-event random and scatter estimator based on support vector machine using multi-anode outputs," presented at the Nuclear Science Symposium Conference Record, 2005 IEEE, 2005, vol. 3, pp. 1800–1803.
- [4] G. Chinn and C. S. Levin, "A method to reject random coincidences and extract true from multiple coincidences in PET using 3-D detectors," presented at the Nuclear Science Symposium Conference Record, 2008. NSS '08. IEEE, 2008, pp. 5249–5254.
- [5] K. Kamada, T. Yanagida, J. Pejchal, M. Nikl, T. Endo, K. Tsutsumi, Y. Fujimoto, A. Fukabori, and A. Yoshikawa, "Crystal Growth and Scintillation Properties of Ce Doped Gd₃(Ga,Al)₅O₁₂ Single Crystals," *IEEE Trans Nucl Sci*, vol. 59, pp. 2112–2115, Oct. 2012.

Table 2. Correct answer ratio of FI estimation for several detector configurations using the proposed method.

	Correct answer rate of FI estimation (%)						
Scintillator Only Preprocessing		Proposed method (DOI resolution)					
	(20 mm)	20 mm	10 mm	5.0 mm	2.5 mm	1.25 mm	Ideal
Rat phantom							
LSO	50.5	51	69.2	75	80.3	85.8	88.6
GSO	54.4	54.6	70.2	76.7	82.2	86.6	87.4
GAGG	56.1	55	72.2	79.1	84.1	87.8	89.5
Mouse phantom							
LSO	55.1	53.9	67.8	73.5	79.8	85.7	89.3
GSO	61.1	56	71.3	77.4	82.8	87.8	88.6
GAGG	63.4	57.2	72.6	78.9	84.2	88.8	90.4

(4-2) 2mの体軸視野を有する全身一括撮像型 PET の基礎的検討

吉田英治¹⁾、Ismet ISNAINI²⁾、小尾高史²⁾、山谷泰賀¹⁾
¹⁾ 放医研・分子イメージング研究センター
²⁾ 東京工業大学

1. はじめに

現在の PET 装置の体軸視野は約 20 cm であり一 度に画像化できる範囲は限られているため被検者 全体や上半身の薬剤の時間的分布の変化を計測す る事はできない。また、マイクロドーズ試験等に おいては全身を一括で測定できる PET 装置が切望 されているが、研究用装置としても実現されてい ない。

これまでに全身一括撮像型 PET の実現可能性に ついてシミュレーションによる様々な検討が報告 されている。全身一括撮像型 PET のメリットの1 つは超高感度及び広い視野によって撮像時間の大 幅な低減が期待できる点にある。Erikssonら[1]は1 分以下の撮像時間を目指し、約1 m の体軸視野を 有する PET 装置を模擬した簡易的なシミュレーシ ョンによってその実現可能性を示した。また、 Time-of-flight (TOF)情報を利用することでさらな る測定時間の低減が可能であると示している。

一方、全身一括撮像型 PET の実現において最大 の障害は装置のコストである。PET 装置のコスト は主に検出器の数で決まるので体軸視野を延長す ればその分だけ装置コストが増加する。Crespo ら [2] は検出効率が悪いが安価な resistive plate chamber (RPC)を用いた全身一括撮像型 PET の開発 を行っている。RPC-PET は低い検出効率を高い立 体角でカバーする。また、RPC の高い時間分解能 を活かして TOF 計測も想定している。また、Surti ら[3]は従来と同程度のシンチレータ量においても、 シンチレータの厚さと体軸視野を最適化すること によって検出効率を改善できることを示した。 我々のグループで開発中の OpenPET[4]も低コスト で体軸視野を拡張する事ができるため、全身一括 撮像型 PET として期待できる。

一方、全身一括撮像型 PET の実現には様々な問題をクリアしなければならない。全身一括撮像型 PET では極端に体軸方向に傾いた同時計数線を積極的に利用するため、空間分解能を劣化させることが予想されるが。空間分解能の劣化は Depth-of-interaction (DOI)検出器を用いることで大幅に抑制が可能であると考えられる。また、極端に体軸方向に傾いた同時計数線は被検者を通過するパスが長くなるため吸収と散乱の影響が大きくなり、すべての同時計数線を利用することが本当 に S/N の向上に寄与するかを検討する必要がある。 超高感度計測ができるためにデータ収集系のスル ープットも従来よりも大幅に向上する必要がある。

本研究では2mの体軸視野を有する全身一括撮 像型 PET 装置の実現可能性についてシミュレーションによる基礎的検討を行った。

2. 方法

Table 1 にシミュレーションによって模擬した DOI-PET 装置の基礎特性を示す。3 種類の体軸視野 と2 種類のリング系の PET 装置について感度及び 計数率特性を測定した。感度は 175 cm のラインソ ースをそれぞれの装置の断面方向の視野中心に設 置し Table 2 に示すように複数のベッドポジション で 2 m の体軸視野を測定した。測定時間はすべて 1200 秒とした。計数率特性については 175 cm の円 柱ファントムを視野中心に設置し単一ベッドポジ ションで雑音等価計数 (NECR) を下記式から算出 した。

$$NECR = \frac{T^2}{T + S + 2R} \tag{1}$$

ここで *T*, *S*, *R* はそれぞれ真の同時計数率、散乱同時計数率、偶発同時計数率である。

Table 1. Specifications of the DOI-PET scanners

Crystal size	2.9 x 2.9 x 5 mm ³
Crystal material	LSO
Number of crystals	16 x 16 x 4 (per detector)
Axial FOV	19.2 cm (4 detectors), 100.8 cm (21 detectors), 201.6 cm (42 detectors)
Ring diameter	60 cm (38 detectors), 80 cm (48 detectors)
Timing resolution	1.4 ns
Coincidence time window	6 ns
Energy resolution	15 %
Energy window	450-600 keV

Table 2. Setup for multiple bed position studies

Number of rings	Scanner axial FOV	Number of bed positions	Scan time per bed	Shifting time	Overlapping
42	201.8 cm	1	1200 s	0	0
21	100.6 cm	3	396.67 s	5.0 s	58%
4	19.2 cm	19	62.210 s	1.0 s	52%

3. 結果と考察

Table 3に2 mの体軸視野を撮像した際の線線源 の感度を示す。一般的な80 cmのリング径に比べて 60 cmのリング径では約20%の検出器削減が可能で あり、かつ立体角が向上することから感度が向上 していることが分かる。どちらのリング径におい ても一般的な約20 cmのリング長に比べて2 mのリ ング長はコスト以上の感度向上が見込まれること が分かった。

Table 4に円柱ファントム測定から得られたピークNECRとその放射能強度を示す。NECRにおいても約20 cmのリング長に比べて2 mのリング長はコスト以上のNECRの向上が見込まれることが分かった。一方、2 mのリング長において60 cmのリング径の方が80 cmのリング径よりNECRが低下しているのは、感度の向上によってデッドタイムが大きくなり80 cmのリング径より低い放射能強度で飽和していると考えられる。より効率的にデータ収集するためにはデータ収集系のスループットを並列化等によって改善する必要があると考えられる。

Table 3. Total sensitivities of six types of PET scanners for multiple-bed position scanning and its gain (in parentheses) compared with the conventional PET scanner

Number of rings	Sensitivity (kcps/MBq)			
Number of flings	60 cm diameter	80 cm diameter		
4	5.67 (1.48)	3.84(1)		
21	122.67 (31.98)	89.0(23.21)		
42	306.73 (79.97)	260.8 (68.00)		

Table 4. Peak NECR for six types of PET scanners and its gain (in parentheses) compared with the conventional PET scanner

Fair i i i i fair a i i i i i i i i i i i i i i i i i				
Number	Activity at peak		Peak NECR (kcps)	
of rings	NECR	(MBq)		
	60-cm	80-cm	60-cm	80-cm
	diameter	diameter	diameter	diameter
4	400	400	69.4 (1.25)	55.1 (1)
21	175	275	511.9 (9.29)	546.1 (9.9)
42	125	225	843.9 (15.31)	989.1 (17.95)

4. 結論

本研究では全身一括撮像型PETの実現可能性 に向けて、シミュレーションによる基礎的検討を 行った結果、コスト以上の性能を得られる可能性 を示した。

参考文献

- L. Eriksson, M. Conti, C. L. Melcher, D. W. Townsend, M. Eriksson, H. Rothfuss, M. E. Casey, and B. Bendriem, "Towards Sub-Minute PET Examination Times," *IEEE Trans Nucl Sci*, vol. 58, pp. 76–81, Feb. 2011.
- [2] P. Crespo, J. Reis, M. Couceiro, A. Blanco, N. C. Ferreira, R. F. Marques, P. Martins, and P. Fonte, "Whole-Body Single-Bed Time-of-Flight RPC-PET: Simulation of Axial and Planar Sensitivities With NEMA and Anthropomorphic Phantoms," *IEEE Trans Nucl Sci*, vol. 59, pp. 520–529, Jun. 2012.
- [3] S. Surti, M. E. Werner, and J. S. Karp, "Study of PET scanner designs using clinical metrics to optimize the scanner axial FOV and crystal thickness," *Phys. Med. Biol.*, vol. 58, no. 1, pp. 3995–4012, Jun. 2013.
- [4] T. Yamaya, E. Yoshida, N. Inadama, F. Nishikido, K. Shibuya, M. Higuchi, and H. 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, 2009.

(4-3) あご検出器付ヘルメット型 PET 装置の提案

田島英朗、伊藤浩、山谷泰賀 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

脳機能測定を行うために特化された脳 PET は、 アルツハイマー病やパーキンソン病のような病気 の早期診断や神経活動の解明に有効である[1-4]。 より正確な診断のためには、高画質な画像を得る 必要があり、そのために装置に求められる性能と して、空間分解能と感度がある。空間分解能は、 検出器の素子のサイズを小さくすることで向上す る。また、感度は検出器の厚さを増加することで 向上できるほか、検出器立体角を増やすことでな される。一方で、近年の PET 検出器の発展により、 3次元的に均一な検出器分解能(等方分解能)を有 する DOI 検出器が開発された[5-9]。等方分解能の 実現により、検出器の向きにとらわれないジオメ トリが実現できると期待される。本研究では、高 精度な脳機能測定を効率良く行うことが可能なジ オメトリとして、あご紐付ヘルメット型 PET 装置 を提案する。図1に提案装置の概念図を示す。提 案装置では、後頭部を完全に覆うように配置する 半球型検出器及び、顎の部分を覆う顎部検出器を 有する。半球型検出器のみでは、大脳部位に対し て非常に高感度を得ることができるが、小脳や海 馬などが位置する中央部の感度が相対的に低いと いう問題が生じる。それに対して、顎部検出器を 用いることで、中央部位の感度を大幅に高めるこ とができ、高精度なイメージングが実現できると 期待できる。

2. 方法

提案ジオメトリの有効性を示すために、幾何学 的感度の導出、並びにイメージングシミュレーシ ョンを行った。提案ジオメトリの顎部検出器の大 きさは $\alpha \ge \beta$ の 2 つのパラメータで定義した。同 時計数が可能な立体角の割合を視野全域対して計 算した。比較対象として、半球型検出器のみから なるヘルメット型 PET、円筒型 PET、そして Dual-Ring OpenPET について幾何学的感度を求め た。ここで、ヘルメット型 PET、円筒型 PET、 Dual-Ring OpenPET の検出器量は同じとしたが、提 案ジオメトリはそれらに対して、検出器量が 12% 増加している。

イメージングシミュレーションでは、3×3× 3mm³の立方体型シンチレータを各ジオメトリの表 面に敷き詰めるように配置した。ファントム全体 から 500M カウントのガンマ線が発生したと仮定 し、それぞれのジオメトリの感度分布と積を取る ことで、投影データのカウント数を決定し、ポア





図1 あご紐付ヘルメット型 PET 装置の概念図

ソンノイズを付加した後、OSEM (Ordered Subset Expectation Maximization) 法により画像再構成を行 った。その際サブセット数は 10、反復数は 5 回と した。円筒型 PET 装置、ヘルメット型 PET、あご 紐付ヘルメット型 PET について比較した。

3. 結果と考察

図2に提案ジオメトリと従来のジオメトリの概 要図とその幾何学的感度分布を示す。また、図3 に中心から頭頂部方向の幾何学的感度のプロファ イルを示す。従来のジオメトリや半球型検出器の みでは低かった中心部の感度を、顎部検出器を加 える事で効率よく改善できていることが分かる。 そのためのコストとして、半球型検出器の 12%程 度の追加検出器が必要であるが、中央部の感度を 数倍に向上させることが可能である。図4にイメ ージングシミュレーション結果を示す。また、図 5に図4に示す ROI (Region of Interest) での NSD (Normalized Standard Deviation)を求めた結果を示 す。提案ジオメトリでは、中心に近い部分の感度 を向上できるため、ノイズを大幅に抑制し、画質 を向上させることが可能である。

4. 結論

脳機能計測に特化した新しい PET ジオメトリと して、顎部検出器と半球型検出器で構成される、 あご紐付ヘルメット型 PET 装置の提案を行った。 幾何学的な解析とイメージングシミュレーション を行った結果、提案ジオメトリによって、高感度 かつ高精度な脳機能計測が期待できることが示さ れた。今後、X'tal Cube のようなブロック検出器を 想定したシミュレーションを行うことを予定して いる。



提案ジオメトリと従来のジオメトリの幾何学的感度比較図 図2



図 3 中心から頭頂方向に向けた幾何学的感度 のプロファイル

参考文献

- [1] Yamaya T, Hagiwara N, Obi T et al.: Phys Med Biol 50: 5339-5355, 2005
- [2] Eriksson L, Wienhard K, Eriksson M et al.: IEEE Trans Nucl Sci 49: 2085-2088, 2002
- [3] Yamamoto S, Honda M, Oohashi T et al.: IEEE Trans Nucl Sci 58: 668-673, 2011
- [4] Majewski S, Proffitt J, Brefczynski-Lewis J et al.: IEEE NSS&MIC Conf Rec: 4030-4034, 2011
- [5] Yamaya T, Mitsuhashi T, Matsumono T et al.: Phy Med Biol 56: 6793-6807, 2011
- [6] Yazaki Y, Inadama N, Nishikido F et al.: IEEE Trans Nucl Sci 59: 462-468, 2012
- [7] Yoshida E, Tashima H, Inadama N et al.: Radiol Phys Technol 6: 21-27, 2014
- [8] Zhang J, Foudray A, Olcott P et al.: IEEE Trans Nucl Sci 54: 415-421, 2007
- [9] Lau F W Y, Vandenbroucke A, Reynolds P D et al.: Phys Med Biol 55: 7149-7174, 2010



各ジオメトリでの再構成像



(4-4) NIRS Workshop on PET Imaging Physics and Applications (PIPA2013) 開催報告

山谷泰賀

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

Positron Emission Tomography (PET)は、強力なが ん診断法などとして広く知られるようになったが、 イメージング機器については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、コストなどに課題が残され、次世代装置の研 究開発は世界的な競争下にある。この研究分野で 世界的に権威のある国際会議 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Science (NSS-MIC) が今秋ソウルで開催されるタイミングに合わせて、 サテライト会議として、独立行政法人放射線医学 総合研究所(放医研) 主催の「NIRS Workshop on PET Imaging Physics and Applications (PIPA2013)」を パシフィコ横浜にて 2013 年 11 月 4 日と 5 日の 2 日間で開催した。2001年から毎年開催してきた「次 世代 PET 研究会」の、初の国際版の試みである。 今回は、粒子線治療を可視化する OpenPET や、今 後の発展が期待される PET/MRI 一体型装置などを 中心にして、海外の著名研究者を交えた情報交換 やディスカッションを行った。主催者を代表して、 Chair を務めた山谷が報告する。

2. 国際化のねらい

ねらいは、日本の PET 物理研究の世界へのアピールと、我々を含めた日本人研究者の国際性を高めることである。

留学する日本人学生の数が昔に比べて大きく減 るなど「内向きな日本」と言われて久しい。私自 身も数年前までは、狭い機内で10時間以上もつら い移動をするよりは、海外出張は最小限にして、 その分論文執筆に時間を使いたい、と考えていた ときがあった。その一方で、日本人の研究は、よ い仕事をしているにも関わらず海外では論文が引 用されにくい、などというぼやきを耳にすること もあった。

目が覚めたのは、IEEE NSS-MIC の初のアジア開 催を、隣国の韓国が勝ち取ったことである。高エ ネルギー物理研究全般で幅の広い高い研究アクテ ィビティを有している日本は、IEEE NSS-MIC での 参加者数や論文数において、米国やドイツに次ぐ 貢献を続けていたにも関わらず、である。よって、 このままでは日本の核医学物理研究の将来はない のでは?と危機感を感じた。 そこで、2,3年前から、国際会議等で出張す る際に、時間に余裕があれば周辺の関連ラボを訪 間するように心がけた。効果はすぐ表れた。具体 的には、講演の依頼を受けたり、講演で研究が紹 介されたりするなど、私のラボの国際的知名度は 大きく向上したと感じた。

3. 企画において工夫したこと

外国人参加者への配慮: 韓国で開催された IEEE NSS-MIC 2013 に接続した日程とすることで、 韓国のついでに日本に立ち寄ってもらえるように した。また、前日の11月3日には、外国人を対象 にした小規模な放医研見学会を開催した。成田空 港から入国した場合、放医研のある千葉は、横浜 への動線の途中にあるため、アクセスもしやすい。

発表機会のオープン化: 国内外問わず積極的 な参加を期待して、Call for paper を行った。プログ ラム作成においては、20 名の著名研究者に Internal Advisory Committee (IAC) として助言をお願いし た。

日本人参加者への配慮: 次世代 PET 研究会で は、専門研究者以外に、技師や医師など医療関係 者やメーカー技術者などの参加も目立つ。そこで、 IEEE NSS-MIC にはふだん参加しないが核医学物 理に関心のあるという参加者を想定して、日本に いながらも世界最先端の研究に触れられるよう、 第一線で活躍する著名な研究者を講演者として招 待した。また、最先端の話題をいきなり英語で聞 くことに抵抗を感じることも想定して、各セッシ ョンの冒頭に、日本語による基礎解説を座長の先 生にお願いすることにした。

4. 開催結果

1日半の日程で、発表演題数は、招待等による講 演が11件(海外6件、日本5件)、一般演題発表 が12件(海外7件、日本5件)であった。特に、 Call for paper においては、発表申込数が極端に少な かったらどうしようかとの不安もあったが、海外 から10件の発表申込があった。そのうち1件は招 待講演に移動、1件はキャンセル、もう1件は本ワ ークショップに沿わない内容であったため、IAC で議論した上でリジェクトとした。参加者数は、 日本人83名、外国人24名で、計107名であった。

初日は、米倉義晴理事長による開会挨拶から始 まった。その中で、9月に発表された世界の Medical Physicist 50人に、共に放医研で著名な功績を残し た田中栄一先生と河内清光先生の2名の日本人が 選ばれたことが紹介された。そして、山谷より放 医研における PET 物理研究について紹介した後、 横浜市立大学井上登美夫先生に核医学の未来の方 向についてご講演していただいた。また、PET エ レクトロニクスの大家である University of Washington の Thomas K. Lewellen 先生、シンチレ ータの大家である CERN の Paul Lecoq 先生、画像 化シミュレーションや動物 SPECT/MRI 開発を先導 している Johns Hopkins University の Benjamin M. W. Tsui 先生に、ご自身の最先端研究を中心に紹介し ていただいた。二日目は、午前中は粒子線治療に おけるその場イメージング法について、午後は検 出器の動向や PET や SPECT、 PET/MRI の試作開発 などについて、招待講演と一般講演を交えて次世 代技術の動向について議論した。

5. 所感

開港の歴史と近大都市との調和が素晴らしい横 浜に、24 名もの外国人参加者を迎えることができ たのは素晴らしいことだと思う。友人の外国人研 究者らに事前に聞いたところ、日本に行った事が ある人でさえ、横浜を知っている人は少なかった。 よって、ポスターを製作する際には、横浜の情景 の写真をちりばめたデザインとした。11 月 3 日の 放医研見学会には、若手中堅の 5 名の外国人が参 加し、HIMAC と PET 物理ラボの見学を楽しんだ。

実は、日本へのフライトは、招待講演者であっ ても手弁当でお願いした。これは、韓国からの帰 りに日本に立ち寄った後、自国へ直接戻るケース を想定した場合、招へい手続きが少々ややこしく なるためである。外国からの招待講演者は、全員 これを快諾してくれた。

このように、IEEE NSS-MIC2013 のサテライト会 議としたことは大成功であったが、ラボメンバー 総出で参加する IEEE NSS-MIC2013 に続いて大イ ベントを主催することは、我々運営サイドにおい ては多忙を極めるものであった。私が処理しきれ ないタスクは、ラボメンバーにお願いすることも あった。また、11 月 8 日から始まる日本核医学会 総会とのオーバーラップを避ける必要もあったた め、PIPA の開催日には選択肢がなかった。よって、 放医研見学会は日曜日に開催せざるを得なかった。 以上のように、PIPA の成功の裏には、ラボメンバ ーを中心とする実行委員や事務担当職員など、多 くの放医研メンバーの協力があった。

内容については、日本人参加者だけでなく、IEEE NSS-MIC からはしごしてやってきた外国人からも、 素晴らしい企画だった、大変勉強になったと賞賛 を頂いた。一方、日本の研究者らの国際性を高め るという目的においては、日本人からの質問は積 極的になされたが、発言者はやや一部に限られて いた印象があった。この点は、あせらずにじっく りと変えていく必要があるだろう。

6. まとめ

次世代 PET 研究会の初の国際化の試みは成功裏 に終わった。足元の研究レベルがしっかりしてい ることが大前提であることはいうまでもないが、 今後もなんらかの形で国際ワークショップの開催 を継続していきたいと思う。

Abstract book : NIRS-M-261 http://www.nirs.go.jp/publication/irregular/04.shtml



会場からの横浜の眺め(上)と参加者の集合写真(下)

生体イメージング技術開発研究チーム研究業績 2013(2013年1月~2013年12月)

1. 研究成果

- 1.1 原著論文(11)
- [1] Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Takahiro Moriya, Tomohide Omura, Mitsuo Watanabe, Hideo Murayama, Taiga Yamaya, "Intrinsic spatial resolution evaluation of the X'tal cube PET detector based on a 3D crystal block segmented by laser processing," Radiological Physics and Technology, vol. 6, no. 1, pp. 21-27, 2013.
- [2] Yoshiyuki Hirano, Naoko Inadama, Eiji Yoshida, Fumihiko Nishikido, Hideo Murayama, MitsuoWatanabe, Taiga Yamaya, "Potential for reducing the numbers of SiPM readout surfaces of laser-processed X'tal cube PET detectors," Phys. Med. Biol., 58, pp. 1361-1374, 2013.
- [3] 田島英朗,山谷泰賀,平野祥之,吉田英治,木内尚子,渡辺光男,田中栄一,"第二世代開放型 PET 「Single-Ring OpenPET」のモンテカルロシミュレーションによる DOI 検出器を用いた実装の検討", MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, Vol.31, No.2, pp. 83-87, March 2013
- [4] Eiji Yoshida, Hiroki Yamashita, Hideaki Tashima, Shoko Kinouchi, Hideo Murayama, Mikio Suga, Taiga Yamaya, "Design study of the DOI-PET scanners with the X'tal cubes toward sub-millimeter spatial resolution," Journal of Medical Imaging and Health Informatics, Vol. 3, pp. 131–134, 2013
- [5] Eiji Yoshida, Yoshiyuki Hirano, Hideaki Tashima, Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Takahiro Moriya, Tomohide Omura, Mitsuo Watanabe, Hideo Murayama, Taiga Yamaya, "The X'tal cube PET detector with a monolithic crystal processed by the 3D sub-surface laser engraving technique: Performance comparison with glued crystal elements," Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 723, pp. 83–88, 2013.
- [6] Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Yoshiyuki Hirano, Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Hideo Murayama, Taiga Yamaya, "Spatial resolution limits for the isotropic-3D PET detector X'tal cube," Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 728, pp. 107-111, 2013.
- [7] Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Hidekatsu Wakizaka, Fumihiko Nishikido, Yoshiyuki Hirano, Naoko Inadama, Hideo Murayama, Hiroshi Ito, Taiga Yamaya, "Development of a single-ring OpenPET prototype," Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, 729, pp. 800–808, 2013.
- [8] Fumihiko Nishikido, Naoko Inadama, Eiji Yoshida, Hideo Murayama, Taiga Yamaya, "Four-layer DOI PET detectors using a multi-pixel photon counter array and the light sharing method," Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, 729, pp. 755–761, 2013.
- [9] Eiji Yoshida, Yoshiyuki Hirano, Hideaki Tashima, Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Takahiro Moriya, Tomohide Omura, Mitsuo Watanabe, Hideo Murayama, Taiga Yamaya, "Impact of laser-processed X'tal cube detectors on PET imaging in a one-pair prototype system," IEEE Transactions on Nuclear Science, Vol. 60, No. 5, 3172-3180, October 2013.
- [10] Eiji Yoshida, Yoshiyuki Hirano, Hideaki Tashima, Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Hideo Murayama, Hiroshi Ito, Taiga Yamaya, "Feasibility study of an axially extendable multiplex cylinder PET," IEEE Transactions on Nuclear Science, Vol. 60, No. 5, 3227-3234, October 2013.
- [11] Yoshiyuki Hirano, Shoko Kinouchi, Yoko Ikoma, Eiji Yoshida, Hidekazu Wakizaka, Hiroshi Ito, Taiga Yamaya, "Compartmental analysis of washout effect in rat brain: in-beam OpenPET measurement using a 11C beam," Phys. Med. Biol., 58, pp. 8281-8294, 2013.

1.2 プロシーティング(4)

- [1] 川口拓之,谷川明日香,菅幹生,平野祥之,白石貴博,吉田英治,木村泰之,谷本克行,小畠隆行,伊藤浩,山谷泰賀,"MRI 画像に基づく PET 吸収補正法が脳機能の定量解析に及ぼす影響,"電子情報通信学会技術研究報告(IEICE Technical Report), Vol. 112, No. 411, pp. 239-244, JAMIT Frontier 2013 (メディカルイメージング連合フォーラム), 2013/1/24-25 (那覇市ぶんかテンブス館)
- [2] Ismet Isnaini, Takashi Obi, Yoshida Eiji, Taiga Yamaya, "Monte-Carlo simulation of a novel 2 m-long entire-body PET scanner," 電子情報通信学会技術研究報告(IEICE Technical Report), Vol. 112, No. 411, pp. 105-106, JAMIT Frontier 2013 (メディカルイメージング連合フォーラム), 2013/1/24-25 (那覇市ぶ んかテンプス館)
- [3] 品地哲弥,田島英朗,吉田英治,村山秀雄,山谷泰賀,羽石秀昭,"呼吸性体動に対応した PET ベース 腫瘍トラッキング," 電子情報通信学会技術研究報告(IEICE Technical Report), Vol. 112, No. 411, pp. 129-133, JAMIT Frontier 2013 (メディカルイメージング連合フォーラム), 2013/1/24-25 (那覇市ぶんか テンブス館)
- [4] Hideaki Tashima, Taiga Yamaya, and Paul E. Kinahan, "Simulation Study of the OpenPET Scanner with Bridge Detectors to Compensate for Incomplete Data," Proceedings of the 12th International Meeting on Fully Three-Dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine, pp. 360-363, 2013 (poster, 2013/6/16-21, Lake Tahoe, California)

1.3 学会発表(72)

·国際会議(口頭発表)(13)

- [1] Hiroshi Kawaguchi, Yoshiyuki Hirano, Eiji Yoshida, Asuka Tanigawa, Mikio Suga, Takahiro Shiraishi, Katsuyuki Tanimoto, Yasuyuki Kimura, Takayuki Obata, Hiroshi Ito, Taiga. Yamaya, "An MRI-based estimation of gamma-ray attenuation coefficients with a motionless radiation source for quantitative PET/MRI on human brain," PSMR2013 and 4th Jülich MR-PET Workshop, pp. 26-27, 2013/5/7 (Aachen, Germany) oral.
- [2] Naoko Inadama, Yoshiyuki Hirano, Fumihiko Nishikido, Hideo Murayama, Munetaka Nitta, Taiga Yamaya, "Performance of the X'tal cube PET detector using 1 mm thick scintillator plates segmented to 1 x 1 mm2 by laser processing," J. NUCL. Med. MEETING ABSTRACTS, Vol. 54, Supp. 2, p. 129P (SNMMI 2013 Annual Meeting, No. 426, Oral, Vancouver, 2013/6/11)
- [3] Taiga Yamaya, "PET physics research at NIRS," NIRS Workshop on PET Imaging Physics and Applications (PIPA2013) Abstract Book, pp. 1-3, 2013 (2013/11/4, Yokohama).
- [4] Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Tetsuya Shinaji, Haruhiko Futada, Takeshi Nagata, Hideaki Haneishi, Taiga Yamaya, "Real-time OpenPET imaging system toward PET-guided tumor tracking radiation therapy,"NIRS Workshop on PET Imaging Physics and Applications (PIPA2013) Abstract Book, pp. 23-24, 2013 (2013/11/4, Yokohama).
- [5] Haruhiko Futada, Takeshi Nagata, Hideki Tashima, Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, "Performance improvement of GPU image reconstruction for OpenPET,"NIRS Workshop on PET Imaging Physics and Applications (PIPA2013) Abstract Book, pp. 25-26, 2013 (2013/11/4, Yokohama).
- [6] Naoko Inadama, Yoshiyuki Hirano, Fumihiko Nishikido, Munetaka Nitta, Taiga Yamaya, "X'tal cube: 3-dimensional position sensitive PET detector," NIRS Workshop on PET Imaging Physics and Applications (PIPA2013) Abstract Book, pp. 31-32, 2013 (2013/11/4, Yokohama).
- [7] Takayuki Obata, Mikio Suga, Fumihiko Nishikido, Atsushi Tachibana, Koudai Shimizu, Hiroshi Kawaguchi, Taiga Yamaya, "Development of a removable MR head coil integrated with high-resolution PET detectors" NIRS Workshop on PET Imaging Physics and Applications (PIPA2013) Abstract Book, pp. 43-44, 2013 (2013/11/4, Yokohama).
- [8] T. Yamaya, E. Yoshida, H. Tashima, Y. Nakajima, F. Nishikido, Y. Hirano, N. Inadama, T. Shinaji, H. Haneishi, M. Suga, S. Sato, T. Inaniwa, "Development of an Open-Type PET for 3D Dose Verification in Carbon Ion Therapy," 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract, HT3-2, 2013 (2013/10/27-11/2@Seoul, ORAL).
- [9] N. Inadama, Y. Hirano, F. Nishikido, H. Murayama, M. Nitta, T. Yamaya, "A Convenient Light Guide for Trial Production in Its Optimization Process," 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract, J1-3, 2013 (2013/10/27-11/2@Seoul, ORAL).
- [10] T. Yamaya, E. Yoshida, H. Tashima, Y. Nakajima, F. Nishikido, Y. Hirano, N. Inadama, H. Ito, T. Shinaji, H. Haneishi, M. Suga, T. Inaniwa, "A Prototype of a Novel Transformable Single-Ring OpenPET," 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract, M07-1, 2013

(2013/10/27-11/2@Seoul, ORAL).

- [11] Y. Nakajima, Y. Hirano, T. Yamaya, E. Yoshida, H. Tashima, S. Sato, T. Inaniwa, T. Kohno, L. Sihver, "Dosimetry by Means of in-Beam PET with RI Beam Irradiation," 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract, M07-2, 2013 (2013/10/27-11/2@Seoul, ORAL).
- [12] Naoko Inadama, Yoshiyuki Hirano, Fumihiko Nishikido, Munetaka Nitta, Taiga Yamaya, "Novel PET detector based on SiPM photodetectors," Nuclear Medicine and Molecular Imaging, Vol. 47, Supp. 2, p. 138, 2013. (The 6th CJK Conference on Nuclear Medicine and the 52th Annual Meeting of the Korean Society of Nuclear Medicine, O-008, 2013/11/15, Jeju, Oral, Invited)
- [13] K. Shimizu, M. Suga, A. Tachibana, F. Nishikido, H. Kuribayashi, I. Nakajima, Y. Kawabata, T. Yamaya, T. Obata, "Development of a Novel MR Head Coil Integrated with PET Detectors: Design and Optimization of Shield Boxes," 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract, M05-5, 2013 (2013/10/27-11/2@Seoul, ORAL).

・国際会議(ポスター発表)(23)

- [1] Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Hideaki Tashima, Yoshiyuki Hirano, Taku Inaniwa, "OpenPET prototypes for a proof of 3D in-situ imaging of a irradiation field in carbon ion therapy," Third International Conference on Real-time Tumor-tracking Radiation Therapy with 4D Molecular Imaging Technique (第 3 回分子追跡放射線治療国際会議), p. 52, PC-07, 2013/2/8 (札幌).
- [2] Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Tetsuya Shinaji, Yoshiyuki Hirano, Shoko Kinouchi, Fumihiko Nishikido, Mikio Suga, Hideaki Haneishi, Hiroshi Ito, Taiga Yamaya, "Feasibility study of real-time tumore tracking by OpenPET during radioitherapy," Third International Conference on Real-time Tumor-tracking Radiation Therapy with 4D Molecular Imaging Technique (第 3 回分子追跡放射線治療国際会議), p. 47, PB-05, 2013/2/8 (札幌).
- [3] A. Tachibana, T. Obata, K. Shimizu, F. Nishikido, H. Kuribayashi, M. Suga, T. Yamaya, "Development of a PET-integrated MRI head coil for simultaneous PET-MRI: Influence of copper shield boxes on MR images," ECR2013, Poster: C-1433, 2013. (Vienna)
- [4] Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Hidekatsu Wakizaka, Yoshiyuki Hirano, Fumihiko Nishikido, Naoko Inadama, and Hiroshi Ito, "Development of a small prototype of a novel transformable single-ring OpenPET," J. NUCL. Med. MEETING ABSTRACTS, Vol. 54, Supp. 2, p. 532P (SNMMI 2013 Annual Meeting, No. 2166, Poster, Vancouver, 2013/6/11). Poster Award First Place に選定
- [5] Hideaki Tashima, Hiroshi Ito, and Taiga Yamaya, "A proposal of a helmet PET with jaw detectors for high-sensitive brain imaging," J. NUCL. Med. MEETING ABSTRACTS, Vol. 54, Supp. 2, p. 532P (SNMMI 2013 Annual Meeting, No. 2167, Poster, Vancouver, 2013/6/11).
- [6] Hideaki Tashima, Taiga Yamaya, and Paul E. Kinahan, "Simulation Study of the OpenPET Scanner with Bridge Detectors to Compensate for Incomplete Data," Proceedings of the 12th International Meeting on Fully Three-Dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine, pp. 360-363, 2013 (poster, 2013/6/16-21, Lake Tahoe, California)
- [7] Eiji Yoshida, Keiji Shimizu, Taiga Yamaya, "Development of data acquisition system for the human OpenPET,"NIRS Workshop on PET Imaging Physics and Applications (PIPA2013) Abstract Book, pp. 15-16, 2013 (2013/11/4, Yokohama).
- [8] E. Yoshida, H. Tashima, T. Yamaya, "Sensitivity Booster for DOI-PET by Utilizing Compton Scattering Events Between Detector Blocks," 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract, M16-14, 2013 (2013/10/27-11/2@Seoul).
- [9] H. Tashima, H. Ito, T. Yamaya, "A Proposed Helmet-PET with a Jaw Detector Enabling High-Sensitivity Brain Imaging," 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract, M11-11, 2013 (2013/10/27-11/2@Seoul).
- [10] A. Gondo, T. Shinaji, Y. Hirano, E. Yoshida, F. Nishikido, N. Inadama, H. Tashima, T. Yamaya, H. Haneishi, "Optical Simulation of a DOI Detector with a Stack of Planer Scintillators," 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract, M11-17, 2013 (2013/10/27-11/2@Seoul).
- [11] E. Yoshida, T. Shinaji, H. Tashima, H. Haneishi, T. Yamaya, "Performance Evaluation of a Transformable Axial-Shift Type Single-Ring OpenPET," 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract, M11-7, 2013 (2013/10/27-11/2@Seoul).
- [12] F. Nishikido, T. Obata, N. Inadama, E. Yoshida, M. Suga, K. Shimizu, A. Tachibana, H. Ito, T. Yamaya, "One-Pair Prototype Integrated System of DOI- PET and the RF-Coil Specialized for Simultaneous PET-MRI Measurements," 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract, M12-45,

2013 (2013/10/27-11/2@Seoul).

- [13] H. Kawaguchi, Y. Hirano, E. Yoshida, M. Suga, T. Shiraishi, K. Tanimoto, Y. Kimura, T. Obata, H. Ito, T. Yamaya, "A MRI-Based PET Attenuation Correction with μ-Values Measured by a Fixed-Position Radiation Source," 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract, M12-52, 2013 (2013/10/27-11/2@Seoul).
- [14] Y. Yin, H. Tashima, E. Yoshida, T. Kon, T. Obi, T. Yamaya, "Proposal of a New OpenPET Based Simultaneous Whole-Body PET/CT Geometry," 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract, M12-53, 2013 (2013/10/27-11/2@Seoul).
- [15] I. Isnaini, T. Obi, E. Yoshida, T. Yamaya, "Simulation of Sensitivity and NECR of Entire-Body PET Scanners for Different FOV Diameters," 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract, M16-15, 2013 (2013/10/27-11/2@Seoul).
- [16] T. Shinaji, H. Tashima, E. Yoshida, T. Yamaya, H. Haneishi, "Accuracy Improvement of Time Delay Correction Method for PET-Based Tumor Tracking," 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract, M21-13, 2013 (2013/10/27-11/2@Seoul).
- [17] Y. Hirano, E. Yoshida, H. Wakisaka, Y. Nakajima, F. Nishikido, H. Ito, T. Yamaya, "Washout Studies of in-Beam Rat Imaging by the 2nd Generation OpenPET Prototype," 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract, M21-16, 2013 (2013/10/27-11/2@Seoul).
- [18] H. Tashima, E. Yoshida, T. Shinaji, H. Haneishi, H. Ito, T. Yamaya, "Monte Carlo Simulation of Region-of-Interest Reconstruction for Real-Time Tumor Tracking by OpenPET," 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract, M21-25, 2013 (2013/10/27-11/2@Seoul).
- [19] N. Inadama, Y. Hirano, F. Nishikido, H. Murayama, M. Nitta, H. Ito, T. Yamaya, "The X'tal Cube with 1 mm3 Isotropic Resolution Based on a Stack of Laser-Segmented Scintillator Plates," 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract, M21-47, 2013 (2013/10/27-11/2@Seoul).
- [20] H. Tashima, T. Yamaya, "Impact of TOF Information in OpenPET Imaging," 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract, M22-13, 2013 (2013/10/27-11/2@Seoul).
- [21] F. Nishikido, T. Moritake, H. Ito, T. Yamaya, "A Prototype Real-Time Dose Distribution Monitoring System Using Plastic Scintillators Connected to Optical Fiber for Interventional Radiology," 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract, NPO1-29, 2013 (2013/10/27-11/2@Seoul).
- [22] M. Nitta, Y. Hirano, F. Nishikido, N. Inadama, E. Yoshida, H. Tashima, Y. Nakajima, H. Kawai, T. Yamaya, "Activation Measurement for Material Selection of OpenPET Components in Particle Therapy," 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract, NPO2-58, 2013 (2013/10/27-11/2@Seoul).
- [23] Hiroshi Sakurai, Fumitake Itoh, Kosuke Suzuki, Yoshiyuki Hirano, Eiji Yoshida, Fumihiko Nishikido, Tastuaki Kanai and Taiga Yamaya, "Positron annihilation photon acollinearity in 11C iradiation," 5th International Conference on Advanced Micro-Device Engineering (MADE 2013), p. 43, 2013/12/19. (Kiryu)

国内会議(36)

- [1] 川口拓之,谷川明日香,菅幹生,平野祥之,白石貴博,吉田英治,木村泰之,谷本克行,小畠隆行,伊藤浩,山谷泰賀,"MRI 画像に基づく PET 吸収補正法が脳機能の定量解析に及ぼす影響,"電子情報通信学会技術研究報告(IEICE Technical Report), Vol. 112, No. 411, pp. 239-244, JAMIT Frontier 2013 (メディカルイメージング連合フォーラム), 2013/1/24-25 (那覇市ぶんかテンブス館)
- [2] Ismet Isnaini, Takashi Obi, Yoshida Eiji, Taiga Yamaya, "Monte-Carlo simulation of a novel 2 m-long entire-body PET scanner," 電子情報通信学会技術研究報告(IEICE Technical Report), Vol. 112, No. 411, pp. 105-106, JAMIT Frontier 2013 (メディカルイメージング連合フォーラム), 2013/1/24-25 (那覇市ぶ んかテンプス館)
- [3] 品地哲弥,田島英朗,吉田英治,村山秀雄,山谷泰賀,羽石秀昭,"呼吸性体動に対応した PET ベース 腫瘍トラッキング," 電子情報通信学会技術研究報告(IEICE Technical Report), Vol. 112, No. 411, pp. 129-133, JAMIT Frontier 2013 (メディカルイメージング連合フォーラム), 2013/1/24-25 (那覇市ぶんか テンブス館)
- [4] 稲玉直子, 平野祥之, 錦戸文彦, 村山秀雄, 新田宗孝, 山谷泰賀, "DOI-PET 検出器クリスタルキュー ブの開発:レーザー加工により分割した板状シンチレータの使用の検討," 2013 年応用物理学会春季 学術講演会講演予稿集, 29a-PA1-17, 2013/3/29 (神奈川工科大学) (Poster Award 受賞)
- [5] 島添健次,織田忠 中村泰明,高橋浩之,錦戸文彦,吉田英治,山谷泰賀,"PET 用 ASIC の放射線耐性 評価,"2013 年応用物理学会春季学術講演会講演予稿集,29a-PA1-15,2013/3/29 (神奈川工科大学)

- [6] 錦戸文彦, 盛武敬, 岸本俊二, 伊藤浩, 山谷泰賀, "プラスチックシンチレータと光ファイバを用いた IVR 用リアルタイム線量計の開発," 2013 年応用物理学会春季学術講演会講演予稿集, 29p-A5-7, 2013/3/29 (神奈川工科大学)
- [7] 山谷泰賀,吉田英治,田島英朗,木内尚子,中島靖紀,錦戸文彦,平野祥之,菅幹生,佐藤眞二,稲庭 拓,"第二世代 OpenPET 小型試作機のイメージング性能評価," 2013 年応用物理学会春季学術講演会講 演予稿集, 29p-A5-8, 2013/3/29 (神奈川工科大学)
- [8] Fumihiko Nishikido, Takeshi Moritake, Shunji Kishimoto, Hiroshi Ito, Taiga Yamaya, "X-ray detector for real-time dose monitoring in interventionaly radiology," 医学物理 Japanese Journal of Medical Physics (第 105 回日本医学物理学会学術大会報文集), p. 82, 2013/4/11. (パシフィコ横浜)
- [9] Yoshiyuki Hirano, Shoko Kinouchi, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, Naoko Inadama, Hideo Murayama, Hiroshi Ito, Taiga Yamaya, "Washout effect in RI beam irradiation of rat using small OpenPET," 医学物理 Japanese Journal of Medical Physics (第 105 回日本医学物理学会学術大会報文集), p. 125, 2013/4/12. (パシフィコ横浜)
- [10] Tetsuya Shinaji, Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Hideo Murayama, Taiga Yamaya, Hideaki Haneishi, "The PET-based tumor tracking with error reduction method," 医学物理 Japanese Journal of Medical Physics (第 105 回日本医学物理学会学術大会報文集), p. 127, 2013/4/12. (パシフィコ横浜)
- [11] Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Shoko Kinouchi, Yasunori Nakajima, Fumihiko Nishikido, Yoshiyuki Hirano, Hideaki Tashima, Mikio Suga, Shinji Sato, Taku Inaniwa, "In-beam imaging test of a small prototype for the second generation OpenPET," 医学物理 Japanese Journal of Medical Physics (第 105 回日本医学物理学会学術大会報文集), p. 128, 2013/4/12. (パシフィコ横浜)
- [12] Yasunori Nakajima, Toshiyuki Kohno, Taku Inaniwa, Shinji Sato, Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, Lembit Sihver, "Estimation of standard deviation of range in 3-D irradiation by using Fisher's Information," 医学物理 Japanese Journal of Medical Physics (第 105 回日本医学物理学会学術大会報文集), p. 129, 2013/4/12. (パ シフィコ横浜)
- [13] Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Tetsuya Shinaji, Yoshiyuki Hirano, Shoko Kinouchi, Fumihiko Nishikido, Mikio Suga, Hideaki Haneishi, Hiroshi Ito, Taiga Yamaya, "A Monte Carlo simulation of real-time tumor tracking by the OpenPET: a feasibility study," 医学物理 Japanese Journal of Medical Physics (第 105 回日本医学物理学会学術大会報文集), p. 130, 2013/4/12. (パシフィコ横浜)
- [14] Eiji Yoshida, Yoshiyuki Hirano, Hideaki Tashima, Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Hideo Murayama, Hiroshi Ito, Taiga Yamaya, "Simulation study of an axially extendable multiplex cylinder PET," 医学物理 Japanese Journal of Medical Physics (第 105 回日本医学物理学会学術大会報文集), p. 138, 2013/4/13. (パ シフィコ横浜) (大会長賞受賞)
- [15] Ismet Isnaini, Takashi Obi, Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, "Monte-Carlo simulation of sensitivity and NECR of a 2m-long PET scanner," 医学物理 Japanese Journal of Medical Physics (第 105 回日本医学物理学会学術 大会報文集), p. 139, 2013/4/13. (パシフィコ横浜)
- [16] Kodai Shimizu, Atsushi Tachibana, Humihiko Nishikido, Hideto Kuribayashi, Iwao Nakajima, Yoshihiko Kawabata, Taiga Yamaya, Takayuki Obata, Mikio Suga, "Development of an integrated PET/MRI detector: Evaluation of magnetic-field distortion caused by eddy-current in shield boxes," 医学物理 Japanese Journal of Medical Physics (第 105 回日本医学物理学会学術大会報文集), p. 142, 2013/4/13. (パシフィコ横浜)
- [17] Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Yoshiyuki Hirano, Takahiro Moriya, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Hideo Murayama, Munetaka Nitta, Hiroshi Ito, Taiga Yamaya, "Development of a DOI-PET detector "X'tal cube": optimal position calculation for each optical condition in the scintillation crystal block," 医学物理 Japanese Journal of Medical Physics (第 105 回日本医学物理学会学術大会報文集), p. 144, 2013/4/13. (パ シフィコ横浜)
- [18] Yoshiyuki Hirano, Naoko Inadama, Eiji Yoshida, Fumihiko Nishikido, Hideo Murayama, Taiga Yamaya, "Performance of laser-processed X'tal cube PET detectors with reduced the numbers of SiPM readout surfaces," 医学物理 Japanese Journal of Medical Physics (第105回日本医学物理学会学術大会報文集), p. 145, 2013/4/13. (パシフィコ横浜)
- [19] Akane Gondo, Tetsuya Shinaji, Yoshiyuki Hirano, Eiji Yoshida, Fumihiko Nishikido, Naoko Inadama, Hideaki Tashima, Taiga Yamaya and Hideaki Haneishi, "Optical simulation of a novel DOI detector with a stack of planer scintillators : Impact of surface roughness on spatial resolution," 医学物理 Japanese Journal of Medical Physics (第 105 回日本医学物理学会学術大会報文集), p. 146, 2013/4/13. (パシフィコ横浜)
- [20] 清水浩大, 菅幹生, 橘篤志, 錦戸文彦, 栗林秀人, 中島巌, 川畑義彦, 山谷泰賀, 小畠隆行, "PET/MRI 一体型検出器の開発:シールドボックスに生じる渦電流による位相シフトの定量評価," 第 32 回日本 医用画像工学会大会予稿集, OP4-7, 2013. (2013/8/1-3, 産業技術総合研究所臨海副都心センター/日本 科学未来館)

- [21] 品地哲弥,田島英朗,吉田英治,山谷泰賀,羽石秀昭,"OpenPET における腫瘍トラッキングⅡ-多変数回帰による遅延補正-,"第32回日本医用画像工学会大会予稿集,OP5-4,2013. (2013/8/1-3,産業技術総合研究所臨海副都心センター/日本科学未来館)
- [22] 田島英朗,山谷泰賀, Paul E. Kinahan, "ブリッジ検出器による Dual-Ring OpenPET の画質改善効果の検 討," 第 32 回日本医用画像工学会大会予稿集, OP7-3, 2013. (2013/8/1-3, 産業技術総合研究所臨海副 都心センター/日本科学未来館)
- [23] 権藤朱音,品地哲弥,平野祥行,吉田英治,錦戸文彦,稲玉直子,田島英朗,山谷泰賀,羽石秀昭,"モノリシック板積層型 PET 用 DOI 検出器の光学シミュレーョン,"第32回日本医用画像工学会大会予 稿集, PP2-11, 2013. (2013/8/1-3,産業技術総合研究所臨海副都心センター/日本科学未来館)
- [24] 山谷泰賀,吉田英治,田島英朗,中島靖紀,錦戸文彦,平野祥之,稲玉直子,品地哲弥,羽石秀昭,菅 幹生,"可変型検出器配置の新しい OpenPET 小型試作機の開発,"第74回応用物理学会秋季学術講演 会講演予稿集,18a-A12-1,2013. (2013/9/18 同志社大学京田辺キャンパス) (注目講演推薦)
- [25] 錦戸文彦, 盛武敬, 岸本俊二, 伊藤浩, 山谷泰賀, "プラスチックシンチレータと光ファイバを用いた IVR用リアルタイム被曝線量分布モニタシステムの開発," 第74回応用物理学会秋季学術講演会講演 予稿集, 18a-A12-2, 2013. (2013/9/18 同志社大学京田辺キャンパス)
- [26] 平野祥之,吉田英治,脇坂秀克,中島靖紀,錦戸文彦,伊藤浩,山谷泰賀, "Single-ring OpenPET 小型 試作機を用いたラットへのRIビーム照射における11Cイオン動態解析の試み,"核医学,第50巻,第 3号, p. 234, 2013 (第53回日本核医学会学術総会, M3IIB1,福岡国際会議場, 2013/11/10)
- [27] 吉田英治, 品地哲也, 田島英朗, 羽石秀昭, 伊藤浩, 山谷泰賀, "アキシャルシフト型シングルリング OpenPETの性能評価,"核医学, 第50巻, 第3号, p. 234, 2013 (第53回日本核医学会学術総会, M3IXA1, 福岡国際会議場, 2013/11/10)
- [28] 吉田英治,田島英朗,伊藤浩,山谷泰賀,"コンプトン散乱を用いたPET装置の高感度化手法の開発," 核医学,第50巻,第3号, p. 234, 2013 (第53回日本核医学会学術総会,M3IXA2,福岡国際会議場, 2013/11/10)
- [29] 川口拓之,平野祥之,吉田英治,菅幹生,白石貴博,谷本克之,小畠隆行,伊藤浩,山谷泰賀,"固定した放射線源とMRI画像を用いた頭部PET/MRIのガンマ線吸収補正,"核医学,第50巻,第3号, p. 234, 2013 (第53回日本核医学会学術総会, M3IXA6,福岡国際会議場, 2013/11/10)
- [30] 山谷泰賀,吉田英治 稲玉直子,田島英朗,羽石秀昭,伊藤浩, "次世代画像誘導治療に向けた OpenPET 開発プロジェクトの中間進捗報告," 核医学,第 50 巻,第 3 号, p. 227, 2013 (第 53 回日本核 医学会学術総会, M3IXB3, 福岡国際会議場, 2013/11/10)
- [31] 小畠隆行, 菅幹生, 錦戸文彦, 橘篤志, 清水浩大, 川口拓之, 山谷泰賀, "近接・一体型 PET-MRI プロ ーブ用 MRI 送受信コイルの製作," 核医学, 第 50 巻, 第 3 号, p. 249, 2013 (第 53 回日本核医学会学術 総会, P2K2, 福岡国際会議場, 2013/11/9)
- [32] 橘篤志,小畠隆行, 菅幹生, 清水浩大, 錦戸文彦, 川口拓之, 栗林秀人, 山谷泰賀, "RF コイル一体型 PET-MRI Coil の開発と MRI 画像へ与える影響の評価," Advanced CT-MRI 研究会, 2013/6/15-16 (軽井 沢)
- [33] 橘篤志,小畠隆行,川口拓之,稲垣枝理,松尾浩一,山谷泰賀,"Diffusion Tensor Imaging における水拡 散異方性評価用ファントムの開発," 日本磁気共鳴医学会雑誌, vol. 33, supplement, p.434, 2013/9/21.
- [34] 清水浩大, 菅幹生, 橘篤志, 錦戸文彦, 山谷泰賀, 小畠隆行, "PET/MRI 一体型検出器の開発:シールド ボックスが誘発する画像アーチファクト・ノイズの評価," 日本磁気共鳴医学会雑誌, vol. 33, supplement, p.237, 2013/9/21.
- [35] 小畠隆行, 菅幹生, 錦戸文彦, 橘篤志, 清水浩大, 川口拓之, 山谷泰賀, "近接・一体型頭部用 PET-MRI ディテクタの開発,"日本磁気共鳴医学会雑誌, vol. 33, supplement, p.229, 2013/9/21.
- [36] 川口拓之,平野祥之,吉田英治,菅幹生,白石貴博,谷本克之,小畠隆行,伊藤浩,山谷泰賀, "MRI 画像の領域分割と固定した放射線源による PET/MRI のガンマ線減弱補正法," 日本磁気共鳴医学会 雑誌,第33巻, Supplement, p. 219, 2013 (第41回日本磁気共鳴医学会大会, O-1-094, アスティとくしま, 2013/9/19)

1.4 研究会(15+)

- [1] 発表多数, 平成 24 年度次世代 PET 研究会講演予稿集, 2013/1/21.
- [2] 山谷泰賀,吉田英治,稲玉直子,錦戸文彦,田島英朗,平野祥之,伊藤浩,佐藤眞二,稲庭拓,木内尚子,菅幹生,羽石秀昭,中島靖紀,"がん診断と治療の融合を目指した開放型 PET 装置 OpenPET の開発,"研究会「放射線検出器とその応用」(第27回)要旨論文集,pp. 3-4, 2013/2/5-7 (高エネルギー加速器研究機構,つくば)
- [3] 新田宗孝, 稲玉直子, 錦戸文彦, 平野祥之, 吉田英治, 田島英朗, 河合秀幸, 山谷泰賀, "光分配方式 PET 用 4 層 DOI 検出器の反射材とアノードの位置関係が結晶弁別に及ぼす影響,"研究会「放射線検 出器とその応用」(第 27 回)要旨論文集, pp. 5-6, 2013/2/5-7 (高エネルギー加速器研究機構, つくば)
- [4] 錦戸文彦, 盛武敬, 岸本俊二, 伊藤浩, 山谷泰賀, "IVR 用リアルタイム線量計測システムのための X 線検出器の特性評価,"研究会「放射線検出器とその応用」(第 27 回)要旨論文集, pp. 7-8, 2013/2/5-7 (高 エネルギー加速器研究機構, つくば)
- [5] 山谷泰賀,吉田英治,錦戸文彦,田島英朗,平野祥之,稲玉直子,辻厚至,脇坂秀克,稲庭拓,佐藤眞 二,中島靖紀,"重粒子線照射野イメージングのためのOpenPET装置開発に関する研究(11H285),"平 成24年度 HIMAC 共同利用研究成果発表会,2013/4/22 (平成24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発表会用暫定版,pp.264-269)(千葉)
- [6] 中島靖紀,宮武裕和,河野俊之,佐藤眞二,稲庭拓,吉田英治,山谷泰賀, "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(10H177)," 平成 24 年度 HIMAC 共同利用研究成果発表会,2013/4/22 (平成 24 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 発表会用暫定版,pp.254-256)(千葉)
- [7] Taiga Yamaya, Hiroshi Ito, "Introduction of PET Physics Research in NIRS," Proceedings for 2nd SNU-NIRS Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and Technology, pp. 7-9, 2013/4/25 (Seoul).
- [8] Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, "Feasibility study of novel geometry of an axially extendable multiplex cylinder PET," Proceedings for 2nd SNU-NIRS Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and Technology, pp. 15-19, 2013/4/25 (Seoul).
- [9] Fumihiko Nishikido, Takayuki Obata, Naoko Inadama, Eiji Yoshida, Mikio Suga, Taiga Yamaya, "Development of DOI-PET detector integrated with RF coil for PET-MRI," Proceedings for 2nd SNU-NIRS Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and Technology, pp. 32-35, 2013/4/25 (Seoul).
- [10] Hiroshi Kawaguchi, Asuka Tanigawa, Mikio Suga, Yoshiyuki Hirano, Eiji Yoshida, Takahiro Shiraishi, Katsuyuki Tanimoto, Takayuki Obata, Hiroshi Ito, Taiga Yamaya, "Evaluation of attenuation map for quantitative assessment of brain function on PET/MRI scanner," Proceedings for 2nd SNU-NIRS Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and Technology, pp. 40-42, 2013/4/25 (Seoul).
- [11] Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Tetsuya Shinaji, Yoshiyuki Hirano, Fumihiko Nishikido, Hideaki Haneishi, Hiroshi Ito, Taiga Yamaya, "Monte Carlo simulation of real-time tumor tracking by the OpenPET using the 4D XCAT phantom with a realistic 18F-FDG distribution," Proceedings for 2nd SNU-NIRS Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and Technology, pp. 56-60, 2013/4/25 (Seoul).
- [12] 権藤朱音,品地哲弥,平野祥之,山谷泰賀,羽石秀昭,"次世代 PET 検出器における光伝播シミュレータの開発と応用,"第11回千葉大学医工学シンポジウム研究概要,研究成果 17,2013/5/31 (千葉大学).
- [13] 清水浩大, 菅幹生, 橘篤志, 錦戸文彦, 栗林秀人, 中島巌, 川畑義彦, 山谷泰賀, 小畠隆行, "PET/MRI 一体型検出器のシールドボックスに生じる渦電流による静磁場歪みの評価,"第11回千葉大学医工 学シンポジウム研究概要, 研究成果 21, 2013/5/31 (千葉大学).
- [14] 菅幹生,山谷泰賀,吉田英治,錦戸文彦,稲玉直子,村山秀雄,"X'tal cube PET 検出器における受光素 子配置面数および結晶間媒質の計算機シミュレータによる最適化,"第 11 回千葉大学医工学シンポ ジウム研究概要,研究成果 22,2013/5/31 (千葉大学).
- [15] 菅幹生,小畠隆行,山谷泰賀, "MRI による生体特性計測システムの開発," 第9回マルチモーダル 脳情報研究会抄録集, p. 21, 2013 (2013/11/18 千葉大学)

1.5 特許(14)

・出願(1)

[1] 田島英朗,山谷泰賀, "ヘルメット型 PET 装置," 特願 2013-226068, 2013/10/30 出願 (474)

・登録(13)

- [1] 山谷泰賀,村山秀雄,森慎一郎,"開放型PET装置," 特許第 5191011 号, 2013/2/8 登録 (319JP)
- [2] 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," 特許第 5224421 号, 2013/3/22 登録 (312JP)
- [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,"特許第 5246895 号, 2013/4/19 登録 (344JP)
- [4] Naoko Inadama, Hideo Murayama, Kengo Shibuya, Fumihiko Nishikido, Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, "DOI type radiation detector," US8,436,312, 2013/5/7 登録 (329US)
- [5] Taiga Yamaya, Hideo Murayama, Taku Inaniwa, "COMBINED RADIATION THERAPY/PET APPARATUS," US8,461,539, 2013/6/11 登録 (326US)
- [6] 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," 第 5339551 号, 2013/8/16 登録 (346JP)
- [7] 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," 特許第 5360914 号, 2013/9/13 登録 (321JP)
- [8] 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," 特許第 5339562 号,2013/8/16 登録 (379JP)
- [9] 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," 特許第 5339561 号, 2013/8/16 登録 (380JP)
- [10] 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", 第 5382737 号, 2013/10/11 登録 (329JP).
- [11] 吉田英治、澁谷憲悟、山谷泰賀、村山秀雄、北村圭司, "利用能量和位置信息的辐射线检测方法及装置," 中国特許登録 ZL 2007 8 0052713.0, 2012/10/10 登録 (293CN)
- [12] Taiga Yamaya, Hideo Murayama, Shinichi Minohara, Taku Inaniwa, Takuji Furukawa, Shinichirou Mori, "Detector-shift type combined radiation therapy/PET apparatus," US8,581,196B2, 2013/11/12 登録(321US)
- [13] Taiga Yamaya, Hideo Murayama, Shinichi Minohara, "PET scanner and image reconstruction method thereof," US8,594,404B2, 2013/11/26 登録(292US)

2. 成果普及などへの取り組み

- 2.1 研究会など開催(4)
- [1] 平成 24 年度次世代 PET 研究会(2013/1/21, 放医研)を主催(参加者 91 名, 内外部 58 名)
- [2] 2nd SNU-NIRS Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and Technology (2013/4/25, ソウル大)を 主催(参加者約 70 名)
- [3] NIRS Workshop on PET Imaging Physics and Applications (PIPA2013) (2013 年 11 月 4 日~5 日, パシフィ コ横浜)を主催(参加者 107 名(海外 24 名、日本 83 名))
- [4] NIRS-TUM Workshop on PET Physics 2013 を主催(2013 年 11 月 7 日, 放医研)

2.2 核医学物理セミナー開催(14)

- [1] 2013/2/25, バドミントン競技におけるスポーツ情報処理, 角田 貢(日本体育大学准教授)
- [2] 2013/2/27, ディジタル SiPM と GAGG を用いた PET システム, 島添健次(東京大学助教)
- [3] 2013/3/18, 電子運動量分布を用いた PET の提案, 櫻井浩(群馬大学大学院工学研究科教授)
- [4] 2013/4/10, RSNA にみるイメージングモダリティの動向,掛川誠(浜松ホトニクス顧問)
- [5] 2013/6/17,米国核医学会(SNM)参加報告1,山谷泰賀(放医研)
- [6] 2013/6/24、米国核医学会(SNM)参加報告2、稻玉直子(放医研)
- [7] 2013/ 7/1, ベルリン日独センター事業 Junior Experts Exchange Program 2013 参加報告, 川口拓之(放 医研)
- [8] 2013/ 7/ 8, Fully 3D meeting 参加報告および US Davis 大 Qi ラボ訪問報告, 田島英朗(放医研)
- [9] 2013/9/30, ミュンヘン工科大研究滞在報告 1, 山谷泰賀・吉田英治(放医研)
- [10] 2013/11/11, ミュンヘン工科大研究滞在報告 2 および IEEE NSS-MIC 参加報告 1, 田島英朗・山谷泰賀 (放医研)
- [11] 2013/11/21, 心不全における心臓分子イメージング, 樋口隆弘(University Hospital of Wurzburg 教授)
- [12] 2013/12/2, IEEE NSS-MIC 参加報告 2, 吉田英治・田島英朗・川口拓之(放医研)
- [13] 2013/12/9, IEEE NSS-MIC 参加報告 3, 錦戸文彦・新田宗孝(放医研)、菅幹生(千葉大准教授)
- [14] 2013/12/16, IEEE NSS-MIC 参加報告 4, 稻玉直子·平野祥之·中島靖紀(放医研)、品地哲弥(千葉大)

2.3 報告書出版(2)

- [1] 山谷泰賀 編, "平成 24 年度次世代 P E T 研究報告書," NIRS-R-66, ISBN 978-4-938987-82-4, 2013/3.
- [2] Taiga Yamaya 編集, "NIRS Workshop on PET Imaging Physics and Applications PIPA2013 Abstract Book," NIRS-M-261, 2013 年 11 月 4 日.

2.4 総説(5)

- [1] 田島英朗,山谷泰賀, "エミッションCT の逐次近似型画像再構成のオーバービュー -実用的側面-," MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, Vol.31, No.1, pp. 15-20, 2013.
- [2] 山谷泰賀, "トピックス 放医研の「OpenPET」開発/「OpenPET」が切り拓く新しいイメージング: 小型実証機開発," PET Journal 2013, 第 21 号, pp. 7-9, 2013.
- [3] 山谷泰賀, "がん診断・治療融合のための次世代 PET 装置およびシステムの研究," 平成 24 年度第 16 回贈呈式 資料集, pp. 11-12, 2013.
- [4] 山谷泰賀, "次世代 PET 機器開発研究の最新動向," 医学物理, 第 32 号, 第 3 号, pp. 155-161, 2013.
- [5] 山谷泰賀, 伊藤浩, "研究室訪問 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," MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, Vol. 31, No. 5, pp. 330-333, November 2013.

2.5 講義・講演(12)

・シンポジウム等における招待講演(2)

- [1] Taiga Yamaya, "PET Imaging Physics: from Basis to the State-of-the-art Technologies," Introduction to Analysis and Applications of Molecular Imaging, The 16th international conference on medical image computing and computer assisted intervention (MICCAI), 2013 (2013/9/21 Nagoya University)]
- [2] Taiga Yamaya, "OpenPET: Imaging in Radiation Therapy," The Road Map To Advanced Radiation Therapy, Workshop dedicated to Anders Brahme – a true RT visionary, Karolinska Institutet, Stockholm (2013/9/9)

・講演(7)

- [1] 山谷泰賀, "OpenPET 開発プロジェクト小型試作機による重粒子線照射野イメージング," 群馬大学が んプロフェッショナル養成基盤推進プラン実践型粒子線治療人養成コース(インテンシブ)重粒子 線物理セミナー, 2013/1/25 (群馬大学重粒子線医学センター)
- [2] Taiga Yamaya, "OpenPET towards in situ imaging in particle therapy," Seminar @ the Ludwig-Maximilians-University in Munich, 2013/5/8.
- [3] Taiga Yamaya, "OpenPET towards in situ imaging in particle therapy," seminor at HIT, Heidelberg (2013/8/12).
- [4] Taiga Yamaya, "Introduction of PET Physic Research at NIRS," seminor at TUM, Munich (2013/8/26)
- [5] Taiga Yamaya, "PET physics research at NIRS," seminor at KUKA Roboter GmbH, Augsburg (2013/9/3)
- [6] Taiga Yamaya, "PET physics research at NIRS," seminor at Siemens, Erlangen (2013/9/11)
- [7] Taiga Yamaya, "PET imaging physics and application to carbon ion therapy," seminor at KIRAMS, Seoul (2013/11/14)

講義(4)

- [1] 吉田英冶,"核医学物理学,"第9回医学物理コース,2013/7/11(放医研)
- [2] 山谷泰賀, "PET 計測の原理と最先端機器開発," 放射線医学総合研究所第 7回画像診断セミナー, 2013/2/4 (放医研).
- [3] 山谷泰賀, "医療に役立つ放射線:次世代の PET 装置を創る研究の紹介," 東京工業大学講義「先端 物理情報システム論」, 2013/6/5, すずかけ台.
- [4] 山谷泰賀, 東工大非常勤講師, 医歯工学特別コース「核医学物理」 2013/10/21-25.

2.6 著書(1)

[1] 井上登美 (翻訳), 山谷泰賀(翻訳), "核医学の基本パワーテキスト-基礎物理から最新撮影技術まで," メディカルサイエンスインターナショナル, 2013/4/10 出版, 228 ページ.

2.7 プレス・広報物掲載(6)

- [1] 山谷泰賀, "体の中の様子を画像にする世界で最も細かい目(放射線検出器)," 科学技術の「美」 パネル展 出展, 2013/4.
- [2] "第 16 回 (平成 24 年度) 丸文研究奨励賞を受賞", 放医研分子イメージング研究センターweb ニュース, 2013/3 < http://www.nirs.go.jp/research/division/mic/newsrelease/130306/index.html>
- [3] 山谷泰賀, "拓く研究人 PET でがん治療最適化,"日刊工業新聞, 21 面, 2013 年 6 月 5 日.
- [4] 山谷泰賀, "第 60 回米国核医学会(SNMMI)2013 Annual Meeting にてポスター賞 第1位を獲得," 放 医研分子イメージング研究センターweb ニュース, 2013/6/13

< http://www.nirs.go.jp/research/division/mic/newsrelease/130608/index.html>

- [5] "みずほ情報総研、PET 画像再構成手法の開発に向けて、放射線医学総合研究所と共同研究を開始," みずほ情報総研プレスリリース, 2013/9/30.
- [6] "Researchers from National Institute of Radiological Sciences Detail Findings in Radiology," Rankings of Hispanic Companies- HispanicBusiness.com 掲載, 2013/10/3.
- ・出展など(0)

2.8 その他報告書(2)

- [1] 山谷泰賀,吉田英治,錦戸文彦,田島英朗,平野祥之,稲玉直子,辻厚至,脇坂秀克,稲庭拓,佐藤眞 二,中島靖紀,"重粒子線照射野イメージングのためのOpenPET装置開発に関する研究(11H285),"平 成24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. 254-255, 2013/8.
- [2] 中島靖紀,宮武裕和,河野俊之,佐藤眞二,稲庭拓,吉田英治,山谷泰賀,"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(10H177)," 平成 24 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. 210-211, 2013/8.
- 2.9 見学対応(19)
- [1] 2013/2/4 文部科学大臣政務官丹羽秀樹氏ほか3名
- [2] 2013/2/26University of Texas, MD Anderson Cancer Center David J. Yang 氏ほか2名
- [3] 2013/2/27 東京大学大学院工学系研究科原子力国際専攻 Apichaya Claimon 氏ほか1名
- [4] 2013/4/1Colorado State University Dean Hendrickso 氏・University of Colorad Denver Richard Krugman 氏・University of Colorad Health Kevin Unger 氏ほか 7名
- [5] 2013/4/2 獨協医科大学長 稲葉憲之氏ほか 10 名
- [6] 2013/4/15 GE Healthcare Charles W. Stearns 氏ら2名
- [7] 2013/5/20 原子力規制庁原子力地域安全総括官 黒木慶英氏ほか2名
- [8] 2013/5/28 文部科学省研究振興局 山口氏
- [9] 2013/5/29 原子力規制委員会 原子力規制庁放射線対策・保障措置課企画官 石川直子氏ほか2名
- [10] 2013/6/4 放射線医学総合研究所作業部会ご一行 14 名
- [11] 2013/6/26 カナダ Robarts Research Institute Dr. Ravi S. Menon
- [12] 2013/7/5 文部科学省大臣官房付 阿蘇隆之氏・文部科学省研究振興局研究振興戦略官付専門官 宮地 俊一氏
- [13] 2013/7/8 文部科学省研究振興局ライフサイエンス課先端医科学研究企画官 林昇甫氏
- [14] 2013/7/19 文部科学省科学技術学術政策局科学技術学術総括官 磯谷桂介氏·文部科学省科学技術学術 政策局政策課行政調查員 立木実氏
- [15] 2013/9/18 文部科学省研究振興局ライフサイエンス課生命科学専門官 成田博氏ほか3名
- [16] 2013/10/24 Siemens Helthcare Robert Krieg 氏ほか3名
- [17] 2013/11/3 Delft 工科大学 Dennis Schaart 氏ほか 5 名
- [18] 2013/11/6 日本学術振興会放射線科学とその応用第 186 委員会 25 名
- [19] 2013/11/18 University of Washington 蓑島聡氏・Seoul National University Dong Soo Lee 氏・横浜市大井 上登美夫氏

3. 外部評価(表彰)(6)

- [1] 山谷泰賀, "がん診断・治療融合のための次世代 PET 装置およびシステムの研究,"丸文研究奨励賞, 2013/3/6 (一般財団法人丸文財団).
- [2] 稲玉直子, 錦戸文彦, 村山秀雄, 山谷泰賀, "DOI-PET 検出器クリスタルキューブの開発:レーザー 加工により分割した板状シンチレータの使用の検討," 第 60 回応用物理学会春季学術講演会 Poster Award 受賞, 2013/4/1. http://www.nirs.go.jp/research/division/mic/newsrelease/130330/index.html
- [3] 吉田英治, "体軸視野サイズ可変型の新しい PET 装置の提案," 第 105 回日本医学物理学会学術大会 大会長賞 受賞, 2013/4/14 http://www.nirs.go.jp/research/division/mic/newsrelease/130418/index.html
- [4] Taiga Yamaya, "Development of a small prototype of a novel transformable single-ring OpenPET," FIRST PLACE POSTER - Instrumentation & Data A nalysis Track, 60th Annual Meeting of the SNMMI Advancing Molecular Imaging and Therapy, Vanvouver, BC, Canada, 2013/6/10.
- [5] 山谷泰賀,職員表彰, 2013/7/1 (放射線医学総合研究所)
- [6] 田島英朗, "ブリッジ検出器による Dual-Ring OpenPET の画質改善効果の検討," 第 32 回日本医用画像 工学会大会 奨励賞受賞 2013/8 http://www.nirs.go.jp/research/division/mic/newsrelease/131114/index.html

	平成 25 年度次世代 PET 研究報告書	
	平成 26 年 3 月 31 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
	分子イメージング研究センター	
メールアドレ	ス jpet@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	
©2014 独立行政法	人 放射線医学総合研究所	Printed in Japan

Printed in Japan ISBN 978-4-938987-90-9 NIRS-R-67

ISBN 978-4-938987-90-9 http://www.nirs.go.jp