NIRS-R-66

平成24年度 次世代PET研究報告書



平成25年3月

^{独立行政法人} 放射線医学総合研究所

まえがき			1
(1)	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	5
第1部	0penPET 実証機開発プロジェクト		
(2) • 要麦 料	OpenPET 実証機開発プロジェクト概要 5 衛闘 2	山谷泰賀、他	15
(3)	Single-Ring OpenPET のジオメトリ	田島英朗、他	17
(4)	Single-ring OpenPET 試作機の開発	吉田英治、他	20
(5)	第二世代 single-ring OpenPET 小型試作機の開発と HIMAC 実験評価	山谷泰賀、他	22
(6)	OpenPET 小型試作機を用いた重粒子 RI ビーム照射による ラット頭部洗い出しの計測	平野祥之、他	24
(7)	粒子線照射野画像化のための Total variation 最小化画像再構成法の検討	木内尚子、他	26
(8)	OpenPET リアルタイム腫瘍追跡の実現可能性検討	田島英朗、他	28
(9)	OpenPET における腫瘍トラッキング	品地哲弥、他	30
・ヒトサ	トイズ実証機開発		
(10)	OpenPET 用検出器の基礎的研究	新田宗孝、他	33
(11)	In-beam PET(OpenPET)における二次粒子の Geant4 シミュレーション	平野祥之、他	36
(12)	炭素線治療モニタリング用 OpenPET 検出器の炭素線照射下 での性能評価	錦戸文彦、他	39
(13)	リストモード信号処理~収集回路	清水啓司	41
第2部	粒子線治療・PET 融合への期待と課題(特別寄稿1)		
(14)	Beam ON-LINE PET systemにおける planar 検出器の問題点と解決案	西尾禎治	45
(15)	炭素線による肺癌治療における OpenPET の可能性	高橋 涉	47
(16)	OpenPET の臨床応用に向けた検討	野宮琢磨、他	48
(17)	安定核ビームの Autoactivation を利用した 3 次元照射野の 飛程推定精度	甲島靖紀、他	50
(18)	超伝導回転ガントリーの開発	岩田佳之、他	52
(19)	"Cイオン生成のための"CH ₄ ガス高効率生成法の検討	「「「「「「」」 「「」」「」「」」 「」」「」」「」」	54
(20)	反素緑冶療の生物効果 - 不安定核ビームの影響 -	稻廷 拓	56
第3部	シリコンフォトマル応用と PET/MRI	<i></i>	
(21)	高分解能3次元放射線位置検出器 X tal cube 開発の進捗	相玉直子、他	59
(22)	クリスタルキューブ PET 検出器における受光素子配置面数	松本貴宏、他	62
(00)	及び結晶间媒質の計算機ンミュレータによる策適化 体計視照測 イズブ 変型の変しい DDT 対照の相応		6.4
(23)		古田英冶、他	64
(24)	RF コイル一体型 PET/MRI 用 PET 検出器の基礎研究	新戶乂彦、他	66
(25)	RF コイル一体型 PEI/MRI の開発:	竹馬 芯、他	68
$(\mathbf{n}\mathbf{c})$	Shield box か MKI 画像へ与える影響		70
(26)	MK 画像に基づく PEI 吸収補止法の開発と評価	川口拍之、他	70 79
(27)		聯尸又彦、他	12
第4部	新技術実用化とPET/MRIへの期待(特別寄稿2)		
(28)	MPPCのPET 検出器への応用	渡辺光男、他	75
(29)	4 層 DOI 検出器を応用したマンモ用 PET 装置・多検体 PET/CT 装置	山川善之	77
(30)		伊滕正敏、他	81
(31)	新規 Ce:GAGG シンチレータ結晶の開発と放射線検出器への応用	鎌田 圭、他	83
(32)	Time over threshold 法によるマルチチャネル信号処理	局橋浩之、他	85
(33)	PET/MRI 装置開発とその後	山本誠一	87
(34)	機能画像における PET と MRI の相補性を利用した相乗効果について	原田雅史、他 流如洪三	90
(35)	PEI 將忻基盛抆術の開発	 	92

生体イメージング技術開発研究チーム研究業績 2012

95

まえがき

本報告書は、平成25年1月21日に開催した平成24年度次世代PET研究会(分子イメージング研究センター主催)の予稿に、一部原稿を追加してまとめたものです。放医研のプロジェクトの進捗報告に加えて、大学や企業におけるPET要素技術開発の最先端研究についても寄稿をお願いしました。

研究会では、91名のご参加をいただきました。関連学会等にご後援をお願いしたこともあって、当研究 所外部から58名ものご参加をいただき、そのうち28名が本研究会にはじめて参加された方でした。シリ コンフォトマルと呼ばれる半導体受光素子を応用した高分解能PET検出器やPET/MRI装置への展開、さ らにOpenPETなど、放医研が注力している研究の進捗を報告し、これらへの期待や課題について貴重なご 討論をいただきました。次世代PETは、いつまでも次世代であってはならず、イノベーションを出来る限 り早く実用化に橋渡しするというサイクルを、この次世代PET研究会が担うべきだと考えています。この 点に関連して、企業からの新技術の実用化についてのご講演は、大変興味深い内容でした。また、5名の 著名な先生方に特別講演をしていただきました。研究会の副題として掲げさせていただいた、PETの新展 開を切り拓く革新的技術開発について、活発な議論を行うことができました。

来年度も、次世代 PET 研究会を継続して開催したいと思っています。来年度は、PET 物理工学の代表的 学会である IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Science が、初のアジア開催として、韓国 ソウルで開催されます。これに刺激を受けて、日本の国際発信力をもっと高めるためにも、次回の次世代 PET 研究会は国際化を意識した企画にしたいと考えています。

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25年(2013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

平成24年度

次世代PET研究会 PETの新展開を切り拓く革新的技術開発

平成25年1月21日(月)

放射線医学総合研究所 重粒子治療推進棟2階 大会議室 10:00 – 18:00(18:00より意見交換会あり)

セッション1: シリコンフォトマル応用、PET/MRI

特別講演1

PET/MRI装置開発とその後 機能画像におけるPETとMRIの相補性を利用した相乗効果について

セッション2:新技術の実用化

特別講演2

PET解析基盤技術の開発 Beam On-Line PET systemにおけるplanar検出器の問題点と解決案

Time over Threshold法によるマルチチャネル信号処理

山本誠一(名古屋大学大学院医学系研究科·教授)

原田雅史(徳島大学医学部放射線科学分野·教授)

渡部浩司(大阪大学大学院医学系研究科・准教授) 西尾禎治(国立がん研究センター東病院 臨床開発センター・ユニット長) 高橋浩之(東京大学大学院工学系研究科・教授)

130117

C

セッション3: OpenPET



平成24年度次世代PET研究会 プログラム

日時	平成25年1月21日(月)10:00-18:00	
부명 공년	步射组医觉炎会现实能 重数之边虚推准持0胜 -	+~

- 場所 放射線医学総合研究所 重粒子治療推進棟2階 大会議室 主催 放射線医学総合研究所 分子イメージング研究センター
- ^{後111} 応用物理学会 千葉大学フロンティアメディカル工学研究開発センター 日本アイソトープ協会
- 後援 日本医学物理学会 日本医用画像工学会 日本核医学会

(50音順) ロネ医子物理子云 ロネ医用画像エチ云 ロネ核医子云 ロネな医子云 日本学術振興会・放射線科学とその応用第186委員会 日本磁気共鳴医学会 日本分子イメージング学会

- 事務局 放射線医学総合研究所 分子イメージング研究センター 山谷泰賀 jpet@nirs.go.jp 企画世話人:山谷泰賀、吉田英治、小畠隆行、伊藤浩(放医研)
- 対象 研究者、技術者、医療関係者など専門家向けのプログラム(使用言語:日本語)
- URL http://www.nirs.go.jp/information/event/2013/01_21.shtml
- 参加費 無料(18:00からの意見交換会は有料:会費1,000円)

10:05 チーム研究成果概要

艮概 要			

セッション1:	シリコンフォトマル応用、PET/MRI	座長:吉川京燦	、小畠隆行(放医研)
10:20	高分解能3次元放射線位置検出器 X'tal cube 開発の進捗	稲玉直子	放医研
10:30	クリスタルキューブPET検出器における受光素子配置面数 及び結晶間媒質の計算機シミュレータによる最適化	松本貴宏	千葉大
10:40	体軸視野サイズ可変型の新しいPET装置の提案	吉田英治	放医研
10:50	IVR用リアルタイム線量計測システムのためのX線検出器の開発	錦戸文彦	放医研
11:00	RFコイルー体型PET/MRI用PET検出器の基礎研究	錦戸文彦	放医研
11:10	RFコイルー体型PET/MRIの開発: Shield boxがMRI画像へ与える影響	橘 篤志	放医研/慈恵医
11:20	MR画像に基づくPET吸収補正法の開発と評価	川口拓之	放医研
化中国新生物		広臣 . 小自欧仁	(地厅环)

米倉義晴 理事長 放医研

放医研

山谷泰賀

「小小時次」 「	[[]][]][]][]][]][]][]][]][]][]][]][]][]	
11:30 PET/MRI装置開発とその後	山本誠一	名古屋大
11:55 機能画像におけるPETとMRIの相補性を利用した相	乗効果について 原田雅史	徳島大

Break (12:20-13:30)

セッション2:	新技術の実用化	座長:村山秀雄	(放医研)
13:30	MPPCのPET検出器への応用	渡辺光男	浜松ホトニクス
13:45	4層DOI検出器を応用したマンモ用PET装置・多検体PET/CT装置	山川善之	島津製作所
14:00	東北大PEMの開発および臨床評価	伊藤正敏	東北大
14:15	新規Ce:GAGGシンチレータ結晶の開発と放射線検出器への応用	鎌田 圭	古河機械金属
特別講演2		座長:伊藤 浩(放医研)
14:30	PET解析基盤技術の開発	渡部浩司	大阪大

14:55	Beam On-Line PET systemにおけるplanar検出器の問題点と解決案	西尾禎治	がんセンター東
15:20	Time over threshold法によるマルチチャネル信号処理	高橋浩之	東京大

Break (15:40-16:00)

セッション3:	OpenPET	座長:山谷泰賀、过	上比呂志(放医研)
開発進捗状況			
16:00	OpenPET用検出器の基礎的研究	新田宗孝	放医研/千葉大
16:10	炭素線治療モニタリング用OpenPET検出器の炭素線照射下での性能評価	錦戸文彦	放医研
16:20	粒子線照射野画像化のためのTotal variation最小化画像再構成法の検討	木内尚子	放医研/千葉大
16:30	OpenPETリアルタイム腫瘍追跡の実現可能性検討	田島英朗	放医研
16:40	OpenPETにおける腫瘍トラッキング	品地哲弥	千葉大
重粒子線治療			
16:50	第二世代single-ring OpenPET小型試作機の開発とHIMAC実験評価	山谷泰賀	放医研
17:00	OpenPET の臨床応用に向けた検討	野宮琢磨	放医研
17:20	OpenPET小型試作機を用いた重粒子RIビーム照射によるラット頭部洗い出し	平野祥之	放医研
17:30	炭素線治療の生物効果 – 不安定核ビームの影響 –	稲庭 拓	放医研
17:50	閉会挨拶	明石真言 理事	放医研
18:00	懇親会@推進棟地下セミナー室(会費制)		

(1) 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 2012(平成 24)年度データ

チームメンバー

チームリーダー	山谷泰賀
主任研究員	稲玉直子、吉田英治
研究員	錦戸文彦
准技術員	脇坂秀克
専門業務員	村山秀雄
学振特別研究員	田島英朗
博士研究員	平野祥之
大学院課程研究員	木内尚子、品地哲弥、新田宗孝、
	谷川明日香(4月~11月)、水島弘雅(4月~11月)
業務補助員	小畠、深沢、宮平
客員協力研究員	10名
実習生	7名
(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(盛武 敬),	IVR 用リアルタイム被曝線量位置分布計測システムの開発
	三樹工業株式会社	
2	浜松ホトニクス	次世代PET検出器および画像化技術に関する基礎的研究
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(D4 イスメット イスナイニ)
		PET/CT 画像再構成法の研究(M2 尹 雁南)
		OpenPET の解析的画像再構成法の研究(M1 石川輝一)
2	河合秀幸(千葉大理学研究科)	DOI 検出器の研究(M1 新田宗孝)
3	河野俊之(東工大)	jPET-D4による重粒子線照射野画像化実験(D5 中島靖紀)
4	菅幹生(千葉大工学研究科)	OpenPET 画像再構成(D3 木内尚子)
		クリスタルキューブ検出器のシミュレーション研究(M2 松本貴宏)
		PET/MRI 吸収補正法の研究(M1 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(M1 水島弘雅)
		PET 検出器一体型 MRI コイルの研究(B4 清水浩大、重粒子 C 小畠 T 受入)
5	高橋浩之(東大)	OpenPET 用放射線耐性 ASIC の研究(島添健次, D2 織田 忠, M2 中村 泰明)
6	羽石秀昭(千葉大フロンティアメディカル)	腫瘍トラッキング手法の研究(M1 品地哲弥)
		シンチレータ光学シミュレーション(B4 権藤朱音)

所内競争的資金(理事長裁量経費)(計 253 万円)

	課題名(グラント):直接経費額[万円]	内容	チーム内メンバー	チーム外の共同研究者
1	コンプトンカメラ型 PET 装置のためのガ	新しい PET のフィ	吉田英治	_
	ンマ線トラッキング検出器の開発(萌芽	ージビリティ研究		
	的研究): 190			
2	新しい原理に基づく放射線検出器の基	放射線検出法の	平野祥之	_
	礎実験とその PET 応用への検討(萌芽	基礎研究		
	的研究): 63			

外部資金(所内競争的資金を含む)(計 1,591.9 万円、うち外部分配額 100 万円) 敬称略、下線は代表者

	課題名(グラント):直接経費額[万円]	内容	チーム内メンバー	チーム外の共同研究者
1	診断と治療の融合に向けた開放型リア	小型 OpenPET 装	山谷泰賀, 稲玉直子,	工藤博幸(筑波大), 菅幹生,
	ルタイム PET 装置の基礎的・実証的研	置の開発と実証	吉田英治, 錦戸文彦,	羽石秀昭(千葉大), 小畠隆行
	究(科研費基盤研究(A)): 330(内、外部	実験	田島英朗,木内尚子	(重粒子 C), 辻厚至(分イメ C
	分配額 100)			病態 G), 稲庭拓, 吉川京燦,
				佐藤眞二(重粒子 C), 河合秀
				幸(千葉大), 小尾高史(東工
				大)
2	IVR 用リアルタイム被曝線量位置分布	診断被ばく線量計	錦戸文彦	盛武敬(筑波大学)
	計測システムの開発(基盤研究(C)):	測システム開発		
	260			
3	高機能画像診断機器の研究開発(マ	PET/MRI 要素技	<u>山谷泰賀</u> , 吉田英治,	小畠隆行(重粒子 C), 伊藤浩,
	ルチモダリティ対応フレキシブルPET)	術開発	稲玉直子, 錦戸文彦,	川口拓之(分イメ C 計測 G)
	(NEDO/島津製作所): 254.4		脇坂秀克, 平野祥之,	
4	重粒子線治療における照射領域可視	OpenPET 画像解	<u>平野祥之</u>	—
	化画像を用いた生理機能定量測定に	析法の研究		
	関する研究(若手研究(B)): 230			
5	フレキシブル PET 装置開発のための独	全身同時視野	<u>吉田英治</u>	—
	立型 DOI 検出器の開発(基盤研究	PET のフィージビ		
	(C)): 200	リティ研究		
6	半導体受光素子を用いることによる高	DOI 検出器研究	<u>稲玉直子</u>	—
	感度PET検出器の大面積化の研究			
	(科研費基盤 C): 160			
7	PET 画像誘導放射線治療に向けた世	リアルタイム PET	<u>田島英朗</u>	—
	界初のリアルタイムイメージング手法	画像再構成法の		
	の開発(特別研究員奨励費): 110	研究		
8	がん診断と放射線治療を融合する開	OpenPET 研究	山谷泰賀	—
	放型 PET イメージング手法および装置			
	の開発(堀場雅夫賞賞金): 47.5			

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。2年目となる今年度は、初期アイディア(二重リング式)よりも効率的な第二世代型 OpenPET(単 ーリング式)のアイディアについて、中型試作機を開発してコンセプトの実証を行いました。また、OpenPET の 活躍が検討されている治療の中で、PET 検出器にとって最も過酷な環境とも言える重粒子線照射場におい ても安定動作するように、DOI 検出器の改良も行いました。OpenPET のアイディアについて、ドイツイノベーシ ョンアワード「ゴッドフリード・ワグネル賞」最優秀賞(6月)、医用原子力技術研究振興財団平成24年度安成 引記念賞(7月)、堀場雅夫賞(10月)および丸文研究奨励賞(3月)を受賞するなど、国内外から高い評価を 得たことも特筆すべき点です。

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 4 年目を迎える今年度は、一塊のシンチレータに外部からレーザー加工を施すという新方式で、縦・横・ 深さともに 1mm の非常に高い放射線検出精度の実現に成功しました。このレーザー加工法は、微小なシン チレータセグメントを接着する従来工法に比べ非常に高い量産性をもつことなどから、国際学会で発表したと きに大きな反響がありました。PET 検出器の 1mm 等方分解能は、世界一位タイの性能です。

また、プロジェクトを推進する傍らで、放医研内外との共同研究などにより、新しい研究の芽が生まれました。 具体例を3つ紹介します。

- ・ PET/CT に取って代わる可能性が注目されている PET/MRI 複合装置について、我々も独自の視点に基づいた研究開発に昨年度から着手していますが、今年度は MR 画像からの PET 吸収補正方法についても成果が得られました。
- ・ 測定範囲に合わせて自在に体軸視野を拡大できる新方式として、OpenPET の発想を大きく発展させた 多重円筒型 PET 装置を提案し、シミュレーションにて原理検証を行いました。
- インターベンショナル・ラジオロジー(IVR)における高精度な皮膚被ばく線量管理へのニーズに対して、
 PET 検出器開発で培った技術を応用したリアルタイム型線量計測システムの研究開発に着手し、一次試作による原理実証を行いました。

重点課題1 OpenPET

H24 年度計画	H24 年度成果
OpenPET 実証機開発に	独自アイディアである OpenPET の実証機開発に向けて、重粒子線照射場でも安定
向けた検出器モジュール	動作する小型フロンエンド回路を開発し、検出器モジュールの二次試作および実験
の二次試作を行う。	評価により、OpenPET用検出器の設計を完了した。そして、220個分の部品を調達し
	te。
第二世代 OpenPET の中	昨年度特許出願した第二世代型 OpenPET である single-ring OpenPET について、中
型試作機を開発してコン	型試作機を開発し、コンセプト実証を行った。特に、昨年度の第一世代 OpenPET の
セプト実証を行う。	小型試作機では、装置サイズの制限のためラット実験が限界であったが、今回初め
	て、ウサギに照射した重粒子線ビームの体内分布をその場で3次元画像化できるこ
	とを実証した。



•H24成果:論文2、外部資金3(科研費山谷基盤A、平野若手B、山谷堀場賞)、受賞3、特許出願2、特許登録3



重点課題2 クリスタルキューブ

H24 年度計画	H24 年度成果
レーザー加エクリスタル	独自アイディアである次世代 DOI 検出器「クリスタルキューブ」について、分割結晶を
キューブ検出器の空間分	光学接着する昨年度までの方式に代わりに、一塊のシンチレータに外部から 3 次元
解能について、1mm 台に	的にレーザー加工を施すという、量産化に適した新方式においても、世界最高の
改善する。	1mm 等方解像度を達成した。



新規研究(次期シーズ)1

PET/CT に取って代わる可能性が注目されている PET/MRI 装置の高精度化に不可欠な、MR 画像ベースの PET 吸収補正に関して、セグメンテーションとデータベース参照を複合した新手法を開発し、特許出願した。



新規研究(次期シーズ)2

測定範囲に合わせて自在に体軸視野を拡大できる新方式として、OpenPETの発想を大きく発展させた多重円筒型 PET 装置を提案し、シミュレーションにて原理検証を行った



新規研究(次期シーズ)3

インターベンショナル・ラジオロジー(IVR)における高精度な皮膚被ばく線量管理へのニーズに対して、PET 検出 器開発で培った技術を応用したリアルタイム型線量計測システムの研究開発に着手し、一次試作による原理実 証を行った。

インターベンショナル・ラジオロジー(IVR)における高精度な皮膚被ばく線量管理へのニーズに対して、PET検出器開発で培った技術を応用したリアルタイム型線量計測システムの研究開発に着手し、一次試作による原理実証を行った。



•H24成果: 外部資金1(科研費錦戸基盤C)

成果普及、成果アピール、外部評価

- 核医学物理の代表的学会である IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (10月)
 において、世界一位となる 20 件の発表を行い、国際的アピールに貢献した。
- ・ 第 2 回 OpenPET 研究会(参加者 72 名)および平成 24 年度次世代 PET 研究会(1 月 21 日開催、参加者 91 名)を企画・開催し、成果普及および国内の PET 開発研究の活性化に貢献した。
- OpenPET 研究に関して、ドイツイノベーションアワード「ゴッドフリード・ワグネル賞」最優秀賞(山谷・吉田・田島:6月)、医用原子力技術研究振興財団平成24年度安成弘記念賞(田島:7月)および堀場雅夫賞(山谷:10月)、一般財団法人丸文財団「丸文研究奨励賞」(山谷):3月)を受賞し、国内外から高い評価を得た。



吉田

稲玉 IEEE NSS-MIC2012でのロ頭発表の様子





米倉理事長による開会挨拶 会場の様子平成24年度次世代PET研究会(2013年1月21日)



ゴッドフリード・ワグネル賞授賞式 (山谷、吉田、田島:6月)



安成弘記念賞受賞 (田島:7月)



堀場雅夫賞授賞式 (山谷:10月)



丸文研究奨励賞 (山谷:3月)

第1部

OpenPET 実証機開発プロジェクト

平成24年度科学研究費補助金 基盤研究(A) 「診断と治療の融合に向けた開放型リアルタイムPET装置の 基礎的・実証的研究」 研究報告書 (要素技術開発の一部を兼ねる)

(2) OpenPET 実証機開発プロジェクト概要

山谷泰賀 放医研・分子イメージング研究センター

1. これまでの経緯

我々は、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、世界初の 開放型 PET 装置「OpenPET」の開発を進めている。

2008年に提案した初期アイディアは、図 1(a)上 のように体軸方向に 2 分割した検出器リングを離 して配置することで、解像度や感度を犠牲にする ことなく、物理的に開放された視野領域を実現す るものであった(以降、<u>dual-ring OpenPET: DROP</u>と 称する)[1-4]。検出器を間引くことで、比較的コ ストを抑えながら全身を覆うような「フルカバー PET」が実現でき、これまで脳や特定臓器に限定さ れていた局所イメージングから「<u>全身分子イメー</u> ジング」に一気に広げることを期待している[5-6]。

もう一つの重要な応用は、診断治療融合、すな わち「<u>がん治療イメージング</u>」である。近年の放 射線治療技術の進歩に伴い、例えば治療計画にお けるPETの利用など、診断と治療の融合が進められ ているが、OpenPETは診断と治療の距離を一気に縮 めて、究極とも言えるPETイメージングをしながら の放射線治療を可能にする技術である。具体的に は、がんの3次元位置を直接確認しながら行う放 射線治療(PET-IGRT)や、粒子線治療ではさらに 患者体内の線量分布をその場で確認しながら行う 治療など、安心・確実な未来の放射線がん治療の 実現を目指したい。

これまでに、図1(a)下に示すDROP小型機を試作 し、マウスのFDGイメージングによる視野拡大効 果を実証し、さらにはアクリルファントムに入射 した重粒子線ビームの停止位置をその場で可視化 することにも成功した[7-9]。特に後者において、 通常の重粒子線ビームは安定核の炭素であるが、 ここでは、入射粒子そのものを可視化できるよう に陽電子放出核種である¹¹Cを入射ビームとした点 も特筆すべきである。昨年度は、ラットを用いた 実証実験にも成功したほか、より高いSN比を求め て半減期約19秒の¹⁰Cを入射ビームとする試みも 行った[10]。PET-IGRTについても、リアルタイム イメージングシステムを試作し、動く点線源に対 し毎秒2コマの割合で3次元画像再構成できるこ とを示した[11]。しかし、現時点では約2秒の遅延 があるため、今後の改善が求められる。

2. 第二世代OpenPET

昨年度、「がん治療イメージング」に特化した OpenPET装置として、図 1(b)上に示すような第二世 代OpenPET(以降、<u>single-ring OpenPET: SROP</u>と称 する)を提案した[12]。通常のリング型PETを傾斜 させた形態やDROPと比較した結果、SROPがもっ とも少ない検出器でもっとも高い感度を実現でき ることが明らかになった[13]。現在、このSROPの コンセプト実証を目的として、小型試作機を開発 している(図 1(b)下)。詳細については、後ろの(3) ~(5)にて紹介する。

3. OpenPET実証機開発プロジェクト

平成22年度に策定された内閣府科学技術政策の 「科学・技術関係予算の重点化・効率化に向けた アクション・プラン」に、図2に示す「Open-PET の開発」が掲げられた。この装置開発部分の一部 については、放医研第三期中期計画(平成23年度 から5年間)として、「がん治療イメージング」 を主目的としたヒトサイズの OpenPET 実証機を開 発するプロジェクトがスタートした。約 200 個の DOI 検出器を製作し、まず DROP の実証試験を行 った後、SROPの実証試験を行う予定である。その 際、粒子線照射場において安定動作する DOI 検出 器およびフロントエンド回路、スケーラブルデー タ収集システム、検出器最適配置、リアルタイム 画像再構成システム、画像処理手法など、新しい 要素技術の研究開発が求められる。プロジェクト の大まかな線表を図3に示す。

参考文献

- [1] Yamaya T, et al PMB 53 p757, 2008
- [2] Yamaya T, et al PMB 54 p1223, 2009
- [3] Yamaya T, et al RPT 2 p62, 2009
- [4] Yoshida E, et al TNS 57 p111, 2010
- [5] Yamaya T, et al IEEE TNS 56 p2644, 2009
- [6] Yoshida E, et al NIMA 621 p576, 2010
- [7] Yamaya T, et al PMB 56 p1123, 2011
- [8] Kinouchi S, et al MIT 29 p239, 2011
- [9] Yoshida E, et al RPT 5 p92, 2012
- [10] Yamaya T, et al 2011 IEEE MIC, MIC4-5
- [11] Tashima H, et al TNS 59 p40, 2012
- [12] Kinouchi S, et al 2011 IEEE MIC, MIC15.S
- [13] Tashima H, et al PMB 57 p4705, 2012



図 1 OpenPET の初期アイディアである dual-ring OpenPET (DROP) (a)と第二世代 OpenPET である single-ring OpenPET (SROP)の比較。今年度は、SROP の小型試作機の開発を進めている。



図 2 平成 22 年度「科学・技術関係予算の重点化・効率化に向けたアクション・プラン」に掲げられた 「Open-PET の開発」(http://www8.cao.go.jp/cstp/budget/saisyu/sanko19.pdf)



図3 OpenPET 実証機開発プロジェクトのスケジュール概要

(3) Single-Ring OpenPET のジオメトリ

田島英朗 放医研・分子イメージング研究センター、学振特別研究員(PD)

1. はじめに

OpenPET は画像化可能な開放空間を持ち、PET (Positron Emission Tomography) 測定中に患者に アクセスすることが可能なPET装置である[1],[2]。 初期アイディアである2 つのリングによって構 成した開放型 PET「Dual-Ring OpenPET」は、開 放空間を含めた広い範囲を撮影することが可能 である。一方、OpenPET による粒子線治療中の線 量確認[3]-[5]のほか、リアルタイムのPET画像ガ イド化の手術や針生検などの目的[6]では、広い視 野よりもむしろ視野を照射野や病変部周辺に集 中させ、高い感度を実現することが望ましい。そ こで、本研究では、1つの検出器リングによって 患者にアクセスするために必要な開放空間を確 保しつつ、さらに効率よく感度を高めることが可 能な第二世代開放型 PET「Single-Ring OpenPET」 の提案を行う。そして、中心相対感度を検出器立 体角が占める割合と定義して理論的な解析を行 う。また、Single-Ring OpenPET は円筒を斜めに 切ったような形をしているため、近似的にブロッ ク検出器を楕円上に配置することにより実装し た場合のイメージング性能の検討を、モンテカル ロシミュレーションにより行う。



図1 第二世代開放型 PET「Single-Ring OpenPET」のコンセプト図。(a) In-beam PET、 (b)PET ガイド下の針生検などを行うことが可能。 (c)第一世代開放型 PET「Dual-Ring OpenPET」と、 (d)通常の PET 装置を傾けて配置することで In-beam PET を可能とした単純傾斜型 PET「Slant PET」も比較のため示す。

2. 方法

提案する Single-Ring OpenPET ジオメトリでは、 円筒を斜めに切ったような形に検出器を配置し、 治療ビームを通したり、別のモダリティを配置し たりすることが可能な開放空間を確保する(図1 (a)、(b))。まず、提案ジオメトリと従来の Dual-Ring OpenPET (図1(c))、ならびに通常の円筒形の PET を斜めに配置して開放空間を確保したジオメト リ(以降 Slant PET)(図1(d))について、検出器立 体角により決まる中心相対感度の比較を解析的 に行った。ここで、中心相対感度は、中心からみ た全方位に対する検出器の空間的なカバー率と して定義した。検出器リングの幅をW、開放空間 の幅をC、ベッド幅をBとすると各ジオメトリの 中心相対感度は次のように求められる。

Single-Ring OpenPET:

$$R_{SOP} = \frac{1}{4\pi} \int_{0}^{2\pi} \left\{ \frac{(W+C)\sin\phi + W}{\sqrt{\{(W+C)\sin\phi + W\}^{2} + B^{2}}} - \frac{(W+C)\sin\phi - W}{\sqrt{\{(W+C)\sin\phi - W\}^{2} + B^{2}}} \right\} d\phi$$
(1)

Dual-Ring OpenPET:

$$R_{DOP} = \frac{2W + C}{\sqrt{(2W + C)^2 + B^2}} - \frac{C}{\sqrt{C^2 + B^2}}$$
(2)

Slant PET:

$$R_{SP} = \sin\left(\arctan\frac{W}{\sqrt{d^2 - W^2}}\right)$$
(3)

ここで、*d*は次の連立方程式を解くことで導き出 される。

$$\begin{cases} d = \sqrt{(C+2b)^2 + B^2} \\ d = \sqrt{C^2 + (B+2\sqrt{W^2 - b^2})} \end{cases}$$
(4)

なお、上記式中の SOP、DOP、SP はぞれぞれ、 Single-Ring OpenPET、Dual-Ring OpenPET、Slant PET を意味する。

次に、Single-Ring OpenPET をブロック検出器 を用いて実現した場合のイメージング性能の評 価を、空間分解能についてモンテカルロシミュレ ーションにより行った。Single-Ring OpenPET は 楕円のリングを傾け、ベッド端に沿って配置する ことで実現することができる。現実的なジオメト リとしては、一例として、図 2 のようにブロッ ク検出器を楕円上に配置し、それを傾けてベッド

に沿う様にずらして並べた形となる。このような 形のジオメトリでは、細長い形のシンチレータを 使用したブロック検出器のパララックスエラー によって、空間分解能の劣化、また、位置による ムラが発生することが予想される。一方、放医研 において開発が進められてきた DOI (Depth of Interaction) 検出器は[7]、検出器ブロック内の検 出位置の深さ方向の情報を得ることができるた め、パララックスエラーを抑え、空間分解能を特 に視野周辺部において大幅に改善することが可 能である。そのため、楕円リングのジオメトリに おいても、DOI 検出器によって空間分解能劣化の 改善が期待できる。楕円リングによって構成され た Single-Ring OpenPET のイメージング性能を、 DOI 検出器を用いた場合と、用いない場合につい て比較するため、Geant4 Toolkit を用いたモンテ カルロシミュレーションを行った。ジオメトリを 図2のように設定し、点線源を40mm間隔で3次 元の格子状に並べ、29Gカウントの同時係数イベ ントを計算した。ただし、ここで角度揺動は考慮 したが、陽電子飛程や散乱、吸収は考慮していな い.



図2 ブロック検出器を楕円上に配置すること で実現した Single-Ring OpenPET のイメージング 性能を評価するためのモンテカルロシミュレー ションのジオメトリ。DOI 検出器を用いた場合と 用いない場合について比較した。

3. 結果

図 3 に *C*=300mm、*B*=600mm のときの、検出器 表面積(検出器ブロック数)に対する中心相対感 度を示す。ここで、検出器ブロック数は検出器表 面積を検出器ブロックの表面積 (2500mm³ (50mm×50mm)と仮定)で割った値と定義した。 また、各ジオメトリにおいて検出器表面積は、リ ング幅 W によって調整した。検出器ブロック数 が 200 のときの中心相対感度は、Single-Ring OpenPET が 27.8%、Dual-Ring OpenPET が 23.9%、 Slant PET が 22.1%であった。



図 3 開放空間の幅 *C*=300mm、ベッド幅 *B*=600mm のときの検出器ブロック数に対する中 心相対感度。

図4に、楕円リングによって構成された Single-Ring OpenPET を想定し、モンテカルロシ ミュレーションによって生成されたデータから、 スライスごとに FBP (Filtered Back-Projection) 法 を適用することによって再構成した像を示す。こ こで、各スライスのピクセルサイズは1.0mm× 1.0mm。スライス厚はシンチレータサイズの半分 の1.5mmとした。空間分解能として、点線源の 半値幅 (FWHM: Full Width at Half Maximum) を3 次元的に測定した。平均半値幅は, DOI 検出器を 用いた場合には3.4mm、用いなかった場合には 4.3mm であった。また、中心からの各方向へのオ フセットと、空間分解能の関係を Fig.5 に示す。 DOI 検出器を用いない場合には、y 軸方向で空間 分解能の劣化が大きくなったのに対し、DOI 検出 器を用いることで均一な空間分解能を得られる ことが示された。

4. 結論

理論的な解析によって、200 個の検出器ブロッ クでヒトサイズのジオメトリを構成した場合に、 Single-Ring OpenPET が Dual-Ring OpenPET に対 し1.2 倍、Slant PET に対して 1.3 倍の高い中心感 度が期待できることを示した。また、計算機実験 により、楕円リングで構成した Single-Ring OpenPET において、DOI 検出器を用いることで、 イレギュラーなジオメトリであるにもかかわら ず、視野内で均一な空間分解能を実現できること を示した。



図4 ブロック検出器を楕円リング上に並べるこ とで実現した Single-Ring OpenPET によって、点 線源を FBP 法により再構成したときの画像と平 均半値幅(FWHM)。(a) DOI 検出器を用いた場 合、(b)DOI 検出器を用いないについて比較した。



図5 図4の画像中の点線源の、中心から各方向 へのオフセットに対する空間分解能(FWHM)の 変化。

参考文献

- Yamaya T, Inaniwa T, Minohara S et al.: *Phy Med Biol* 53: 757-775, 2008
- [2] Yamaya T, Yoshida E, Inaniwa T et al: Development of a small prototype for a proof-of-concept of OpenPET imaging. Phys Med Biol **56**: 1123-1137, 2011
- [3] Iseki Y, Kanai T, Kanazawa M et al: Range verification system using positron emitting beams for heavy-ion radiotherapy. Phys Med Biol 49: 3179-3195, 2004
- [4] Nishio T, Miyatake A, Ogino T et al: The development and clinical use of a beam ON-LINE PET system mounted on a rotating gantry port in proton therapy. Int J Radiation Oncology Biol Phys 76: 277-286, 2010
- [5] Crespo P, Shakirin G, Enghardt W et al: On the detector arrangement for in-beam PET for hadron therapy monitoring. Phys Med Biol 51: 2143-2163, 2004
- [6] Tashima H, Yoshida E, Kinouchi S et al: Real-time imaging system for the OpenPET. IEEE Trans Nucl Sci 59: 40-46, 2012
- [7] Tsuda T, Murayama H, Kitamura K et al: A four-layer depth of interaction detector block for small animal PET. IEEE Trans Nucl Sci 51: 2537-2542

(4) Single-Ring OpenPET 試作機の開発

吉田英治¹⁾、木内尚子^{2),1)}、山谷泰賀¹⁾ ¹⁾放医研・分子イメージング研究センター ²⁾千葉大学大学院工学研究科

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。図1(a)に示すように 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。そこで我々は図1(b)に示 すように第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。 本研究では SROP の有用性を実証するために小型 SROP 試作機を開発し、性能評価を実施した。



 \boxtimes 1 Illustrations of (a) the 1st generation OpenPET, dual-ring OpenPET (DROP) and (b) the 2nd generation OpenPET, single-ring OpenPET (SROP).

2. 方法

2.1 小型 SROP 試作機

以前に作成した小型 DROP 試作機ではシンチレ ータとして LGSO を用いた。しかしながら、Lu は 放射性の¹⁷⁶Lu を僅かに含み in-beam PET のような 極微量のポジトロン核種を検出するには¹⁷⁶Lu がバ ックグラウンド成分となってしまい、S/N を低下さ せた。そこで、小型 SROP 試作機では GSOZ をシ ンチレータとして採用した。図 2 に小型 SROP 試 作機のガントリー部を示す。小型 SROP 試作機は 2 つの楕円状の検出器リングからなり、それぞれ の検出器リングは 16 個の検出器から構成される。 楕円検出器リングの長軸は 281.6 mm であり、短軸 は 207.5 mm である。Open mode の際、検出器リン グは 45 度傾けて設置され、この際の体軸方向の開 放空間は 74.6 mm である(図 2(a))。また、楕円形 状であるが、90 度に設置することで従来の PET と 同様の検出器配置が可能である(図 2(b))。



 \boxtimes 2 Photographs of the SROP prototype showing its 2 modes: (a) open mode with detector rings placed at an angle of 45 deg; and (b) non-open mode (which was a reference) with detector rings placed at an angle of 90 deg with no gap.

検出器部は図3に示すように、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。上記シンチレータブロックを64チャンネ ルの位置弁別型光電子増倍管(FP-PMT)に光学接合 した。検出器からの信号は60 cmの極細同軸ケー ブルによって延長され信号処理回路に送られる。 また、それぞれの検出器リングの検出器は重心演 算時に束ねられ、単一の検出器リングとして同時 計数処理される。



☑ 3 Illustration of the 4-layer DOI detector.

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 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。図4 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。



 \boxtimes 4 Detector arrangements for the OpenPET geometry: (a) the open-mode (45 deg) and (b) the non-open mode (90 deg). The Z direction is the axial direction.

また、Open mode においてのみ、マイクロデレン ゾファントムの測定、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。 マイクロデレンゾファントムは1.7 MBqの¹⁸F水溶 水を満たし、ファントムを視野中心に設置して測 定した。一方、計数率特性評価用の円筒ファント ムは¹¹C 水溶水を満たした後、ファントムを視野中 心に設置し、放射能が減衰するまで繰り返し測定 した。



 \boxtimes 5 Sensitivity profiles of the SROP prototype for the (a) open mode and (b) the non-open mode.



 \boxtimes 6 Spatial resolutions of the SROP prototype for (a) the open mode and (b) the non-open mode. Spatial resolution is the mean value of radial, tangential, and axial FWHMs.

3. 結果と考察

図 5 と 6 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。open mode と non-open mode 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、検出器リングを傾けたこと による影響である。視野中心での絶対感度は約 5% であった。空間分解能は視野中一様に 3 mm 以下で あり open mode でも non-open mode と遜色ない結果 が得られた。

図7に open mode におけるマイクロデレンゾファ ントムの再構成画像を示す。2.2 mm のロッドまで 識別可能であった。図 8 に円柱ファントムを用い た計数率特性の結果を示す。25 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。



 \boxtimes 7 Reconstructed image of the small rod phantom for the open mode.



 \boxtimes 8 Count rate performance of the SROP prototype for the open mode.

4. 結論

本研究では小型 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、 open mode においても空間分解能の劣化は見られ 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。今後は本装置を用いて重粒子照射 下でのオンライン画像化実験を実施する。

参考文献

- T. Yamaya, et al., Phys. Med. Biol., vol. 53, 757–773, 2008.
- [2] T. Yamaya, et al., Phys. Med. Biol., Vol. 56, 1123-1137, 2011.
- [3] P. Crespo, et al., Phys. Med. Biol., vol. 53, 2143–2163, 2006.
- [4] S. Kinouchi et al., Conf. Rec. NSS-MIC, 2011.
- [5] H. Tashima, et al., Phys. Med. Biol., 2012.

(5)第二世代 single-ring OpenPET 小型試作機の開発と HIMAC 実験評価

山谷泰賀¹,吉田英治¹,田島英朗¹,錦戸文彦¹,平野祥之¹,稲玉直子¹, 木内尚子^{1,2},菅幹生²,羽石秀昭²,中島靖紀³,佐藤眞二⁴,稲庭 拓⁴ 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、³東京工業大学 ⁴放射線医学総合研究所・重粒子医科学センター

1. はじめに

我々は、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、世界初の 開放型 PET 装置「OpenPET」の開発を進めている。 2008年に提案した初期アイディアは、図 1(a)のよ うに体軸方向に 2 分割した検出器リングを離して 配置することで、解像度や感度を犠牲にすること なく、物理的に開放された視野領域を実現するも のであった (dual-ring OpenPET: DROP)^{[1][2]}。検出 器を間引くことで、比較的コストを抑えながら全 身を覆うような「フルカバーPET」が実現でき、こ れまで脳や特定臓器に限定されていた局所イメー ジングから「全身分子イメージング」に一気に広 げることを期待している^[3]。もう一つの重要な応用 は、診断治療融合である。近年の放射線治療技術 の進歩に伴い、例えば治療計画における PET の利 用など、診断と治療の融合が進められているが、 OpenPET は診断と治療の距離を一気に縮めて、究 極とも言える PET イメージングをしながらの放射 線治療を可能にする技術である。具体的には、が んの3次元位置を直接確認しながら行う放射線治 療(PET-IGRT)や、粒子線治療ではさらに患者体 内の線量分布をその場で確認しながら行う治療な ど、安心・確実な未来の放射線がん治療の実現を 目指している。そして、この「がん治療イメージ ング」に特化した OpenPET 装置として、図 1(b)上 に示すような第二世代 OpenPET (single-ring OpenPET: SROP)を提案している^{[4][5]}。今年度は、 この SROP のコンセプト実証を目的として、小型 試作機を開発したので報告する(図1(b)下)。

2. 方法

試作機では、楕円状に 16 個の DOI 検出器を配置 したリングを 2 本製作し、ずらしながら 45 度傾け ることによって、約 7.5cm 幅の開放空間を確保し た。また、自己放射能のない GSO シンチレータを 採用することによって、低放射能分布のイメージ ングにおける定量性改善を図った。そして、PMMA ファントム(4cm 角、10cm 長)に対して、通常の 重粒子線ビーム(¹²C 照射)に加えて、試行中の RI ビーム照射(¹¹C 照射、¹⁰C 照射)を行った。半 減期約 19 秒の¹⁰C は、¹¹C の約 64 倍の高い被放射 能を持つ。照射線量は、いずれも約 2.5Gy である。



(a) Dual-ring OpenPET (DROP) (b) Single-ring OpenPET (SROP) 図 1 OpenPET の初期アイディア (a) と今回小型 試作機を開発した第二世代 OpenPET (b)

3. 結果

図2は、照射直後から20分間PET 計測を行って、 画像化した結果である。ペンシルビーム(ビーム 径約1.5cm)の上半分の飛程を9mm ずらし、その 9mm のずれが PET 画像上で再現されているかどう かに注目したデモンストレーションである。これ より、¹²C 照射でも¹¹C 照射でも段差が可視化され たが、¹¹C 照射では、¹²C 照射の約5倍のカウント が得られ、PET 計測時間の短縮が可能であること が示唆された。また、¹¹C 照射では、¹²C 照射とは 異なり、標的内部の一次ビーム停止位置そのもの が画像化されている点も特筆すべきである。

次に、PMMA ファントム中のブラックピーク深 さ53mm に対する OpenPET 画像上のピーク位置の 相関性について、ビーム種類と PET 計測時間を変 えて調べた結果を表 1 にまとめる。共通条件とし て、ビーム照射時間は約 10 秒 (3 スピル)、線量 は約 2.5Gy である。なお、「beam-on+-off *T*s」は、 照射中 (バンチ間)の PET 測定に加えて、照射直 後から*T* 秒間 PET 測定を継続したことを示す。

なお、共に¹²C ビーム、¹¹C ビーム、¹⁰C ビームの PMMA 飛程はそれぞれ 193mm、167mm、153mm で あり、ファントム中の飛程を 53mm にするために、 それぞれ 140mm 厚、114mm 厚、100mm 厚の PMMA 板をレンジシフタとして使用している。

	1		
	Beam-on+	Beam-on+	Beam-on+
	-off 0s	-off 60s	-off 1200s
^{12}C	47.4±20.0mm	37.2±9.8mm	47.6±3.9mm
¹¹ C	55.5±2.1mm	54.5±1.5mm	55.3±1.0mm
¹⁰ C	55.1±2.1mm	55.0±1.0mm	

表 1 PMMA ファントム中のブラックピーク深さ 53mm に対する OpenPET 画像上のピーク位置

4. 結論

第二世代 OpenPET による照射野イメージング性 能が実証された。約 10 秒照射、2.5Gy 線量の共通 条件によるペンシルビーム照射実験から得られた 結論は以下の通りである。

- 20 分 PET 計測のデモンストレーションでは、 9mm のブラッグピーク位置の差は、¹²C 照射で も¹¹C 照射でも可視化された。
- ¹²C 照射では、照射後の PET 計測は不可欠である。その時間は 20 分程度必要であると予想される。照射後 20 分の PET 計測の場合、ピーク位置の揺らぎは±3.9mm であり、PET 装置の分解能(2~3mm)よりも大きい。
- ¹²C 照射では、画像中のピーク位置はブラッグ ピーク位置より 5.4mm 手前であった。この差は、 入射核破砕反応によって陽電子放出核種が生成 される過程そのものに起因するものである。物 体依存性があるため、画像の解釈の際には注意 が必要である。
- RI ビーム照射(¹¹C 照射、¹⁰C 照射)では、PET 計測時間の大幅な短縮が可能である。照射中の

みの PET 計測でも、ピーク位置の揺らぎは± 2.1mm であり、PET 装置の分解能(2~3mm) の範囲内であった。これは、治療終了後に、PET 計測のために患者拘束時間を実質的に増やす必 要がないことを意味している。

- RIビーム照射では、ビーム停止位置そのものが 可視化されていると考えてよい。画像中のピー ク位置はブラッグピーク位置より約 2mm ほど 深い位置になったが、これはビームエネルギー のゆらぎによって説明できるようである(つま り物体依存性は無い、または無視できる)。
- ・ 照射中+照射後 60 秒の条件で比較した場合、
 ¹⁰C 照射では ¹¹C 照射の約 12 倍のカウントが得られた。

参考文献

- Yamaya T, Inaniwa T, Minohara S et al.: *Phy Med Biol* 53: 757-775, 2008
- [2] Yamaya T, Yoshida E, Inaniwa T et al.: *Phy Med Biol* 53: 1123-1137, 2011
- [3] Yamaya T, Yoshida E, Inadama N et al.: *IEEE Trans Nucl Sci* **56**: 2644-2650, 2009
- [4] Kinouchi S, Yamaya T, Tashima H et al.: IEEE NSS-MIC, MIC15.S-275, 2011.
- [5] Tashima H, Yamaya T, Yoshida E et al.: *Phy Med Biol* 53: 4705-4718, 2012



図2 開発した試作機による重粒子線治療の照射野イメージング実験の一例

(6) OpenPET 小型試作機を用いた重粒子 RI ビーム照射による

ラット頭部洗い出しの計測

平野祥之¹,木内 尚子^{1,2},吉田英治¹,稲玉直子¹,錦戸文彦¹,伊藤浩¹,山谷泰賀¹ ¹放医研・分子イメージング研究センター、²千葉大

1. はじめに

粒子線治療において、正しく照射されているか を確認するための照射野の可視化が望まれている。 我々のグループでは OpenPET を用いた照射野の可 視化を目指しており、すでに小型試作機 Small OpenPET と¹¹C や¹⁰C の RI ビームを用いることで、 粒子線が止まる位置(≒ブラックピーク位置)の 可視化をファントムだけでなく生体(ラット)に おいても成功している[1]。しかし、生体、とくに 脳への照射においては、停止した RI ビーム (¹¹C や¹⁰C)は血流等の生理的な効果により、その場に とどまることなく、洗い出し(拡散)される。こ れは、ビーム停止位置の撮像の観点からは不都合 なことではあるが、反対に、この洗い出しの速度 を測定することで、照射された組織の生理機能パ ラメータを抽出できる可能性がある。この生理機 能によっては、例えば分割照射において、このパ ラメータをモニターすることで、組織の状態変化 を把握し、治療にフィードバックをかけることが できる可能性がある。また組織の放射線応答に関 する基礎的なデータになるかもしれない。

そこで、本研究では、¹¹C ラットの脳への照射実 験の結果を用いて、この洗い出し速度を単純なコ ンパートメントモデルを用いて決定することを目 的とする。

2. 方法

¹¹C・RIビームを2匹(rat1,2)のラットの脳に20 スピル、6スピルそれぞれ照射した。HIMACから得 られるRIビームは3.3秒周期で、はじめの約1.9秒で ビームが照射され、残りの1.4秒は次の照射の準備 に使われる。この1周期を1スピルと呼んでいる。1 スピルには、約4x10⁶の¹¹Cが入射され、核子あたり のエネルギーは332.6MeV/uである。照射前から照 射直後1200秒間撮像し、OSEM法で再構成した。再 構成画像における照射スポットに円形ROIをとり、 照射直後(最後のスピルの直後)からの時間放射 能曲線(time activity curve: TAC)を作成した。こ TACにモデル式をフィットすることで洗い出し速 度を計算した。本研究で用いたコンパートメント モデルは次のとおりである。

RIビームの照射を、組織への理想的なボーラス 投与と考え、1組織コンパートメントモデルをたて た。通常のPETのコンパートメントモデルとは異な り、血管から組織への供給K₁はなく、直接組織に 供給されたとし、洗い出し (クリアランス) k_2 だけ を考えた。ウサギに照射した先行研究[2]によると、 洗い出し k_2 は3成分 k_{2f} , k_{2m} , k_{2s} あると述べられてい る。(添え字f,m,sはそれぞれfast, medium, slow) 本研究では2成分(k_{2m} , k_{2s})で考えた。(図1)照射 直後を時間0として、Nスピルの照射において、そ れぞれのスピルの時間0への寄与は

$$\begin{split} C(t) &= A \exp\{-(\lambda + k_2)(t + 0 \cdot \Delta t)\} \\ &+ A \exp\{-(\lambda + k_2)(t + 1 \cdot \Delta t)\} \\ &: \end{split}$$

 $+A\exp\{-(\lambda+k_2)(t+(N-1)\cdot\Delta t)\}.$

とかける。ここでC(t)は組織の放射能濃度で、 λ は 崩壊定数、 k_2 は洗い出し速度、Nは全スピル数、 Δt は周期(3.3s)である。またそれぞれのスピルに起 因する放射能が同程度Aと仮定している。よって

$$C(t) = A \sum_{n=0}^{N-1} \exp\{-(\lambda + k_2) \cdot n \cdot \Delta t\} \cdot \exp\{-(\lambda + k_2) \cdot t\}$$

= M · exp{-(\lambda + k_2) \cdot t},

とかける。ここで、
$$M = A \cdot \frac{1 - \exp\{-(\lambda + k_2) \cdot \Delta t\}^{N-1}}{1 - \exp\{-(\lambda + k_2) \cdot \Delta t\}}.$$

とおいた。¹¹Cを照射した場合、¹⁰Cも生成されるた
め、¹¹Cと¹⁰Cを含め、

$$p3[p1 \cdot \exp\{-(\lambda_{C-10} + k_{2m}) \cdot t\} + p2 \cdot \exp\{-(\lambda_{C-11} + k_{2m}) \cdot t\}] + [p1 \cdot \exp\{-(\lambda_{C-10} + k_{2s}) \cdot t\}] + p2 \cdot \exp\{-(\lambda_{C-11} + k_{2s}) \cdot t\}].$$

でフィットした。*pN*はフィッテングパラメータである。

生きたラット(live)の脳への照射後、安楽死させ、 死んだ状態(dead)でもう一度照射した。このときは k₂=0として、フィットし2核子でのフィッティング の妥当性を確認した。



図 1 コンパートモデル。炭素イオンビームが組織 に入射した後、どのような化学形になるかは分か っていない。

3. 結果と考察

Rat 1 において、dead および live の再構成画像 (0-1200s)を図2に示す。またそれぞれのTACを 図3(a)に示す。図3から、明らかに live では、dead より早く減衰しているのが分かり、生理的な影響 だと考えられる。それぞれの k₂の結果を表1に示 す。ここで、誤差はフィッテイング・パラメータ の誤差である。

この k_{2m} の値の妥当性については今後の課題で ある。例えば、 H_2O -PET におけるラットの脳血流 の結果[2] によると、脳血流 f= 0.37±0.04 ml/g/min、 分配係数 p=0.73±0.04 ml/g の結果から k_2 は 0.51±0.06 [/min]となる。この値と比較すると、今回 の結果は水と同程度の洗い出しであることが分か る。しかし C イオンが組織に入った後どのような 化学形になるか、例えば溶存酸素と結合して CO₂ になる等は分かっておらず、この化学形を決める ことが今後の課題となる。また CO₂ の洗い出しは 水より少し遅い程度である[4]。またダメージを受 けた組織であるため正常な組織と比較することの 妥当性も検討する必要がある。

4. 結論

本研究では重粒子線治療におけるビーム停止後 のラットの脳における洗い出し速度を測定した。 その結果、2匹のラットにおいて、k_{2m}は水の洗い 出しと同程あるいはそれより遅い程度であった。 今後はビームが組織に入った後の化学形を決める ことで、この洗い出しの生理機能について検討す る予定である。

参考文献

- [1] Yamaya T *et al* 2011 Development of a small prototype for a proof-of-concept of OpenPET imaging, *Phys. Med. Biol.* **56** 1123-37
- [2] Mizuno H *et al* 2003 Washout measurement of radioisotope implanted by radioactive beams in the rabiit *Phys. Med. Biol.* **47** 2269-81
- [3] Ose T, *et al* 2012 Quantification of regional cerebral blood flow in rats using an arteriovenous shunt and micro-PET, *Nucl. Med. Biol.* **39** 730-741
- [4] Senda M et al 1989 Evaluation of ¹¹CO₂ position emission tomographic method for measuring brain pH. II. Quantitative pH mapping in patients with ischemic cerebrovascular diseases J Cereb Blood Flow Metab 9 859-73



図 2 再構成画像(subject1)(0-1200s)の例。Live の方 が洗い出しのためカウントが少ない。



図3 Rat1のTAC。Deadとliveを比較したもの(左)。(中・右)はそれぞれLive, Deadのフィッテング結果。

表1 洗い出し速度定数の結果

	k _{2m} [min ⁻¹]	$k_{2s}[min^{-1}]$
Rat 1	0.3±0.1	0.006±0.006
Rat 2	0.8 ± 0.5	0.007 ± 0.006

(7) 粒子線照射野画像化のための Total variation 最小化画像再構成法の検討

木内尚子¹⁾²⁾ 山谷泰賀²⁾ 田島英朗²⁾ 吉田英治²⁾ 菅幹生¹⁾ ¹⁾千葉大学大学院工学研究科²⁾放射線医学総合研究所分子イメージング研究センター

1. はじめに

PET(Positron Emission Tomography)装置の応用利 用の一つとして放射線治療下で照射ビームをモニ タリングする in-beam PET が挙げられる. 治療ビー ムによる核破砕反応で陽電子放出核種が照射野付 近に生成されることから PET 測定が可能となり, 薬剤を投与することなく照射野を画像化すること ができる.しかし、生成される陽電子放出核種の 数は薬剤を用いた PET 測定の場合よりも少ない. そのため測定データの統計精度低下は避けられず, Expectation MLEM (Maximum Likelihood Maximization) 法 [1] に代表される最尤推定によ り定式化される画像再構成アルゴリズムでは十分 な精度の照射野画像を得ることが困難である. そ こで,最大事後確率 (MAP (Maximum a posteriori)) 推定により定式化された画像再構成アルゴリズム [2] などの統計ノイズの低減を考慮した画像再構 成手法が必要となる.MAP 画像再構成法は、形態 情報や画像のなめらかさなどの先験情報を事前確 率として導入することで、統計ノイズを抑制する ことが可能な画像再構成手法である.中でも,画 像の全変動値である TV (Total Variation) ノルムを 事前確率として使用した MAP-TV 法は, エッジを 保ちつつ強いノイズ抑制効果があると報告されて いる [3]-[5]. そこで本研究では、粒子線照射野画 像化に MAP-TV 法を適用し, その効果を検証した.

2. 方法

(ア) MAP 推定による画像再構成手法

画像を $x = \{x_1, x_2, ..., x_j, ..., x_N\}$, 測定データを $y = \{y_1, y_2, ..., y_i, ..., y_M\}$ とする. このとき, MAP 推定による画像再構成計算式は以下の評価関数の最小化問題を解くことで定式化される.

minimize
$$F(x) = L(x) + \beta U(x)$$
,
subject to $x \ge 0$,

ここで、L(x)は測定データの対数尤度、U(x)はペナ ルティ関数、 β はペナルティ関数に対する重みパラ メータである.対数尤度は以下のように定義され る.

$$L(x) = \sum_{i=1}^{M} \left[\overline{y}_i - y_i \log(\overline{y}_i) \right].$$
⁽²⁾

ただし、 \overline{y}_i は以下のように定義される.

$$\overline{y}_i = \sum_{j=1}^N a_{ij} x_j , \qquad (3)$$

ここで a_{ij} はシステムマトリクスを表す.式(1)を最 小化することでone-step-lateアルゴリズムが求めら れる. [2]

$$x_{j}^{k+1} = \frac{x_{j}^{k} \times \sum_{i=1}^{M} \frac{a_{ij} y_{i}}{\sum_{s=1}^{S} a_{is} x_{s}^{k}}}{\sum_{i=1}^{M} a_{ij} + \beta \frac{\partial}{\partial x_{i}} U(x)|_{x_{j}^{k}}},$$
(4)

ここでkは反復回数である. $\beta = 0$ としたとき,式 (4)は MLEM 法の反復式となる.

断面内,体軸方向それぞれの画素番号を*l,m,n* とし,画素*x_{lmn}における勾配値を u(l,m,n)とした* とき,TV ノルムによるペナルティ関数は以下のよ うに定義される.[3][4]

$$U(x) = \sum_{l,m,n} u(l,m,n)$$

$$= \sum_{l,m,n} \sqrt{(x_{l+1,m,n} - x_{l,m,n})^{2}}, \quad (5)$$

$$+ (x_{l,m+1,n} - x_{l,m,n})^{2} + \varepsilon^{2}$$

このとき, ε は u(l, m, n) = 0 のときに微分可能にするために追加されたパラメータである.

(イ) 粒子線照射実験

MAP-TV 法による照射野画像化の効果を検証す るために、開放型 PET 装置"OpenPET" [6] を用 いて粒子線照射実験を行った.実験に使用した小 型 Single-ring OpenPET 試作機 [7][8] を Fig. 1 に示 す.シンチレータ結晶は 2.8×2.8×7.5 mm³の GSO 結晶を用い、16×16 列×4 層を1つの検出器ブロ ックとして1リング 16 検出器を楕円上に2リング 配置した.それぞれの検出器リングは体軸方向に 対して 45 度傾けて配置した.照射ビームが通過す る開放領域は 74.6 mm となる.

粒子線照射実験は放医研にある重粒子線照射施 設 HIMAC (Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba) に OpenPET 試作機を持ち込み行った. Fig. 1 に示 すように, 4 × 4 × 10 cm の PMMA (polymethyl methacrylate) ファントムに ¹²C ビームを約 10 秒間



Fig. 1 OpenPET 装置と PMMA 配置位置

(1)

照射する.照射ビームはピーク位置がファントム 端から 53 mm のところに設定した.PET 測定は照 射中と照射後 20 分間継続して行った.ただし, HIMAC における照射ビームは 3.3 秒周期にビーム が照射される.その中で始めの 1.85 秒間ビームが 照射され,残りの 1.45 秒間はビームが出ていない 時間となる.ビームが照射されている 1.85 秒間に は多くのノイズ成分が含まれ,再構成画像のアー チファクトの原因となる.そのため,測定後にビ ームの照射されていない 1.45 秒間のデータを抜き 取って画像再構成に使用するデータ (Beam-on scan data)を作成した.照射後の測定データ (Beam-off scan data)は使用する時間を 0 秒,5 分, 10 分, 20 分の4 種類を作成した.各測定データの カウント数は Fig. 2 に示す通りである.

本研究では、ペナルティ関数にかかる重みパラ メータβは0から0.5までの8つの値を適用し、得 られた照射野画像を比較検討した.いずれの条件 も反復回数を100回、画像サイズは100×100×100、 画素サイズを1.5×1.5×1.5 mm³とした.再構成画 像上に設定したプロファイルからビームのピーク 位置を算出した.プロファイルは画像中心部分に1 本を3×3 mm²の幅として5×5本設定してピーク 位置を算出し、それぞれの再構成画像の平均値を 求めた.ピーク位置の参考値として使用したもの は、Beam-on scan data + 1200 s Beam-off scan data を 用い、ペナルティ関数に隣接する画素間の値の差 の二次式を使用した MAP-EM 法により得られた再 構成画像から計算した.

3. 結果

再構成画像結果およびピーク位置結果を Fig. 3 に示す. β の値を大きくするにつれてノイズが抑制 され、なめらかな照射野が確認された. しかし、 大き過ぎる β を与えると再構成画像上にアーチフ ァクトが生じた. ピーク位置の結果から、 β の値を 大きくするにつれて参考値に近づいていくことが わかった.

4. 結論

粒子線がん治療のビームモニタリングを目的と して,MAP-TV 法による粒子線照射野画像化を検 討した.その結果,最適な β の値を使用すること で MLEM 法と比較して滑らかな照射野画像を得る ことができた.今回画素サイズや反復回数は固定 値として比較検討したため,今後これらのパラメ ータも最適化する必要がある.

参考文献

- L. A. Sheep and Y. Vardi, *IEEE Trans. Med. Imag.*, Vol. MI-1, pp. 113-22, Oct. 1982.
- [2] P. J. Green, *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 9, pp. 84-93, Mar. 1990.
- [3] V. Y. Panin, et al., *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 46,

pp. 2202-10, Dec. 1999.

- [4] M. Persson, et al., *Phys. Med. Biol.*, Vol. 46, pp. 853-66, 2001.
- [5] J. Muller, et al., IEEE NSS/MIC 2012 Conf. Record, M8-8, Oct. 2011.
- [6] T. Yamaya, et al., Phys. Med. Biol., Vol. 53, pp. 757-73, 2008.
- [7] H. Tashima, et al., *Phys. Med. Biol.* Vol. 57, No. 14, pp. 4705-4718, 2012.
- [8] T. Yamaya, et al., Conf. Rec. 2012 IEEE NSS-MIC, M6-2, 2012



27

(8) OpenPET リアルタイム腫瘍追跡の実現可能性検討

田島英朗、吉田英治、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

OpenPET [1] は開放空間を持ち、放射線治療中に PET 撮影が可能であるため、治療の精度をより高 めることができると期待されている。まず、重粒 子線がん治療のような粒子線治療中と OpenPET と 組み合わせることで、実際の線量分布を3次元的 に計測できる可能性がある。また、さらにチャレ ンジングな応用として、従来ではマーカーのイン プラントと X 線画像装置などで行われている腫瘍 追跡を、PET によって行うことが考えられる(図 1)。これまでに、OpenPET リアルタイムイメー ジングシステムの提案を行い、OpenPET 小型試作 機 [2] において点線源を用いた腫瘍追跡のデモン ストレーションを行ったが[3]、実際には、現在最 も腫瘍イメージングに適している FDG (FluoroDeoxyGlucose)を用いて腫瘍追跡を行おう とした場合でも、そのバックグラウンドの放射能 の影響により、短い時間フレーム内での測定デー タから腫瘍位置の検出を行うことは困難が予想さ れる。

そこで、本研究では、ヒトサイズの OpenPET を 想定し、リアリスティックな全身ファントムであ る 4D XCAT (eXtended CArdiac-Torso) ファントム [4,5] を用いたシミュレーションを行うことで、 ¹⁸F-FDG を用いて腫瘍追跡が可能な条件を明らか にすることを目的とする。具体的な検討項目とし ては、腫瘍の大きさ、位置、SUV (Standardized Uptake Value)、患者の体格、¹⁸F-FDG の投与量などが挙げ られるが、まずは標準的な体型の患者において、 腫瘍追跡が実現可能な腫瘍のサイズと SUV を検討 する。昨年度の検討では順投影で得られたデータ の総カウント数を短時間フレーム内で得られる量 に調整し、ポアソンノイズを負荷した後、画像再 構成を行ったが、今回はモンテカルロシミュレー ションによってデータを生成することでより現実 的なモデルになるようにした。



図 1 OpenPET によるリアルタイム PET 画像誘導 放射線治療の概念図

2. 方法

リアリスティックな 18F-FDG 分布を持った 4D XCAT ファントムを生成するために、文献[6-8]か ら SUV を正常組織に対して割り当て、肺上部に球 形の腫瘍を配置した。また、ヒトサイズ OpenPET として、4層 DOI 検出器を用いて構成されている ジオメトリを仮定した。図2に、例として、直径 10mm、SUV5 の腫瘍を肺上部に呼吸に合わせて動 くように配置した場合の 4D XCAT ファントムを、 ヒトサイズ OpenPET 中に配置した様子を模式的に 示す。そして、腫瘍追跡の精度を検討するために、 370MBg の¹⁸F-FDG 投与、0.5 秒の時間フレームを 仮定し、腫瘍の SUV とサイズを変えながら、GATE (Geant4 Application for Tomographic Emission) によ るモンテカルロ・シミュレーションを行い、リス トモードデータを作成した。今回の検討では、短 い時間フレーム内のデータから腫瘍追跡が行える かどうか明らかにすることを目的としているため、 画像再構成のリアルタイム性は考慮に入れず、3D リストモード OSEM 法を各フレームに対して適用 して 4D 画像を再構成し、各フレームでの相関演算 によるパターンマッチングによって、腫瘍の位置 を求めた。ここで、パターンマッチングで腫瘍の 位置を求める際、腫瘍のおおよその位置は既知で あるという前提で、探索範囲を腫瘍の初期位置の 周辺 100mm×100mm の範囲に限定している。なお、 今回の検討では、シミュレーションの際に散乱や 吸収の影響は考慮しているが、偶発同時係数や影 響は考慮しておらず、また、再構成の際に吸収、 散乱、偶発同時係数の補正は行なっていない。



図2 4D XCATファントムを用いたヒトサイズ OpenPETのシミュレーションジオメトリ

3. 結果と考察

図3に、腫瘍のサイズとSUV に対する平均誤差 の変化を示す。腫瘍のサイズが大きく、SUV が高 いほど、平均誤差が小さくなっていることが確認 できる。これは、腫瘍のサイズが大きく、SUV が 高いと、腫瘍に集積する薬剤の量が多くなるため、 腫瘍から発生したγ線によるリストモードデータ の量が増えるためであると考えられる。その関係 を明らかにするために、図4に腫瘍全体の放射能 量と平均誤差の関係を示す。この関係から、本シ ミュレーションにおける条件では、腫瘍内の放射 能量が 50kBq よりも大きい場合に、腫瘍追跡の平 均誤差が PET の分解能と同程度になることが示さ れた。今回の検討では、前後の時間フレームの関 係は考慮しておらず、時間フレーム内の情報だけ で腫瘍追跡を試みた。そのため、今後、過去の時 間フレームでの腫瘍の動きの履歴情報などを用い たり、動き情報を考慮した画像再構成法を適用し たりすることで、腫瘍追跡の精度をより高められ ることが期待できる。

4. 結論

OpenPET と¹⁸F-FDG を用いることで、現実的な 条件下でも、腫瘍に対して十分な放射能集積があ ればリアルタイムに追跡ができる可能性が示唆さ れた。

参考文献

- [1] Yamaya T, Inaniwa T, Minohara S et al.: *Phy Med Biol* **53**: 757-775, 2008
- [2] Yamaya T, Yoshida E, Inaniwa T, et al.: *Phy Med Biol* **56**: 1123-1137, 2011
- [3] Tashima H, Yoshida E, Kinouchi S et al.: *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 59: 40-46, 2012
- [4] Segars W P: Ph.D. dissertation, The University of North Carolina, 2001
- [5] W. P. Segars, G. Sturgeon, S. Mendonca, et al.: *Med Phys* 37: 4902-4915, 2010
- [6] Ramos C D, Erdi Y E, Gonen M, et al.: Eur. J.

Nucl. Med. Mol. Imag. 28: 155-164, 2001

- [7] Wang Y, Chiu E, Rosenberg J, et al.: *Mol. Imag. Biol.* 9: 83-90, 2007
- [8] Zincirkeser S, Sahin E, Halac H, et al.: J. Intern. Med. Res.35: 231-236, 2007



図3 腫瘍のサイズとSUVに対する腫瘍追跡の平 均誤差の変化



図4 腫瘍全体の放射能量と平均誤差の関係

(9) 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⁾、村山秀雄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・フロンティアメディカル

工学研究開発センター

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。

しかしながら、画像再構成に要する時間のために 呼吸性変動を伴う腫瘍では、再構成画像上の腫瘍 の位置と実際の腫瘍の位置に差が生じる。そこで、 呼吸性変動を非減衰振動モデルを用いてモデル化 することにより過去の再構成像での腫瘍位置から 現在の腫瘍位置を予測する手法を提案した[3]。し かし、画像再構成遅延による 2 秒の遅延を補正す るために 2 秒先予測を OpenPET から出力される情 報だけで実現することは困難であった。

そこで、図 1に示すように遅延時間の短い外部装置をOpenPETと併用することを想定した手法を開発した[4]。具体的には、OpenPETにより 2 秒前までの正確な腫瘍位置の情報を取得し、同時に外部センサにより呼吸位相を計測する。そして、この 2 つの情報をサポートベクター回帰(Support Vector Regression: SVR)によって算出した回帰線により統合する。この回帰線を用いて、最新の外部センサ信号値から現在の腫瘍位置を予測する。今回、これに加えて、回帰線の精度を評価し、その精度が基準を満たす回帰線だけを使用することで本手法の精度を向上させることを行った[5]。その結果、回帰線の精度の判定により最大予測誤差を 4.59 mmから 2.25 mmに低下できる結果を得た。

本稿では、回帰線による遅延補正のための予測法 と回帰線の精度の判定による精度向上について報 告する。



図 1 OpenPET と外部センサの併用

2. 方法

2.1 腫瘍検出法

腫瘍部では単位体積あたりの計数が背景より高い性質がある。そこで、再構成画像内の単位体積 あたりの計数が最大となる座標を探索することで 腫瘍を検出する。具体的には、以下の4 つのステ ップから成る。

- Step1. 腫瘍形状に合わせて総和領域を設定。
- Step2. 総和領域内の計数を合計。
- Step3. 総和領域を画像全体に順次、移動させ各座 標で計数を合計。
- Step4. 計数の合計が最大となる座標を腫瘍の中 心と決定。

2.2 腫瘍位置予測法

OpenPETから出力される画像は再構成による時 間遅延を伴っているため実際の腫瘍位置と画像上 の腫瘍位置に誤差が生じる。そこで、画像から現 在の腫瘍位置を算出するために外部センサから出 力される信号(以下、ガイド信号)および腫瘍位 置の対応関係に基づいて補正する。具体的には、 ガイド信号を独立変数、腫瘍位置を従属変数とし てSVRにより回帰線を算出する。このときSI、AP、 RL方向の腫瘍位置それぞれで独立に回帰線を算出 する。また、回帰線は最新の画像から16フレーム 前までのガイド信号と腫瘍位置の関係から算出し、 予測には最新のガイド信号値のみを用いる。ここ で、本手法の精度を向上させるためにフレーム毎 に回帰線の精度を算出し、基準を満たすときのみ 予測することを導入した。今回、この基準として 寄与率および 95% 信頼率の予測区間を用い、寄与 率が 0.8 未満または予測区間が 1.5 mmより大きい とき予測をキャンセルし腫瘍位置の出力を行わな いものとする。この基準によるフィルタリングを ゲートと呼ぶ。これに加えて、呼気相と吸気相を 判定するゲートを追加する。これは、誤差が呼気 相と吸気相の片方に集中しやすい傾向があること が経験的に認められたため導入した。位相の判定 には外部センサの信号値を微分および平滑化し、 その符号が反転するときに位相が変化するとした。 この 2 つのゲートの内、前半を統計ゲート、後半 を位相ゲートと呼ぶ。このゲートによるフィルタ リング手順を図 2に示す。

まとめると、本手法は以下のステップとなる。 また、全体像を図 3に示す。

- Step1. OpenPET により腫瘍位置を計測すると同時に外部センサにより体表変位等の呼吸位相を計測。
- Step2. 腫瘍位置およびガイド信号の時系列デー タから回帰線を算出。
- Step3. 統計ゲートおよび位相ゲートによるフィ ルタリング。
- Step4. 最新のガイド信号と回帰線から現在の腫瘍位置を予測。



2.3 数値ファントム

腫瘍の動きを模擬するためにMRIを用いて体内の 呼吸性変動を計測した。今回2名の健常者の呼吸 を計測し矢状面・右肺下部における特徴点の変動 を腫瘍の動きとした。図4に動きを抽出した特徴 点を示す。この計測と同時にガイド信号としてベ ルト式センサにより体表変位を計測した。この計 測結果を4DXCAT Phantom[6]に渡すことにより、 実際の呼吸変動を伴ったリアリスティックな数値 ファントムを作成した。

また、4D XCAT Phantomにおけるアクティビティ の値はY. Wangらの結果[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。加えて、ポアソンノイズを付 加することでPET画像を作成した。このときの設定 を表 1に示す。表 1においてImage frame intervalは MRIの frame intervalである 0.15 sの整数倍かつ OpenPETのframe intervalである 0.5 に近い値に設定 した。また、contrastは背景と腫瘍のそれぞれのカ ウント数における比を示している。

図 5に作成した数値ファントムの 1 スライスと その関心領域を示す。







(a) Coronal slice
 (b) ROI
 図 5 4D XCAT phantom により生成した数値ファントム

3. 結果と考察

本手法による追尾結果を図 6、図 7に示す。図 6、 7 において(a)はゲートを通さない状態での追尾結 果を示し(b)はゲートを通したことによる追尾精度 の変化を示している。(b)下部のグラフにおける efficiencyは設定した寄与率と予測区間および位相 の基準を満たした回帰線の割合を示している。被 験者 1 において平均補正誤差、最大補正誤差、最 小補正誤差はそれぞれ 1.34 mm、4.59 mm、0.24 mm であった。ゲート通過後の最大補正誤差は 4.59 mm から 2.25 mmに低下しゲートによる補正精度の向 上が認められる。一方で効率は 5.24 %に大幅に低 下している。

被験者 2 において平均補正誤差、最大補正誤差、 最小補正誤差はそれぞれ 2.76 mm、14.7 mm、0.18 mmであった。しかしながら、図 7 (b)よりゲート によりすべての予測が遮断されていることが認め られる。これは体表変位と腫瘍変位間に相関の乱 れが発生したためである。具体的には、図 8中の 矢印で示した部分において、腫瘍変位が減少する 一方でセンサ信号が増加し、相関関係が他の部分









4. 結論

PET 装置と放射線治療を融合するために PET 装置の持つ遅延を補正し、呼吸性体動に対応した腫瘍トラッキング法を提案した。この結果、 平均予測誤差1.34 mm および2.76 mm で腫瘍位置を予測することができることを確認した。さらに、精度向上のためにゲートを導入した結果、最大予測誤差を4.59 mm から2.25 mm まで低下させることに成功した。また、体表変位と腫瘍位置間に充分な相関がないときには安全のために予測がゲートにより完全に遮断しているため、本手法の安全性が高められた。一方で、遮断により効率が大幅に低下しているため、安全性を保ちつつ効率を向上させる改善が必要である。

本報では、SVR のパラメータおよびゲートの パラメータを経験的に設定しているため、これ らの値を最適化することでより予測精度を向上 できることが期待できる。

参考文献

- [1] T. Yamaya, T. Inaniwa, S. Minohara, E. Yoshida, N. Inadama, F. Nishikid1, K. Shibuya, C. F. Lam and H. Murayama, "A proposal of open PET geometry", *Physics in Medical and Biology*, vol. 53, no. 3, pp. 757-773, 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 Transactions on Nuclear Science*, vol. 59, no. 1, pp. 40–46, Feb. 2012.
- [3] T. Shinaji, H. Tashima, E. Yoshida, H. Murayama, and T. Yamaya, "Realtime Tumor Tracking by OpenPET for Radiation Therapy," Japanese Journal of Medical Physics, vol. 31, no. 4, pp. 276, Sep. 2011
- [4] 品地哲弥,田島英朗,吉田英治,村山秀雄,山谷泰賀, 羽石秀昭, "OpenPET における腫瘍トラッキング" in JAMIT2012 Proceedings, 2012, OP4-2.
- [5] T. Shinaji, H. Tashima, H. Murayama, and T. Yamaya, "Time delay correction method for PET-based tumor tracking," in *IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record*, 2012, pp. 3161–3164.
- [6] W. P. Segars, M. Mahesh, T. J. Beck, E. C. Frey, and B. M. W. Tsui, "Realistic CT simulation using the 4D XCAT phantom," *Medical Physics*, vol. 35, no. 8, pp. 3800-3808, 2008.
- [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.," *Molecular imaging and biology : MIB :* the official publication of the Academy of Molecular Imaging, vol. 9, no. 2, pp. 83–90, 2007

(10) OpenPET 用検出器の基礎的研究

新田宗孝¹、稲玉直子²、錦戸文彦²、平野祥之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、2 放射線医学総合研究所

1. はじめに

我々のグループでは、粒子線治療における照射 野モニタリングが可能な「OpenPET」の開発を行っ ている。一般に、粒子線治療下において検出され るポジトロン核種は極微量であるため、PET 用検 出器として検出効率、発光量ともに優れる Lu 系の シンチレータ(LSO、LGSO、LYSO)では、Lu の 自己発光によるノイズ成分によりビーム起因の信 号の S/N を低下させてしまう。本研究では、近年 開発された量子効率の高い高感度タイプ(super bialkali; SBA)の 64 チャンネルマルチアノード型 光電子倍増管(MA-PMT)と自己発光成分のない GSO を組み合わせた Depth of interaction(DOI)検出 器[1]を新たに試作し、その性能を評価した。

また、検出器作成において MA-PMT と GSO 結 晶ブロックの位置合わせのために、光学カメラを 用いたシステムを開発した。治具を使わず光学カ メラを用いることで様々なサイズの結晶ブロック の位置合わせを行うことができる。本システムを 用いて結晶ブロックの位置ずれが 2 次元ヒストグ ラムに与える影響を調べた。

2. 方法

2.1 高感度型 PMT と従来型 PMT の性能比較

図1(a)に開発した DOI 検出器を示す。シンチレ ータ結晶素子として発光量を増加させるために Zr を加えた 2.8×2.8×7.5mm³の Zr 添加 GSO (GSOZ, 日立化成)結晶素子を用いた。検出器は、その結 晶素子を 16×16 のアレイ上に組み上げ、4 層に積 層した結晶ブロックと感度有効領域 49×49mm²、の 高感度タイプ MA-PMT (R10552-100-M64MOD, 浜松ホ トニクス)からなる。我々が開発した、各層ごとの 反射材構造によりシンチレーション光の広がりを 制御する光分配方式によって深さ情報を得る。図 1(b)に、本実験で使用する DOI 検出器に γ線を一 用照射してアンガー計算により得られる二次元ヒ ストグラムの模式図を示す。

高感度 MA-PMT による性能向上を評価するために 従来型 MA-PMT (R10551-00-64、浜松ホトニクス)を 用いた DOI 検出器も試作した。DOI 検出器の性能評 価のために ²²Na, ⁵⁴Mn 及び ¹³⁷Cs から照射される 511keV, 835keV, 662keV の γ 線による一様照射実験 を行い、位置弁別性能及びエネルギー分解能を評 価した。なお、高感度型 PMT 及び従来型 PMT を用 いた検出器は両方とも同じ結晶ブロックを用いた。



2.2 位置合わせ用カメラシステム

図2に位置合わせに用いたカメラシステムを示 す。光学カメラはスタンドでMA-PMT に対し垂直 に取り付け、モニタリングしながら結晶ブロック を置いた。移動は、結晶ブロック上に 0.4mm 間隔 の格子が描かれた厚紙を載せてモニタリングし、 ディスプレイ上に格子点を打ち、それをもとに 0.4mm ずつ移動させた。図3は結晶ブロックを MA-PMT の中央に置いた場合のアノードと結晶の 対応関係を示す。また、本評価には従来型 MA-PMT を用いた。



図2 位置合わせ用カメラシステム



図3 結晶ブロックを MA-PMT の中央に置いた場合の結晶ブロック位置の模式図
3. 結果

3.1 高感度型 PMT と従来型 PMT の性能比較

高感度型及び従来型 PMT を用いた DOI 検出器に おいて²²Na 線源の一様照射実験から得られた二次 元ヒストグラムを図 4 に示す。個々のクラスター がそれぞれの結晶に対応し、計数の高いクラスタ ーが 1 層目である。どちらの PMT も十分な位置弁 別能を示しているが、高感度型 PMT の方が端の応 答も含めより弁別能が高くなった。図 5 と 6 に図 4(a),(b)の二次元ヒストグラム上のプロファイル を示す。高感度型 MA-PMT の方がシャープな応答を 示している。

次に、1層目のエネルギー分解能を表1に示す。 高感度 MA-PMT の方がエネルギー分解能が向上して いる事が確認できた。高感度型 MA-PMT を用いた検 出器は高い量子効率の効果が表れていると考えら れる。



図4 一様照射による2次元ヒストグラム



(a) 高感度型 PMT



図 5, 1,2 層目の結晶応答のプロファイル(図 4 の 2 次元ヒストグラムの線(ア))



図 6,3,4 層目の結晶応答のプロファイル(図 4 の 2 次元ヒストグラムの線(イ))

表1 エネルギー分解能						
フォトピーク	エネルギー分解能					
	高感度型 PMT	従来型 PMT				
511 keV	$10.8 \pm 0.1\%$	$12.2\pm0.2\%$				
662 keV	9.7 \pm 0.1%	10.2 \pm 0.4%				
835 keV	8.6±0.2%	9.7 \pm 0.2%				

3.2 位置合わせ用カメラシステムのテスト

図7は結晶ブロックをMA-PMT 中心から縦、横 にそれぞれ 0.4mm ずつ左下の向きにずらして得ら れた2次元ヒストグラムである。0.4mmのずれに 対して 2 次元ヒストグラム結晶応答の中央部分へ の影響は見うけられないが、結晶ブロックをずら した方向の結晶応答の端部は若干近づき一部重な り識別能が劣化している。0.8mm のずれでは応答 が完全に重なり、結晶弁別ができなくなっている。 これは、結晶素子が端のアノード上に配置される ことで光が隣接するアノードへ分配されなくなる ためだと考えられる。また、結晶ブロックが MA-PMT の中心にある場合と比べて 1.6mm ずらし た場合、中央部の1層目の結晶応答が離れている のが分かる。これは、結晶ブロックが MA-PMT 中 心にある場合、1層目の反射材がほぼ MA-PMT の アノード境界上に配置され、隣接するアノードへ の光分配が少なくなるので結晶応答が近づく。そ れに対し、1.6mm のずれでは反射材がアノード上 に配置され、隣接するアノードへ光が届きやすく なることで応答が広がるためである。

4. 結論

本研究では高感度 PMT を用いた OpenPET 用 4 層 DOI 検出器を開発した。位置弁別能、エネルギー分 解能を評価した結果、本検出器は PET 用検出器と して高い性能を有している事を確認した。

また、結晶ブロックの位置合わせに光学カメラ を用いたシステムを開発した。本システムを用い て結晶の位置ずれが結晶識別に与える影響を調べ た結果、0.4mmの僅かな位置ずれで端の結晶識別が 悪くなることを確認した。

参考文献

 Tsuda T, Murayama H, Kitamura K, et al.: A four layer depth of interaction detector block for small animal PET, IEEE Trans. Nucl. Sci.,vol.51, No. 5, 2537-2542, October 2004.



図7 結晶ブロックを MA-PMT 中心から縦、横にそれぞれ 0.4mm ずつずらして得られた 2 次元ヒストグラム

(11) In-beam PET (OpenPET) における二次粒子の Geant4 シミュレーション

平野祥之¹,吉田英治¹,木内 尚子^{1,2},稲玉直子¹,錦戸文彦¹,山谷泰賀¹ 「放医研・分子イメージング研究センター、²千葉大

1. はじめに

粒子線治療において正しく照射されているか、 を確認するための照射野の可視化が望まれている。 我々のグループでは OpenPET を用いた照射野の可 視化を目指しており、すでに小型試作機 Small **OpenPET** 11 **C** や 10 **C** の **RI** ビームを用いることで、 粒子線が止まる位置(ブラックピーク位置)の可 視化に成功している。しかし、この撮像は粒子線 が出ていないときのみで行われており、粒子線が 出ているときは、シングルやランダムの計数率が 非常に高く、正しく再構成画像ができない。これ らの計数率の増加は、二次粒子によるものと考え られる。HIMACの照射は 3.3 秒周期(1spill)であ り、はじめの 1.9 秒の間照射され、残りの時間(1.4 秒)は次の照射の準備期間となっている。粒子線 は標的に到達する前に、ブラックピーク深さを調 節するためのレンジシフター (アクリル樹脂: PMMA)や空気、ビームラインにある構造物等と 反応することがあり、多くの二次粒子が発生する。 例えば高エネルギーの陽子や中性子である。これ らの粒子がさらに反応して、三次、四次といった 粒子が発生し、PET 検出器(主に、シンチレータ と光電子増倍管、それらの筺体)と相互作用する ことがある。PETは511keVのエネルギーのみを選 択し、かつ二検出器の同時計測をすることで多く のバックグランド(二次粒子起源のイベント)が 落とせることが期待できる。しかし、多くの二次 粒子が存在する中で、これらの影響が本当にない かはまだ確認されていない。さらに高エネルギー の粒子が発生するため、これらと PET 検出器が核 反応し、検出器自体が放射能を持ってしまうこと がある。もし半減期の長い放射性核種が多く生成 された場合、照射するたびに放射能が蓄積し、使 用できなくなる可能性がある。

2. シミュレーション

すでに述べたような二次粒子による検出器への 影響や放射化を見積もるために、モンテカルロシ ミュレーションを用いて検討した。放射線の輸送 をシミュレーションする計算コードにはアメリカ のロスアラモス国立研究所が開発したMCNPXや 日本原子力研究機構が開発したPHITS等がある。本 発表では、主に核物理の分野で広く使われ、最近 では粒子線治療をはじめとした医療の分野でも使 われるようなったGeant4(version 9.4)を用いた。 Geant4は計算ソフトというよりは、ライブラリー (ツールキット)であり、C++のプログラム言語で 記述する必要があるが、柔軟にコーディングでき るというメリットがある。本発表では、我々のグ ループがすでに開発し、実験によってOpenPETの原 理実証に成功した小型試作機であるSmall OpenPET [1]を詳細に模擬し、核子あたりのエネル ギーが332.6MeVのコリメートした¹¹Cのビームを シミュレーション上で照射した。Samll OpenPETは 径が10cmのリングを二つ持ち、それらのギャップ 間の撮像が可能である。リングの中心に直径4cm長 さ10cmの円柱ファントム (PMMA) を置き、ギャ ップの間からビームを照射した。シンチレータは LGSO ((Lu,Gd),SiO,)を採用している。シミュレー ションでは¹¹Cの粒子を9 spill照射した。レンジシフ ターや検出器の構造物まで詳細に再現し、これら と一次、二次粒子との相互作用も考慮されている といえる(図1)。粒子線が出ているとき(spill time:9 x 1.9s) 、spill間 (pause time:8x1.4s) 、最後のspill が終わってから1200sの撮像 (beam-off) に分けて、 シンチレータに入射した放射線、PETスキャンにお けるバックグランド、シンチレータの放射化量を 見積もった。ここでPETにおけるシグナルとは、一 次粒子(¹¹C)がファントム内で静止し、陽電子を放 出し、対消滅によって生じた二つのガンマ線が同 時計数されたものである。さらに一次粒子とファ ントムとの核反応によって生じた¹⁵O等の陽電子放 出核に起因するものも含まれている。またバック グランドとは、エネルギーウィンドウ内 (400-600keV)に入り、同時計数したが、上記の過程 を経ていないものである。さらにバックグランド に関しては、2つの消滅ガンマ線を同時計数したが、 陽電子はファントム以外で対消滅を起こした場合

(BG1)、1つの消滅ガンマ線と、特性ガンマ線(陽 電子親核種が崩壊し、娘核になる前に励起状態に なる。その脱励起したときに放出されるガンマ線) とで同時計数した場合(BG2)、陽電子がシンチレー タ内でエネルギーを付与し、その後の消滅ガンマ 線が他のシンチレータと相互作用した結果同時計 数になった場合(BG3)、最後に2本の即発ガンマ 線で同時計数になった場合(BG4)に分けて評価し た。

3. 結果と考察

はじめに、二次粒子が検出器に入射し、(その粒 子、あるいはその二次粒子が)シンチレータにエ ネルギーを落とした粒子の種類(図2左)とそれ らの入射時のエネルギースペクトルを図2に示す。 図2に示されるようにガンマ線や陽子、中性子が 多く入射し、陽子や中性子については非常に高い エネルギーを持っており、¹¹C との反応(非弾性散 乱等)によって生じた即発粒子と考えられる。ま たこれらは、さらに核反応等を引き起こし、検出 器等を放射化する可能性がある。次に全同時計数 イベントの内訳を図3に示す。spill time では97% がバックグランドであるが、その他の場合は、バ ックグランドは15%以下である。これは spill time のデータでは画像再構成ができないが、pause time や beam-off では画像化できた実験事実と矛盾しな い。またバックグランドのイベントを追跡すると、 これらの起源はレンジシフターやコリメータとの 核反応によって生成した即発粒子(主に中性子) が関与している。つまり上流側から飛んでくる即 発粒子を有効に遮蔽できれば、spill time の利用も 期待できるが、一般に高エネルギーの中性子等を 遮蔽するのは難しい。最後にシンチレータの放射 化量を図4に示す。照射直後は短半減期の放射性 同位体の影響があるが、1時間も経てばその影響は 小さくなる (50Bq 程度)。これは 9 spill の照射の結 果であるが、この結果を基にして、spill 数を変え た場合でも見積もることができる。

4. 結論

シミュレーションによると spill time では即発粒 子の影響で正しく画像再構成することが困難であ るが、pause time や beam-off では、シグナルが 85% 以上あり再構成が可能であることが示された。ま たシミュレーションを行うことで、実際には測定 が困難な PET におけるバックグランドの発生過程 を明らかにした。これらの情報はバックグランド 除去法の検討に有効である。

参考文献

[1] Yamaya T *et al* 2011 Development of a small prototype for a proof-of-concept of OpenPET imaging, *phys. Med. Biol.* **56** 1123-37



図 1 Small OpenPET (実験とシミュレーション)





日後。

(12)炭素線治療モニタリング用 OpenPET 検出器の 炭素線照射下での性能評価

錦戸文彦・平野祥之、稲玉直子、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 増田圭介 浜松ホトニクス

1. はじめに

我々のグループでは粒子線治療におけるモニタ リングのための人サイズ用 OpenPET 装置の開発を 進めており[1]、現在重粒子線照射下で動作可能な 検出器の開発・評価を進めている。

PET 装置を用いた重粒子線治療でのオンライン モニタリングでは、PET 用検出器が重粒子線照射 からの影響を受けることは避けられない。OpenPET での検出器配置の場合、入射する粒子自身はター ゲット内で全エネルギーを落として止まるため直 接的に検出器に影響を与えることは無いが、ター ゲット中で生成された核破砕片の一部はターゲッ トを突き抜け検出器に入射するため、それらが検 出器に対して入射する事で様々な影響を与える[2]。 そこで我々のグループでは重粒子照射下で動作可 能な検出器の開発を進めている。現在までに読み 出し用のフロントエンド回路の開発を進め、その 性能評価を行った。

2. OpenPET検出器

図1にOpenPET 検出器の試作検出器を示す。シ ンチレータブロックには 2.8mm×2.8mm×7.5.mm のGSOZ を 16×16×4 層のブロック上に組み上げ た4層 DOI 検出器を用いる[3]。光電子増倍管には スーパーバイアルカリの光電面を持つ 64ch の位置 敏感型 PMT(R10552-100-M64)を使用する。

今回新たに試作したフロントエンド回路は抵抗 チェーン回路基板・アノード用アンプ基板、PMT 高圧用デバイダ+ダイノードアンプ基板の3枚から なる。炭素線照射下では OpenPET の検出器の一部 に多数の核破砕片が入射するため、放射化等によ る信号出力が増加しにより標準的なデバイダ回路 を用いた場合には回路の上限を超えてしまい、信 号が正常に出力されないという現象が起こる。放 射化による計数率増加の対策として PMT のデバイ ダ回路の電流値の上限値を標準値より 5 倍程度高 くしてある。64ch のアノードからの出力は抵抗チ ェーン回路で 4ch に束ね出力を行う。H10966 はダ イノードの段数が8 段でありPMT自身の利得が低 いため、抵抗チェーン出力直後にアノードアンプ 基板で増幅を行っている。また抵抗チェーン回路 でもゲインを稼げるように以前の回路から一部の 抵抗の値を変えている。炭素線照射時に発生する

直流成分の影響押さえるためにアンプの出力は AC 結合を用い、加えて計数率増加の際の AC 結合 由来によるベースラインシフトを押さえるために 回路の最終段にベースライン補正(BLR)回路をし ている。実機では BLR 回路は PA 基板に搭載され る予定である。

3. 評価実験用セットアップ

評価実験は放医研 HIMAC の物理コース(PH2)を 用いて行なった。290MeV/uの¹²C ビームを、実際 の治療に用いられる 10⁸ pps の強度で、ターゲット 直前でビーム径が約 1cm φ になるよう調整を行な った。ターゲットは 10cm×10cm×20cm のアクリ ル製の水ファントムを用いており、290MeV/uの¹²C ビーム自身はファントム中で停止する。評価用検 出器はターゲットの最後尾から 30 度の角度に 30cm 離した位置にセットした(図 2)。

コインシデンス用検出器は 8×8×4 層の LGSO ブロックと PMT による4 層 DOI 検出器を用 い、図 2 に示す位置に設置した。HIMAC では 3.3 秒周期でビームが導入されているが、ビームがち ょうど入射している瞬間での計測は困難であるた め、ビームのスピル間にのみデータの取得を行っ た。データはフロントエンド回路からの出力を QADC を用いて記録を行った。BLR 回路は本番同 様に QADC の直前に置かれている。



図1 試作した検出器



図2 重粒子照射実験の実験セットアップ

4. 結果

重粒子照射下での検出器モジュールのテストの 結果を示す。重粒子線照射下での検出器に起こり うる問題の一つにスピル内での PMT 出力のベース ラインの変動がある。図3にビーム照射中のベー スライン値の時間変化を示す。各点が 0.1ms 毎のべ ーラインの値を示している。3.3 秒周期でのビーム 入射の際はデータの取得が不可能であるため、デ ータがプロットされていない。図 3 の(a)(b)は AC 結合をいれなかった場合のベースラインの変動の 様子を示しており、ビーム照射直後はベースライ ンのオフセット値が上昇し、その後時間とともに 下がっていく様子が見える。これは核破砕片の入 射による放射化等からの光が多数 PMT に入射する ため、直流成分としてベースラインにのってきて いると考えられる。ビーム照射が止まると生成物 の半減期に伴い、少しずつ減衰していくため、図3 の様な構造を持つことになる。試作回路ではAC結 合を入れることによってこのような直流成分をカ ットしており、図 3 の(c)に示すとおりに beam off 次のオフセット値と同じ値を示している。



図 3 (a) $5.0 \times 10^8 \text{pps}(\text{DC})$ 、(b) $1.0 \times 10^8 \text{pps}(\text{DC})$ 、(b) $1.0 \times 10^8 \text{pps}(\text{AC})$ の強度でのベースラインの変化。 赤線は beam off 時のベースラインの値

図4にビーム照射前と照射中(10⁸ pps)でのNa-22 に対するポジションヒストグラムを示す。照射し た場合には若干の結晶弁別能の劣化が見られてい るが、それぞれの結晶を示すスポットは分かれて 見えており、十分に結晶識別が可能であるといえ る。図 5 にビーム照射前と照射中(1.0×10^8 pps) での Na-22 に対するエネ類義-スペクトルを示す。 エネルギー分解能は 1.0×10^8 ppsの照射時であって も、それぞれの層に対して 15.2% (1st layer)、14.6% (2nd layer)、13.6% (3rd layer)、12.5% (4th layer)の値 が得られており、PET 検出器としては問題ないレ ベルの性能が得られている。



図 4 (a)ビーム照射前、(b)ビーム照射中(1.0× 10⁸pps)での Na-22 に対するポジションヒストグラ ム



図 5 (a)ビーム照射前、(b)ビーム照射中(1.0×10⁸pps)での Na-22 に対するエネルギースペクトル

5. 結論

重粒子線治療モニタリングのための OpenPET 検 出器のためのフロントエンド回路の開発・評価を 行った。今回試作した検出器を用いて HIMAC にお いて評価実験を行った結果、炭素線照射中でも十 分な性能が得られた。今後は現在開発中のデータ 収集回路も含めて調整・性能評価を行っていく予 定である。

- Yamaya T, Inaniwa T, Minohara S et al.: *Phy Med Biol* 53: 757-775, 200
- [2] F. Nishikido, et al., Conference record of 2009 NSS &MIC, J04-5
- [3] Tsuda T, Murayama H, Kitamura K et al.: *IEEE Trans Nucl Sci* **51**: 2537, 2004
- [4] 錦戸文彦、第1回 OpenPET 研究会資料集、 p.6-p.7、2011

清水啓司 浜松ホトニクス(株)・開発本部

1. はじめに

従来の PET 装置における同時事象検出はハード ウェアにより構成されるのが一般的である。同時 計数回路はいわば「ふるい」の役割を果たしてお り、膨大なシングルズデータを選別してその量を 減らし、収集部の負担を低減している。ハードウ ェアの同時計数回路は高速処理が可能であるが、 その一方で視野を変更したりする柔軟性には乏し い。例えば OpenPET の一つである体軸方向に分割 した検出器リングを離して配置した装置において は、測定対象ごとに視野が変わる、すなわち同時 事象判定対象が変わることが想定されるため、ハ ードウェア同時計数では対応が難しいことが予想 される。

シングルズデータを収集しソフトウェアで同時 事象判定を行う方法は、視野を自由に変えられる など柔軟性に富むが、当然のことながら高いバン ド幅をもったデータ伝送と高速な同時判定演算が 必要となる。ソフトウェアによる同時判定の実例 は小規模な小動物 PET システムで報告が有るのみ である [1][2]。

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 ータのリストモード収集のための回路について述 べる。

2. 信号処理回路

検出器信号処理回路のブロック図を図1に示す。 ここではガンマ線の入射位置と入射時刻の抽出を 行っている。信号処理は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]の方式を踏襲している。 ただし jPET-D4 で行っていたシンチレータの減衰 時間の差を用いた波形弁別による DOI 同定は行わ ない。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からのみ行う。

jPET-D4 との一番の違いは、出力が即時データで はなくデータストリームとして出力される点であ る。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。そのためリ アルタイム性は失われており、データに計測開始 からの時刻情報を含める必要がある。時刻情報の 精度は 0.5ns を予定しており、イベント毎に絶対時 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する。

3. 収集部回路

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1本の光 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 枚の信号処理回路基板に対応できる。メタル配線 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が64ビットであるとした 場合、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以上になるので充分な値であると言える。2段目の MUXから収集PCへは光ファイバーを用いるので、 高速伝送だけでなく回路部からコンソールまでを 離すことが可能となる。

なお、初段の MUX 回路は入出力とも 1Gbps にしているため、小規模のシステムにおいては初段を 省き検出器信号処理回路から直接2段目の MUX へ接続することも可能となる。

4. 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方式の検討を行った。平成 24年度においてはワンペアシステムを試作し特 性評価を行ってゆく予定である。

- [1] "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. on Nuc. 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1. 信号処理回路ブロック図



図2. データ収集部ブロック図

第2部

粒子線治療・PET 融合への期待と課題 (特別寄稿1)

(14) Beam ON-LINE PET system における planar 検出器の問題点と解決案

西尾禎治 国立がん研究センター東病院臨床開発センター粒子線医学開発分野

1. はじめに

陽子線治療では、飛程付近での高い線量集中性 を利用し、腫瘍には治療に必要十分な線量を一様 に与え、かつ周辺の正常組織への線量付与をでき る限り低くすることで高い治療効果を実現するこ とが可能である。しかし、その反面、的確に腫瘍 への照射が実施されなかった場合、治癒率の低下 や重要臓器への障害などが生じる可能性がある。 従って、陽子線治療の優れた特徴を最大限に利用 するために、実際に患者体内へ照射された領域を 確認することが非常に重要である。国立がん研究 センター東病院では、患者体内における陽子線の 照射領域の可視化のために Beam ON-LINE PET system (Beam ON-LINE PET system mounted on a rotating gantry port: BOLPs-RGp)を開発した(図1 参照)。患者への陽子線照射によって体内で起こ る標的核原子核反応により生成されるポジトロン 放出核の activity を実測することで、照射領域を可 視化する (図2参照)。 検出器としては 2mm×2mm ×20mmのBGO 結晶をマウントしたプラナータイ プの検出器ヘッド(図3参照)を採用した。ガン トリーの回転に伴い、対向する検出器は IC を中心 に一緒に回転し、検出器面は常に陽子線照射軸を 含んでおり、陽子線のレンジ方向を観測できるよ うになっている。



図1:研究開発された BOLPs-RGp。

これまでに研究開発された BOLPs-RGp を用い、

陽子線治療を行った、頭頸部、前立腺、肝臓、肺 及び脳の約150症例の照射領域可視化画像を計 測することで、治療中の腫瘍形状変化の観測、膀 胱照射線量の観測、患者ごとの腫瘍の線量応答性 の観測、腫瘍集積 PET 画像誘導による陽子線照射 の可能性を示唆することができた。

BOLPs-RGp を活用することで高精度陽子線治 療を患者へ提供出来ることまたは出来る可能性が あることを示してきたが、その一方で、まだ、本 システムには解決すべき幾つかの問題点を抱えて いる。その一つが空間分解能の問題である。



図2:入射陽子核と標的原子核における原子核破砕反応 と生成されたポジトロン放出核の位置導出の概念図。



2. BOLPs-RGpの空間分解能の問題とは

陽子線治療の照射室内、特に照射ノズル周りは ノズル先端に設置する患者ボーラス・コリメータ、 多葉コリメータなど様々な機器が配置されている。 近年、陽子線スキャニング照射の技術進歩とその 実用化が進むに連れ、照射ノズル先端機器の大き さは縮小化する可能性が高いが、その一方で、照

射治療照射位置でより高精度に腫瘍位置を正確に 把握するためのフラットパネル透視画像システム、 患者位置を動かすロボット寝台、同室型CT装置な どが患者近傍位置に配置されるシステム構成が主 流になりつつある。それにより、患者周りのスペ ースを十分確保することが困難になってきている。 それらの理由から、当センターではBOLPs-RGpが スペースをあまり占めないplanarタイプの検出器 ヘッドを採用している。それにより、現状では検 出器が対向する方向の位置分解能は10mmぐらい と大きく、その結果、ビーム入射軸と検出器面に 平行でビーム入射軸との直交軸が作る2次元のプ ロジェクション可視化画像を臨床では活用してき た。その場合、BOLPs-RGpから得られる照射領域 可視化画像の情報から、厳密に言えば陽子線が腫 瘍に照射されているのか、重要臓器に照射されて いるかが判らないケースが存在することになる。

限られた患者周辺のスペースでのBOLPs-RGpの 3次元照射領域可視化の実現は必要不可欠になっ てきている。

3. 3次元照射領域可視化のための対策案-1

BOLPs-RGp は陽子線回転ガントリーに設置され ているため、ガントリー回転に伴い、検出器ヘッ ドもICを中心に回転するこができる。そのため、 3次元照射領域可視化を実現させるための1つと して、ガントリーを回転させながら、または、幾 つかの回転角度での BOLPs-RGp による計測を実施 し、得られたデータより3次元画像再構成を行う 方法が考えられる。但し、この場合は、計測時間 の増加に伴う患者への負担増加、更には標的原子 核破砕反応で生成されるポジトロン放出核は2分 程の短半減期の¹⁵0 が主成分であり、生成ポジトロ ン放出核種の生成割合も明確でないため、撮影時 間内での減衰補正の精度が大きな問題となってし まう。そのため、ガントリーを回転させての計測 による3次元照射領域可視化は現時点では難しい 状況にある。



図4:2対の検出器ヘッドを持つ BOLPs-RGp の概念図(図中 の位置分解能シミュレーション結果は北大(現、岩手医大)の 山口先生より提供)。

そこで、患者周辺のスペースを考慮して、もう

一対の planar 検出器を設置方法は現実性がある方 法の一つと考えられる。陽子線照射方向から観て、 患者後方側は比較的スペースが確保出来る場合が ある。図4に互いに直交する2対の planar タイプ 検出器ヘッドを持つ BOLPs-RGp の概念図を示す。 図中には、ポイント線源を空間的に配置した際の 1対及び2対の planar タイプ検出器ヘッドにおけ る対向する検出器面方向の位置分解能シミュレー ション結果である。結果から位置分解能の大きな 改善が見られる。

また、3次元照射領域可視化をハード的に解決 する手法のみでなく、ソフト的に解決する手法の 研究を幾つか考案して取り組んでいる状況にある。

4. 3次元照射領域可視化のための対策案-2

3次元照射領域可視化を実現するために、これ までのポジトロン放出核からの一対の消滅ガンマ 線の同時計測によってactivity分布画像を得る手法 ではなく、標的原子核破砕反応によって生成され る特定のポジトロン放出核に着目し、そこから放 出される一対の消滅ガンマ線に脱励起ガンマ線を 加えた3つのガンマ線の同時計測法によって、3 次元位置を決定する基礎的研究も考案中である。 例えば、¹⁴O核は消滅ガンマ線に加え2.3MeVのガン マ線をほぼ同時に放出する。ガンマ線検出システ ムとしては、現在の一対のplanarタイプ検出器にコ ンプトンカメラ検出器を増設することで実現の可 能性を模索しているところである(図5参照)。

「Hybrid Beam ON LINE PET/ComptonCAMERA system (H-BOLPs/CCs)の開発」 $^{O(p,X)^{n}O \rightarrow ^{m}O(\beta^{*}(511keV \times 2))^{n}N^{*}(2.3MeV(99.3%))$



図 5 : Hybrid Beam ON- LINE PET/ComptonCAMERA system の概 念図。

5. まとめ

BOLPs-RGp を活用した高精度陽子線治療の真の 意味での実現には、解決すべき幾つかの問題点を 抱えており、その一つが問題点となる空間分解能 の向上による3次元照射領域可視化について、計 測システムのハード面及びソフト面、更には別の 手法による解決のアプローチを実施してきた。し かしながら、まだ、問題解決の確実なる手法は明 確ではいない。今後、研究を継続的に実施して行 かなければならない。

(15) 炭素線による肺癌治療における OpenPET の可能性

高橋 渉 放医研・重粒子医科学センター病院

1. はじめに

肺癌は罹患数も多く、医療の発展にも関わらず 依然死亡率が高い疾患である。CT および PET 検診 の普及により、早期発見され手術による根治を得 る肺癌症例も増えているが、一方で早期発見にも 関わらず、高齢や合併症を理由に手術適応となら ない症例も少なくない。手術以外の選択肢として 放射線治療があり、近年の技術革新によりその治 療成績も著しく向上し手術に匹敵するものとなり つつある。中でも重粒子線(炭素線)による肺癌治療 は安全性が高く治療期間が短いという特長がある。

本稿では炭素線による肺癌治療に携わる医師と しての立場から当院で行なっている治療の現状を 紹介し、また新しい技術導入により期待されるさ らなる治療の高精度化について検討したい。

2. 炭素線による早期肺癌治療と課題

当院では早期肺癌への炭素線治療について臨床 試験を行なってきた。1回線量を高め分割回数を減 らし、昨年からは超短期照射(1回照射;図1)が先進 医療として認められている。治療期間の短縮で負 担の少ない治療となる反面、より高精度な照射技 術が必要不可欠となっている。



図1 早期肺癌への炭素線1回照射

肺を含む体幹部は固定が困難であり、計画時と 治療時での体位のずれが生じやすい。また肺癌は 大きな呼吸性移動があるため、現行の治療は X 線 透視画像による骨格での位置合わせ後、呼吸同期 で照射を行なっている。呼吸の再現性の問題など 計画時との誤差が生じうるため、広く margin をつ けて照射野が設定されている。

新治療棟では既に Scanning 照射が実現され、肺 癌を含め呼吸性移動を伴う体幹部腫瘍への適応も 検討されている。体位変換なく高速照射が可能な ため setup error や治療中のずれ(Intrafractional error) も低減することが予想される。

また、これまでの治療成績から計画通りに照射 されていると判断できるが、照射直後に実際の投 与線量を検証する手段で確立されたものはない。

3. OpenPETに期待すること

PET/CT による機能画像と解剖画像の融合は放 射線治療にも大きく貢献し、正確な病期診断や詳 細な照射野設定を可能とした。

今後、治療室内に設置可能な Open PET が実現することで以下の技術への応用が期待される。

① PET Image guided particle therapy (PET-IGPT)

治療中(In-beam)の腫瘍位置を可視化できれば適切に位置照合、線量投与が行われたかを証明できる。これにより照射精度が向上すれば現在よりもmarginを縮小することが可能となり、炭素線治療の魅力でもある安全性をさらに高められる可能性がある。

現状 OpenPET では検出器自体の位置精度は向上 しているものの計画用 CT 画像との fusion の問題や、 ノイズによる照射位相での画像取得困難などクリ アすべき課題がある。

② Auto-activation による投与線量の検証

粒子線の特性を生かした Auto-activation (自己放 射化)による投与線量の検証も期待される。照射後 に生じた¹¹C などを検出するため、血流に伴う wash out の影響が大きく照射直後の同一の治療寝台で撮 像可能な OpenPET が有用である。

ただし現行の¹²C での治療では発生する¹¹C 量が 十分でなく、呼吸同期での画像取得ではさらに情 報量が減ってしまう。イオン源自体を変え治療 beam 自体を¹¹C にすれば画像の Quality は上がるも のの¹²C と生物学的効果が異なり、これまでの治療 成績の蓄積が参考にならない可能性も孕んでいる。

4. おわりに

肺癌の炭素線治療はその効果、安全性が確立されつつあるが未だ発展途上にある。OpenPETの導入がさらなる高精度炭素線治療の実現に貢献する可能性がある。

(16) OpenPET の臨床応用に向けた検討

野宮琢磨、辻比呂志、鎌田 正 放射線医学総合研究所・重粒子医科学センター

炭素イオン線治療は 1994 年に開始以降、順調に 患者数を伸ばし、2009 年には 5000 例を突破した。 炭素線に限らず高エネルギー粒子線治療では標的 物質と加速粒子の間に様々な相互反応が起こるこ とが知られている。数百 MeV に加速された粒子と 原子の衝突により核反応が起こり新たな放射性同 位元素が生じ、非照射体の自己放射化が起こる。 その中で利用が期待される核種としてβ+崩壊に より陽電子を放出する核種が挙げられる。陽電子 放出核種により標的物質を標識することで機能画 像を得るPET検査に応用されている。

粒子線治療による自己放射化に於いても陽電子 放出核種の生成が確認されている。代表的なもの では¹⁵O,¹⁴O,¹¹C,¹⁰C,¹³Nなどが挙げられ、画像化 する技術はこれまでも研究されている。この画像 を臨床で利用するにあたってその有用性と課題を 検討した。

PET 検査の特性の一つとして空間分解能の低さ が挙げられる。これはPET画像そのものの問題 点ではあるが、現状では 3~5mm 程度であり、空 間分解 0.5mm の CT による IGRT に比較すると 10 倍程度の開きがある。重粒子線治療における患者 セットアップ精度が平均 0.5mm、大きくて 1~2mm 以内と考えると現状では線量分布などとの位置照 合に使用できる精度とは言えない。但し、技術に より改善可能な課題ではあると考えられる。

次に β +崩壊核種の多様性が挙げられる。前述の ように生体構成元素に近い陽電子放出核種は5種 類以上あり、生成物が同一でも崩壊過程が複数存 在する場合もある。陽電子から発せられる消滅放 射線は均一であるが、 β +崩壊過程の半減期が核種 により異なる。比較的長い¹¹Cで約20分であるが、 ¹⁵Oでは約2分、¹⁰Cでは約20秒と幅広く、測定の 仕方によりカウント値や核種比率が大きく変わる ([1]; 図)。混合した核種からの信号であるため、そ



の減衰率も比率に依存して変化する。この補正計 算による誤差も不正確性を含むことになる。

上記問題に関連する課題として測定法が挙げら れる。現状では連続したビームあるいはパルスビ ームを用いる方法が検討されている。また、パル スビームを用いる場合も照射しながら(In-Beam)撮 像する方法と照射が完了してから(Offline)撮像す る方法が検討されている。過去の研究ではこれら 撮像法の違いで検出される核種の比が異なること が示されている [2]。但し、現状では撮像法が異な れば結果が異なるということのみが知られており、 撮像法の優劣や標準撮像法の確立には至っていな い。

放射化物質の生成部位というのも問題の一つと して挙げられる [3]。炭素線では陽電子放出核種の 生成はブラッグピークに近く、手前のプラトーで は同様に低い。実際の線量分布に近い放射化の分 布を示す。しかし厳密には自己放射化のピークは ブラッグピークよりやや手前であるため実際の線 量分布とのずれが生じるため得られた信号を補正 して画像化する必要性が生じる。これに対して陽 子線は全く異なる放射化物質の分布を呈する。ブ ラッグピークの手前のプラトーで自己放射化核種 の生成が非常に高く、逆にブラッグピークではそ の生成が少ない。このため、照射の際の線量分布 図と自己放射化 PET 画像では全く異なる画像を呈 し、照射標的よりも"飛程"の方が明瞭に描出さ れる。

陽電子の位置精度の不確定性をさらに増す問題 が陽電子の放出エネルギーである。FDG-PET 検査 で用いられる¹⁸F 由来の陽電子も 0.64MeV のエネ ルギーを持ち、その飛程は 3mm に及ぶとされてい る。¹¹C、¹⁵O、¹⁰C 等の崩壊から生じる陽電子も同 様に核種に依存して 0.9~1.9MeV の放出エネルギ ーを持ち、その最大飛程は 4~9mm にまで及ぶ。 1.72MeV の陽電子を放出する¹⁵O のみに絞ってそ の放出から消滅までの移動距離を計測した研究で は飛程の最頻値は約 1.5mm であったが、飛程の分 布は連続的なスペクトルを示し最大 6~7mm まで 達していた([4]; 図)。核反応部位と陽電子消滅部位 に精度上大きな距離があることがわかる。炭素線 では¹³O, ¹²N, ⁸B など異なる核種の生成が観察され る。これらから発生する陽電子のエネルギーは約 14~17MeV と高く飛程も 10mm の範囲には納まら ない。



自己放射化核種の生理的な拡散(移動)も位置 精度検証の観点から見ると大きな問題の一つであ る。これまでに述べてきた問題点は検出技術、核 種の生成部位、核種の不均一性、陽電子の飛程、 といったものであるが、ファントムと異なり生体 内は絶えず物質の流れが生じている。最も影響が 大きいと考えられるのはやはり血流である。ある 研究では実際に粒子線治療の治療計画を用いて、 その CT 値を基に Monte-Carlo 法にて自己放射化物 質の生成をシミュレートし、PET 画像を再構成し た [5]。その患者の自己放射化 PET 画像をシミュレ ーション PET 画像と比較したところやはり合致し ない部分が多く見られた。シミュレーションに対 して実測画像では辺縁は不明瞭化し、内部は不均 一化していた。さらにシミュレーションではあり 得ないが照射範囲から何 cm も離れた場所に拡散 したような不均一な集積が出現していた。これは 明らかに生理的な集積分布の変化と考えられる。

陽電子放出核種を照射するという手段も研究されている [6]。陽電子放出核種である ¹¹C や ¹⁰C を 直接加速して照射する方法がある。この場合は照 射ビームから直接陽電子が放出されるためより強 い信号が得られることが期待できる。問題点とし ては、¹²C に対して質量が 10~20%少ないため当然 エネルギーに対して飛程も変化してくると考えら れる。¹²C での線量分布と同じ分布を再現しようと すると単純に同じ電圧・線量では再現できないた め補正が必要と考えられる。しかし前述の研究で は放射性核種でも良好な位置再現精度が示されて いるようである。

ここまで挙げたように自己放射化による画像を 位置精度検証に用いるにはβ+崩壊核種の特性上 多くの障壁があることが示された。これらの特性 を踏まえ、その利用法の可能性について考察した。

自己放射核種が多種にわたる特徴や毎日計測可 能である利点から今後の可能性を以下のように挙 げる。

・撮像法を変えることにより特定核種のシグナル を抽出する

・自己放射化によるシグナルから照射標的の原子 組成を予測する

・シグナルの拡散から腫瘍の血流等を予測する

・構成分子により自己放射化率に差異がないか解 析する

・毎日の腫瘍のシグナル変化を観察する

・抗癌剤/分子標的薬等を陽電子放出核種で標識 して毎日の集積を観察する

等々が今後の臨床応用の一端として期待できる。 現在自己放射化画像構成のために、検出器の小 型化・高解像度化、信号計算アルゴリズムの改良、 血流によるポジトロン信号の wash-out の影響等、 正確な画像化を実現するための研究が各分野で進 められている。これまでにない Open-PET の研究の 方向性は、三次元的位置精度を得るために多くの 課題を伴う物理学的方向性と、未知の要素が多い 生物学的分野への方向性に大別できると考えられ る。いずれの方向性も今後の新たな発見が期待さ れる。

- DW. Litzenberg, et al. Med Phys. 1999 Jun;26(6):992-1006.
- [2] K. Parodi, et al. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2008 Jul 1;71(3):945-56.
- [3] W. Enghardt, et al. Radiother Oncol. 2004 Dec;73 Suppl 2:S96-8.
- [4] F. Pönisch, et al. Phys Med Biol. 2004 Dec 7;49(23):5217-32.
- [5] K. Parodi, et al. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2007 Jul 1;68(3):920-34.
- [6] Y. Iseki, et al. Phys Med Biol. 2004 Jul 21;49(14):3179-95.

(17) 安定核ビームの Autoactivation を利用した3次元照射野の飛程推定精度

中島靖紀¹⁾、河野俊之¹⁾、稲庭拓²⁾、佐藤眞二²⁾、吉田英治³⁾、山谷泰賀³⁾、Sihver Lembit⁴⁾ ¹⁾東工大総合理工、²⁾放医研物理工、³⁾放医研分子イメージング、⁴⁾シャルマー工科大

1. はじめに

安定核ビームを標的に照射すると標的核との衝 突により自己放射化(Autoactivation)がおこる。この うち、中性子を1つ失った陽電子崩壊核は1次粒 子の停止位置付近に分布するため、そこから放出 される消滅放射線を測定することにより、1次粒子 の飛程や線量分布を推定することが可能である。 これまでに、Pencil状の SOBP Beam、スキャニン グ法により作成された直方体状の照射野に対して、 飛程が入射位置によらず同一とした条件で線量分 布のProximal Edge と Distal Edge の位置を推定した [1],[2]。現在は、スキャニング法で3次元照射され た標的中の飛程を入射位置ごとに推定して、線量 分布の終端形状を確認する方法を開発している。 今回は、開発している方法による入射位置ごとの 飛程の推定精度を理論と比較し検討する。

2. 方法

2.1 スキャニング照射と線量分布の推定方法

スキャニング法による照射野作成の際には、初 期広がり σ = 3 mm の Pencil ビームの飛程をレンジ シフタで調整する。そして照射野に均一に線量を 付与するため、粒子分布が互いに重なり合うよう にビームをスキャニングマグネットで走査し、2~ 3 mmのスポット間隔で入射位置を変更して照射し、 その後 PET 測定を行う。

入射位置ごとの飛程の推定では、標的入射面の すべての位置における入射ビームの飛程を同時に 変更して消滅放射線分布を計算し、深さ方向分布 の計算値と PET による測定値を比較する。具体的 には、PET 測定データはビーム軸と垂直な方向に 1.5 mm 角、ビーム軸方向には 1.475 mm の Voxel 単位に分かれていて、垂直方向の区画 1.5 mm×1.5 mm がビーム経路の最小単位になり、この経路ごと に比較することとなる。

飛程の推定値は、PET 測定分布に対する最尤推 定(MLE)値から決定される。今回は標的が均質でそ の組成が既知の場合を想定し、最大飛程のみを推 定パラメータとした。そして、ビームの各経路ご とに決定された飛程をもつビームによる 3 次元の 線量分布をすべての経路について計算して重ね合 わせることで、照射野全体の線量分布が計算され、 これを実際に付与された線量分布の推定値とする。

2.2 飛程の推定精度

MLE 法によるパラメータの決定においては、決 定値の標準偏差の下限値が以下のように理論的に 与えられる。 /22、²

$$\sigma_{\rm th} = \frac{1}{\sqrt{I}} \qquad I = \sum_{k=1}^{N} \frac{\left(\frac{\partial \lambda_k}{\partial R}\right)}{\lambda_k}$$

ここでλ_kは、経路ごとの深さkにおける消滅放射 線の検出量の計算値、Rは推定すべきパラメータで ある飛程、Iは Fisher's Information、 σ_{th} は決定値 Rの標準偏差の理論的下限値である。ある経路の消 滅放射線分布 λ_k (k =1, 2, · · ·, N)は、「その経路に入 射した 1 次粒子」と「周辺の位置に入射したビー ムが標的内で広がったことによりその経路を飛行 することになった1次粒子」により生成される陽 電子崩壊核分布から得られる。そしてIは、照射野 形状(消滅放射線の分布形状、式の分子)、消滅放射 線のイベント数(式の分母)に依存し、ある経路上で 飛程を推定する際、その推定精度の指標となると 考えられる。そこで今回は、開発した方法で線量 分布の異なる複数の照射野について飛程を推定し、 決定された飛程の標準偏差 σ_{exp} とIの関係を調べ、 理論的に計算される I が実際の推定精度の指標と なることを検証する。

3. 結果と考察

照射実験は放医研 HIMAC の2 次ビームコースに おいて、350 MeV/u の¹²C ビームを用いて行われた。 標的は100*100*300 mm³の均質な PMMA とし、PET 測定には頭部測定用開発器 jPET-D4 を用いた。

実験で作成した照射野は3種類で、図1にビーム軸上の計画線量分布を示す。照射野①の形状は40*40 mm³の立方体で、照射野内の物理線量が均一な線量分布である。照射野②の形状は①と同じであるが、線量分布のProximal Edge にピークをもち Distal Edge に向けて線量が減少している。照射野③の形状はビーム軸方向の長さを80 mm とした40*40*80 mm³の直方体で、深さ方向の線量分布は②と同じく Proximal Edge で最大となる。

図 2 のデータ点は、照射野①~③について測定 された消滅放射線のビーム軸上の分布であり、ピ ーク部分の主たる発生源は¹¹C である。各照射野の 線量と PET 測定時間は、ビーム強度や測定時間の 制約内で効率的にデータを収集するため様々とな り、①では照射野中心の線量が 30 Gy、測定時間は 照射終了して約4分後から40分間、②ではピーク 部分の線量が 21 Gy、測定時間は 40 分間、③では ピーク部分の線量が 20 Gy、測定時間は 40 分間で ある。実験条件を考慮して計算された消滅放射線 分布を線で示した。この計算分布は、測定された 分布の最大値と前後2 Voxelの値の平均値で測定値 に規格化されている。

図 3 は測定された経路上の消滅放射線のイベン ト数と推定された飛程の標準偏差のexp の関係を示 し、見やすさのため照射野形状ごとにデータ点を 直線で結んである。各照射野における最大のイベ ント数は、図2の説明に示した条件で測定した全 イベントによるもので、他のデータ点は、すべて の Raw Data から約 1/4、1/10、1/40 のイベントを抽 出したものである。同じ照射野の結果を比較する と、*σ*exp がイベント数の平方根の逆数に比例してい る。これは、消滅放射線の分布形状が同じ場合、 理論的に I がイベント数と比例し、また ou が I の平 方根の逆数に比例していることと一致している。 また、イベント数と σ_{exp} の関係を異なる照射野で比 較すると、同じイベント数に対して照射野①、②、 ③の順に σ_{exp} が大きくなる傾向を示した。これは消 滅放射線分布の終端部分の傾斜が照射野①、②、

③の順に小さくなっていることに起因している。

図4では、図3に示したのと同じ*G*_{exp}を*I*に対し てプロットした。3つの照射野の*I*と*G*_{exp}の関係は、 ほぼ同一直線上に乗ることがわかる。つまり、図3 のような単なるイベント数に対するプロットとは 異なり、消滅放射線分布(あるいは線量分布)の終端 部分の傾斜によらず、Iが飛程の推定精度の指標に なっていることを示している。また、 σ_{exp} は理論的 下限値 σ_{th} とほぼ一致するか、やや大きな値となっ た。これは測定された消滅放射線分布を計算が良 く再現しており、MLE 法による飛程推定値の標準 偏差がほぼ統計的因子のみによって決まっている ためと考えられる。

4. 結論

入射ビームの経路ごとに飛程を推定する際の標 準偏差に対して、計画上の線量分布から計算され る経路上の消滅放射線分布の *I* が指標となり得る ことが確認された。これにより、計画線量分布の*I* を計算することで、線量分布の終端形状によらず、 飛程の推定精度を予め見積もることが可能となる。 今回は入射位置によらず飛程が等しい照射野につ いて検証した。今後はビームの入射位置により飛 程が異なる(3 次元線量分布の終端形状が平坦でな い)複雑な場合についても検証していく予定である。

- Inaniwa T, Kohno T, Tomitani T, et al.: Monitoring the irradiation field of ¹²C and ¹⁶O SOBP beams using positron emitters produced through projectile fragmentation reactions, Phys. Med. Biol. 53, 529-542, 2008.
- [2] Nakajima Y, Kohno T, Inaniwa T, et al.: Approach to 3D dose verification by utiliing autoactivation, NIMA. 648, s119-s121, 2011.



(18) 超伝導回転ガントリーの開発

岩田佳之¹、野田耕司¹、白井敏之¹、古川卓司¹、藤田敬¹、正田光一¹、水島康太¹、板野明史¹、 藤本哲也²、荻津透³、雨宮尚之⁴、尾花哲浩⁵、渡辺郁男⁶、折笠朝史⁶、高見正平⁶、高山茂貴⁶ ¹放医研、²AEC、³KEK、⁴京大工、⁵核融合研、⁶東芝

1. はじめに

重粒子線がん治療の更なる高度化のため、我々 は回転ガントリーの開発を進めている。この回転 ガントリーはアイソセントリック型であり、患者 が位置するアイソセンターに対し、核子あたり430 MeVの炭素ビームを0度から360度の何れの方向 からでも照射可能である。患者を動かすことなく、 あらゆる角度から照射が可能となることから、臨 床上、回転ガントリーは多くの魅力的特徴を有す るが、一方で炭素線治療用回転ガントリーは非常 に大型となってしまう。現時点において、世界で 唯一建設された炭素線用回転ガントリーはドイツ ハイデルベルグ^{III}に存在するが、その総重量は600 トン以上と報告されている。

我々は回転ガントリー本体の小型及び軽量化の ため、ビーム輸送部に二極成分と四極成分が独立 励磁可能な機能結合型超伝導偏向電磁石を採用し た超伝導回転ガントリーの設計・製作を進めてい る。その結果、陽子線回転ガントリー相当のサイ ズまで小型化が可能となった。

本発表において、超伝導回転ガントリーの全体 構成、ビーム光学設計、機器レイアウト、超伝導 偏向電磁石の電磁場設計、並びに超伝導電磁石製 造の現状を報告する。

2. レイアウトとビーム光学設計

超伝導回転ガントリーの鳥瞰図を図1に示す。 HIMAC により得られる核子あたり最高 430 MeV の炭素ビームは回転ガントリー本体に設置されて



図1 超伝導回転ガントリーの鳥瞰図。



図2 超伝導回転ガントリーの機器配置。

いるビームライン機器により輸送され、ロボット アーム治療台上に固定されている患者へ照射され る。回転ガントリービームラインを構成する電磁 石等の機器は円筒構造を有する回転構造体に固定 されており、回転ガントリー構造体を回転させる ことで、患者に対してビームを 0-360 度の如何なる 方向からも照射することが可能となる。

図2、図3はガントリー回転部のビームライン レイアウト及びビーム光学設計の結果を示したも のである。ガントリービームラインは主に10台の 超伝導セクター偏向電磁石(BM1~10)、3対のス テアリング電磁石(STR1~3)及びビームプロファ イルモニタ(PRN1~3)、水平・垂直スキャニング 電磁石(SCM-X, SCM-Y)により構成されている。 BM1入り口からアイソセンターまでの距離は13m で、回転半径は5.45mと陽子線ガントリー同等の サイズとなっている^[2]。また、ベータ関数も全域で 25m以下と、ビームサイズも抑えることができた。





図4 大口径超伝導電磁石 (BM10) の三次元磁場計算結 果。

10 台の超伝導偏向電磁石のうち、BM7 及び BM8 を除く8台は、二極と四極成分を独立励磁可能な 機能結合型超伝導偏向電磁石とした。偏向電磁石 に四極成分を持たせることでビーム偏向と同時に 収束も可能となり、その結果、回転ガントリーの 大幅な小型・軽量化が可能となった。

3. 電磁場設計とトラッキングシミュレーション

ビーム光学設計に基づき超伝導電磁石の要求仕様が決定し、更に要求仕様に基づき電磁場解析を 含めた超伝導電磁石の設計を実施した。全10台の 超伝導電磁石は偏向角やボアサイズに応じて5種 類に分類され、それぞれに関して電磁場解析を行った。超伝導電磁石は湾曲した形状を有すること から、磁場分布を求める際に3次元電磁場計算コ ードを用いた。一例として最も大口径な超伝導電 磁石(BM10)の3次元電磁場解析結果を図4に示 す。超伝導コイルの最適化により、磁場均一度の 要求仕様(|ΔBL/BL|≦~1×10⁴)を満足する電磁石 設計ができた。



図5 トラッキングシミュレーションで得られたアイソ センターにおけるビームプロファイル。



図 6 完成した大口径超伝導電磁石 (BM10)。右下の写 真は電磁石に内蔵されている超伝導コイル。

超伝導電磁石に関する設計を検証するため、ビ ームトラッキングシミュレーションを実施した。 シミュレーションでは、3次元電磁場解析で得られ た磁場分布を用い、4次のルンゲクッタ法にて運動 方程式を数値積分することでビーム軌道を求めて いる。

核子あたり 430 MeV のエネルギーを持つ炭素ビ ームに対して、SCM-X 及び SCM-Y のキック角を 最大定格の±1、±0.75、±0.5、±0.25、0 倍とし た際、アイソセンターにおける各ビームスポット を計算した。計算により得られたアイソセンター におけるビームプロファイルを図5に示す。ビー ムサイズ及び形状はほぼビーム光学設計のそれと 良く一致しており、超伝導電磁石の正しさを確認 した。

現在、10 台の超伝導電磁石のうち、2 台が完成 し、磁場測定を進めているところである(図6)。 本年度は更に3 台の超伝導電磁石を製作する予定 である。

4. まとめ

炭素線がん治療用超伝導回転ガントリーの開発 を進めている。機能結合型超伝導電磁石を採用す ることで、回転ガントリーのサイズは陽子線用の それと同程度まで小型化することに成功した。現 在、約3年後の完成を目指し、超伝導電磁石を初 めとした各機器の製作を順次進めているところで ある。

- [1] H. Eickhoff *et al.*, in Proceedings of the 8th European Particle Accelerator Conference, Paris, 2002 (EPS-IGA and CERN, Geneva, 2002), p. 2730.
- [2] Y. Iwata *et al.*, Phys. Rev. ST Accel Beams **15**, 044701 (2012).

¹片桐 健,²永津弘太郎,²峯岸克行,¹北條 悟,³本間壽廣,¹鈴木和年,¹後藤 彰 放医研・¹重粒子医科学センター,²分子イメージング研究センター,³加速器エンジニアリング(株)

1. はじめに

HIMAC シンクロトロンを用いた重粒子線治療 は、これまでに 6000 人を超える患者に適用され てきた. 重粒子線の照射精度向上を目的として, 2011 年からはラスタースキャニング法による次 世代照射技術の適用も開始された. さらなる照射 精度向上を狙って、この次世代照射法に Image-Guided Radiation Therapy (IGRT) を適用す ることが望まれている.この重粒子線治療におけ る IGRT 法では、これまでに使用してきた¹²C に 代わり陽電子放出核である¹¹Cイオンを照射ビー ムとし、オンライン PET を用いて粒子線照射野 をリアルタイムでモニタリングしながら照射す ることで照射精度の向上を図る.この陽電子放出 核の照射法としては、高エネルギー¹²C ビームか ら入射核破砕反応によって得られる¹¹Cイオンを 2次ビームとして生成し、患者に照射する方法が これまでに研究されてきた.しかし、この方法で は2次ビームの生成効率が低く、治療に必要な線 量を得られないという難点がある.

我々は、¹¹CH₄ ガスをイオン源へ供給し¹¹C イオンの生成をイオン源で行い、それを加速し 照射する方法を提案している.スキャニング照 射法での治療時に、一度の治療にて必要な照射 イオンの数を 10¹⁰ 個とした時、イオン源から供 給が必要となるイオン数はおおよそ 10¹¹ 個と なる.¹¹C イオンを高効率で生成させることが 必要であるため、我々はロシア JINR 研究所、 Dr. Donets らによって開発された ESIS(Electron String Ion Source)型イオン源[1]を応用すること を検討している. この ESIS イオン源により、 供給した CH₄分子数の内、おおよそ 10%を C⁴⁺ イオンとして取り出せることが可能である.し たがって、イオン源に供給すべき¹¹CH₄ ガスの 量は 10¹² 個となる.

放医研では、PET 診断のための放射性核種生 成法として、H₂ガスを添加した 15 気圧の N₂ ガスを標的とし、¹⁴N(p,α)¹¹C 反応を利用した ¹¹CH₄生成法[2]を用いている.この方法では、 20分の照射によりおおよそ 10¹³個の¹¹CH₄分子 (~1 Ci)を生成することが可能である.この数は 要求量を十分満たしているが、ESIS イオン源 へ供給する際に問題となるのは不純物である. 最も数多く含まれるのは標的ガスである N₂分 子であり、その数は 10²¹ 個にも達し十分な分 離は難しくなる.また、¹²CH₄が¹¹CH₄と共存 する場合も、化学的特性を利用した分離法が適 用出来ないため大きな問題となる.標的内に含まれる¹²Cは、一般的な薬剤合成時の比放射能から考慮すると、全炭素原子の内、数10%にも及ぶと考えられる. ESIS型イオン源は1パルス当たりに閉じ込められるイオンの総電荷量に制限が有るため、供給する¹¹CH₄の数に比べて、不純物の分子数は十分に少なくなければならない.

このような背景から, 我々は分子数 10^{12} 個, かつ, 高純度の 11 CH₄ ガスの高効率生成技術の 開発に取り組んでいる.本稿では, 標的材料選 定のために行った基礎実験の結果を紹介する.

2. 方法

本研究では、標的ガスが大量に残留することを 防ぐため、標的物質として固体を選択した.ビー ム照射によって生成された¹¹C原子を固体標的中 から効率的に取り出すためには、気体分子として 取り出すことが望ましい.とくに、ESIS イオン 源への供給を考慮すると、CH₄ガスが好ましい. このような観点から、我々は水素が豊富に含まれ る水素化ホウ素化合物を標的に採用し、照射と同 時に¹¹CH₄が得られる手法を検討した.この場合 プロトン照射により¹¹B(p, n)¹¹C反応を利用して ¹¹Cの生成を試みる.

図1に水素化ホウ素化合物である NaBH₄標的 を用いた場合に生成される放射能分布の計算結 果を示す. NaBH₄を用いた場合の生成¹¹C(0.7 Ci, 4.5×10¹³ 個)は,元素状ホウ素を用いた場合(2.7 Ci)に比べると 1/4 程度の量であるが,目標値であ る 10¹² 個を十分に得られる事が確認できる.



図 1: Thick target 照射による^{II}C の放射能分布. NaBH₄及び元素 状ホウ素の場合.



図 2: 実験装置系の模式図.

NaBH₄標的を利用した¹¹CH₄生成評価に関する基礎的な実験は図 2 に示した装置系で行った.照射装置系はNIRS サイクロトロン, C9 コースに設置されている垂直照射システム[3]を用いた.標的ボックス内には,結晶粉末状の NaBH₄を 1 g 封入し(Thick target), 18 MeV のプロトンを照射した.¹¹C 原子のメタン化について,標的中に存在する水素原子の寄与を見るためにキャリアガスとして H₂ ガスではなくHe ガスを用いた.キャリアガスに含まれる標的からの揮発性分のうち,二酸化炭素はアスカライトに吸着させた.プロトン照射中は,アスカライトのカラムを Dose Calibrator 内に置く事で,¹¹CO₂の放射能をモニタした.コールドトラップに収集された¹¹CH₄の放射能測定は,2 あるいは 3 半減期後に Dose Calibrator を用いて行った.

3. 結果と考察

表1にNaBH₄を標的物質に用いた際の放射能分布 を示す.比較のため、元素状ホウ素を標的として行 った放射能測定結果も記している.元素状ホウ素を 用いた場合には、¹¹CH₄としての放射能の収量は非常 に低く,殆どの¹¹C は固体標的中に残留した.一方 で、NaBH₄標的を用いた場合には、全体の放射能の 30%を¹¹CH₄として取り出す事が出来た.また,¹¹CH₄ の数も5×10¹²個 (77 mCi) に達し,目標値を達成す る事が出来た.実験値が図1の計算結果と大きく異 なる一つの原因として、過熱による NaBH₄の変形や 分解が挙げられる.このダメージを防ぐ為には、ビ ーム電流の低密度化や冷却の強化が有効であると思 われる. なお、本実験結果では、利用した標的物質 の組成(分解生成物を含む)やキャリアガスの種類か ら、揮発した炭素化合物はCO,及びCH₄のみと仮定 している. そのため、コールドトラップにより捕集

される放射能は¹¹CH₄ 以外の炭素化合物が含まれる 可能性がある.この点を明らかにする為に,今後ガ スクロマトグラフィーによる成分分析を行う.

以上の実験結果を踏まえて、¹¹CH₄ ガスの生成/分 離システムの開発を始めている.図3にその模式図 を示す.容器内は不純物の除去のために1×10⁴ Pa 程度の真空状態にする.また,分離にはクライオク ーラーを用いたコールドトラップを用いる予定であ る.



図 3: 真空型 ¹¹CH4 生成/分離システムの概念図.

4. 結論

ESIS イオン源の為の 11 CH₄ガス生成システムの標 的として NaBH₄を提案した.ビーム照射実験により 目標の 11 CH₄ 分子数を収集出来る事が確認出来た. 今後も予備実験を続けると共に, 11 CH₄ ガスの生成/ 分離システムの開発を進める予定である.

参考文献

- [1] E. D. Donets, et al., *Rev. Sci. Instrum.*, **71** (2000) 810.
- [2] J. Noguchi, K. Suzuki, Nucl. Med. Biol., 30 (2003) 335.
- [3] K. Nagatsu, M. Fukuda, K. Minegishi, K. Suzuki, et al. : *Appl. Radiat. Isot.*, 69 (2011) 146-57.

表 1: NaBH₄と元素状ホウ素標的についての収量の比較.

Target	Carrier Gas	Radioactivity (mCi) / ratio to total				Num. Of Collected
		Total	Target (Non-volatile activity)	¹¹ CO ₂ in Ascalite	¹¹ CH ₄ in co l d trap	¹¹ CH ₄
Elemental ^{nat} B	H_2	1410	1404 99.8%	0.052 0.0%	3.2 0.2%	2×1011
Na ^{nat} BH ₄	He	264.0	185.9 70.4%	0.70 0.3%	77.3 29%	5×1012

* Beams: 18-MeV, 18-µA Proton

(20)炭素線治療の生物効果

- 不安定核ビームの影響 -

稲庭拓 放医研・重粒子医科学センター

1. はじめに

放射線医学総合研究所(放医研)では、1994年 に炭素線によるがん治療が開始された[1]。以来17 年間、50近い臨床試験が実施され、個々の疾患に 適した線量分割法が開発されるとともに適用部位 の拡大がなされ、2012年現在、治療人数は6000名 に達している[2]。近年、放医研での臨床試行で得 られた良好な治療成績をうけて、日本国内外で重 粒子線がん治療の普及が進んでいる。しかしなが ら、更なる重粒子線治療の高精度化を目指すこと は放医研の重要な使命である。このためには、(1) 高精度な治療計画、(2)高精度な位置決め、(3)高精 度な照射が可能なことに加えて(4)患者体内での照 射野や線量分布を確認できることが重要である。

(1)-(3)に関して、放医研ではスキャニング照射法が 利用可能な新治療研究棟を建設し、2011年5月17 日から実際の治療運用を開始した[3]。一方、(4)に 関して、目に見えない重粒子線治療を可視化する 非侵襲的方法の一つに、治療照射にともなって患 者体内に分布する陽電子崩壊核を利用する方法が 挙げられる。陽電子崩壊核を用いた照射野確認へ のアプローチには、(a)安定核ビームを用いた治療 において、入射粒子と患者体内の原子核との衝突 による核破砕反応を通して生成される陽電子崩壊 核を利用する方法 [4]、(b)入射ビームとして陽電子 崩壊核を直接利用する方法がある [5]。ビーム照射 に伴い体内に分布した陽電子崩壊核から、180度対 向方向に放出される消滅γ線対を PET などの検出 器により同時計測することにより消滅 γ線の分布 が得られる。この分布は、患者体内での入射粒子 の停止位置や与えられた線量分布と強い相関を持 つ。従って、目に見えないそれらの物理量(照射 野や線量分布)を、消滅γ線の分布を通して外部か ら推定できると考えられる。

本稿では、上記(a), (b)の方法について紹介すると ともに、(b)の方法を用いる場合に想定される問題 点を簡単に示す。研究会では、この問題に答える 形で発表を行う予定である。

2. 陽電子崩壊核を用いた照射野確認法

2-1 安定核ビーム照射

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

安定核ビーム照射の例として、HIMACのSB1コ ースにて¹²Cビームを用いた照射実験を行った。軟 組織等価物質および骨等価物質で構成された頭部 ファントムに対し、(a)治療計画用 CT を撮影、(b) ターゲット(凹型)を入力、(c)物理線量1Gyを処 方線量として照射パラメータを決定し、得られた パラメーターに従いスキャニング照射法によりフ ァントム照射を行った。約5分のビーム照射の後、 診断棟までファントムを運び、照射終了から9分 後に40分間のPET-CTによる撮影を行った。治療 計画において立案した線量分布と、PET-CTによる 測定画像を図1に示した。標的核破砕反応により 生成した陽電子崩壊核がビームの飛跡にそって幅 広く分布し、入射核破砕反応により生成した崩壊 核がターゲット付近に集中していることが分かる。



図 1 ¹²C ビームを用いた頭部ファントムへの凹型 ターゲット照射。計画線量分布(左図)と PET-CT で の撮影画像。

2-2 不安定核ビーム照射

安定核ビーム照射では、検出される消滅γ線の分 布が、入射ビームの停止位置や照射野などの物理 量を直接的に表すわけではなく、それらの物理量 を導出するためには、消滅γ線の分布と照射野とを 相関付ける高度なシミュレーション計算の助けが 必要となる。他方、^{II}Cなどの陽電子崩壊核種を直 接治療用ビームとして用いる方法では、入射ビー ムの停止位置と陽電子崩壊核の分布が一致するこ とから、シミュレーション計算の助けを必要とせ ず、直接的に入射ビームの停止位置を確認するこ とが可能となる。更に、この方法では、同一の線 量を与える上で、安定核ビームに比べ一桁以上の 数の陽電子崩壊イベントが期待できる。

不安定核ビーム照射の例として、^{II}C ビームを用 いて図2と同様の照射野ついて照射実験を行った。 このとき計画した線量分布と PET-CT での測定画 像を図2 に示した。スキャニング照射における各 ペンシルビームの重みに相当する消滅 γ 線分布が 得られていることが分かる。

本実験では、不安定核種として半減期が20分で ある¹¹Cを用いた。ここでは、HIMAC シンクロト ロンで加速した安定核 ¹²C をビームライン上に挿 入した Be ターゲットに当て、二次粒子として生成 した ¹¹C を入射ビームとして利用した。このため、 ビーム強度は 6×10⁶ particles/sec 程度となり、この 方法で更に高次な破砕片を治療に利用可能な強度 で供給することは難しい。しかし、放医研ではイ オン源から不安定核¹¹Cを生成し、これを一次粒子 として提供することを目指した研究も進められて おり[6]、これが実現されれば、二次粒子として¹⁰C を生成し入射ビームとして供給することも期待で きる。¹⁰Cの半減期は約 20 秒と短く、OpenPET と 組み合わせることで、照射野を見ながら治療する、 いわゆる Image Guided Carbon Therapy という画期 的な治療法が実現できる可能性がある。



図 2 ¹¹C ビームを用いた頭部ファントムへの凹型 ターゲット照射。計画線量分布(左図)と PET-CT で の撮影画像。

3. 不安定核を用いる場合の問題

炭素線は、停止位置付近で集中的に線量を落とし(Bragg Peak)、また、その付近での生物学的な

効果が高いことから、このピークを腫瘍サイズに 合わせて拡大することで、周辺の正常細胞への被 爆を低く抑え、腫瘍に線量を集中させることが可 能である。一般に、光子線治療では吸収線量に基 づいて治療計画が行われているが、炭素線治療で はそれだけでは不十分である。光子線と炭素線で は吸収線量が同じで合っても生物効果や臨床効果 が大きく異なるためである。その程度を表す指標 が生物学的効果比(RBE)であり、

$$RBE = D_{X} / D_{C} \big|_{isoeffect}$$

と定義される。ここで、 $D_x \ge D_c$ はそれぞれ同一 の効果を得るのに必要な光子線と炭素線の吸収線 量である。RBE は線質(核種や LET)や線量、細 胞の種類によっても変わるため、様々な部位を対 象にしている放医研の炭素線治療では、ある基準 の下に RBE を定義し、吸収線量にその RBE を乗じ た臨床線量

$$D_{clin} = D_{phys} \cdot RBE$$

を指標として治療を行ってきた。そして、この指 標をもとに、個々の疾患に適した線量分割法が開 発され、6000 名以上の患者様が治療されてきた。 安定核¹²Cを用いた約 20 年の臨床試験を通して確 立してきたこの線量分割法は、炭素線治療におい て基準となるものである。

不安定核である¹¹C や¹⁰C を治療用ビームとして 用いる場合に、最も大きな問題となるのが、確立 してきた線量分割法が適用できるか、という点に ある。照射野を確認するという目的のために、こ れまでの基準を捨て、新たに線量分割法を確立す るための臨床試験を行っていくというのは非現実 的であるからである。

研究会では、この問題点に答える形で発表を行 う予定である

- [1] Hirao Y, Ogawa H, Yamada S, et al.: Nucl. Phys. 1992; **538**: 541c-550c
- [2] Tsujii H and Kamada T: Jpn. J. Clin. Oncol. 2012; 42: 670-685
- [3] Noda K, Furukawa T, Fujisawa T, et al.: J. Radiat. Res. 2007;**48**:Suppl, A43-A54
- [4] Enghardt W, Fromm W D, Geissel H, et al.: *Phys. Med. Biol.*, 1992;**33**:2127-2131
- [5] Urakabe E, Kanai T, Kanazawa M, et al.: Jpn. J. Appl. Phys. 2001;40:2540-2548
- [6] Hojo S, Honma T, Sakamoto Y, et al.: Nucl. Instrum. Methods. Phys. Res A 2005; 240:75-78

第3部

シリコンフォトマル応用と PET/MRI

(21)高分解能3次元放射線位置検出器 X'tal cube 開発の進捗

稲玉直子、吉田英治、平野祥之、錦戸文彦、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

我々のチームでは高分解能・高感度な PET 用検 出器 X'tal cube (クリスタルキューブ)の開発を進 めている [1]。X'tal cube は、内部が細かな立方体 の3 次元配列に分割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)が結合する構造 をもつ(図1)。結晶ブロック内に反射材の挿入は なく、結晶ブロックでの放射線検出で発生したシ ンチレーション光は表面に向かって広がり、表面 に結合された MPPC で受光される。MPPC 信号を 位置演算しその結果をポジションヒストグラムに 表すと、各結晶素子に対応する応答が現れる。結 晶応答が重なりなく識別できれば、結晶素子サイ ズの分解能が得られることになる。

以前はX'tal cubeの結晶ブロックを個々の結晶素 子の3次元配列 (array-X'tal cube) としていたが [2]、 レーザー加工により結晶内部を3次元分割する技 術[3]が浜松ホトニクス社により新しく開発され、 結晶を1mm角の立方体18×18×18の細かさにまで 分割することに成功した(laser-X'tal cube)。本報 ではチームのX'tal cube 開発の進捗として、まず1 mm角のlaser-X'tal cubeの検出器性能の評価の結果 を報告する。そして、その laser-X'tal cube 2 個で PET 検出器リングを仮定して行った画像分解能評 価について述べる。

また、array-X'tal cube、laser-X'tal cube に続く3 つめの結晶ブロックの組み立て法として、レーザ ー加工により2次元に分割した板状のシンチレー タを重ねて結晶ブロックとする方法を用いた X'tal cube(板-X'tal cube)の性能評価を報告する。



2. 方法

2-1 1 mm 角 laser-X'tal cube の性能評価

laser-X'tal cube の結晶ブロックには Lu_{2(1-x)}Y_{2x}SiO₅ (LYSO, x=0.1)シンチレータを用いた。 表面が機械研磨された 18 mm×18 mm×18 mmの LYSO を浜松ホトニクスのレーザー加工技術によ り1 mm×1 mmのセグメント 18×18×18 に分割した。結晶ブロック各表面に 4×4 の MPPC (浜松ホトニクス社製 S10931-050P)を光学結合し、 γ 線を一様照射して性能を評価した。MPPC はライ トガイドなどを挟まずに、結晶ブロックに直接結 合した。データの収集は NIM、CAMAC システム で行った。

2-2 1 mm 角 laser-X'tal cube 1ペアシステムによ る画像分解能評価

図 2 (a),(b) はそれぞれ X'tal cube 1 ペアシステム の外観とシステムによる仮想 PET 検出器リングの 説明図である。X'tal cube 18 個による直径 14.6 cm の検出器リングとなっていて、システムですべて の検出器位置に X'tal cube が配置できるようになっ ている。本システムにより、0.4 MBq の²²Na 点線 源を画像化し、分解能を評価した。



図 2 X'tal cube 1 ペア PET システム

2-3 2 mm 角 板-X'tal cube の性能評価

板-X'tal cube の結晶ブロックは、レーザーにより 9×9分割された 18 mm×18 mm、厚さ 2 mm (1 セ グメントが 2 mm 角の立方体)の LYSO シンチレー タ9枚を重ねて構成した (図 3)。板シンチレータ 間は空気とした。その他の実験条件は 1mm 角 laser-X'tal cube の性能評価と同じとした。



図3 板-X'tal cube の構造

3. 結果と考察

3-1 1 mm 角 laser-X'tal cube の性能評価

図4は得られた1mm角laser-X'tal cubeの3次元 position histogramである。端のセグメントの応答の 弁別がよくなるよう Anger 計算の重み付けを工夫 している。array-X'tal cubeではMPPCの真下の複 数のセグメントの応答の弁別にライトガイドが必 要だったのに対し、laser-X'tal cubeでは結晶ブロッ ク内の光広がりのみで弁別が可能であることがわ かった。



図 4 1mm 角 laser-X'tal cube の 3 次元 position histogram (511 keV の γ 線照射)。

3-2 1 mm 角 laser-X'tal cube 1ペアシステムによ る画像分解能評価

図 5 に X'tal cube 1 ペアシステムで得られた ²²Na 点線源の画像と分解能 (FWHM) を示す。線源は、 視野中央から 1 cm おき 5 cm まで配置し評価した。 分解能は、深さ位置情報がない結晶ブロックの場 合 (virtual non-DOI、結晶ブロックの深さ方向のセ グメントをまとめて処理したもの)と比較してい る。1mm 角 laser-X'tal cube の分解能の平均は 1.3 mm であった。



図 5 X'tal cube 1 ペアシステムで得られた²²Na 点線源の画像(FBP)と各位置での分解能。

3-3 2 mm 角 板-X'tal cube の性能評価

図 6 は得られた板-X'tal cube の 3 次元 position histogram である。LS-L は laser 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。LS-L、LS-A どちらの方向でもセ グメント応答の重なりがなく、すべての応答が弁 別できているが、同じ板シンチレータの応答はそ ろって並ぶ傾向が見られる。



図 6 2 mm 角の板-X'tal cube の 3 次元 position histogram (662 keV の γ 線照射)。

4. 結論

本報ではチームのX'tal cube 開発の進捗を述べた。 新技術により加工された1mm角のlaser-X'tal cube は、array-X'tal cube の場合と異なりライトガイドな しでもシンチレータセグメントの応答の弁別が可 能であった。X'tal cube 1ペアシステムによる画像 分解能評価では、平均1.3mm (FWHM)の分解能 が得られた。新しい構造である板-X'tal cube は、セ グメントサイズが2mm角の場合すべての応答の 弁別が可能であり、その実用性が示された。

- [1] Yazaki Y, Inadama N, Nishikido F, et al.: *IEEE Trans Nucl Sci* **59**: 462-468, 2012.
- [2] Yamaya T, Mitsuhashi T, Matsumoto T, et al.: *Phys Med Biol*. 2011;**56**: 6793–6807.
- [3] Moriya T, Fukumitsu K, Sakai T, et al.: *IEEE Trans Nucl Sci* **57**: 2455-2459, 2010.

(22) クリスタルキューブ PET 検出器における受光素子配置面数及び 結晶間媒質の計算機シミュレータによる最適化

松本 貴宏, 菅 幹生 千葉大学・工学研究科

1. はじめに

近年、Multi-Pixel Photon Counter (MPPC)など小型 薄型の半導体受光素子の実用化にともない、新発 想の受光素子配置に基づく PET 用 γ線検出器の開 発が可能となった。現在、放射線医学総合研究所 では、千葉大学、東京大学、浜松ホトニクスと共 同で、クリスタルキューブ (X'tal cube) [1]と名付け た新しい depth-of-interaction (DOI)検出器の開発を 進めている (図 1)。X'tal cube では、結晶ブロック 表面全6 面に MPPC を配置し、シンチレータ光の 効率的な検出を行うことで高空間分解能を達成し ている。一方、検出器を PET 装置に組み込む際、 MPPC による検出器間の隙間は装置全体の感度を 低下させる原因となる。したがって、MPPC 配置面 数を減らすことはX'tal cubeの実用化に向けて重要 な課題となる。

本研究では、3.0 mm 角の分割結晶素子を用いた X'tal cube において、結晶間媒質に着目しながら、 MPPC 配置面数の削減可能性を検討することを目 的とした。



図1 X'tal cube 検出器例

2. 方法

2.1 シミュレーション設定

本研究では、 $3.0 \times 3.0 \times 3.0 \text{ mm}^3$ の $\text{Lu}_{2x}\text{Gd}_{2(1-x)}$ SiO₅:Ce (LGSO, x=0.9) (屈折率 n = 1.85)の結晶素子 を $6 \times 6 \times 6$ に配列した検出器についてシミュレー ション[2]による実験を行った(図 1)。各ブロック表 面には、MPPC を 4×4 に配列し、それ以外の表面 には反射材を配置した。各 MPPC の有感領域を 3.0 × 3.0 mm²、反射材の反射率を 98%とした。結晶間 媒質が光学接着(n = 1.49)と空気の 2 種類の場合に ついて、662 keV の γ 線を X'tal cube 上方から一様 照射したシミュレーションを行った。これらの設 定は実際に行われている実験に準じている。

2.2 評価方法

MPPC 配置面数の削減が空間分解能に与える影響を調べるため、結晶間媒質が光学接着と空気の場合について、MPPC 配置面数が2 面から6 面での位置弁別精度を調べた。各面における MPPC 配置は全て同じとし、MPPC を外した結晶表面は検出 光子数を多く保つために反射材で覆った。

位置弁別には重心演算法の1つである Anger 法 [3]を用い、定量的な評価指標として結晶識別正答 率と平均誤差距離を求めた。結晶識別正答率は相 互作用結晶推定の正しさを表すもので、

相互作用結晶推定の合っていた y 線イベント 全 y 線イベント

で表される。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(図 2)、全てのγ線イベントに対して算出し、その算術 平均を求めた。



図2 誤差距離の概念図

3. 結果と考察

受光素子配置面数が6面と2面のそれぞれについて、結晶間媒質が光学接着と空気の場合の3次 元重心ヒストグラムを図3に示す。受光素子配置 面数を6面としたときは、結晶間媒質がどちらの 場合でも各結晶素子を識別できた。一方、受光素 子配置面数を上下2面に減らすと、光学接着では 重心ヒストグラムのスポットが重なるために、一 部の結晶素子を識別できないが、結晶間媒質が空 気の場合は、全ての結晶素子を識別することがで きた。

図 4 に結晶識別正答率と平均誤差距離を求めた 結果を示す。光学接着の場合、受光素子配置面数 が 3 面以下では結晶識別ができないため、4 面ま での結果を示している。受光素子配置面数が同じ 場合は、結晶間媒質を空気としたほうがγ線相互 作用位置推定の精度が高くなった。また、結晶間 媒質が空気のときに受光素子配置面数を 6 面から 2 面に減少させた場合、結晶識別正答率は約 2.9 ポ イントの低下、平均誤差距離は約 0.05 mm の低下 となった。





4. 結論

分割結晶を用いた X'tal cube において、結晶間媒 質に着目しながら、MPPC 配置面数の削減可能性を 検討した。 3.0 mm 角の LGSO 結晶素子を 6×6×6 個配置した結晶ブロックにおいて、結晶間媒質が 光学接着と空気の 2 種類についてシミュレーショ ンを行った。MPPC を結晶ブロックの全 6 面に配 置した場合、結晶間媒質によらず良好な位置弁別 精度が得られた。一方、MPPC 配置面数を 2 面に 減少させた場合、光学接着では一部の結晶素子を 識別ができないが、結晶間媒質を空気とした場合 は 6 面に配置した場合とほぼ同等の位置弁別精度 が得られた。これにより、結晶間媒質を空気とす れば MPPC 配置面数を 2 面にまで減らせることが 示された。

しかし、結晶間媒質を空気にすると、結晶素子 同士は固定されないため、不安定で壊れやすい。 特に小さな結晶素子においては実用的ではない。 そこで、放射線医学総合研究所では分割結晶に代 わるレーザー加工による結晶ブロックの開発を進 めている。レーザー加工を施した検出器は、実験 において結晶間媒質が空気の場合よりも優れた位 置弁別精度が得られている。今後、レーザー加工 検出器においても MPPC 配置面数の削減可能性を 検討する予定である。

- [1] Yazaki Y, Inadama N, Nishikido F et al.: *IEEE Trans Nucl Sci* **59**: 462-468, 2012
- [2] Haneishi H, Sato M, Inadama N, et al.: *Rad Phys Tech* **1**: 106-114,2008
- [3] Anger H O.: *Rev Sci Instr* **29**: 27-33, 1958

(23)体軸視野サイズ可変型の新しい PET 装置の提案

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 装置は放射性薬剤を用いて非侵襲的に体内 の薬剤分布を画像化できる事からガン診断等に用 いられている。また、薬剤の体内での時間的分布 の変化を追跡できる事から分子イメージング等の 生体機能の解明に欠かせないツールになっている。 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 れており、非常に体軸視野の長い PET 装置[1],[2] も提案されているがコスト等の問題で未だ研究用 装置としても実現されていない。

近年、半導体を用いた受光素子の盛んに開発されており、特に Si-PM は光電子増倍管と同程度の 性能を有し、非常に薄い構造のため 511 keV ガンマ 線に対してほぼ透明で磁場耐性も有する。また、 Si-PM とシンチレータを1 組として積層すること で検出深さ (DOI) 情報も取得可能である。(図1) 本 DOI 検出器は積層した検出器間が完全に独立で あるので体軸方向に検出器をスライドさせること で体軸視野の拡張可能な多層円筒型 PET 装置 (Axially extendable multiplex cylinder PET: AEMC-PET) を考案した。(図2)

本研究では局所撮像から全身一括撮像までカバーする新しいタイプの PET 装置の実現可能性をモンテカルロ・シミュレーションにより検討することを目的とする。



Fig. 1. Illustration of the DOI detector design for the AEMC-PET scanner.

2. 方法

2.1 多層円筒型 PET 装置

Si-PM による積層型 DOI 検出器は深さ方向の信 号を束ねることによって、回路部にかかるコスト は従来の PET 装置と同程度に抑えられる。シンチ レータも従来の PET 装置と同程度の量を利用する。 体軸視野を延長した場合にはシンチレータ厚が薄 くなった分だけ検出効率が低くなるが被検者を覆 うように配置できるため、ある程度の検出効率の 低下をカバーできると考えられる。また、体軸視 野を延長しても円筒構造を維持しているため、断 面内の視野の欠損も生じない。我々のグループで 開発した OpenPET [3]-[5]も同様に体軸視野を延長 可能な技術であり、本装置を OpenPET と組み合わ せることによってさらなる体軸視野の拡張が可能 であると考えられる(図 2(d))。



Fig. 2. Illustration of the AEMC-PET scanner.

2.2 モンテカルロ・シミュレーション

AEMC-PET は DOI 検出器のそれぞれの層を独立 にスライドさせることにより任意の体軸視野を設 定できる。それぞれの体軸視野ににおける物理的 特性をモンテカルロ・シミュレーションによって 評価した。図2に示すように、検出器のスライド 方法は、1.2 層目と 3.4 層目を逆方向にスライドさ せ、1 層目(4 層目)は2 層目(3 層目)の2 倍の 移動量とした。各層が完全に分離すれば OpenPET となる。模擬した PET 装置の基本パラメータを表 1に示す。最も単純な系として点線源を視野中心に おいた場合と人体のサイズを模擬した180 cmの線 線源の感度を計算した。また、計数率特性を評価 するために 180 cm 長の円筒ファントム (直径 20 cm)を視野中心に設置し、それぞれの体軸視野に おいて PET の S/N 評価で用いられる雑音等価計数 (NECR)の最大値を算出した。NECR は次式で表 される。

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

ここで、*T*は真の同時計数率、*S*は散乱同時計数率、 *R*は偶発同時計数率である。

Table I. Basic specifications of the AEMC-PET scanner				
Crystal material	LSO			
Crystal size	$2.9 \times 2.9 \times 7.5 \text{ mm}^3$			
Number of erustals	$16 \times 16 \times 4$			
Number of crystals	(per detector)			
Number of rings	48			
Ring diameter	80 cm			
Axial FOV	24 - 168 cm			
Time resolution	1.4 ns			
Energy resolution	15 %			
Coincidence time window	6 ns			
Energy window	400-600 keV			

3. 結果と考察

図3と4に視野中心に点線源と180 cmの線線源 をおいた場合の感度を示す。点線源の場合、点線 源は常に検出器リング内に配置されており、体軸 延長による立体角向上よりもシンチレータが薄く なったことによる検出効率低下の効果が大きく、 体軸視野を延長するに連れて感度は低下する。-方、人体のサイズを模擬した線線源は体軸視野を 延長するに連れ、検出器リング内含まれる線線源 の割合が高くなるため、感度は向上する。OpenPET 時には検出器リング内に含まれる線線源の割合は 変わらないが、立体角が低下するので感度はわず かに減少する。また、図 5 に線線源による感度プ ロファイルを示す。4 層 DOI 検出器の各層による 検出器リングの直径がわずかに異なるため体軸中 心を基準としてわずかに左右非対称になっている が、連続した視野を得ることができている。

図6に直径180 cmの円筒ファントムを想定した 際のピークNECRの値を示す。ピークNECRは体 軸視野60 cmまで向上し、それ以降は減少傾向を 示した。体軸方向を延長することで、線源が検出 器リング内に含まれる一方、傾斜した同時計数線 を取得する割合が増えるため、ファントム内での 吸収及び散乱が増加することが考えられる。



Fig. 3. Sensitivities as a function of the axial FOV for the point source.



Fig. 4. Sensitivities as a function of the axial FOV for the 180-cm line source.



Fig. 5. Sensitivity profiles of several axial FOVs for the 180-cm line source.



Fig. 6. Peak NECRs as a function of the axial FOV for the 180-cm cylinder phantom.

4. 結論

本研究では体軸視野を拡張可能な AEMC-PET を 考案し、モンテカルロ・シミュレーションを元に その有用性を示した。

- [1] L. Eriksson, et al., Nucl. Instr. and Meth. A 580 (2007) 836.
- [2] P. Crespo, et al., IEEE Trans. Nucl. Sci. 59 (2012) 520.
- [3] T. Yamaya, et al., Phys. Med. Biol. 53 (2008) 757.
 - [4] T. Yamaya, et al., Phys. Med. Biol. 54 (2009) 1223.
 - [5] T. Yamaya, et al., IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-56 (2009) 2644.

(24) RF コイルー体型 PET/MRI 用 PET 検出器の基礎研究

錦戸文彦、小畠隆行、菅幹生、尾松美香、村山秀雄、山谷泰賀 放射線医学総合研究所

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特徴を持っている。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 検出器の優位性を生かして、図1 の様な RF コイルー体型の PET 装置の開発を進め ている。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 コイル一体型 PET/MRI

2. 評価実験用セットアップ

試作検出器にはシンチレータブロックとして 2.9 × 2.9×5.0 mm³の LGSO を4×4×4層のアレイ状に くみ上げたものを使用した。光検出器には磁場に 影響を受けにくい Multi-pixel photon counter (MPPC)を使用している。MPPC は 3×3mm²の受光 部が 4×4 に敷き詰められている。磁場中に入れる ことになる回路素子は可能な限り非磁性の素子を 使用した。これらはシールドのためアルミのボッ クスに入れられている。

図2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。本実験ではシー ルドボックスの構造上理由により、シンチレータ はコイルよりも外側に置き実験を行った。

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 3m 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・エネルギースペクトル、MRI はファン トム画像から互いの影響を調べた。



図2 試作コイルと実験セットアップ

3. 結果

図3にPET 検出器を(a)MRI 室外に置いた場合、(b) コイル近傍に置いた場合(MRIの測定は行わない)、 (c)MRI との同時計測時に得られたポジションヒス トグラム、エネルギースペクトルを示す。ポジシ ョンヒストグラムでは各スポットの分離の度合い が良いほど結晶弁別のが良いことを示すが、どの 場合でも十分に分離されており、4 層までの DOI 方式での読み出しが可能であることが分る。加え て、MRI との同時測定でも劣化していないとうい 結果が得られた。また、エネルギースペクトルを 比較しても殆ど劣化は見られなかった。(c)の MRI との同時測定の場合のみ低エネルギー側(スペクト ルの左端)に MRI からのノイズ成分が見られるが、 PETで使用する511keVのガンマ線は図の赤線の内 側の領域であり、これらのノイズは PET 計測に影 響を与えないと考えられる。また、エネルギー分 解能も一層目の結晶に対して、それぞれの測定条

件で(a)16.2%、(b)16.9%、(c)17.4%と大きく違いが 見られず、MRI との同時計測でも十分に PET 計測 が可能であることが示された。



(c) コイル近傍(MRI測定時)

図3 PET 検出器を各位置に置いて得られた 2D ヒ ストグラム(右)とエネルギースペクトル(左)

試作コイルを用いて得られた MRI 画像を図4に 示す。PET 検出器を置かない場合(a)、PET 検出器 の電源を落としている場合(b)と PET 検出器と同時 計測を行っている場合(c)とで得られる MRI 画像 (Magnitude 画像、phase 画像)の比較を行った。MRI の画像は Gradient Echo(TE=17.5ms)法を用いて取得 した。ファントム領域に関心領域を取り信号雑音 比(SNR)を求めた結果、各条件に対し(a)109.0、 (b)88.9、(c)87.1 が得られた。PET 検出器を置くこ とで僅かに SNR の低下が見られているが、PET 検 出器の電源の on/off では MRI の SNR の変化は見ら れなかった。また PET 検出器を置かない時と、置 いた時での Phase 画像を比較した場合、中央部では 殆ど違いは見られなかったことから中央部での静 磁場の歪みは少ないと考えられる。一方で PET 検 出器に近い側では僅かに影響が見られているが、 実際の MRI 測定では視野をコイル近傍まで広く取

ることはないため、影響が少ないことを示している。



(g) 図 4 PET 検出器の有無での MRI の画像(左)と

4. 結論

phase 画像(右)

ー体型 PET/MRI 用コイルの試作し、試作用検出 器との同時測定を行いその性能評価を行った。本 実験では単一の PET 検出器を用いた実験を行い、 PET・MRI 共に十分な性能が得られることを示した。 現在はリング状に配置するための PET 検出器の設 計・製作を進めており、今後はそれらを用いてイ メージングでの性能評価を行っていく予定である。

- T. Tsuda, H. Murayama, K. Kitamura, et al., "A Four-Layer Depth of Interaction Detector Block for Small Animal PET", IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 51, No. 5, pp. 2537-2542, Oct., 2004
- [2] F. Nishikido, A. Tachibana, T. Obata, "Feasibility study for a PET detector integrated with an RF coil for PET-MRI", 2011 IEEE NSS& MIC conf., MIC13-7, 2011, Spain

(25) RF コイルー体型 PET/MRI の開発:Shield box が MRI 画像へ与える影響

橘篤志^{1,2}、小畠隆行¹、菅幹生³、清水浩大³、錦戸文彦⁴、川口拓之⁴、栗林秀人⁵、山谷泰賀⁴

(1) 放射線医学総合研究所・重粒子医科学センター
(2) 東京慈恵会医科大学附属病院・放射線部
(3) 千葉大学・工学部
(4) 放射線医学総合研究所・分子イメージング研究センター

(5) Siemens Japan • Imaging & Therapy Systems

1. はじめに

PET と MRI の同時撮像は,機能画像と形態画像 の同時収集や PET と fMRI の 2 種類の機能画像を 一度に収集する事が可能であり近年注目されてい る。臨床にて使用されている PET-MRI 装置は PET 検出器が MRI のガントリサイズと同等であり,リ ング径が大きく空間分解能が劣る。我々の研究グ ループでは頭部領域において PET と MRI の同時撮 像を可能にする近接型の専用 Head Coil に関する開 発研究を行っている。PET 検出器は Head Coil の間 に配置され, 銅製の Shield box により覆われている (図 1)。使用する PET 検出器は DOI-PET を用い ており,小リング径においても,高分解能での情 報収集が可能である。一方, PET 検出器や Shield box が MRI へ干渉する可能性も示唆される。

本稿では PET 検出器を格納する銅製の Shield box が MRI の画像へ与える影響について検討する。

2. 方法

PET-MRI Coil はバードケイジ型 MRI RF Coil (直 径 260 mm)の間に,PET 検出器を格納する銅製の Shield box を 8 個配置した。実験には SIEMENS 社 製 MAGNETOM Verio 3.0T MRI,塩化ニッケル水 溶液の円柱ファントム(直径 200 mm)を用いた。 実験は Shield box を 8 個配置,1 個配置,なしの 3 通りの状態において検討を行った。なお、本検討 では Shield box のみからの影響を評価するために DOI-PET 検出器は装着しておらず,Shield box 内は 空洞である。

初めに、Shield box により生じる静磁場不均一を 評価した。MRI 装置は静磁場が均一に調節されて いるが、磁性体や人体が MRI ガントリ内に入るこ とで磁場の不均一が発生する可能性がある。 Gradient Echo法(GRE法)により同一断面におい て Echo Time(TE)の異なる撮像(TE = 10, 20, 30 msec)を行い、位相画像とTEの差より ppm 表示 の静磁場不均一 Map を作成した。

次に、画像均一性の評価を行った。Spin Echo 法 (SE 法)により T1WI を撮像し、ファントム内に 設定した円形の ROI (図 2) より最大値 (S_{max}) と 最小値 (S_{min})を求め,画像均一性 (ΣU) を (1) 式により求めた。

$$\Sigma U = (1 - (S_{\max} - S_{\min}) / (S_{\max} + S_{\min})) \cdot 100[\%] \quad (1)$$

上記、静磁場均一性,画像均一性の評価は American Association of Physicists in Medicine (AAPM)により推奨されている手法を用いて評価 した⁽¹⁾。

最後に、撮像時に Shield box から発生する eddy current (渦電流)の影響を評価した。傾斜磁場のス イッチングを行うことで Shield box との間で eddy current が発生する。Eddy current の有無を確認する 専用シーケンスにより撮像を行った。励起の前に 一定期間の傾斜磁場を加えるパルスシーケンスで あり、位相画像を収集した。位相の反転から eddy current の定性的な評価を行った。



図1 頭部専用 PET-MRI RF Coil (左: Shield Box なし,右: Shield Box あり)



図 2 画像均一性の評価 (直径 170 mm の円形 ROI を設定)

3. 結果と考察

静磁場不均一 Map の結果画像を図 3 に示す。直径 170mmの円領域における最大誤差は, Shield box を 8 個配置した場合で 1.9 ppm, 1 個配置した場合 で 2.0 ppm, なしの場合で 2.0 ppm であった。画像 均一性は直径 170mmの円領域において, Shield box を 8 個配置した場合で 90.0%, 1 個配置した場合で 90.4%, なしの場合で 87.4%となった。静磁場均一 性、画像均一性はともに AAPM の評価基準を満た していた。Eddy current の結果画像を図 4 に示す。 Eddy current の評価は得られた画像における折り返 しの有無で判断するが, 各 Shield box 配置において 折り返しは見られなかった。

4. 結論

Shield box の配置後であっても、静磁場均一性, 画像均一性ともに、AAPM の定める評価基準を満 たしていた。同様に Shield box 配置後における eddy current も今回の定性的評価では確認できなかった。 これらの結果は開発中の RF コイルー体型 PET/MRI にいて Shield box 配置後でも十分な MR 画質が得られることを示唆している。

参考文献

 AAPM Report No.34 Acceptance Testing of Magnetic Resonance Imaging Systems, Report of Task Group No.6, Med. Phys. Vol.19 No.1, 1992
(26) MR 画像に基づく PET 吸収補正法の開発と評価

 川口拓之¹ 谷川明日香² 菅幹生² 平野祥之¹ 白石貴博¹ 吉田英治¹ 木村泰之¹ 谷本克行¹ 小畠隆行¹ 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) 千葉大学大学院・工学研究科

1. はじめに

PET/MRI 統合スキャナは、PET の機能情報、MRI の構造情報、MRI の機能情報といった複数のコン トラストを同一機種で撮像できる特性を有してい るため、診断能の向上や新しい研究分野の開拓と 発展が期待されている[1]。PET 画像再構成では、 生体組織によって吸収されるガンマ線の影響を補 正するために、ガンマ線吸収係数(µ値)の空間分布 (µマップ)が必要となる。現在普及している PET/CT スキャナでは CT で捉えた X 線の吸収係数を関数 によりガンマ線のものに変換することにより補正 に用いることができるが[2]、MRI の画素値は放射 線の吸収係数を反映しないためそのまま用いるこ とはできない。そこで、MRI 画像における個々の 被験者の解剖学的な情報をもとに、ガンマ線吸収 補正を行う試みがなされている [3]。

本稿では、著者らが開発したµマップ作成法であるハイブリッドセグメンテーションアトラス法 (Hybrid segmentation atlas method: HSAM)を紹介する。さらに、µマップ作成法の違いが PET 再構成画像の画素値に及ぼす影響と組織ごとの吸収係数の 誤差が画素値に及ぼす影響も調査する。

2. 方法

MRI を用いた PET 画像吸収補正法として先行研 究でセグメンテーション法(Segmentation based method: SBM), アトラス法(Atlas based method: ABM)が報告されている。SBM は閾値処理などに より MRI 画像を吸収特性の異なる領域に分割し、 文献を参照して各組織に対応する吸収係数(µ値)を 割り当てる手法である。ABM は MRI 画像とµマッ プのデータベースより平均 MRI 画像と平均µマッ プを作成し、平均 MRI 画像を被験者の MRI 画像に 形態変換する関数を求め、平均uマップを被験者の 解剖学的構造に合わせる手法である。SBM は被験 者固有の特徴を捉えられるが、MRI 上では骨と空 気の判別が難しいという問題点がある。一方、ABM の平均uマップ上では骨と空気は明確になってい るが、被験者固有の特徴を反映することができな いという問題点がある。HSAM は SBM と ABM の 特長を残しつつ、両者の問題点を解決するために 著者らが開発した手法である[9]。HSAM では ABM で作成したµマップと SBM の途中で作成される領 域分割の結果をもとにμマップを作成する。領域分 割において骨もしくは空気と判定された箇所は再 統合し、その部分の画素値は ABM のμマップを参 照して決定する。それ以外の領域(脳や皮膚など) は領域分割の結果に従い、SBM と同様に代表的なμ 値を割り当てる。

uマップ作成法の違いが PET 画素値に及ぼす影 響を実測データによって検証した。健常成人男性6 名を対象とし、PET、MRI それぞれ独立したスキャ ナでデータ収集をした。¹⁸F-FDG をトレーサーとし て頭部の PET 撮像を行った (ECAT Exact HR+, Siemens, 投与量: 3mCi)。また、トレーサー投与前 に、⁶⁸Geの外部線源を用いたトランスミッション スキャンを行った。SBM によるµマップ作成のため にT1 強調画像をSPM8 に実装されている手法で領 域分割し、それぞれの領域の吸収係数は文献値を 参考に割り当てた。ABM においては、全被験者の 平均 MRI 画像および平均µマップを作成した。平 均MRI画像を1被験者のMRI画像に座標変換する 際の変換関数を平均µマップに適用することで、個 人のµマップを作成した。HSAM では SBM で骨ま たは空気と判定された領域を ABM のµマップの画 素値で置き換えることでμマップを求めた。また、 各組織に割り当てるµ値が PET 再構成画像に及ぼ す影響を調査するために SBM の領域分割によって、 脳、骨、脳以外の軟組織とされた箇所に文献値を 基準に-10,-5,5,10% 増減させたµ値を割り当てた μマップも作成した。

PET 画像の画素値の評価は関心領域の値を比較 することで行った。関心領域はAAL テンプレート を用いて設定した。脳深部の視床と脳表面の側頭 皮質を関心領域とし、それぞれの μ マップにより再 構成した PET 画像において領域内の平均値を求め た。そこから画素値の誤差 *E* を次式にて求めた。 $E = (I - I_{ref}) / I_{ref} x100,$ (1) ここで、*I*、 I_{ref} は評価対象画像および基準画像の関 心領域内の画素値の平均である。基準画像と評価 対象画像は μ マップ作成法の違いが PET 放射能濃 度に及ぼす影響を調べる際にはトランスミッショ ン画像と ABM、、HSAM で求めた μ マップのいず れか、各組織に割り当てる μ 値が PET 再構成画像に 及ぼす影響を調べる際には文献の μ 値をそのまま



用いた SBM のμマップと各組織のμ値を増減させ て作成したμマップのいずれかとした。

3. 結果と考察

図1にトランスミッションスキャン、SBM、ABM、 HSAM によって得られたµマップおよびそれぞれ のµマップを用いて再構成した PET 画像を示す。µ マップは求め方に応じて画像に違いがみられるが、 PET 再構成画像においては一見して大きな差異は 見られなかった。しかしながら、図2に示すよう にuマップ作成法の違いによって再構成画像の画 素値に誤差が生じていることがわかった。補正法 を比較すると ABM による補正が最も誤差が小さ くなった。これは ABM における平均µマップを作 成する際のトランスミッション画像は評価対象に 用いたトランスミッション画像と同じスキャナで 撮像したため、撮像条件による誤差がほぼないこ とに起因していると考えられる。また、今回の実 験では、被験者群が似通っていたため、データベ ースとテストデータの差異が少なかったことも、 ABM の精度が高かった理由として考えられる。一 方、SBM を用いた時に最も誤差が大きくなってい たが、これは文献値と実際のµ値との間に誤差があ ったことに起因していると考えられる。HSAM は SBM と ABM の間の誤差を示しており、骨と空気 領域のμ値が ABM と同等なため誤差が小さく、そ れ以外の組織は SBM と同等のµ値を割り当てたた めである考えられる。また、誤差は関心領域に依 存して異なることもわかった。

図3に脳、骨、脳以外の軟組織に与えるµ値の誤 差が再構成画像の画素値に及ぼす影響を示す。関 心領域に関わらず脳のµ値の誤差が最も画素値に 及ぼす影響が大きかった。脳に割り当てたµ値に 10%の誤差があったとき、線条体、後頭葉皮質でそ



れぞれ 8.0%, 6.5%の画素値平均の誤差が生じた。こ れは評価対象としたスライスでは脳の体積が他の 領域に比べて大きく、脳組織を通過する部分光路 が長いことに起因していると考えられる。一方、 最も吸収係数が高い骨におけるμ値の誤差の影響 はそれほど大きくなかった。また、線条体のよう な脳の中心近傍にある領域は後頭葉皮質よりも脳 のµ値の誤差による影響を受けやすかった。逆に、 後頭葉皮質では骨や脳以外の軟組織(対象スライス では頭皮、筋、皮下脂肪)のμ値の誤差の影響を線条 体よりも受けやすかった。線条体で生じたガンマ 線の方向に関わらず、検出器に至るまでの飛程で 脳を通る光路長が表層付近の組織を通る光路長よ りも長くなるのに対し、後頭葉皮質で生じたガン マ線のなかには表層組織を通る光路長の割合が多 いものが存在するためであると考えられる。

4. 結論

μマップ生成法の違いや割り当てるμ値の違いに より、PET 画像に誤差が生じることが確認された。 特に、脳組織に割り当てるμ値の誤差が PET の画素 値に最も大きく影響を及ぼすことがわかった。MRI に基づくμマップの作成法においては吸収係数の 異なる組織の領域を同定するだけではなく、割り 当てるμ値の精度も重要であることが示された。 MRI では放射線の吸収値を計測することができな いため、放射線源を用いる手法や PET の生データ からエミッション画像とトランスミッション画像 を同時に推定する Joint-Estimation 法に MRI で得ら れた解剖学的情報をいかにして組み込むかが今後 の課題であると考えられる。

参考文献

- Cherry SR, Louie AY, Jacobs RE: Proc IEEE, 96(3): 416–438, 2008
- [2] Kinahan PE, Hasegawa BH, Beyer T: Seminars Nucl Med 33(3): 166–179, 2003
- [3] Keereman V, Mollet P, Berker Y et al.: MAGMA: pub online 2012
- [4] Tanigawa A, Yamaya T, Kawaguchi H et al.: IEEE NSS-MIC 2012, M10-54, Anaheim, USA, 2012
- [5] Salomon A, Goedicke A, Schweizer B et al.: IEEE Trans Med Imaging 30(3): 804–813, 2012

(27) IVR 用リアルタイム線量計測システムのための X 線検出器の開発

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
赤羽恵一
放射線医学総合研究所・医療被ばく研究プロジェクト
盛武敬
筑波大学・陽子線医学利用研究センター
岸本俊二
高エネルギー加速器研究機構

1. はじめに

インターベンショナルラジオロジー(IVR)は患 者への侵襲が少ない事から様々な疾患の治療に広 く利用されているが、X線撮像による放射線被曝 による人体への影響が指摘されており、その被曝 量線量の測定を行うことが求められている。現在 でも様々な線量計が存在するが、術中にリアルタ イムに患者体表の被曝線量の位置分布の計測を行 うことができ、より簡便に精度の良く記録を行え るという要素を十分に満たしているとはいえない。 本研究は上記の要求を満たす IVR 用のリアルタイ ム被曝線量計測装置の実現を目的としている。

被曝線量の位置分布を知るためには多数の検出 器を患者体表に取り付ける必要があるため、検出 器が X 線撮像装置に写り込んでしまうと治療の邪 魔となってしまう。そこで、図1の用に X 線検出 部には感度の低い板状のプラスチックシンチレー タを多数患者体表に配置し光ファイバで X 線装置 の視野外にシンチレーション光を引き出した後、 受光素子で検出を行う。現在は X 線検出器の試作 を行い、その評価を行っているところである。



図1 IVR 用リアルタイム線量計測システム

2. 試作検出器

初めに、実際に治療に用いられている X 線撮像 装置を用い、プラスチックシンチレータの X 線に 対する透過度を調べた。X 線撮像措置は Philips Allura Xper FD20/20 を用いて、1mm ステップの階 段状になっているプラスチックシンチレータを頭 部ファントム上に配置し撮像を行いその透過度の 評価を行った。

次に試作した X 線検出器を用い評価実験を行っ た。図 2 に実際に作成した IVR 用リアルタイム線 量計測システムのための X 線検出器を示す。X 線 検出部にはサイズが 4.5mm×10mm×1mm のシン チレータ(BC400)2枚で1mm角の波長変換ファイバ (Y-11, Kuraray)を挟んだ構造となっており、波長変 換ファイバからの光は1mm径のファイバを通しフ ォトダイオード送られる。フォトダイオードから の信号はアンプを通し、その出力の測定を行い線 量に対する線形性を評価した。実験は動物用 CT(R_mCT2, RIGAKU)を用いて行い、管電流や管 電圧を変えつつ測定を行った(図 3)。



図2 試作したX線検出器



図3実験セットアップ

3. 結果

図4に階段状シンチレータをX線撮像装置で画像化した結果を示す。図から分る通り5mm以下のシンチレータであれば殆ど透視画像に写ることはない。現在テストを行っている検出器は保護用カバーを含めてもプラスチックシンチレータ3mmとほぼ等価でありX線撮像装置に対しての透明性は十分であると言える。

図 5 にシンチレータと波長変換ファイバを用い た検出器で X 線透視装置の管電流を変えつつ 200 ミリ秒毎の出力電流の測定を行った結果を示す。 図から分る通りに管電流を変える毎に出力信号が 段階的に変わっていくこと読み取れる。図6に管電 流と管電圧を変えた場合の電流値の平均値を示す。図の 線は直線でフィットした結果であり、出力信号は管電流 に比例していることが読み取れる。撮像装置からのX線 量は管電流に比例しているため、本検出器は被曝線量計 として十分な線形性を有していると考えられる。

4. 結論

IVR 用リアルタイム線量計測システムの開発を 進めおり、現在そのための X 線検出器の開発を進 めているところである。試作した X 線検出器は X 線透視装置に対して十分に透明であるといえ、線 形性も十分であるという結果が得られた。今後は 器の最適化を行いつつ、多チャンネルの測定シス テムを作製し線量位置分布測定の評価を行ってい く予定である。







```
図6 管電流と管電圧を変えた場合の電流値の平均値
```



図4 各階段状プラスチックシンチレータに対する X 線透視画像

第4部

新技術実用化とPET/MRI への期待 (特別寄稿2)

(28) MPPCのPET 検出器への応用

渡辺光男、大村知秀、森谷隆広、山田亮子、山内秀元、斉藤右典、福満憲志、酒井利明、美和登志幸 浜松ホトニクス株式会社・中央研究所

1. はじめに

Multi-Pixel Photon Counter (MPPC:浜松ホトニクス株式会社の商標名)は、Silicon Photomultiplier の一種で、高ゲイン、高速応答、磁場不感の利点を有する光半導体検出器である。現在、PET 装置の光検出器は、光電子増倍管(Photomultiplier Tube: PMT)が使用されているが、磁場の影響を受けない半導体検出器である MPPC は、PET/MRI 装置の検出器としてその応用が期待されている。また、時間分解能性能も PMT と同等の性能が得られることから TOF-PET 装置の検出器としても研究開発が進められている。

我々は、頭部用及び小動物用 PET 装置への適用 を目指し、MPPC の特徴を利用した高分解能 Depth of Interaction (DOI) 検出器の開発を行っている。 本報告では、MPPC による 4 層独立読出し DOI 検 出器及び 3 次元的に等方的分解能が得られる 3 次 元放射線検出器 (クリスタルキューブ)について その概要を報告する。また、検出器の高分解能化 には微小な結晶素子でシンチレータブロックを構 成する必要があるため、レーザ加工によりモノリ シックシンチレータ結晶内部に細かなピッチでア レイ構造を作成する技術についても開発を行って いる。

2. レーザによるシンチレータ内部加工

PET 装置の空間分解能向上の要求とともに、シ ンチレータのピクセルサイズの微細化が進められ てきた。微細化に伴い、ピクセル間に存在する不 感領域の割合増加による感度低下、位置精度良く アレイ状に組上げることが困難などの課題が顕在 化してきている。

我々は、レーザを用いて、内部集光加工により モノリシックシンチレータブロックに2次元及び 3次元のアレイ構造を作成する技術を開発してい る[1]。レーザ光を集光レンズを用いてシンチレー タ結晶内部に集光することで、集光点の近傍にマ イクロクラックの光学的不連続点を作成すること ができる。このマイクロクラックを結晶内に高密 度で配置しシンチレータ内部に光散乱効果を有す る壁面を作成しアレイ構造化することで、高感度 かつ高位置分解能を有するシンチレータアレイが 作成可能である。図1に、レーザ加工の概念図と レーザで作成された境界壁の写真を示す。



図1 レーザによるシンチレータ内部加工

3. 4 層独立読出し DOI 検出器

MPPCとLYSOシンチレータから成る4層独立読 出し DOI 検出器モジュールを開発した [2]。本検出 器モジュールは、各層独立の信号処理回路を持た せることにより、PET 装置において視野周辺まで 均一な分解能が得られると共に、高い計数率特性 を有していることを特徴とする。検出器モジュー ルの外観及びその構成要素の写真を図2に示す。 本検出器モジュールは、各層長手方向に 5 つの検 出器ユニットを持たせ、各検出器ユニットは、32 ×32 LYSO シンチレータアレイと 8×8 MPPC (Hamamatsu S10931-050P) アレイから構成されて いる。シンチレータアレイは、外形が 38.4×38.4 mm²のモノリシック結晶内部に、レーザ加工によ り1.2 mm ピッチの格子状の光学境界面を作製した。 シンチレータの厚さは、上層から3,4,5,8 mm とし て、各層毎に入射ガンマ線に対する計数負荷が均 一になるように設計されている。フロントエンド 回路部は、MPPC の信号読み出し回路および MPPC の素子毎の利得を揃えるためのバイアス電圧調整 回路を ASIC 化することで小型化を図った。その後 段には、入射ガンマ線の位置、エネルギー及びタ イミングを検出する信号処理回路及びその信号を 外部に送り出すデータ転送回路を装備させた。ま た、MPPC の温度変化による出力信号の変動を抑え るための温度補償回路も備えた。

図3に、511 keV γ線を一様照射した際の各層の クリスタル弁別特性を示す。各層共に32 x 32 の良 好な弁別特性が得られている。4 層目の弁別が他 の層と比べて悪いのは、シンチレータが8 mm と厚 く、レーザ加工により作成された境界面の光のク ロストークが大きいためであると思われる。





図2 MPPC による4 層独立読出し DOI 検出器

図3 4層 DOI 検出器のクリスタル弁別特性

4. 3次元放射線検出器(クリスタルキューブ)

シンチレータブロックの全表面に複数個の MPPCを配置し、シンチレーション光の効率的な 検出と高度な演算手法によるサブミリオーダーの 等方的な位置分解能の実現を目指したクリスタル キューブ検出器を開発した [3]。検出器の高分解能 化には微小な結晶素子でシンチレータブロックを 3次元的に構成する必要がある。我々は、18 mm 立方の LYSO モノリシック結晶にレーザ加工によ り結晶内部に1 mm ピッチ、18 x 18 x 18 の 3 次元 アレイ構造を作製した。検出器は、その結晶ブロ ックの各面に有効受光面 3 x 3 mm²の MPPC が 4 x 4 個、6 面で 96 個配置されている。MPPC アレイの 信号及びバイアス電圧供給のために、フレキシブ ル基板を用い、後段のフロントエンド回路に接続 されている。フロントエンド回路には MPPC 信号 の増幅、ゲイン調整を行う ASIC が実装されている。 図4に試作した3次元シンチレータアレイ、検出 器ヘッド部、検出器モジュールの写真を示す。





(a) 3次元シンチレータアレイ



(c) 3次元放射線検出器モジュール

図4 MPPC による3次元放射線検出器

5. まとめ

MPPCのPET検出器への応用として、頭部用及 び小動物用PET装置を目指して開発した4層独立 読出しDOI検出器と3次元放射線検出器について 紹介した。また、シンチレータのレーザ加工技術 とその有効性についても紹介した。今後益々、PET 用を始め、核医学機器分野でのMPPCの応用が拡 がっていくものと期待される。

謝辞

4層独立読出しDOI検出器の開発はNEDOの橋 渡し研究の一部として実施したものである。また、 3次元放射線検出器の開発はJSTの委託研究のも と、放射線医学総合研究所、千葉大学、東京大学 との共同研究で実施したものである。

参考文献

- T. Moriya, K. Fukumitsu, T. Sakai et al.: *IEEE Trans Nucl Sci* 57: 2455-2459, 2010
- [2] T. Omura, T. Moriya, R. Yamada et al.: *IEEE* NSS-MIC Conf Rec: 3560-3563, 2012
- [3] T. Yamaya, T. Mitsuhashi, T. Matsumoto et al: *Phys Med Biol.* 56: 6793-6807, 2011.

(29) 4 層 DOI 検出器を応用したマンモ用 PET 装置・多検体 PET/CT 装置

山川善之 島津製作所 基盤技術研究所

1. はじめに

PET 装置において、空間分解能を向上させるためには検出器の固有分解能を上げる必要があり、これは検出器に用いるシンチレータ結晶のサイズが大きく影響する。また高感度を実現するためには、ガントリ径を小さくし被検体の近接撮像が有効的であるが、視野辺縁部での分解能の劣化が起こってしまう。両課題を解決し、開発されたのが4 層 DOI 検出器である[1,2]。

我々はこの優れた検出器を利用して、高分解能 と高感度を両立した乳房専用 PET 装置を開発して おり、京大病院において臨床研究を進めている。 また更なる技術展開として、大口径による小動物 (マウス、ラットなど)の多検体同時撮像を特徴

とした動物用多検体 PET/CT 装置を試作開発し、評価を進めている。本発表では、乳房専用 PET 装置 と多検体 PET/CT 装置でこれまでに得られた臨床 画像と動物画像を中心に紹介する。

2. 乳房専用 PET 装置

表1に乳房専用PET装置の仕様を示す。本装置 には4層DOI検出器をリング形状に配した伏臥位 型と、検出器の一部を取り除き欠損部に腕を挿入 することで腋窩部を撮像しやすくした座位型の2 種類がある[3]。図1は両装置の外観写真である。 京大病院との共同研究に於いて、これまでに200 症例以上の患者の撮像を終えている[4]。撮像プロ トコルとしては、乳癌患者に約185MBqの¹⁸F-FDG を投与し1時間のUptakeを取り、まず全身用 PET/CT装置で撮像し、その後で乳房専用PET装置 で片胸5分の撮像を行っている。

図2は、伏臥位型で撮像された腫瘍の内部構造 まで明瞭に画像かできた症例である。左からガド リニム造影した MRI 画像、伏臥位型の Transaxial 画像、Coronal 画像である。大きな腫瘍であるため 中心部は壊死しており、薬剤が取り込まれていな いことによりリング状に集積したものである。

図3は、座位型装置の特徴が発揮された腋窩部 のリンパ節転移まで画像化できた症例である。左 図は伏臥位型で撮像した画像で乳房中心の腫瘍の 原発巣はきれいに映っているが腋窩部までは写っ ていない。一方で右図の座位型装置で撮像した画 像は、原発巣と腋窩部のリンパ節まで画像化でき ていることが分かる。また、この症例では図4に 示すように、乳房専用 PET と MRI で撮影した画像 でほぼ同じ腫瘍構造を画像化できた症例である。 左図は伏臥位型で撮像した画像、中はガドリニウ ム造影で撮影した MRI 画像、右図はその Fusion 像 である。Fusion 画像で確認できるように、腫瘍の 位置関係と構造がほぼ一致していることが分かる。

3. 多検体 PET/CT 装置

表 2 に動物用多検体 PET/CT 装置の仕様を示す [5]。PET 部の仕様は伏臥位型乳房専用 PET 装置と 同様である。軸方向視野は、Step & Shoot により最 大 300mm を確保している。断面内視野が、183mm Φ と大きく、マウスでは最大 5 検体、ラットでは 2 検体の同時撮像が可能であり、さらにラビットの 撮像も可能である。図 5 は試作機の外観写真であ る。装置前面に PET 部、後方に CT 部という装置 構成となっている。

図 6 は、マウスの 4 検体同時撮像した PET (MIP) 画像と CT 画像である。平均 35g の ddy マウスに約 1.5MBq の ¹⁸F-FDG を投与し、22~38 分の Uptake 後に、20 分間の PET 撮像を行った。

図 7 左は、ラットの 2 検体同時撮像した PET (MIP) 画像である。ラットは平均 180g の Wister ラットで、約 4.7MBq の ¹⁸F-FDG を投与し、それぞ れ 31、38 分の Uptake 後に、全身を撮像するために 15 分×2Step の撮像を行った。多検体の同時撮像で も視野内の位置依存による画質劣化は見られず、4 層 DOI 検出器の効果により良質な画像が得られる ことが確認された。

図7右は、ウサギのFusion 画像である。ウサギ (Std:JW/CSK)で9週齡の1650gで35分間のUptake を取り、15分×2Stepの撮像を行った。PET 画像に 関しては、ウサギの脳の構造まで明瞭に画像化で きており、また CT 画像とのFusion 象も位置ずれ することなく重なっていることが分かる。

4. 結論

我々は4層 DOI 検出器を用いて高分解能と高感 度を両立した乳房専用 PET 装置と多検体 PET/CT 装置を開発した。今後は、両装置の実用化を順次 進めていく予定である。 謝辞

マンモ PET 装置の研究に於いては、臨床データ の提供と助言頂いた中本先生をはじめとする京都 大学医学部の先生方に感謝の意を表する。また、 多検体 PET/CT 装置の研究に於いては、動物実験を サポート頂いた京都大学薬学部の諸先生方に感謝 の意を表する。

参考文献

- [1] Tsuda T, *et al*, "A Four-Layer Depth of Interaction Detector Block for Small Animal PET", *IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 51, No. 5, Oct., 2004*
- [2] Tonami H, et al., "Sophisticated 32 \times 32 \times

4-Layer DOI Detector for High Resolution PEM Scanner", IEEE NSS&MIC 2007, Conf. Rec., M19-151

- [3] Furuta M, et al., "Basic Evaluation of a C-Shaped Breast PET Scanner", IEEE NSS&MIC 2009, Conf. Rec., M05-1
- [4] Iima M, et al., "Clinical Performance of 2 Dedicated PET Scanners for Breast Imaging: Initial Evaluation", JNM 2012; 53:1534–1542
- [5] Furuta M, et al., "A Large Field-of-View PET/CT Scanner for Simultaneous Imaging of Small Animals with Four-Layer Depth- of-Interaction Detectors", WMIC2012, poster P144

衣 I 私房守用 FEI 表直の任体					
	座位型	伏臥位型			
シンチレータ	Lu _{1.8} Gd _{0.2} SiO ₅ :Ce(LGSO)				
シンチレータアレイ	$32 \times 32 \times 4$ layers				
結晶サイズ [mm]	$1.44 \times 1.44 \times 18$				
光センサー	64ch PS-PMT(H8500)				
検出器数	12 モジュール×2 rings	12 モジュール×3 rings			
検出器径 [mm]	229.6	195.6			
断面内視野 [mm]	216	183			
軸方向視野 [mm]	102	155			

表1 乳房専用 PET 装置の仕様





図1 乳房専用 PET 装置の外観写真(左:座位型、右:伏臥位型)



図2 腫瘍構造まで明瞭に画像化できた症例(左:MRI画像、中:伏臥位型で撮像した Transaxial 像、右: 伏臥位型で撮像した Coronal 像)



図3 座位型でリンパ節転移まで撮像できた症例(左:伏臥位型、右:座位型)



図4 伏臥位型装置で MRI と同じ腫瘍構造が画像化できた症例(左:伏臥位型、中: MRI、右: Fusion 像)

Dimensions		W1210 mm × D1540 mm × H 1570 mm	
Bore size		184 mm în diameter	
PET detector	Scintillator material	Lu1.8Gd0.2SiO5: Ce (LGSO)	
	Crystal size	1.44 mm × 1.44 mm × 18 mm	
	Crystal block	Four layers of 32 × 32 array	
	PMT	64ch PS-PMT (H8500)	
	Number of detectors	36 modules arranged 3 rings	
	Transaxial FOV	183 mm in diameter	
	Axial FOV	155.5 mm (up to 300 mm by step & shoot)	
Cone-beam CT	X-ray source	Max. 10W (variable 40-90 kV/ 0-200 µA)	
	FPD (detector area)	244 mm × 195 mm	
	Transaxial FOV	184 mm in diameter	
	Axial FOV	50 mm (up to 300 mm by step & shoot)	

表2 多検体 PET/CT の仕様



図5 多検体 PET/CT 装置の外観写真



図6 4検体同時撮像したマウスのPET画像(左)とCT画像(右)



図7 2検体同時撮像したマウスの PET 画像(左)とウサギの Fusion 画像(右、オレンジ: PET 画像、グレイ: CT 画像)

(30)東北大 PEM の開発と臨床評価

伊藤正敏^{1,6}、伊藤繫記²、熊谷和明¹、山本誠一³、三宅正泰¹、佐藤浩樹²、平川 久⁴ 本多 博⁵、 田代 学¹、馬場 護¹

東北大サイクロトロン RI センター¹、古河機械金属㈱²、名古屋大医学系研究科³、 東北公済病院外科⁴、仙台オープン病院外科⁵、仙台画像検診クリニック⁶

1. はじめに

乳癌の手術成績は、2 cm 以下(T1)で転移がない(T1NoM0,ステージI)状態で発見されれば、 95%の5年生存が期待される。これが、III 期になれば、68%、IV 期で26%に低下する。従って、2 cm 以下で腋窩転移のない段階で発見することが乳癌 死を減少させえると期待される。FDG-PET は、がんの診断と治療評価に臨床的に広く応用されてい るが、乳癌検診への使用は推奨されない(乳癌学 会ガイドライン grade D)と判定されている。また、 乳癌の術前診断においても乳癌の乳房内拡がりを PET で評価することは、きわめて少ない。この理 由は、主として、PET の解像力の不足である。

近年、乳癌を対象とした高解像力 PET (PEM) が開発され臨床応用されている。我々も 2006 年か ら JST と NEDO の支援を受け、独自の結晶を用い た PEM の開発を行い、2011 年から臨床応用を開始 し、200 例の検査を終了した。その解析結果をもと に PEM の有用性と問題点を報告する。

2. 方法

検出器は、2.1×2.1×15.0 mmのLuAG 結晶(古 河機械金属)を150×200 mmの平面に並べ位置敏 感型光電子増倍管(浜松ホトニクス H8500)と組み 合わせたもので回転角と検出器間隔の調整により マンモグラフィ類似の乳房撮影モードと腋窩リン パ節撮影モードの機能を有する。画像再構成には3 次元 MLEM 法を対向平板型 PET 用に改良した。画 像再構成時間は、約 30 秒である。解像力は、実効 2.1 mm であった。

PEM 撮影は、検出器間隔 10 cm とし、座位にて 検出器に寄りかかる形で乳房を挿入し、検出器内 の圧迫板を用いてゆるく圧迫して行った。撮影方 向は、横方向(ML)、または、MLOとし、撮影時 間は、5-6分、腋窩の場合は、検出器間隔 20 cm で 上肢を水平位として乳房を含んで撮影した。撮影 時間は、7-10分とした。FDG 投与の直前に超音波 検査を行い、乳頭を原点として腫瘤の位置を確定 した。

解析対象は、生検にて乳癌が確定し、USで大き さが 2 cm 以下の症例 81 例で、Target/Back ground(T/B)比を FDG 集積度として評価を行った。



図1 LuAG 結晶を利用した対向型 PEM





3. 結果と考察

3-1. 撮影方法について。当 PEM は、15x20 cm の 視野を有するので、乳房全体を撮影するのに困難 はなかった。しかし、脂肪の少ない乳腺に対して、 ゆるい圧迫では、乳房を十分視野内に引き込むこ とが困難であった。また、乳腺辺縁に発生する乳 癌も多く、対向圧迫撮影のみでは不十分と判断し、 腋窩撮影の角度を変えて胸壁を含めて撮影するこ とにした。また、当初、頭尾 (CC) 方向撮影も加 えたが、上記理由で有用性は低いと判断してプロ トコールからはずした。

3-2. 画像的評価。 PEM で同定された乳癌の画像 コントラストは、ほぼ、全例で PET よりも良好で あった。PET では、境界が比較的明瞭な長円形腫 瘤として描出された例が多いが、PEM では、腫瘤 辺縁の凹凸が描出され、症例によっては、乳管内 伸展と病理で確認された索状集積が明瞭であった。 最小同定可能乳癌は、4 mm であった。

3-3 乳癌検出感度。 2 cm 以下乳癌 81 例 (うち、 1 cm 以下 37 例) のうち、PET/CT にて 28 例は、 検出不可であった (感度 65%)。不可例のうち PEM で 15 例検出可能であった (PEM の検出感度 75%)。 逆に PET/CT で同定可能であった乳癌のうち 7 例を PEM で検出できなかった。PET/CT と PEM を併用 した場合の感度は、85%となった。

3-4 腋窩リンパ節。 PEM にても腋窩リンパ節の 描出は可能であったが、FDG 集積度の低いリンパ 節の同定には、CT での解剖学的情報が重要である ことから、リンパ節の検出に PEM が PET/CT を凌 駕しているとは、判断されない。

4. 結論

早期乳癌への PEM の利用により PET/CT に比較 して、より詳細に乳癌の乳房内拡がりを評価可能 である。PET/CT と PEM 併用による 2 cm 以下乳癌 の検出感度 85%は、PET/CT がん検診に PEM を加 えることで乳癌検出率を向上でせる可能性がある と思われる。しかし、乳房だけの撮影では、死角 ができるので胸壁や腋窩を高画質で撮影できる PEM の開発が必要である。

参考文献

- [1] 国立がんセンターがん対策情報センター http://ganjoho.ncc.go.jp/public/statistics.
- [2] R. Ribeiro, C. Abreu, P. Almeida et al. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 527 (2004) 87–91

図3. 乳腺内多発乳癌腫瘤

US で 3 個の結節あり。PET では、2 個、PEM で 3 個同定。



図 4. 腋窩リンパ節

PEM で腋窩リンパ節の検出可能だが、小さなものは集積度が低いので解剖学的情報がないと診断は困難。



(31)新規 Ce:GAGG シンチレータ結晶の開発と放射線検出器への応用

鎌田圭¹⁾,黒澤俊介²⁾,吉川彰²⁾、遠藤貴範¹⁾、堤浩輔¹⁾,吉野将生¹⁾,伊藤繁樹¹⁾、佐藤浩樹¹⁾、柳田健之³⁾ ¹⁾古河機械金属株式会社・素材総合研究所 ²⁾東北大学金属材料研究所 ³⁾九州工業大学大学院生命体工学研究科

1. はじめに

シンチレータの応用分野は高エネルギー物理学, 医療,工業,農業等,多岐に渡り,国内だけでも シンチレータ結晶自体の市場規模で400~600億円 という莫大な市場規模を有する。例えば、ポジトロ ン断層法 (PET)、単一光子放射断層撮影法 (SPECT) といった医療画像装置は、その有用性と急速な普及 に伴って,画像解像度向上など装置の高性能化を 目指した開発が研究機関、メーカー各社において 活発に行われている。

加えて、2011年3月11日の東日本大震災に端を 発した東京電力福島第一原発事故に伴う大気中へ の放射性物質の放出のため、各地に放射性物質が 降下することにより土壌・河川・海洋が汚染され、 被曝量の増加への不安や農畜水産物への放射性物 質の混入が大きな問題となっている。このため、 日本各地において、放射線のモニタリングが行わ れており、環境中の放射線当量率を測定するサー ベイメータ、食品用放射線検査器、環境中の放射 線量分布を測定するガンマカメラといった、各種 放射線検出装置およびシンチレータ結晶の需要も 急速に高まっている。

2. Ce:GAGG 結晶の開発

このような背景に対し、我々は Ce を添加した、 (Gd,RE)₃(Ga,Al)₅O₁₂ (Re= Lu, Y) 結晶について、 各組成の組み合わせについて結晶作製を行い、単 結晶作製可能な組成範囲を検討した。さらに、結 晶組成・シンチレータ特性・結晶構造との関連性 に関する系統的な研究を行った^{1,2)}。その結果、最 適な Gd と Ga の組成比をとることで、バンド構造 の導電帯と Ce³⁺ 4f5d 準位の位置関係が最適化され、 発光量を飛躍的に高め、蛍光寿命も短寿命化でき ることが分かった。一連の検討の結果見出された Ce:Gd₃Al₂Ga₃O₁₂(GAGG)結晶について、古河機械金 属社にて大型化の検討を行い、現在では、 50mmox120mmLの結晶作製技術の確立に成功した。 シンチレータ特性としてはLYSO比1.8倍の発光量、 5.2 % @ 662keV のエネルギー分解能、 88ns(91%)252ns(9%)の蛍光寿命、発光波長 520nm、

密度 6.63g/cm3 の特性が得られている ³⁾ (図 2-4)。







図 2 GAGG のエネルギースペクトル@662keV (APD Hamamatsu S8664-55, shaping time:2 μ S, HV@320V(gain=~20) @ 18, correction by Fe55 peak and QE of the APD)





3. GAGG シンチレータの応用

以上の特性は、PET 用シンチレータとして有望 なだけでなく、SPECT、ガンマカメラ、サーベイ

メータ等の放射線検査器用途としても有望である。 Ce:GAGG は密度が 6.63g/cm³と大きく、潮解性も 無いことから、実用性の面でも既存のシンチレー タである TI:NaI や TI:CsI に対して絶対的な優位性 を持つ。Ce:GAGG はその特徴を活かし、原発事故 由来の放射性物質を観察する新たな放射線検出装 置の実現にも貢献できるものと考えている。古 河機械金属では、GAGG を用いた線量計である"ガ ンマスポッター"を商品化している (図 13)。ガン マスポッターでは、Ce:GAGG と受光素子としてシ リコンフォトマルチプライヤー(Si-PM)を用いた高 感度かつ小型な検出器構成をとっているのが特徴 である。Si-PMは、ゲインの温度変動が大きいこと が実用上問題となるが、早稲田大学岡准教授との 共同研究で開発した、温度補償回路により、温度 変動のない検出器を実現している。



図5 ガンマスポッターの写真

また、福島周辺地域や東日本の沿岸部では、原 発事故により放出された放射性セシウムが農作物 や魚介類に混入することが問題となっている。現 状では、食物の一部を抜き取りミンチにして放射 線量を測定する破壊検査が行われているが、サン プル準備・洗浄に多大な労力と時間が必要であり、 商品価値を保つことは出来ない。このため、収穫、 漁獲の現場で使用可能な高速かつ高精度な非破壊 型の食品放射能検査装置が求められている。この ような状況に対し、古河機械金属社では、GAGG を用いた食品放射能検査装置を新たに開発し、各地 で商品デモを行っている。GAGG は発光波長が 520nm と長波長のため、APD と相性が良く、APD と 組み合わせることで高いエネルギー分解能が実現で きる。図6に示すように、Cz法作製2インチ径GAGG バルク結晶から、50mm φx25mm サイズに結晶を切り 出し、研磨を行った後、APD(浜松 S8664-1010)と光 学接着した。シンチレータの周囲は硫酸バリウム反 射材を塗布した。試作した検出器に対し、137Cs線源 を照射し、エネルギースペクトルを取得したところ、 9%@662keVのエネルギー分解能が得られた。さらに、 上述の検出器 4 個を並列に配置したものを1検出器

ユニットとし、2つの検出器ユニットをベルトコンベ アーの上下に配置し、検出器間を所定の容器に入れ た食物が通過する方式のベルトコンベアー式食品放 射能検査装置を作製した(図7)。50x40x22cm サイ ズの検出器ユニットの周囲 5 面を 5cm 厚の鉛で覆 うことで、バックグラウンドを低減し、鉛を含む ユニットの総重量は 70kg 程度となっている。



図6 検出器内部の写真



図7 ベルトコンベアー型食品放射線量検査装置

4. 結論

我々は高発光量、高エネルギー分解能かつ自己 放射線のない GAGG シンチレータを新たに開発し、 2 インチサイズまでの大型化、量産化に成功した。 さらに、GAGG を用いたサーベイメータや食品放 射線検出装置を開発し、原発事故の影響が残る東 日本各地で除線や食品検査による風評被害を払拭 すべく商品開発、販売、デモ試験を行っている。

GAGG シンチレータの今後のさらなる市場展開 に向け、欠陥や歪を低減してさらなる発光量の増 大・エネルギー分解能の向上を図り、近い将来、 国産の Ce:GAGG を世界の代表的なシンチレ ータ材料に育てる所存である。

参考文献

- [1] K Kamada, T Yanagida, J Pejchal, et al., J. Phys. D: Appl. Phys. 44 (2011) 505104.
- [2] K Kamada, T Yanagida, J Pejchal, et al., Crystal Growth and Design 11(2011) 4484.
- [3] K Kamada, T Yanagida, J Pejchal, et al., J. Cryst. Growth (2012) in press, 10.1016/j.jcrysgro.2011.11.085

(32) Time over threshold 法によるマルチチャネル信号処理

高橋浩之、島添健次、織田 忠 東京大学・大学院工学系研究科

1. はじめに

PET においては、多数の検出器に同時に入射す るガンマ線の入射位置とタイミングを検出するこ とが必要であるが、体内でのγ線の散乱により、 本来消滅ガンマ線が放出された位置ではない部分 からの信号であると記録され、γ線画質の劣化が 生じるため、検出器ではエネルギー情報を正しく 記録し、消滅ガンマ線のエネルギーのみを選択的 に計測する必要があり、波高値の情報を精度よく 得ることが求められる。また、高い空間分解能と 高い計数率を両立させるためには、検出器を多数 の要素に分割して、各要素を高速かつ独立に動作 させる必要がある。このような要求を満足させる ようなフロントエンド信号処理が現在求められて いるわけである。一方、波高値情報を正確に得る ためには、増幅器から得られる信号の波高分析を 行うことが必要になるが、通常このプロセスはア ナログ・ディジタル (AD) 変換を介してなされ、 複雑な処理回路を必要とする。したがって、消費 電力も大きい AD 変換器をどのように実装するか が、一つのポイントとなってくるわけである。こ のような中、近年、AD 変換を大幅に簡略化するこ とのできる、Time-over-threshold (ToT)法が提案され た[1]。本方式は、波高値を直接計測するのではな く、一定の閾値に設定された波高弁別器の出力の 時間幅を計測するものである。本原理により、1 bit のディジタル信号において、アナログ情報である 波高値を伝達することが可能となる。波高値を時 間情報に持たせることの利点をまとめると次のよ うになる。

- a) フロントエンドモジュールからディジタル信 号による伝送が可能であり、外来雑音に強い。
- b) ディジタル信号を用いるので、多重化が容易であり、信号処理回路規模を小さく抑えることが可能である。
- c) 信号回路規模が小さいため、消費電力が小さく、多チャネル ASIC(Application Specific Integrated Circuit)への実装が容易である。
- d) FPGA(Field Programmable Gate Array)などの既 存の回路と親和性がよく、汎用性が高い。

一方、問題点としては、波高値と時間幅の間に比 例関係は成立しないことがあげられる。一般に、 信号パルス自身は、シンチレーション検出器では、 発光の減衰時間、半導体検出器では電荷収集に必 要な時間により一定値をとるため、信号パルス幅 を計測する以上、信号波高値が高くなっても、ど こまでも、パルス幅が大きくなるわけではなく、 パルス幅については比例性が悪くなり、飽和に至 る。このため、ToT 法で計測されたエネルギース ペクトルには著しい歪みが生じる。しかし、この ような欠点を踏まえたうえでも、エネルギー情報 が得られることは散乱線の除去や複数のチャネル がヒットした場合の重心演算、位置計測精度の向 上などに有効であると考えられ、ToT 法は Medipix などのピクセル読み出し用の ASIC などに実装さ れている。我々も、APDを用いた高分解能 PET の 読み出し回路において ToT 法を用いた実装を行っ ており、フロントエンド回路の簡略化と、後段の 実装を容易にすることに成功している。

入力信号の大きさと出力信号の時間幅との間の 比例性が悪いということは、広いダイナミックレ ンジへの対応ができないということを意味するが、 それでは複数のチャネルにエネルギーが分散した 場合の扱いも難しくなり、応用が制限されるので、 線形性の改善が必要である。これを実施するため に考えられた一つの方式として、CERN の定電流放 電によるパルス幅整形方式がある。この方式は、 放射線計測において広く用いられている Wilkinson 型の AD 変換器と同様に電荷積分回路に貯まった 電荷を定電流回路で放電させて、波高値に応じて 幅の長いパルスから、短いパルスまでを生成する ものであり、本回路を用いて、放電時間を長くと れば、線形性の改善がなされることとなる。しか し、波形整形の観点から考えてみると、このよう な回路は、信号パルス幅の変化により、フィルタ の中心周波数成分が大きく変化することになり、 別の意味での非線形性を持ち込むことになる。こ のため、簡易的なエネルギー情報を得るのには適 しているが、その適用には限界があった。

2. ダイナミック Time-over-Threshold 法

以上は、信号そのものを整形して、線形性を担保しようとする手法であったが、そのようなアプローチではどうしても信号処理に対する制約が生じてしまう。そこで、我々は、少し発想を転換して、閾値の側に注目し、ToTの線形性の問題に対して、信号を検出した際に動的に閾値を制御するという方法を持ち込んで対処することを考案し、ダイナミックToT法と名付けた[2]。この原理を図1に示す。従来法では、コンパレータの閾値は一定

値であり、信号がベースラインに戻るまでの長い 時間、コンパレータ出力は ON になっていたが、ダ イナミック ToT 法においては、処理回路に入った 信号は、閾値を超えたところでトリガパルスを発 生するが、少しウエイト時間を持たせた後に、閾 値の方を持ち上げていく。このため、信号パルス の大きな部分を横切ることとなり、線形性が担保 されるとともに、パルス幅を短縮することができ る。



図1 ダイナミック ToT 法の原理

本方式においては、従来の ToT 法に対して、変 更する点は閾値の側のみであることが特徴である。 したがって、波形整形は任意の方式を用いること ができ、信号の性質に合わせて適切な処理を施す ことができるという利点がある。図 2 には台形整 形の場合を示したが、この場合には直線性は完全 に担保される。また、計測すべき信号側には変更 は加えないため、動的な処理に伴う雑音等の影響 も小さく抑えることができる。



図2 台形整形波形の場合

3. ダイナミック ToT の原理による ASIC の試作

このようにダイナミック ToT 法には多チャネル システムにおける波高分析に適用して多くの利点 が得られる手法である。特に高分解能 PET のよう に、エネルギー分解能とチャネル数を両立させる 必要がある応用に適した信号処理法である。そこ で、東京大学においては、この方式を実装した ASIC の開発をスタートした。本 ASIC は、アバランシェ フォトダイオード等に直接接続して、信号の波高 分析、時間分析を行うものである。図 3 に試作し た 8 チャネルの ASIC のレイアウトを示す。TSMC の 0.25um の CMOS プロセスを用いている。この ASIC を用いて動作させた結果、図 4 に示すように 各チャンネルの線形性が得られた。現在、64 チャ ネルのものを設計しているところである。



図3 試作したダイナミック ToT ASIC



図4 試作したダイナミック ToT ASIC の各チャネ ルの入力電荷とパルス幅の関係

4. 結論

Time over Threshold 法によるマルチチャネル信 号処理について紹介し、この原理を改良したダイ ナミック ToT 法について示した。現在、CMOS プ ロセスを用いて8チャネルのASICの開発まで成功 しており、ディジタル信号に今後、高分解能・多 チャネルの PET に対して有効に応用できることが 期待される。

参考文献

- [1] I. Kipnis, T. Collins, J. DeWitt, et al., " A Time-over-Threshold Machine: the Readout Integrated Circuit for the BABAR Silicon Vertex Tracker," IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. NS44(3), 2002, pp. 289-297.
- [2] K. Shimazoe, H. Takahashi, T. Fujiwara et al., "A new dynamic time over threshold method", IEEE NSS Conference Record, 2009, pp. 1916-1918.

(33) PET/MRI 装置開発とその後

山本誠一

名古屋大学大学院医学系研究科 医療技術学専攻 医用量子科学分野

1. はじめに

PETとMRIの同時測定が可能なPET/MRI一体型 撮像装置は、新しい分子イメージング機器として 注目されている。PET と MRI の同時測定を可能に するために、これまで主に2つの方法が試みられ てきた。一つは PET 用検出器のシンチレータのみ を MRI の高磁場中に配置し、シンチレーション光 を、光ファイバーを用いて磁場強度が十分に低い 場所まで伝送し、その場所に配置した位置有感型 光電子增倍管 (position sensitive photomultiplier tube: PSPMT) で検出すると言う方法である。最初の MRI 中で撮像可能な PET 装置の開発は、この方式を用 い 1997 年ごろ UCLA で行われた[1-4]。この方式 は、PET と MRI の電気磁気的な相互影響が無いと いう利点がある。しかし光ファイバーをシンチレ ータと PSPMT の間に入れる必要があり、また検出 器リング数が1 リングに限られる問題点があった [1,2,4]。また光ファイバーによる光の減衰が PET 装置の性能を低下させるという問題点もある [6-7]。

PET と MRI の同時測定を行うための他の方法は、 MRI の高磁場に対しても比較的不感なアバランシ ェフォトダイオード(APD)あるいは位置有感型 APD(PSAPD)とシンチレータを MRI 中に配置する 方法である。Pichler らは APD を用いたシンチレー ション検出器を MRI 中で評価した[8]。その後, APD 検出器ブロックを 8 個配置した小型 PET 装置を MRI 中に配置し,同時測定を行った[9]。APD を用 いた MRI 中で測定可能な PET 装置は,当時の CTI 社 (その後のシーメンス社) との共同研究で, APD を用いた検出器技術はシーメンス社製の MRI 中で 測定可能な頭部用 PET 装置[10]あるいは全身用 PET/MRI 一体型撮像装置にも応用されている[11]。 さらに小動物用 APD-PET 装置も開発し MRI との 同時測定を行っている[12]。

APD あるいは PSAPD を用いる方法 [10-14] は, 光ファイバーを用いないので光の減衰が無く、PET 装置の性能の低下が無い反面、PET と MRI の電気 磁気的な相互影響が避けられず、PET あるいは MRI の画質の低下や、アーチファクトが生じるという 問題点がある[15]。また APD は利得が小さく高利 得の増幅器を使用することよる時間分解能特性の 劣化,さらにこれらの半導体光センサーが大きな 温度特性を持つことも問題である。 最近,新しい半導体光センサーであるシリコン フォトマル(Si-PM)が,特にPET/MRI一体型撮 像装置への利用に関連して注目されている。Si-PM は利得が光電子増倍管(PMT)と同程度に大きく, 時間特性に優れており,LaBr₃との組み合わせで 100ps 程度の消滅放射線に対する時間分解能を得 たという報告もある[16]。Si-PM は半導体光センサ ーであるため,静磁場の影響をほとんど受けず, MRI 中で測定可能なPET 装置用光センサーとして 有望であり,メーカーも含めて多くの研究開発が 始まっている。

我々は,光ファイバー型 PET/MRI 一体型撮像装 置のみならず[17-18],Si-PM を用いた PET 装置の 開発を行い[19] MRI 中での撮像を試みた。光ファ イバー式 PET/MRI 一体型撮像装置と Si-PM を用い た PET/MRI 装置,両方の開発経験から,両方式の 問題点等を紹介する。

最近,医療機器メーカーが PET/MRI を開発しは じめたことから,研究者は,より新しい装置の開 発に着手する必要があると感じている。PET/MRI 開発の後に来る可能性のある新しい装置について も紹介する。

2. 光ファイバー型PET/MRI一体型装置

筆者らはこれまで 2 機種の光ファイバー型 PET/MRI 一体型撮像装置を開発してきたが[17-18], 両方の装置とも大変安定して動作しており,分子 イメージング研究に日常的に使われている。図2 に開発した PET/MRI 装置の写真を示す。永久磁石 式 MRI のヨーク部の後方の磁場が低いこと(最大 3 ガウス程度)を利用して、その部分に PET 用 PSPMT を配置している。MRI の撮像視野内に配置 した PET 用シンチレータの発光を光ファイバーで PSPMT に導くが、この構成により光ファイバーの 長さを1 m以下と短くし,光の損失を小さく出来 るのみならずコストの削減でき,装置も小型化で きた。



図1開発した光ファイバー型 PET/MRI 装置

PET 装置の性能は視野中心における空間分解能 が 1.2mm 程度,点線源に対する感度が体軸方向視 野中心で 1.2%程度と,他の小動物用 PET 専用装置 に比べても優れている[18]。同時測定により得られ たマウスの画像の一例を図 2 に示す。開発した PET/MRI 一体型装置は MRI の撮像視野内に電気的 な部品を配置しないので、PET 用検出器等による MR 画像の劣化は観察されず、また MRI の静磁場、 変動磁場(RF コイルからの高周波磁場、傾斜磁場 の変化)による PET 装置の画質の劣化も無い。PET 装置の感度安定性も 1%以下と極めて優れている [18]。

0	۲	۲	۲
E)	(T	30	9
0	0	0	9

図2 ファイバー型 PET/MRI 装置で同時測定によ り得られたマウスの頭部画像

3. Si-PM-PET/MRI

Si-PM を用いた PET 装置は、出力される信号レベルが大きいので PMT 用回路と類似の回路で処理が可能であり、APD や PSAPD を用いた PET 装置に比べ開発は容易である。開発した小動物用 Si-PM-PET 装置を図 3 に示す。検出器は発光減衰時間の異なる2種のLGSOを用い波形解析により2 層の DOI 検出を可能にした。性能は視野中心において、空間分解能 1.5mm 程度,感度は 0.8%程度であった[19]。



図 3 小動物用 Si-PMPET 装置

その Si-PM-PET を 0.3T の永久磁石型 MRI 装置 と一体化した場合どのような問題が生じるか評価 した。この構成は APD を用いた PET/MRI 一体型装 置とほぼ同じであるが, PET 用電子回路を MRI の 外に置くことで PET と MRI の相互影響を減らして いる[20-21]。多少の PET と MRI の相互影響は観察 されたが同時測定は可能であった。

4. PET/MRI以降の研究テーマ

全身用のPET/MRI 装置をシーメンス社が発売し、 その他の大手医療機器メーカーも開発中と噂され る状況で、当該分野の研究者は何を開発すべきか、 悩ましいところである。現在市販されている PET/MRI 一体型撮像装置の問題点として、価格が 非常に高いとことがあげられる。廉価で手軽に使 える PET/MRI 装置は今後のテーマと思われる。ま た PET/MRI に比べ、遥かに開発が困難な SPECT/MRI 装置も興味深い。

Si-PM を用いると極めて小さなシンチレータを 弁別できることから[22], 超高分解能 PET の開発と 高磁場 MRI との組み合わせも面白いと考えている。 さらに Si-PM と高速シンチレータの組み合わせで, 高い時間分解能を達成できることから TOF 情報を 有効に利用した PET/MRI 装置なども興味深いが, 高精度な時間情報測定技術の開発が必要となる。 いずれにしても,研究者は何をなすべきか,新た な発想を要求される段階にあることを実感してい る。

参考文献

- [1] Shao Y, et al. IEEE Trans Nucl Sci. 1997;44: 1167-71
- [2] Shao Y,et al. Phys Med Biol. 1997; 42:1965-70
- [3] Garlick PB, et al. NMR Biomed. 1997; 10: 138-42
- [4] Slate R, et al. IEEE Trans Nucl Sci. 1999; 46: 565-570
- [5] Yamamoto S, et al. IEEE Trans Nucl Sci. 2005; 52: 33-7
- [6] Yamamoto S, et al. IEEE Trans Nucl Sci. 2009; 56(5), 2706-2713
- [7] Imaizumi M,et al. Japanese Journal of Radiology. 2009; 27:252-6
- [8] Pichler BJ,et al. IEEE NSS & MIC Conference Record. 1997; vol.2, 1237-1239

[9] Pichler BJ, et al. J Nucl Med. 2006; 47: 639-47

[10] Kolb A, et al. Eur Radiol. 2012; 22(8):1776-88

[11] Delso G, et al. J Nucl Med. 2011; 52(12):1914-22

[12] Judenhofer MS, et al. Nat Med. 2008; 14:459-65.

[13] Catana C, et al. J Nucl Med. 2006; 47: 1968-76

[14] Catana C, et al. Proc Natl Acad Sci USA. 2008; 105: 3705-10

[15] Schlyer D, et al. IEEE NSS & MIC Conference Record. 2006; 4: 2340-4

- [16] Schaart D.R., et al. Phys Med Biol. 2010; 55(7):N179-89
- [17] Yamamoto S, et al. Ann Nucl Med. 2010; 24(2): 89-98
- [18] Yamamoto S, et al. Med Phy. 2012; 39(11): 6660-6671
- [19] Yamamoto S, et al. Phys Med Biol. 2010;55(19):5817-31
- [20] Yamamoto S, et al. Phys Med Biol. 2011;56(13):4147-59
- [21] Yamamoto S, et al. Phys Med Biol. 2012;57(2):N1-13
- [22] Yamamoto S, et al. Phys Med Biol.2011;56(20):N227-36

(34)機能画像における PET と MRI の相補性を利用した相乗効果について

原田雅史、久保 均、阿部考志、森 健治 徳島大学大学院ヘルスバイオサイエンス研究部

1. はじめに

PET/CT 装置は、特に FDG を使用して癌診療に おける臨床有用性が高く、臨床普及が進んでいる。 CTデータの情報は、吸収補正にも利用でき、かつ 解剖学的情報との融合は、臨床診断において相乗 効果をもたらしているといえる。最近臨床現場に も導入されようとしている PET/MRI 装置は、MRI の高いコントラスト分解能に期待がある一方で、 MRI では肺野の描出が技術的に困難で、骨皮質の 評価も難しい等の欠点も考えられる。また、吸収 補正の場合に、X 線と同等の精度が得られるかど うかも検討する必要があると考えられる。ここで は、PET と MRI 情報を融合させることで、臨床有 用性の向上を図るためには、単純な形態情報との 融合効果以上の相乗効果が必要と考えられ、現時 点で予想されるそのような相乗効果を生み出す応 用について検討を行う。

2. MRIとPETにおける機能情報の違い

MRIとPETの大きな違いは、MRIは主として内 在性の原子核の磁気スピンに由来する信号を測定 して画像化するのに対して、PET は体外のトレー サーを投与してその動態を画像化する点である。 MRI もトレーサーによる画像化は可能であるが、 現時点では臨床現場で応用可能な方法は非常に限 られている。従って、MRI は内因性物質を対象と する画像であり、PET は外因性物質によるトレー サー画像であるといえる。MRI を用いた機能検査 の多くは内因性物質を対象としており、トレーサ ーにおける生体環境との相互作用等の影響は考慮 する必要はない。まず、MRI を用いた代表的な機 能検査について紹介する。

a)functional MRI:神経血管カップリングにより神 経活動と関連した血流変化をマッピングして、賦 活部位を検出する手法であるが、最近では安静時 にも神経ネットワークに関連した信号のゆらぎ (fluctuation)があることが広く知られるようになり、 神経ネットワークの結合度も評価できる手法とし て利用されている。これまでの task を行う手法に 対して、何も賦活を行わない安静状態での機能検 査となることから resting fMRI と称されている。 resting fMRI では、5種類程度の結合度の高いネッ トワークが存在することが報告されているが、特 に最近では default mode network(DMN)と呼ばれる 神経ネットワークが注目されている。DMN では、 統合失調症やアルツハイマー病等の機能的疾患に おいて正常と異なる状態が指摘されており、結合 度(connectivity)が低下することが報告されている。 疾患における神経ネットワークの機能的な変化が 代謝や病因と関連している可能性が推察される。 図:DMN の検出



b)Diffusion-based tractography:resting fMRI が機能 的な神経ネットワークの connectivity を検出するの に対して、diffusion を用いた tractography は物理的 な神経ネットワークに関連する指標と考えられる。 resting fMRI による機能的ネットワーク指標と diffusion をベースとした物理的ネットワーク指標 との関連性から疾患の病態や機能的な背景を反映 する情報を得る可能性も期待できる。

c)MR spectroscopy: 内因性の代謝物を測定する方法 であるが、感度の問題から PET による代謝動態の 測定にくらべると臨床応用可能な代謝物は限定さ れる。神経疾患では n-acetyl aspartate が神経細胞指 標とされ、myo-inositol が astrocyte の指標と考えら れている。Choline 含有物質は腫瘍等の細胞膜破壊 や再生を反映する代謝物である。Lactate はエネル ギー代謝障害により増加する代謝物であるが、腫 瘍の場合には Warburg 効果により TCA 回路よりも 嫌気性代謝回路からエネルギーを得ていることが 多い。神経疾患においては最近 MRS を用いたアミ ノ酸系神経伝達物質の評価が多く行われるように なっている。特に NMDA 受容体の神経伝達はグル タミン酸であり、アルツハイマー病や自己抗体脳 炎において異常の存在が示唆される。また、代表 的な抑制系神経伝達物質である GABA は、濃度が 微量であるため通常の手法では測定精度が低いが 信号編集の手法を用いて、比較的高感度に測定で きるようになった。グルタミン酸と GABA 系神経 は抑制と興奮系の神経バランスとして重要な伝達 物質として、多くの神経機能疾患において異常が 報告されている。

d)灌流評価: MRI では血流に RF パルスで信号を与 えることにより、灌流情報を反映した画像を得る ことができる。RI や CT と異なり内因性の信号で あり、トレーサーを投与することなく血流の情報 を得ることができ、さらに信号の授与から撮像ま でに時間により通過時間に関連する情報も取得で きる。この特徴は、灌流画像の信号強度が通過時 間にも影響を受ける欠点ともなり得るが、補正す ることで血流値として定量することも試みられて いる。

e)血管透過性と細胞外腔評価:血管透過性のある造 影剤を投与し経時的に組織移行を測定することに より、コンパートメントモデルを利用して解析を 行い血漿量のほか血管透過性や細胞外腔を評価す ることが可能である。この方法は血管透過性のあ るトレーサーを利用するすべての画像検査で可能 であるが、MRI は造影剤の緩和効果が高いため CT とくらべると少量の造影剤で変化が検出できる利 点がある。この方法は新生血管の量的・質的な評 価が病態把握や予後に関連する腫瘍疾患において よく用いられるようになっている。

f)その他の機能評価:MRI を用いた機能評価として は、硬度(elastography)、温度(thermography)、流体 評価や化学交換(CEST)評価等があるが、現時点で は限られた範囲での応用であり、汎用性は高くな いが、今後の発展が期待される。また、PET と同 様のトレーサー法を用いた手法として安定同位体 である¹⁹F,¹³C,²³Na等で標識された化合物を投与 してその分布と代謝を画像化する手法がある。欠 点として PET とくらべて遙かに低い測定感度のた めに空間及び時間分解能の向上が困難な点にある。 これを改善させる方法としていくつか検討が行わ れているが、一つは過偏極を生じさせる方法であ り、今後の開発が期待されている。

3. MRIの機能評価との融合によるPET有用性の相乗 効果について

a)resting fMRI による DMN との融合及び diffusion-based tractographyによる物理的ネットワ ークとの融合

神経機能はそれぞれの細胞のviabilityよりもネットワークとしての結合様式や結合度との関連が重要と考えられる。PETでこのネットワークの情報を得ることは容易ではないと予想され、機能的なネットワークの評価方法であるresting fMRIと物理的な神経ネットワークを評価するdiffusion-based tractographyとの融合により、PETで評価が難しい神経ネットワークの情報と融合することができ、相補的に利用できる。特にアルツハイマー病等の認知症や統合失調症等の精神疾患においてはネットワーク異常との関連が脳機能を評価する際に有用と考えられ、それぞれを個別に評価するよりも相乗効果が期待される。

b)MR spectroscopyの情報との融合:¹¹C-Cholinenに よるPETでは投与されたcholineの取り込みの評価 が行え、MRSによるcholine信号は、内因性の遊離 choline濃度を反映する。同じcholine含有物質の情報 であるが、それぞれ取り込みと放出に関連する異 なる情報と考えられ、両者の結果に乖離が見られ る場合も想定され、より詳細な細胞代謝機能評価 が可能となると期待される。

また、神経伝達物質であるグルタミン酸とGABA の評価においても、PETでは主として神経細胞の受 容体の評価となり、MRSでは伝達物質プールを反 映すると考えられる。これらにより受容体濃度と 伝達プールという異なる局在の評価が可能となる。 例えばpost synapseの神経細胞減少を反映して受容 体濃度は低下しても、post synapseの神経伝達物質 はむしら代償的に増加し、機能維持を図っている 状態があることも予想される。このように神経伝 達における代償能の評価に、PETとMRSの情報の融 合は非常に有用であると考えられる。



c)灌流情報や血管機能評価との融合: 脳虚血におけ るmisery perfusionの区別や脳血管予備能の評価に も応用できるが、血管新生に関連する情報はPET トレーサーの集積における血管因子の関与を評価 することができ、標的細胞の代謝とその環境因子 となる血管新生の評価を区別することができると 考えられる。

4.まとめ

MRI で評価できる機能情報は多くが内因性物質 に 起因する情報であり、PET ではトレーサーに 依存するため外因子物質の取り込みに関連する情 報である。従って、同種類の代謝情報であっても、 その性格や局在等が異なる可能性も考えられ、両 者の融合による相乗効果が期待される。

(35) PET 解析基盤技術の開発

渡部浩司 大阪大学大学院医学系研究科医薬分子イメージング学寄附講座

1. はじめに

PET カメラは、非常に高感度で、陽電子放出核 種の体内分布を、定量的に測定できる装置であり、 基礎研究から臨床応用に広く利用されている。通 常、PET による実験・検査では、ある特定の分子 に陽電子放出核種をラベルし、その体内分布を観 測するが、PET カメラが観測しているものは、あ くまでも陽電子放出核種から放出された 511keV の消滅ガンマ線であり、特定の分子そのものを観 測しているわけではない。PET 画像の一画素の値 は、特定の分子に由来するものもあれば、その代 謝物から放出されたガンマ線によるものもあり、 PET 画像だけでは区別がつかない。また、PET の 撮像が放射線測定によるものである以上、それに 由来したさまざまな誤差要因が含まれる。つまり、 PET カメラの測定値は、ポアソン分布に基づく統 計量であり、ゆらぎを持って観測される。また、 ガンマ線の散乱、減弱は避けることができず、そ れら物理事象が画素値に影響を与える。そのため、 PET 画像のデータを解釈する場合、そのデータに 含まれる情報を十分に理解する必要がある。「PET 解析」とは、このような混沌とした PET データか ら有益な情報を引き出す作業といえる。

本発表では、「PET 解析」のための、我々が試 みてきたさまざま基盤技術の紹介をする。

2. 動き補正

PET 検査では、時に 1 時間以上、放射性薬剤投 与時から被検者を固定して、体内の放射能分布を 測定する必要がある。PET の画像再構成および PET データを用いた薬物動態解析においても、撮 像中、被検者が動かないことを前提にしており、 被検者が動くことにより、画質の劣化、定量性の 劣化が生じる。

そこで、図 1 に示す光学式トラッキング装置を用いて、PET 撮像中の被検者の動きを常時モニター し、その動きデータから PET 画像を補正するシス テムを開発した(図 2)。



3. 画像フュージョン

現在、さまざまな医用画像モダリティが存在し、 複数の画像モダリティで画像診断することが一般



図 2: Hoffman ファントムを用いた実験結果。ファ

ントムを固定して撮像 (上), ファントムを回転し な がら撮像 (中), 動き補正後 (下)

的になってきた。それぞれの画像モダリティは、 異なる特色を持っており、それら情報を融合する ことにより、診断能の向上や新たな診断基準の提 供が期待できる。PET データはその原理から、MRI や X 線 CT 装置に比べて高い空間分解能は期待 できない。したがい、MRI や X 線 CT 画像によ る、高分解能の解剖学的情報と PET による機能情 報を組み合わせることにより、情報量を飛躍的に 向上できる。実際、PET カメラと X 線 CT カメ ラを組み合わせた PET/CT 装置は、瞬く間に普及 し、現状、商用の PET 装置は、PET/CT 装置とな った。

我々は、より汎用的に複数モダリティの画像フ ュージョンが可能なシステムを、光学式トラッキ ング装置を用いて構築した(図 3)。

4. PET データ解析プラットホーム PyBLD

PET データをもとに薬物の動態解析をするため には、以下のような作業が必要となる。

- 1. PET 画像の読み込み
- 2. 入力関数の読み込み
- 3. 関心領域の設定
- 4. 放射能時間曲線の算出
- 実際のデータをコンパートメントモデル などの数理モデルに当てはめることにより、薬物動態に 関わるパラメータの算出

以上の作業は時に非常に煩雑であり、マニュアル 操作も多く、操作上のミスも起こりやすい。この 作業を軽減するために、商用のソフトウェアとし て PMOD(スイス PMOD 社) がもっとも有名であ るが、高価なソフトウェアであるため、導入が難 しいという問題がある。我々は、PyBLD という PET データを解析するためのソフトウェアを開発 した。このソフトウェアはオープンソースで提供 されており、誰もが自由に利用可能である。



図 3: 光学式トラッキング装置を用いたマルチモ ダ リティフュージョンシステム。PET と MRI 画像 の フュージョンを行う

5. 分子イメージングのための情報システム

PET などを用いた分子イメージング研究では、 さまざまな対象、さまざまな撮像機器からのデー タ、さまざまな薬剤に対して、網羅的に研究する 必要がある。また、データには、画像はもちろん のこと、分析機器からの出力、生理機能計測結果 等、異なる用途、異なるフォーマットのファイル が多数含まれる。我々は、分子イメージング研究 に特化した情報システムを構築した。このシステ ムにより、画像のみならず、多数のデータを統合 的に管理ができる (図 4)。



図 4: 分子イメージング情報システムの概念

6. おわりに

以上いくつかの「PET 解析」のための基盤技術 を紹介した。PET データの解析は、定性的な画像 診断から、より複雑な定量解析まで、その状況や ニーズによってまったく異なる方法を取りうる。 適切な解析方法を選択しないと、間違った情報と なったり、不十分な情報しか得られなかったりし うる。PET データへの理解が重要である。

1. 研究成果

1.1 原著論文(7)

- [1] Eiji Yoshida, Shoko Kinouchi, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, Naoko Inadama, Hideo Murayama, Taiga Yamaya, "System design of a small OpenPET prototype using 4-layer DOI detectors," Radiological Physics and Technology, 5, pp. 92-97, 2012.
- [2] Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Shoko Kinouchi, Fumihiko Nishikido, Naoko Inadama, Hideo Murayama, Mikio Suga, Hideaki Haneishi, and Taiga Yamaya, "Real-time Imaging System for the OpenPET," IEEE Trans.Nucl. Sci., vol. 59, No. 1, pp. 40-46, Feb., 2012.
- [3] Yujiro Yazaki, Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Takayuki Mitsuhashi, Mikio Suga, Kengo Shibuya, Mitsuo Watanabe, Takaji Yamashita, Eiji Yoshida, Hideo Murayama, and Taiga Yamaya, "Development of the X'tal cube: a 3D position-sensitive radiation detector with all-surface MPPC readout," IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 59, pp. 462-468, 2012/4.
- [4] Hideaki Tashima, Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Shoko Kinouchi, Mitsuo Watanabe, Eiichi Tanaka, "A single-ring OpenPET enabling PET imaging during radiotherapy," Phys. Med. Biol., 57, pp. 4705-4718, 2012 <FREE ARTICLE>.
- [5] Shoko Kinouchi, Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Hiroyuki Kudo, Hideaki Haneishi, and Mikio Suga, "GPU-Based PET image reconstruction using an accurate geometrical system model," IEEE Trans.Nucl. Sci., vol. 59, no. 5, pp. 1977-1983, 2012/10.

(共同研究)

- [6] Tomoyuki Hasegawa, Keiichi Oda, Takahiro Yamada, Mikio Matsumoto, Yasushi Sato, Hideo Murayama, Hideyuki Takei, "Novel point-like Ge-68/Ga-68 radioactive source with spherical positron absorber," IEEE Trans.Nucl. Sci., Vol. 59, pp. 24 - 29, Feb., 2012.
- [7] Hasegawa, T., Oda, K., Sato, Y., Ito, H., Masuda, S., Yamada, T., Matsumoto, M., Murayama, H., Takei, H. : Microfocus x-ray imaging of traceable pointlike 22Na sources for quality control. Med. Phys., 39(7), pp. 4414-4422, 2012.

1.2 プロシーティング(19)

- [1] Hiroki Yamashita, Eiji Yoshida, Shoko kinouchi, Hideaki Tashima, Hideo Murayama, Taiga Yamaya and Mikio Suga, "Design study of the DOI-PET scanners with the X'tal Cubes toward sub-millimeter spatial resolution," Proceedings of Medical Engineering Week 2012 in Chiba, pp. 69-70, 2012.2/21-23.
- [2] Kiyoshi Masuda, Eiji Yoshida, Shoko Kinouchi, Taiga Yamaya, Mikio Suga, "Basic investigation of effective OpenPET geometries for an entire-body PET," Proceedings of Medical Engineering Week 2012 in Chiba, pp. 71-72, 2012.2/21-23.
- [3] Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Shoko Kinouchi, Yasunori Nakajima, Fumihiko Nishikido, Yoshiyuki Hirano, Hideaki Tashima, Hiroshi Ito, Mikio Suga, Hideaki Haneishi, Shinji Sato, Taku Inaniwa, "A small prototype of a single-ring OpenPET," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record (NSS/MIC), M06-2, 2012.
- [4] Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Yoshiyuki Hirano, Fumihiko Nishikido, Naoko Inadama, Hideo Murayama, Hiroshi Ito and Taiga Yamaya, "One-Pair Measurement System for Efficient Imaging Performance Evaluation of Prototype DOI-PET Detectors," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record (NSS/MIC), M09-76, 2012.
- [5] Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Tetsuya Shinaji, Yoshiyuki Hirano, Shoko Kinouchi, Fumihiko Nishikido, Mikio Suga, Hideaki Haneishi, Hiroshi Ito and Taiga Yamaya, "Simulation study of real-time tumor tracking by OpenPET using the 4D XCAT phantom with a realistic 18F-FDG distribution," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record (NSS/MIC), M10-21, 2012.
- [6] Asuka Tanigawa, Taiga Yamaya, Hiroshi Kawaguchi, Yoshiyuki Hirano, Takahiro Shiraishi, Katsuyuki Tanimoto, Eiji Yoshida, Hiroshi Ito, Takayuki Obata, and Mikio Suga, "Hybrid segmentation-atlas method for PET-MRI attenuation correction," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record (NSS/MIC), M10-54, 2012.
- [7] Fumihiko Nishikido, Takayuki Obata, Naoko Inadama, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Mikio Suga, Hideo Murayama, Hiroshi Ito and Taiga Yamaya, "Prototype integrated system of DOI- PET and the RFcoil

specialized for simultaneous PET-MRI measurements," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record (NSS/MIC), M10-61, 2012.

- [8] 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," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record (NSS/MIC), M12-5, 2012.
- [9] Naoko Inadama, Takahiro Moriya, Yoshiyuki Hirano, Fumihiko Nishikido, Hideo Murayama, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Munetaka Nitta, Hiroshi Ito, and Taiga Yamaya, "X'tal Cube Detector Composed of a Stack of Scintillator Plates Segmented by Laser Processing," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record (NSS/MIC), M13-5, 2012.
- [10] Eiji Yoshida, Yoshiyuki Hirano, Hideaki Tashima, Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Takahiro Moriya, Tomohide Omura, Mitsuo Watanabe, Hideo Murayama, Hiroshi Ito, Taiga Yamaya, "Impact of the laser-processed X'tal cube detector with 1 mm isotropic resolution in PET imaging," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record (NSS/MIC), M16-15, 2012.
- [11] Eiji Yoshida, Shoko Kinouchi, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, Yoshiyuki Hirano, Naoko Inadama, Hideo Murayama, Hiroshi Ito, Taiga Yamaya, "Development and performance evaluation of a singlering OpenPET prototype," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record (NSS/MIC), M16-16, 2012.
- [12] Tetsuya Shinaji, Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Hideo Murayama, Taiga Yamaya, Hideaki Haneishi, "Time delay correction method for PET-based tumor tracking," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record (NSS/MIC), M16-29, 2012.
- [13] Takahiro Matsumoto, Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Fumihiko Nishikido, Naoko Inadama, Hideo Murayama, and Mikio Suga, "Simulation Study to Optimize the Number of Photo-detection Faces and Inter-crystal Materials for the X'tal Cube PET Detector," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record (NSS/MIC), M16-59, 2012.
- [14] Munetaka Nitta, Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Yoshiyuki Hirano, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Hideyuki Kawai, Hiroshi Ito and Taiga Yamaya, "Influence of Misalignment of a Scintillator Array and a Multi-Anode PMT for 4-layer DOI PET detector," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record (NSS/MIC), M16-70, 2012.
- [15] Munetaka Nitta, Yoshiyuki Hirano, Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Hideyuki Kawai, Hiroshi Ito and Taiga Yamaya, "Development of a four-layer DOI detector composed of Zr-doped GSO scintillators and a high sensitive multi-anode PMT," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record (NSS/MIC), M16-71, 2012.
- [16] Shoko Kinouchi, Taiga Yamaya, Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Hiroshi Ito and Mikio Suga, "Total variation minimization for in-beam PET image reconstruction," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record (NSS/MIC), M17-42, 2012.
- [17] Hideaki Tashima, Yoshiyuki Hirano, Shoko Kinouchi, Eiji Yoshida, Hiroshi Ito and Taiga Yamaya, "Theoretical and Numerical Analysis of the Single-Ring OpenPET geometry for in-beam PET," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record (NSS/MIC), M22-14, 2012.
- [18] Fumihiko Nishikido, Yoshiyuki Hirano, Naoko Inadama, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Shinji Sato, Taku Inaniwa, Hideo Murayama, Hiroshi Ito and Taiga Yamaya, "Optimization of the in-beam OpenPET detector for carbon beam irradiation," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record (NSS/MIC), M22-2, 2012.
- [19] Fumihiko Nishikido, Takashi Moritake, Shunji Kishimoto and Taiga Yamaya, "X-ray detector made of plastic scintillators and WLS fiber for real-time dose distribution monitoring in interventional radiology," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record (NSS/MIC), N14-173, 2012.

1.3 学会発表(63)

・国際会議(ロ頭発表)(10)

- [1] Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Shoko Kinouchi, Hidekatsu Wakizaka, Atsushi Tsuji, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, "In-beam imaging tests of the small Openpet prototype with radioactive beam irradiation," World Congress on Medical Physics and Miomedical Engineering 2012, TH.03/03.2-6, 2012/5/29 (Beijing) (oral)
- [2] Eiji Yoshida, Yoshiyuki Hirano, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, Takahiro Moriya, Tomohide Omura, Mitsuo Watanabe, Hideo Murayama, Naoko Inadama, Taiga Yamaya, "Imaging resolution measurement of the X'tal cube PET detector with laser-processed 2 mm segments," World Congress on Medical Physics and

Miomedical Engineering 2012, TH.02/05.2-2, 2012/5/29 (Beijing) (oral)

- [3] Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Shoko Kinouchi, Hidekatsu Wakizaka, Atsushi Tsuji, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, Yoshiyuki Hirano, Mikio Suga, Hideaki Haneishi, Yasunori Nakajima, Shinji Sato, Taku Inaniwa, "Development of OpenPET for in-beam imaging during carbon ion therapy," NIRS-Columbia University Joint Workshop 2012, 2012/6/12, NIRS. (平野発表 oral)
- [4] Eiji Yoshida, Yoshiyuki Hirano, Hideaki Tashima, Mitsuo Watanabe, Fumihiko Nishikido, Hideo Murayama, Naoko Inadama, Taiga Yamaya, "Impact of the X'tal cube detector with isotropic resolution on PET image resolution," Journal of Nuclear Medicine, Vol. 53, Sup. 1, 15P, May 2012. (SNM2012 Annual Meeting Scientific Abstracts, #49, 2012/6/10@Miami, ORAL)
- [5] Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Shoko Kinouchi, Hidekatsu Wakizaka, Atsushi Tsuji, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, Yasunori Nakajima, Shinji Sato, Taku Inaniwa, "Washout effect in rats during in-beam imaging by the small OpenPET prototype," Journal of Nuclear Medicine, Vol. 53, Sup. 1, 589P, May 2012. (SNM2012 Annual Meeting Scientific Abstracts, #490, 2012/6/12@Miami, ORAL)
- [6] N. Inadama, T. Moriya, Y. Hirano, F. Nishikido, H. Murayama, E. Yoshida, H. Tashima, M. Nitta, H. Ito, T. Yamaya, "X'tal Cube Detector Composed of a Stack of Scintillator Plates Segmented by Laser Processing," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract Book, p. 373, 2012. (M13-5, 2012/11/2@Anaheim)
- [7] E. Yoshida, Y. Hirano, H. Tashima, N. Inadama, F. Nishikido, H. Murayama, H. Ito, T. Yamaya, "Feasibility Study of an Axially Extendable Multiplex Cylinder PET," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract Book, p. 370, 2012. (M12-5, 2012/11/1@Anaheim)
- [8] T. Yamaya, E. Yoshida, S. Kinouchi, Y. Nakajima, F. Nishikido, Y. Hirano, H. Tashima, H. Ito, M. Suga, H. Haneishi, S. Sato, T. Inaniwa, "A Small Prototype of a Single-Ring OpenPET," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract Book, p. 301, 2012. (M06-2, 2012/11/1@Anaheim)
- [9] Hiroshi Kawaguchi, Asuka Tanigawa, Mikio Suga, Yoshiyuki Hirano, Eiji Yoshida, Takahiro Shiraishi, Katsuyuki Tanimoro, Takayuki Obata, Hiroshi Ito, Taiga Yamaya, "Evaluation of MRI-based attenuation correction methods for quantitative human brain PET imaging," Conference records of International Forum on Medical Imaging in Asia (IFMIA) 2012, #114, 2012/11/17 (KAIST, Korea).
- [10] Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Shoko Kinouchi, Yasunori Nakajima, Fumihiko Nishikido, Yoshiyuki Hirano, Hideaki Tashima, Hiroshi Ito, Mikio Suga, Hideaki Haneishi, Shinji Sato, Taku Inaniwa, "Development of a novel open-type pet system for 3D dose verification in carbon ion therapy," Mini-Micro-Nano Dosimetry & International Prostate Cancer Treatment, #126, 2012/12/6-9 (University of Wollongong).

・国際会議(ポスター発表)(23)

- [1] Hiroki Yamashita, Eiji Yoshida, Shoko kinouchi, Hideaki Tashima,Hideo Murayama, Taiga Yamaya and Mikio Suga, "Design study of the DOI-PET scanners with the X'tal Cubes toward sub-millimeter spatial resolution," Medical Engineering 2012 in Chiba, 2/21-23, 2012 (千葉大)
- [2] Kiyoshi Masuda, Eiji Yoshida, Shoko Kinouchi, Taiga Yamaya, Mikio Suga, "Basic investigation of effective OpenPET geometries for an entire-body PET," Medical Engineering 2012 in Chiba, 2/21-23, 2012 (千葉大)
- [3] Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Shoko Kinouchi, Hidekatsu Wakizaka, Atsushi Tsuji, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, Yasunori Nakajima, Shinji Sato, Taku Inaniwa, "Washout Measurement in Rats During In-Beam Imaging By the Small OpenPET Prototype," PTCOG 51 Scientific Meetings Abstract Book, p. 217, 2012. (51st Annual Meeting of Particle Therapy Co-Operative Group, P-ID-20, 2012/5/17-19@Seoul)
- [4] Fumihiko Nishikido, Naoko Inadama, Yoshiyuki Hirano, Shinji Sato, Eiji Yoshida, Taku Inaniwa, Hideo Murayama, Taiga Yamaya, "Evaluation of the OpenPET detector for in-beam imaging using Zr doped GSO crystals under carbon beam," PTCOG 51 Scientific Meetings Abstract Book, p. 219, 2012. (51st Annual Meeting of Particle Therapy Co-Operative Group, P-ID-22, 2012/5/17-19@Seoul)
- [5] Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Tetsuya Shinaji, Yoshiyuki Hirano, Shoko Kinouchi, Fumihiko Nishikido, Mikio Suga, Hideaki Haneishi, Hiroshi Ito, Taiga Yamaya, "Simulation study of real-time tumor tracking by the OpenPET using 4D XCAT phantom with 18F-FDG distribution," Journal of Nuclear Medicine, Vol. 53, Sup. 1, 149P, May 2012. (SNM2012 Annual Meeting Scientific Abstracts, #2420, 2012/6/12@Miami, POSTER)
- [6] Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, Yoshiyuki Hirano, Naoko Inadama, Hideo Murayama, Taiga Yamaya, "Estimating the spatial resolution limits for isotropic-3D PET detector "X'tal cube"," World

Molecular Imaging Congress 2012 Program Book, P163, 2012/9/5 (Dublin, poster)

- [7] F. Nishikido, T. Moritake, S. Kishimoto, T. Yamaya, "X-Ray Detector Made of Plastic Scintillators and WLS Fiber for Real-Time Dose Distribution Monitoring in Interventional Radiology," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract Book, p. 175, 2012. (N14-173, 2012/10/30@Anaheim)
- [8] Y. Hirano, E. Yoshida, F. Nishikido, N. Inadama, H. Tashima, H. Ito, T. Yamaya, "Monte Carlo Estimation of Effects of Secondary Particles on in-Beam OpenPET Imaging," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract Book, p. 182, 2012. (N14-191, 2012/10/30@Anaheim)
- [9] H. Tashima, E. Yoshida, Y. Hirano, F. Nishikido, N. Inadama, H. Murayama, H. Ito, T. Yamaya, "One-Pair Measurement System for Efficient Imaging Performance Evaluation of Prototype DOI-PET Detectors," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract Book, p. 334, 2012. (M09-76, 2012/11/1@Anaheim)
- [10] H. Tashima, E. Yoshida, T. Shinaji, Y. Hirano, S. Kinouchi, F. Nishikido, M. Suga, H. Haneishi, H. Ito, T. Yamaya, "Simulation Study of Real-Time Tumor Tracking by OpenPET Using the 4D XCAT Phantom with a Realistic 18F-FDG Distribution," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract Book, p. 345, 2012. (M10-21, 2012/11/1@Anaheim)
- [11] A. Tanigawa, T. Yamaya, H. Kawaguchi, Y. Hirano, T. Shiraishi, K. Tanimoto, E. Yoshida, T. Obata, M. Suga, "Hybrid segmentation-atlas method for PET-MRI attenuation correction," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract Book, p. 356, 2012. (M10-54, 2012/11/1@Anaheim)
- [12] F. Nishikido, T. Obata, N. Inadama, E. Yoshida, H. Tashima, M. Suga, H. Murayama, T. Yamaya, "Prototype Integrated System of DOI- PET and the RF-Coil Specialized for Simultaneous PET-MRI Measurements," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract Book, p. 359, 2012. (M10-61, 2012/11/1@Anaheim)
- [13] E. Yoshida, Y. Hirano, H. Tashima, N. Inadama, F. Nishikido, T. Moriya, T. Omura, M. Watanabe, H. Murayama, H. Ito, T. Yamaya, "Impact of the Laser-Processed X'tal Cube Detector with 1 mm Isotropic Resolution in PET Imaging," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract Book, p., 2012. (M16-15, 2012/11/2@Anaheim)
- [14] E. Yoshida, S. Kinouchi, H. Tashima, F. Nishikido, Y. Hirano, N. Inadama, H. Murayama, H. Ito, T. Yamaya, "Development and Performance Evaluation of a Single-Ring OpenPET Prototype," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract Book, p. 405, 2012. (M16-16, 2012/11/2@Anaheim)
- [15] T. Shinaji, H. Tashima, E. Yoshida, H. Murayama, T. Yamaya, H. Haneishi, "Time Delay Correction Method for PET-Based Tumor Tracking," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract Book, p. 410, 2012. (M16-29, 2012/11/2@Anaheim)
- [16] T. Matsumoto, T. Yamaya, E. Yoshida, F. Nishikido, N. Inadama, H. Murayama, M. Suga, "Simulation Study to Optimize the Number of Photo-Detection Faces and Inter-Crystal Materials for the Xtal Cube PET Detector," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract Book, p. 420, 2012. (M16-59, 2012/11/2@Anaheim)
- [17] M. Nitta, N. Inadama, F. Nishikido, Y. Hirano, E. Yoshida, H. Tashima, H. Kawai, H. Ito, T. Yamaya, "Influence of Misalignment of a Scintillator Array and a Multi-Anode PMT for 4-Layer DOI PET Detector," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract Book, p. 424, 2012. (M16-70, 2012/11/2@Anaheim)
- [18] M. Nitta, Y. Hirano, N. Inadama, F. Nishikido, E. Yoshida, H. Tashima, H. Kawai, H. Ito, T. Yamaya, "Development of a Four-Layer DOI Detector Composed of Zr-Doped GSO Scintillators and a High Sensitive Multi-Anode PMT," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract Book, p. 424, 2012. (M16-71, 2012/11/2@Anaheim)
- [19] S. Kinouchi, T. Yamaya, H. Tashima, E. Yoshida, H. Ito, M. Suga, "Total Variation Minimization for in-Beam PET Image Reconstruction," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract Book, p. 440, 2012. (M17-42, 2012/11/2@Anaheim)
- [20] Y. Hirano, N. Inadama, E. Yoshida, F. Nishikido, H. Tashima, H. Ito, T. Yamaya, "A New Depth of Interaction PET Detector with Monolithic Plane Scintillator Stack," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract Book, p. 456, 2012. (M18-29, 2012/11/2@Anaheim)
- [21] F. Nishikido, Y. Hirano, E. Yoshida, N. Inadama, H. Murayama, H. Ito, T. Yamaya, "Timing Analysis of the Xtal Cube PET Detector Based on Six-Surface Readout Using 96 MPPCs," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract Book, p. 457, 2012. (M18-31, 2012/11/2@Anaheim)

- [22] F. Nishikido, Y. Hirano, N. Inadama, E. Yoshida, H. Tashima, S. Sato, T. Inaniwa, H. Murayama, H. Ito, T. Yamaya, "Optimization of the in-Beam OpenPET Detector for Carbon Beam Irradiation," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract Book, p. 504, 2012. (M22-2, 2012/11/3@Anaheim)
- [23] H. Tashima, Y. Hirano, S. Kinouchi, E. Yoshida, H. Ito, T. Yamaya, "Theoretical and Numerical Analysis of the Single-Ring OpenPET Geometry for in-Beam PET," 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Abstract Book, p. 509, 2012. (M22-14, 2012/11/3@Anaheim)

国内会議(30)

- [1] 緒方祐真,森谷隆広,稲玉直子,錦戸文彦,吉田英治,村山秀雄,山谷泰賀,羽石秀昭,"PET 検出器におけるレーザ加工結晶内の GPU ベース光伝搬シミュレーション,"電子情報通信学会技術研究報告, Vol. 111, No. 389, pp. 257-261, 2012. (メディカルイメージング連合フォーラム, 2012/1/19-20@那覇)
- [2] 木内尚子,山谷泰賀,田島英明,平野祥之,吉田英治,錦戸文彦,羽石秀昭,菅幹生,"がん診断・治療融合に向けた開放型 PET「OpenPET」の新しい検出器配置法,"電子情報通信学会技術研究報告, Vol. 111, No. 389, pp. 437-439, 2012. (メディカルイメージング連合フォーラム, 2012/1/19-20@那覇)
- [3] 吉田英治, 平野祥之, 田島英朗, 錦戸文彦, 渡辺光男, 村山秀雄, 山谷泰賀, "レーザーによるシンチレー タ内部加工を施した PET 用検出器クリスタルキューブの空間分解能評価," 第59回応用物理学関係連合講 演会 講演予稿集, 16p-C4-17, p. 02-037, 2012 (2012/3/16, 早稲田大)
- [4] 錦戸文彦,小畠隆行,稲玉直子,吉田英治,菅幹生,村山秀雄,山谷泰賀, "RFコイルー体型 PET-MRI 装置用 4 層 DOI-PET 検出器の MRI 中での評価," 第 59 回応用物理学関係連合講演会 講演予稿集, 16a-C4-10, p. 02-061, 2012 (2012/3/16,早稲田大)
- [5] 山谷泰賀,吉田英治,稲玉直子,錦戸文彦,平野祥之,田島英朗,木内尚子,菅幹生,羽石秀昭,渡辺光 男,河合秀幸,山下貴司, "OpenPET 実証機開発プロジェクト計画,"第 59 回応用物理学関係連合講演会 講演予稿集, 16a-C4-11, p. 02-062, 2012 (2012/3/16, 早稲田大) (応用物理学会よりマスコミ各社宛てに 2012 春季講演会の「注目論文」としてメール配信する際の候補論文に推薦されました)
- [6] 山谷泰賀,吉田英治,脇坂秀克,辻厚至,田島英朗,錦戸文彦,木内尚子,中島靖紀,佐藤眞二,稲庭 拓,"OpenPET:小型試作機によるC-10ビーム照射野イメージング性能の実証," 医学物理,第32巻, Sup. 1, p. 209, 2012. (第103回日本医学物理学会学術大会報文集 O-129, 2012/4/13, パシフィコ横浜)
- [7] 錦戸文彦, 稲玉直子, 平野祥之, 吉田英治, 田島英朗, 佐藤眞二, 稲庭拓, 山谷泰賀, "GSOZ を用いた PET 検出器の炭素線照射下における最適化と特性評価," 医学物理, 第 32 巻, Sup. 1, p. 210, 2012. (第 103 回日本医学物理学会学術大会報文集 O-130, 2012/4/13, パシフィコ横浜)
- [8] 田島英朗,山谷泰賀,吉田英治,木内尚子,渡辺光男,田中栄一,"OpenPET:第二世代開放型 PET 「Single-Ring OpenPET」の提案," 医学物理,第32巻,Sup. 1, p. 211, 2012. (第103回日本医学物理学会学 術大会報文集 O-131, 2012/4/13, パシフィコ横浜)
- [9] 中島靖紀,河野俊之,稲庭拓,佐藤眞二,吉田英治,山谷泰賀,Sihver Lembit, "消滅放射線分布の計算 方法改良による複雑形状照射野の3次元線量分布推定,"医学物理,第32巻,Sup. 1, p. 212, 2012. (第 103回日本医学物理学会学術大会報文集 O-132, 2012/4/13, パシフィコ横浜)
- [10] 吉田英治,田島英朗,平野祥之,森谷隆広,大村知秀,渡辺光男,稲玉直子,錦戸文彦,村山秀雄,山谷泰賀,"近接撮像型 PET 用 1 ペア検出器評価システムの開発とクリスタルキューブの空間分解能測定," 医学物理,第32巻,Sup. 1, p. 225, 2012. (第103回日本医学物理学会学術大会報文集 O-145, 2012/4/14, パシフィコ横浜)
- [11] 稲玉直子,森谷隆広,錦戸文彦,吉田英治,田島英朗,平野祥之,村山秀雄,新田宗孝,渡辺光男,山 谷泰賀, "レーザー分割シンチレータのクリスタルキューブ PET 検出器:3D加工法と2D加工法の比較," 医 学物理,第32巻, Sup. 1, p. 226, 2012. (第103回日本医学物理学会学術大会報文集 O-146, 2012/4/14, パシフィコ横浜)
- [12] 谷川明日香,川口拓之,平野祥之,白石貴博,谷本克之,吉田英治,山谷泰賀,小畠隆行,菅幹生, "PET/MRIのための領域分割法と標準画像参照法によるハイブリッド PET 吸収画像生成法,"医学物理,第 32巻, Sup. 1, p. 227, 2012. (第103回日本医学物理学会学術大会報文集 O-147, 2012/4/14, パシフィコ横 浜)
- [13] 平野祥之,吉田英治,錦戸文彦,稲玉直子,稲垣枝里,小畠隆行,山谷泰賀,"MPPCとLGSOシンチレー タを用いたPET検出器の磁場中における動作特性評価,"医学物理,第32巻,Sup. 1, p. 228, 2012. (第103 回日本医学物理学会学術大会報文集 O-148, 2012/4/14, パシフィコ横浜)
- [14] 木内尚子,山谷泰賀,田島英朗,平野祥之,吉田英治,錦戸文彦,羽石秀昭,菅幹生,"第二世代開放型 PET「Single-ring OpenPET」のための検出器配置方法の検討,"医学物理,第32巻, Sup. 1, p. 231, 2012.

(第103回日本医学物理学会学術大会報文集 O-151, 2012/4/14, パシフィコ横浜)

- [15] 新田宗孝,平野祥之,稲玉直子,錦戸文彦,吉田英治,田島英朗,河合秀幸,山谷泰賀, "GSOZ と高感度 PMT を用いた OpenPET 用 DOI 検出器の試作," 医学物理,第 32 巻, Sup. 1, p. 232, 2012. (第 103 回日本医学物理学会学術大会報文集 O-152, 2012/4/14, パシフィコ横浜)
- [16] 山谷泰賀,吉田英治,稲玉直子,錦戸文彦,平野祥之,田島英朗,菅幹生,澁谷憲悟,羽石秀昭,渡辺 光男,"サブミリPET に向けた次世代検出器クリスタルキューブの開発," JSMI Report, p. 47 & p. 69 (日本分 子イメージング学会第7回総会・学術集会, MS-05 & P-003, 2012/5/24, アクトシティ浜松)
- [17] 稲玉直子, 森谷隆広, 錦戸文彦, 平野祥之, 村山秀雄, 吉田英治, 田島英朗, 新田宗孝, 山谷泰賀, "高 分解能 PET 検出器クリスタルキューブにおける結晶素子間条件の検討," JSMI Report, p. 68 (日本分子イメ ージング学会第7回総会・学術集会, P-002, 2012/5/25, アクトシティ浜松)
- [18] 品地哲弥,田島英朗,吉田英治,村山秀雄,山谷泰賀,羽石秀昭, "OpenPET における腫瘍トラッキング," 第 31 回日本医用画像工学会大会 予稿集, OP4-2, 2012/8/4 (@札幌厚生病院)
- [19] Yannan Yin, Takashi Obi, Hideaki Tashima, Tatsuya Kon, Taiga Yamaya, Nagaaki Ohyama, "A new OpenPET based simultaneous whole-body PET/CT geometry and its CT imaging simulation," 第 31 回日本医用画像工 学会大会 予稿集, OP4-3, 2012/8/4 (@札幌厚生病院)
- [20] 田島英朗,山谷泰賀,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」の提案とブロック検出器による実装の検討,"第31回日本医用画像工学会大会 予稿集, OP4-4, 2012/8/4 (@札幌厚生病院)
- [21] 木内尚子,山谷泰賀,田島英朗,吉田英治,菅幹生, "OpenPET による粒子線照射野画像化のための Total variation 最小化画像再構成法の検討," 第31回日本医用画像工学会大会 予稿集, OP4-5, 2012/8/4 (@札幌厚生病院)
- [22] 錦戸文彦,小畠隆行,菅幹生,尾松美香,稲玉直子,吉田英治,村山秀雄,山谷泰賀,"PET-MRI 装置用 RF コイルー体型 PET 検出器の開発,"第73回応用物理学会学術講演会講演予稿集, p. 02-063, 2012. (2012/9/12 愛媛大学,松山大学,演題番号 12p-C7-2)
- [23] 山谷泰賀,吉田英治,田島英朗,木内尚子,菅幹生,羽石秀昭,錦戸文彦,平野祥之,稲玉直子,伊藤浩,"第二世代 OpenPET の小型試作機開発,"第73回応用物理学会学術講演会講演予稿集, p. 02-064, 2012. (2012/9/12 愛媛大学,松山大学,演題番号 12p-C7-3)
- [24] 吉田英治, 平野祥之, 田島英朗, 錦戸文彦, 渡辺光男, 村山秀雄, 稲玉直子, 山谷泰賀, "レーザーによる(1mm)³ピッチのシンチレータ内部加工を施した PET 用検出器クリスタルキューブの開発," 第73回応用物 理学会学術講演会講演予稿集, p. 02-059, 2012. (2012/9/13 愛媛大学, 松山大学, 演題番号 13p-C7-13)
- [25] 錦戸文彦,小畠隆行,菅幹生,尾松美香,清水浩大,稲玉直子,吉田英治,村山秀雄,伊藤浩,山谷泰 賀,"一体型 PET-MRI ディテクタ用試作コイルの PET 検出器との同時計測による性能評価,"日本磁気共鳴 医学会雑誌, Vol. 32, suppl., p. 336, 2012. (第 40 回日本磁気共鳴医学会大会, P-2-99, 2012/9/7@国立京都 国際会館)
- [26] 吉田英治, 平野祥之, 田島英朗, 稲玉直子, 錦戸文彦, 森谷隆広, 大村知秀, 渡辺光男, 村山秀雄, 伊藤浩, 山谷泰賀, "1mm 等方分解能を有するクリスタルキューブ検出器の空間分解能測定," 核医学, 第9巻, 第3号, p. S249, 2012. (第52回日本核医学会学術総会, M2XA1, 2012/10/7@ロイトン札幌)
- [27] 稲玉直子,森谷隆広,平野祥之,錦戸文彦,村山秀雄,吉田英治,田島英朗,伊藤浩,山谷泰賀,"レー ザー加工により立方体に分割した板状シンチレータを用いたクリスタルキューブ PET 検出器の性能評価," 核医学,第9巻,第3号,p. S249, 2012. (第52回日本核医学会学術総会, M2XA2, 2012/10/7@ロイトン札 幌)
- [28] 田島英朗,吉田英治,品地哲弥,平野祥之,木内尚子,錦戸文彦,菅幹生,羽石秀昭,伊藤浩,山谷泰 賀, "¹⁸F-FDG の薬剤分布を持つ 4D XCAT ファントムを用いた OpenPET によるリアルタイム腫瘍追跡の検 討,"核医学,第9巻,第3号, p. S250, 2012. (第52回日本核医学会学術総会, M2XA6, 2012/10/7@ロイト ン札幌)
- [29] 山谷泰賀,吉田英治,稲玉直子,田島英朗,羽石秀昭,村山秀雄,伊藤浩,,"第二世代開放型 PET 「Single-Ring OpenPET」の小型試作機開発,"核医学,第9巻,第3号, p. S250, 2012. (第52回日本核医 学会学術総会, M2XA7, 2012/10/7@ロイトン札幌)
- [30] 生駒洋子,木村泰之,白石貴博,山谷泰賀,須原哲也,伊藤浩,"[¹¹C]racloprideを用いたドーパシンD2受 容体測定における画像位置合わせ体動補正法の確立," 核医学,第9巻,第3号, p. S253, 2012. (第52 回日本核医学会学術総会, M2XC5, 2012/10/7@ロイトン札幌)

1.4 研究会(6+)

[1] 発表多数, Proceedings of the 1st NIRS-SNU Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and

Technology, 2012. (2012/1/26@NIRS)

- [2] 発表多数, 平成 23 年度次世代 PET 研究会予稿集, 2012 (2012/1/27@放医研)
- [3] 脇坂秀克,由井譲二, 謝琳, 曽川千鶴,山谷泰賀, "小動物CTの有用性~実験動物用 3D マイクロX線 CT 「R_mCT2」に関する技術報告~," 第6回技術と安全の報告会講演要旨集, PP-20, 2012/3/8(放医研)
- [4] 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(23P285),"平成 23 年度 HIMAC 共同利用研究成果発表会, 2012/4/23(千葉)
- [5] 中島靖紀, 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(22P177),"平成 23 年度 HIMAC 共同利用研究成果発 表会, 2012/4/23(千葉)
- [6] 発表多数, 第2回 OpenPET 研究会資料集, 2012/7/30 (放医研)

1.5 特許(13)

・出願(6)

- [1] 山谷泰賀,小畠隆行,菅幹生,川口拓之,ほか,"MR 画像からの PET 吸収補正画像生成方法及びコンピュータプログラム,"出願番号:特願 2012-74906,出願日:2012 年 3 月 28 日 (428)
- [2] 山谷泰賀,田島英朗,ほか,"楕円軌道回転機構及び PET 装置," 特願 2012-103961, 2012/4/27 出願 (429)
- [3] 山谷泰賀, 平野祥之, "3 次元放射線位置検出器,"特願 2012-122417, 2012/5/29 出願 (442)
- [4] 錦戸文彦ほか(錦戸は第四発明人), "高計数率放射線検出器用シンチレータ及び高計数率放射線検出 器," 特願 2012-151297, 2012 年 7 月 5 日出願(449)
- [5] 錦戸文彦ほか(錦戸は第五発明人), "シンチレータ、"特願 2012-151298, 2012 年 7 月 5 日出願(450)
- [6] 吉田英治,山谷泰賀, "PET 装置における同時係数判定方法及び装置", 特願 2012-194133, 2012 年 9 月 4 日出願 (451)

・登録(7)

- [1] 澁谷憲悟,津田倫明,錦戸文彦,稲玉直子,吉田英治,山谷泰賀,村山秀雄,"陽電子放射断層撮像装置及び放射線検出器,"特許4877766,登録日 2011/12/9 (272JP)(前年成果集計漏れ)
- [2] 山谷泰賀,村山秀雄,稲玉直子,"開放型 PET 装置,"特許第 4982880,登録日 2012/5/11 (313JP)
- [3] Eiji Yoshida, Kengo Shibuya, Taiga Yamaya, Hideo Murayama, Keishi Kitamura, "RADIATION DETECTING METHOD UTILIZING ENERGY INFORMATION AND POSITIONAL INFORMATION AND EQUIPMENT THEREOF," US8188437, 2012/5/29 (293US)
- [4] Taiga Yamaya, Hideo Murayama, "PET scanner and method for deciding arrangement of detectors," US8222608, 2012/7/17 (314US)
- [5] 山谷泰賀,村山秀雄, "PET 装置及び検出器の配置決定方法,"特許 5046143, 2012/7/27 (314JP)
- [6] 山谷泰賀,村山秀雄,吉田英治,"断層撮影装置の画像再構成方法、故障診断方法、断層撮影装置、及び、システムマトリクスの管理プログラム,"特許第 5099750, 2012/10/5 登録(287JP).
- [7] 澁谷憲悟,山谷泰賀,稲玉直子,錦戸文彦,吉田英治,村山秀雄,"放射線検出方法、装置、及び、陽電子放射断層撮像装置,"特許第 5099792, 2012/10/5 登録 (317JP).

2. 成果普及などへの取り組み

- 2.1 研究など開催(3)
- 1st NIRS-SNU Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and Technology (2012/1/26@NIRS)を主催 (参加者 53 名)
- [2] 平成 23 年度次世代 PET 研究講演会(2012/1/27, 放医研)を主催(参加者 79 名)
- [3] 第 2 回 OpenPET 研究会(2012/7/30, 放医研)を主催(参加者計 72 名)

2.2 核医学物理セミナー開催(14)

- [1] 2012/2/20, 病理診断と定量的病理画像解析, 木村文一(東工大・学術国際情報センター)
- [2] 2012/4/26, エネルギ分解能を有するフォトンカウンティング検出器を用いた新しい X線 CT イメージング法に ついて,田口克行 (Johns Hopkins 大学医学校放射線部)
- [3] 2012/6/18, PTCOG 参加報告およびソウル大学病院訪問報告, 錦戸文彦、山谷泰賀(放医研)
- [4] 2012/6/25, WC2012 参加報告, 吉田英治、山谷泰賀(放医研)
- [5] 2012/7/2, SNM 参加報告およびワシントン大学 Kinahan ラボ訪問報告,吉田英治、田島英朗、山谷泰賀(放 医研)
- [6] 2012/9/10, 応用物理学会発表予演会, 担当: 錦戸文彦、山谷泰賀(放医研)
- [7] 2012/9/24, WMIC(世界分子イメージング学会)参加報告,吉田英治、山谷泰賀(放医研)
- [8] 2012/10/1, IEEE NSS-MIC 予演会(発表内容の概要紹介), IEEE 発表者全員
- [9] 2012/10/15, 粒子線の体内での挙動とその生物効果(RI ビームの停止位置と生物効果), 稲庭拓(放医研・ 重粒子)
- [10] 2012/11/12, IEEE NSS-MIC 参加報告(1), 山谷泰賀(放医研)
- [11] 2012/11/26, IEEE NSS-MIC 参加報告(2), 吉田英治、錦戸文彦(放医研)
- [12] 2012/12/3, IEEE NSS-MIC 参加報告(3), 稲玉直子、平野祥之(放医研)
- [13] 2012/12/10, IEEE NSS-MIC 参加報告(4), 田島英朗(放医研)、木内尚子(千葉大/放医研)
- [14] 2012/12/17, IEEE NSS-MIC 参加報告(5), 菅幹生、羽石秀昭、ほか(千葉大)

2.3 報告書出版(2)

- Taiga Yamaya, Editing and Publication, "Proceedings of the 1st NIRS-SNU Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and Technology", NIRS-M-245, 2012/1/26
- [2] 山谷泰賀, 編, "平成 23 年度次世代 PET 研究報告書," NIRS-R-65, ISBN 978-4-938987-77-0, 2012/3/31.

2.4 総説(11)

- [1] 山谷泰賀, "医療にもっと役立つ放射線 放医研がつくる未来の PET 装置,"第6回分子イメージング研究センターシンポジウム 近未来の画像診断, NIRS-M-248, pp. 36-45, 2012/3.
- [2] 山谷泰賀, "生体イメージング技術開発研究チーム研究概要," 放射線科学, 第55巻, 第2号, p. 7-9, 2012.
- [3] 稲玉直子, 平野祥之, 錦戸文彦, 吉田英治, 田島英朗, 山谷泰賀, "次世代 DOI 検出器「クリスタルキュー ブ」の開発," 放射線科学, 第55巻, 第2号, p. 10-11, 2012.
- [4] 吉田英治,田島英明,山谷泰賀,"OpenPET:小型試作機の開発,"放射線科学,第55巻,第2号, p. 11-12, 2012.
- [5] 平野祥之, 錦戸文彦, 稲玉直子, 吉田英治, 田島英朗, 山谷泰賀, "OpenPET: 重粒子線照射野イメージン グの核反応シミュレーション," 放射線科学, 第55巻, 第2号, p. 12-15, 2012.
- [6] 錦戸文彦, 稲玉直子, 平野祥之, "OpenPET: 重粒子線照射野イメージング用検出器の開発," 放射線科学, 第 55 巻, 第 2 号, p. 15-16, 2012.
- [7] 田島英朗,吉田英治,木内尚子,山谷泰賀,"リアルタイム PET イメージング," 放射線科学,第55巻,第2 号, p. 17, 2012.
- [8] 山谷泰賀, "開放型 PET 装置による粒子線治療の照射野イメージング," Isotope News, 2012 年 7 月号, No. 699, pp. 2-7, 2012.

- [9] 山谷泰賀, "最先端研究開発が切り拓く新しい PET イメージング," JAMIT News Letter, No.12, pp. 12-13, 2012/7.
- [10] 山谷泰賀, "がん診断と放射線治療を融合する開放型 PET 装置の開発," Readout HORIBA Technical Reports, 2012 年 10 月増刊号, pp. 18-22, 2010.
- [11] 山谷泰賀, "次世代装置の開発動向 3)DOI 検出器の新しい展開 クリスタルキューブ検出器とOpenPET の 開発," INNERVISION, 第 27 巻, 第 12 号, pp. 62-65, 2012/12.

2.5 講義・講演(21)

・シンポジウム等における招待講演(1)

[1] Taiga Yamaya, "OpenPET and X'tal Cube: new PET concepts based on depth-of-interaction detection," 2012 International Conference on Radiation Imaging Sciences and Medical Application / The 3rd Annual Joint Symposium of the IEEE NPSS Seoul Chapter and the Korean Council of Nuclear Medicine Image and Instrumentation, 2012/2/17 (Hayang University, Seoul) (invited)

・講演(11)

- [1] Taiga Yamaya, "Research leading to next generation PET scanners," Proceedings of the 1st NIRS-SNU Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and Technology, pp. 1-5, 2012. (2012/1/26@NIRS)
- [2] 村山秀雄, "オールジャパン体制の PET 装置開発研究プロジェクトを振り返る,"「放射線科学とその応用第 186 委員会」第1回研究会, 2012/5/31, 主婦会館プラザ.
- [3] Taiga Yamaya, "OpenPET and X'tal Cube: New PET concepts based on depth-of-interaction detection," Imaging Research Laboratory Seminar, the University of Washington, June 7, 2012.
- [4] Eiji Yoshida, "Impact of the X'tal cube detector with isotropic resolution on imaging resolution," Imaging Research Laboratory Seminar, the University of Washington, June 7, 2012.
- [5] Hideaki Tashima, "Study on real-time tumor tracking by the OpenPET," Imaging Research Laboratory Seminar, the University of Washington, June 7, 2012.
- [6] 山谷泰賀, "PET 装置とその応用,"応用物理学会放射線分科会主催 平成24年度 放射線夏の学校 予稿 集, pp. 11-17, 2012/8/6 (つくばグランドホテル)
- [7] 山谷泰賀, "DOI 検出器が切り拓く新しい PET の展開,"日本学術振興会産業協力研究委員会「放射線科 学とその応用第 186 委員会」第二回研究会, pp. 1-13, 2012/8/31 (東京大学)
- [8] 山谷泰賀, "次世代 PET 機器開発の最新動向," 医学物理士のための医学物理講習会資料 2012 JBMP2012, pp. 13-22, 2012/9/13 (第1回 JBMP 放射線治療品質管理・医学物理講習会, つくば国際会議場)
- [9] 山谷泰賀, "がん診断と放射線治療を融合する OpenPET," 堀場雅夫賞受賞記念セミナー, 2012/10/17@京都大学芝蘭会館
- [10] 山谷泰賀, "核医学機器開発研究の最新動向," 第43回多摩核医学技術検討会, 2012/11/13 (立川グランド ホテル)
- [11] 山谷泰賀, "次世代 PET 機器開発の最新動向,"応用物理学会放射線分科会主催平成 24 年度第1回医療 放射線技術研究会, 2012/12/8 (大阪大学).

・講義(9)

- [1] 山谷泰賀, "PET 計測の原理と最先端機器開発,"第6回 画像診断セミナー, 2012/2/6 (@放医研)
- [2] Taiga Yamaya, "Fundamentals and state-of-the-art development of PET instrumentations," IAEA-CC Molecular Imaging: Training Courses 講師 (2012/4/24, NIRS).
- [3] Fumihiko Nishkido, "Basis of radiation detection", IAEA-CC Molecular Imaging: Training Courses 講師 (2012/4/24, NIRS).
- [4] Naoko Inadama, "Detectors," IAEA-CC Molecular Imaging: Training Courses 講師 (2012/4/24, NIRS).
- [5] Eiji Yoshida, "PET systems," IAEA-CC Molecular Imaging: Training Courses 講師 (2012/4/24, NIRS).
- [6] Hideaki Tashima, "Image reconstruction," IAEA-CC Molecular Imaging: Training Courses 講師 (2012/4/24, NIRS).
- [7] 村山秀雄、吉田英治,"核医学物理学",医学物理コース, 2012/7/12(@放医研)
- [8] 山谷泰賀, "分子イメージング連携特別講義: PET の物理と次世代装置開発," 東北大学分子イメージング

教育コース, 分子イメージングコース講義, 2012/7/20@東北大医学部5号館.

[9] 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」2012/10/22-26.

2.6 プレス・広報物掲載(29)

- [1] "ドイツ・イノベーション・アワード「ゴットフリード・ワグネル賞 2012」において最優秀賞を受賞," 分子イメージ ング研究センター ニュース・プレス発表, 2012/6/22.
- [2] "山谷泰賀チームリーダーら「ゴットフリード・ワグネル賞 2012」最優秀賞を受賞," 放医研ホームページ ニュース, 2012/7/2.
- [3] "ドイツ・イノベーション・アワード 2012、開放型 PET で放射線医学総研の山谷氏が最優秀賞," Tech-On, 2012/6/20.
- [4] "「ゴットフリード・ワグネル賞 2012」最優秀賞に「OpenPET」を開発した放医研の山谷氏,"ドイツ科学・イノベ ーションフォーラム, 2012/6/20.
- [5] "Five Young Japanese Researchers Awarded With the German Innovation Award 2012," The German Research and Innovation Forum Tokyo, 20/6/2012.
- "German Innovation Award zum vierten Mal an japanische Nachwuchswissenschaftler verliehen," Deutsche Wissenschafts- und Innovationshaus Tokyo, 20/6/2012.
- [7] "ドイツ・イノベーション・アワード 最優勝に山谷氏(放医研)ら,"日刊工業新聞 21 面, 2012/6/20.
- [8] "若手日本人研究者支援、「ゴットフリード・ワグネル賞」決定 NIRS の山谷氏ら,"石油化学新聞, 2012/6/21.
- [9] "放医研の山谷博士ら受賞,"化学工業日報, 2012/6/21.
- [10] "優れた日本の若手研究者「ドイツ・イノベーション・アワード」,"山口新聞 3 面, 2012/6/22.
- [11] "受賞研究5件発表 ドイツ・イノベーション・アワード,"日刊自動車新聞, 2012/6/26.
- [12] "インタビュー放射線医学総合研究所 山谷泰賀 博士 一効率的ながん診断と治療への画期的な一歩," ドイツ科学・イノベーションフォーラム, 2012/6/27.
- [13] "独イノベーション賞 最優秀に放医研チーム,"科学新聞 2 面, 2012/6/29.
- [14] "Mit dem Innovation Award nach Deutschland," JAPANMARKT, JULI/AUGUST 2012, p. 29, 1/7/2012.
- [15] "ゴットフリード・ワグネル賞 2012 に山谷、吉田、田島氏ら," Medical Tribune, 2012/7/12.
- [16] "OpenPET ideal for imaging during therapy," medicalphysicsweb, 2012/7/16 http://medicalphysicsweb.org/cws/article/research/50261
- [17] "ドイツ・イノベーション・アワード,"薬事日報, 2012/7/13.
- [18] "社説 世界が期待している日本の科学技術," 化学工業日報、2012/7/2.
- [19] "フロントランナー 挑む がんを見ながら, がんをたたく 山谷泰賀(放射線医学総合研究所),"日経サイエ ンス 2012 年 10 月号, pp. 10-13, 2012/8/25.
- [20] 放医研動画ニュース 山谷泰賀チームリーダーら「ゴットフリード・ワグネル賞 2012」最優秀賞を受賞 http://www.nirs.go.jp/information/movie/GFW2012/GFW2012.shtml
- [21] "山谷泰賀チームリーダーら「ゴッドフリード・ワグネル賞 2012」最優秀賞を受賞!」," 放医研 NEWS, p. 3, 2012/09.
- [22] "堀場賞 山谷氏ら," 京都新聞 9 面, 2012/7/31.
- [23] "堀場雅夫賞に山谷氏ら4人,"日刊工業新聞 29 面, 2012/7/31.
- [24] "堀場雅夫賞に山谷氏ら3氏,"日経産業新聞 27 面, 2012/7/31.
- [25] "堀場雅夫賞:受賞者発表「放射線計測」で、"毎日新聞地方版, 2012/8/4.
- [26] "先端的研究4人を表彰,"京都新聞 25 面, 2012/10/18.
- [27] "堀場雅夫賞4氏、授賞式 放医研の山谷氏ら,"日本経済新聞 31 面, 2012/10/18.
- [28] "2012 堀場雅夫賞を受賞,"分子イメージング研究センター ニュース・プレス発表, 2012/10/29, http://www.nirs.go.jp/research/division/mic/newsrelease/121025/index.html
- [29] "田島英朗さん 確実ながん治療実現へ 開放型 PET 装置を研究,"山口新聞 19 面, 2012/10/28.

・出展など(1)

[1] 稲玉直子,山谷泰賀,"次世代のPET(ペット)装置の開発,"千葉エリア産学官連携オープンフォーラム 2012 出展,2012/7/27 (@日本大学生産工学部津田沼校舎39号館)

2.7 その他報告書(2)

- 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(23P285),"平成23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. 273-274, 2012/8.
- [2] 中島靖紀,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(22P177),"平成 23 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. 201-202, 2012/8.
- 2.8 見学対応(20)
- [1] 2012/1/26 ソウル大学 Jae Sung Lee 氏ほか 6 名
- [2] 2012/3/15 岐阜大学教育学部理科教育講座物理学専攻学生 20 名
- [3] 2012/3/28 NEDO バイオテクノロジー・医療技術部 加藤紘氏・磯ヶ谷昌文氏・戸瀬浩仁氏
- [4] 2012/4/9 平野博文文部科学大臣ほか4名
- [5] 2012/4/16 KEK 幅淳二氏·宇野彰二氏·三原智氏·新井康夫氏
- [6] 2012/4/19 IAEA Ravi Kashyap 氏·MGH Georges El Fakhri 氏
- [7] 2012/4/26 Johns Hopkins 大・田口克行氏・浜松ホトニクス株式会社田中栄一氏ほか5名
- [8] 2012/5/7 千葉市立千葉高等学校 42 名
- [9] 2012/6/1 三菱重工業株式会社宮口仁一氏ほか1名
- [10] 2012/6/11 コロンビア大 K. S. Clifford Chao 博士・Hei Tom K.博士・Eric John Hall 博士
- [11] 2012/6/21 ドイツイノベーションアワード事務局長 Dieth Regine 氏ほか3名
- [12] 2012/7/11 堀場製作所開発本部松本絵里佳氏
- [13] 2012/7/24 千葉県夢チャレンジ体験スクール 中1~高1まで7名
- [14] 2012/7/31 財団法人 日本原子力文化振興財団ご一行 41 名
- [15] 2012/8/2 日経サイエンス編集長中島林彦氏ほか1名
- [16] 2012/8/9 岐阜大学教育学部理科教育講座物理学専攻学生 20 名
- [17] 2012/8/7 医学部を目指す福島県の高校生の見学
- [18] 2012/8/22 医学部を目指す福島県の高校生の見学
- [19] 2012/11/9 Jinhun Joung 氏 NuCare Medical Systems, Inc CEO
- [20] 2012/12/4 ドレスデン工科大学 David Lars Renner 氏ら4 名平成 24 年度欧州若手専門家交流事業

3. 外部評価(表彰)(4)

- [1] 山谷泰賀,吉田英治,田島英朗,"がん診断と放射線治療を融合する OpenPET,"第4回ドイツ・イノベーション・アワード「ゴットフリード・ワグネル賞 2012」最優秀賞受賞,2012/6/19.
- [2] 田島英朗, "PET 画像誘導放射線治療を可能とするリアルタイムイメージング手法の開発," 医用原子力技術 研究振興財団平成 24 年度安成弘記念賞, 2012/7/13
- [3] 山谷泰賀, "がん診断と放射線治療を融合する開放型 PET イメージング手法および装置の開発," 2012 堀場 雅夫賞受賞, 2012/10/17.
- [4] 田島英朗, 日本医用画像工学会大会奨励賞受賞, 2012/9/19.
| e 0 012 |) XH - | | 抬射始医学妙入研究的 | Duinte d'in Leuren |
|----------------|---------------|----------|-----------------------|--------------------|
| | 印 | 刷 | 株式会社 さくら印刷 | |
| | ホーム | ページ | http://www.nirs.go.jp | |
| | メール | アドレス | jpet@nirs.go.jp | |
| | | | 分子イメージング研究センター | |
| | 連 絡 | 先 | 独立行政法人 放射線医学総合研究所 | |
| | 住 | 所 | 千葉県千葉市稲毛区穴川4丁目9番1- | 号 |
| | 郵便番 | 号 | 263-8555 | |
| | 発 | 行 | 独立行政法人 放射線医学総合研究所 | |
| | 編 | 集 | 山谷 泰賀 | |
| | | | 平成 25 年 3 月 31 日刊行 | |
| | | <u>.</u> | 成 24 年度伙世代 PEI 研究報告書 | |
| | | | 卡尔东东西沿南西东部 | |
| | | | | |

©2013 独立行政法人 放射線医学総合研究所

Printed in Japan ISBN 978-4-938987-82-4 NIRS-R-66

ISBN 978-4-938987-82-4 http://www.nirs.go.jp