NIRS-R-68

平成26年度 次世代PET研究報告書



平成27年1月30日

^{独立行政法人} 放射線医学総合研究所

本報告書は、独立行政法人放射線医学総合研究所(放医研)を中心にして行っている次世代のPET 装置の要素技術研究開発について、外部の著名研究者からのご寄稿も頂きながらまとめた年次報告書です。2001 年度から毎年発行しており、今回が 14 冊目になります。2001 年当時は PET/CT が登場し、PET が研究用 装置から身近な臨床装置へ変貌するターニングポイントだったかと思います。その後 PET の普及に伴い、time-of-flight 方式の PET から PET/MRI の実用化まで、さまざまなイノベーションが世界で起こってきました。

我々はこの間、こういう動向は把握しつつも、解像度と感度の両立という PET の本命課題の追及に集中 して、DOI (depth-of-interaction)という 3 次元放射線位置検出器の技術の確立に力を注いできました。その 結果、DOI 検出器の技術は国内メーカーによって採用され、ついに製品化に至りました。一方で、DOI 検 出器から、これまで誰も考えてこなかったような独創的 PET のアイディアの着想にも至りました。具体的 には、PET ガイド化の治療が可能になる OpenPET と、既存 MRI でも PET/MRI にアップグレードできるア ドオン PET です。現在、それらの具現化に向けた研究開発を推進しています。

放医研は、本年4月から「国立研究開発法人」となり、「研究開発成果の最大化」に主眼を置いた組織に なるようです。我々の DOI 検出器を中心とした技術は、これまでの長年の研究の成果が実を結び、やっと 実用化が見えるような段階に移行しつつありますので、ちょうどよいタイミングであると言えます。農業 に例えると、収穫のステージです。一方、収穫の傍ら、次の芽を育てることも忘れてはいけません。次世 代 PET 研究会は、幅広い要素技術やニーズと触れ合って、新しいイノベーションを創出する場として、よ り一層その役割が期待されます。引き続き、アカデミアと産業界・医療出口を弾力的に結びつける拠点と しての役割を担っていく所存でございますので、今後とも、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27年(2015年)1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

次世代PET研究会

平成27年1月30日(金)

放射線医学総合研究所 重粒子治療推進棟2階 大会議室 ほか 13:00 – 18:30(18:30より意見交換会あり)

プログラム概要(敬称略)

テーマ1: 脳PET
 Invited 千田道雄(先端医療センター研究所)
 錦戸文彦、田桑弘之、樋口真人(放医研)

<u>テーマ2:次世代医用放射線イメージャー</u> *Invited*河地有木(原研) 吉永恵一郎、山谷泰賀、栗原治、他(放医研)

ポスター発表(地下1階セミナー室)

テーマ3: 粒子線治療イメージング
 Invited 西尾禎治(がんセンター東)
 Invited 山本誠一(名古屋大)
 岸本理和、吉田英治、田島英朗(放医研)

<u>パネルディスカッション: 核医学工学</u> Invited 井上登美夫(横浜市大) Invited 掛川 誠(浜松ホトニクス) Invited 渡辺その子(文部科学省)

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

後援
 応用物理学会放射線分科会 千葉大学フロンティア医工学センタ
 独立行政法人科学技術振興機構(JST)研究成果展開事業
 日本アイソトープ協会 日本医学物理学会
 日本医用画像工学会 日本核医学会
 日本学術振興会・放射線科学とその応用第186委員会
 日本原子力学会 日本磁気共鳴医学会
 日本分子イメージング学会 (50音順)
 企画世話人
 山谷泰賀、吉田英治、生駒洋子、小畠隆行(放医研)

山下貴司(浜松ホトニクス)、山本誠一(名古屋大学)

事務局 山谷泰賀(放医研) (jpet@nirs.go.jp)

NIRS

参加費 無料(意見交換会は有料 会費2,000円予定)

http://www.nirs.go.jp/information/event/2015/01_30.shtml

次世代PET研究会2015 プログラム

日時	平成27年1月30日(金)13:00-18:30
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 (講演会)
主催	里和子治療推進棟地ト1階 (ホスター発表) 放射線医学総合研究所 分子イメージング研究センター
後援 (50音順)	応用物理学会放射線分科会 千葉大学フロンティア医工学センター 独立行政法人科学技術振興機構(JST)研究成果展開事業 日本アイソトープ協会 日本医学物理学会 日本医用画像工学会 日本核医学会 日本学術振興会・放射線科学とその応用第186委員会 日本原子力学会 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、生駒洋子、小畠隆行(放医研) 山下貴司(浜松ホトニクス)、山本誠一(名古屋大学)
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.gojp/information/event/2015/01_30.shtml 無料(18:30からの意見交換会は会費2,000円予定) (参加事前登録不要) 参加費

11:00 ポスター掲示開始@地下セミナー室 ※ポスター掲示時間 11:00-19:30

13:00 理事長挨拶 米倉義晴 放医研理事長 13:05 分子イメージングセンター長挨拶 藤林康久 放医研 13:10 2014年度チーム研究成果概要 山谷泰賀 放医研 ケーマ1: 脳PET 座長:須原哲也(放医研) 13:20 (invited) アルツハイマー病のPETの現状とPETカメラに要求される性能 千田道雄 先端医療センター研究所 13:50 1リング試作機を用いたRFコイルー体型頭部用PET/MRI装置の性能評価 錦戸文彦 放医研 14:00 PETと光イメージングを融合したマルチモダルイメージング法の開発 田桑弘之 放医研 14:10 認知症のタウPET: 一個の細胞の病態が全脳へ波及する過程を追う 樋口真人 放医研 14:30 (invited) 放射線イメージャーで何を見るのか? 一ガンマカメラからコンプトンカメラを活用して- 14:50 標的アイソトープ療法における画像診断への期待 古永恵一郎 放医研	医医医 研研 研研 の 医 医 の 研 研 研 の の の 研 の の の の
13:05 分子イメージングセンター長挨拶 藤林康久 放医研 13:10 2014年度チーム研究成果概要 施と研 ケーマ1: 脳PET 座長:須原哲也(放医研) 13:20 (invited) アルツハイマー病のPETの現状とPETカメラに要求される性能 千田道雄 先端医療セン ター研究所 13:50 リング試作機を用いたRFコイルー体型頭部用PET/MRI装置の性能評価 錦戸文彦 放医研 14:00 PETと光イメージングを融合したマルチモダルイメージング法の開発 田桑弘之 放医研 14:10 認知症のタウPET: 一個の細胞の病態が全脳へ波及する過程を追う 極口真人 放医研 「invited) 放射線イメージャーで何を見るのか? 一ガンマカメラからコンプトンカメラを活用して- 河地有木 原研 14:50 標的アイソトープ療法における画像診断への期待 声水 正研	医 研 研 一 医 医 の 研 研 研 一 医 医 医 研 研 研 研 の 歌 の 研 研 の の 研 研 の の の 研 研 の の の 研 の の 研 の の 研 の の の 研 の の 研 研 の の 研 研 研 研 研 研 研 研 研 研 研 研 研
13:102014年度チーム研究成果概要山谷泰賀放医研 テーマ1: 脳PET座長:須原哲也(放医研)13:20(invited) アルツハイマー病のPETの現状とPETカメラに要求される性能千田道雄先端医療セン ター研究所13:50リング試作機を用いたRFコイルー体型頭部用PET/MRI装置の性能評価錦戸文彦放医研14:00PETと光イメージングを融合したマルチモダルイメージング法の開発田桑弘之放医研14:10認知症のタウPET: 一個の細胞の病態が全脳へ波及する過程を追う極口真人放医研 デーマ2: 次世代医用放射線イメージャーで何を見るのか? -ガンマカメラからコンプトンカメラを活用して-河地有木原研 吉永恵一郎14:50標的アイソトープ療法における画像診断への期待吉永恵一郎放医研	医研 研) (研) (研) (研) (研) (研) (研) (研) (研) (研) (研)
テーマ1: 脳PET座長:須原哲也(放医研)13:20 (invited) アルツハイマー病のPETの現状とPETカメラに要求される性能千田道雄先端医療セン ター研究所13:50 1リング試作機を用いたRFコイルー体型頭部用PET/MRI装置の性能評価錦戸文彦放医研14:00 PETと光イメージングを融合したマルチモダルイメージング法の開発田桑弘之放医研14:10 認知症のタウPET: 一個の細胞の病態が全脳へ波及する過程を追う樋口真人放医研テーマ2: 次世代医用放射線イメージャーで何を見るのか? -ガンマカメラからコンプトンカメラを活用して-座長:山谷泰賀(放医研)14:30 (invited) 放射線イメージャーで何を見るのか? -ガンマカメラからコンプトンカメラを活用して-河地有木原研14:50 標的アイソトープ療法における画像診断への期待吉永恵一郎 上の上本放医研	研) 端医療セン →研究所 医研 医研 研 研 研 研
テーマ1: 脳PET 座長:須原哲也(放医研) 13:20 (invited) アルツハイマー病のPETの現状とPETカメラに要求される性能 千田道雄 先端医療セン ター研究所 13:50 1リング試作機を用いたRFコイルー体型頭部用PET/MRI装置の性能評価 錦戸文彦 放医研 14:00 PETと光イメージングを融合したマルチモダルイメージング法の開発 田桑弘之 放医研 14:10 認知症のタウPET: 一個の細胞の病態が全脳へ波及する過程を追う 樋口真人 放医研 デーマ2: 次世代医用放射線イメージャー で何を見るのか? 一ガンマカメラからコンプトンカメラを活用して- 河地有木 原研 14:30 標的アイソトープ療法における画像診断への期待 吉永恵一郎 放医研	研) 研医療セン →研究所 医医研 研 研 研 研 研
13:20 (invited) アルツハイマー病のPETの現状とPETカメラに要求される性能 千田道雄 先端医療セン ター研究所 13:50 1リング試作機を用いたRFコイルー体型頭部用PET/MRI装置の性能評価 錦戸文彦 放医研 14:00 PETと光イメージングを融合したマルチモダルイメージング法の開発 田桑弘之 放医研 14:10 認知症のタウPET: 一個の細胞の病態が全脳へ波及する過程を追う 極口真人 放医研 デーマ2: 次世代医用放射線イメージャー で何を見るのか? -ガンマカメラからコンプトンカメラを活用して- 河地有木 原研 14:30 標的アイソトープ療法における画像診断への期待 吉永恵一郎 放医研	端医療セン 一研究所 医医研 研研 研 研 研 研 研
13:20 (initied) アルウバイマ 納のFLTの残水とFLTがクルと安木される住宅 1110年 ター研究所 13:50 1リング試作機を用いたRFコイルー体型頭部用PET/MRI装置の性能評価 錦戸文彦 放医研 14:00 PETと光イメージングを融合したマルチモダルイメージング法の開発 田桑弘之 放医研 14:10 認知症のタウPET: 一個の細胞の病態が全脳へ波及する過程を追う 樋口真人 放医研 デーマ2: 次世代医用放射線イメージャー で何を見るのか? 一ガンマカメラからコンプトンカメラを活用して- 14:30 標的アイソトープ療法における画像診断への期待 「市水恵一郎 放医研	─研究所 医研 医研 研) 研
13:50 リング試作機を用いたRFコイルー体型頭部用PET/MRI装置の性能評価 錦戸文彦 放医研 14:00 PETと光イメージングを融合したマルチモダルイメージング法の開発 田桑弘之 放医研 14:10 認知症のタウPET: 一個の細胞の病態が全脳へ波及する過程を追う 樋口真人 放医研 デーマ2: 次世代医用放射線イメージャーで何を見るのか? 一ガンマカメラからコンプトンカメラを活用して- 河地有木 原研 14:50 標的アイソトープ療法における画像診断への期待 吉永恵一郎 放医研	医研 医研 医研 研) 研
14:00 PETと光イメージングを融合したマルチモダルイメージング法の開発 田桑弘之 放医研 14:10 認知症のタウPET: 一個の細胞の病態が全脳へ波及する過程を追う 樋口真人 放医研 デーマ2: 次世代医用放射線イメージャーで何を見るのか? 一ガンマカメラからコンプトンカメラを活用して- 河地有木 原研 14:30 標的アイソトープ療法における画像診断への期待 吉永恵一郎 放医研	医研 医研 研) 研
14:10 認知症のタウPET: 一個の細胞の病態が全脳へ波及する過程を追う 樋口真人 放医研 テーマ2: 次世代医用放射線イメージャー 座長: 山谷泰賀(放医研) 14:30 (invited) 放射線イメージャーで何を見るのか? 河地有木 原研 14:50 標的アイソトープ療法における画像診断への期待 吉永恵一郎 放医研	医研 研) 研
テーマ2:次世代医用放射線イメージャー座長:山谷泰賀(放医研)14:30(invited) 放射線イメージャーで何を見るのか? ーガンマカメラからコンプトンカメラを活用して-河地有木原研14:50標的アイソトープ療法における画像診断への期待吉永恵一郎 古いて本本放医研	研) 研
テーマ2:次世代医用放射線イメージャー 座長:山谷泰賀(放医研) 14:30 (invited) 放射線イメージャーで何を見るのか? 河地有木 原研 14:50 標的アイソトープ療法における画像診断への期待 吉永恵一郎 放医研	<u>研)</u> 研
14:30 (invited) 放射線イメージャーで何を見るのか? 河地有木 原研 14:30 −ガンマカメラからコンプトンカメラを活用して- 河地有木 原研 14:50 標的アイソトープ療法における画像診断への期待 吉永恵一郎 放医研	研
14:50 標的アイソトープ療法における画像診断への期待 吉永恵一郎 放医研	
14:50 標的アイソトーフ療法における画像診断への期待 古水思一郎 放医研	
	医研
15:10 Whole body radiation imagerコンセフト	医研
15:30 ホスター発表(地下)階セミナー至)	
二	略 行 (#原西)
「 てく3: 松丁秋石焼イノージング」 16:00 (jwitch) 対えな込み度になける睡疸の娘号広笑性知測システムの研究問題に向けて 再足は込 がしかん ポレーター	
10.00 (前が160)位于緑石原における建物の緑重心をに転用ノヘナムの切え開光に向けて、四尾頂石 がったビンデオ 16:00 (前が16-0)県之頃公園に取用した新レスマージッグはの開発 した話』 タナ長十	んピンター泉
10.20 (川川には) 「「小山原に肉達しこれ」に「アーノンノムの用元 山本誠 コロ座八 16.40 ふ疾宣 存止のための面角診断	口座八 医斑
10.40 / 10原同反100/2000回係診断 序本理和 加区明 16.55 / L H / ゴ OnexpDET関発 =	运训 医斑
	医研
パネルディスカッション・ 核医学工学 座長・藤林康久 山谷泰賀(地座)	焘 智(₩座研)
17:15 (invited) 核医学最前線と医工学への期待(仮) 生比(液(竹)水入) 田 (東賀)(広岡) 本語 (本語) (本語) (本語) (本語) (本語) (本語) (本語) (本	近市大
	松ホトニクス
17:55 (invited) イノベーションハブの理念と次世代PETへの期待(仮) 渡辺その子 文部科学省	部科学省
18:25 閉会挨拶 明石直言 放医研理事	医研理事
18:30 意見交換会(会費制)@地下セミナー室	

19:30 終了予定

ポスターセッション (重粒子治療推進棟地下1階) ポスター掲示時間 11:00-19:30 ポスター発表時間 15:30-16:00

	クリスタルキューブ検出器		
1	0.8 mm分割X'tal Cube検出器の試作	新田宗孝	放医研/千葉大
2	クリスタルキューブ検出器 3次元抵抗チェーンによる読み出しチャネル削減	青島広武	東工大
3	最尤推定法を用いた結晶内散乱を考慮した位置弁別アルゴリズムの開発	篠原滉平	千葉大
	4層DOI検出器	· - · -	. <u>.</u>
4	MPPCと抵抗分割を用いた4層LYSOアレイの評価	吉原有里	東大
5	4層DOI検出器における重複結晶応答の分離法	権藤朱音	千葉大
6	4層DOI検出器における2次元ポジションヒストグラムの自動セグメンテーション法	品地哲弥	放医研
	OpenPET		
7	Production of ¹⁵ O beam for in-beam PET	A. Mohammadi	放医研
8	炭素線治療下のOpenPET検出器配置におけるMPPCの放射線損傷の評価	錦戸文彦	放医研
9	全身用Dual-Ring OpenPET画像再構成における	田皀茁朗	故医研
Ŭ	非対称二次元ガウス関数を用いた検出器応答関数のGPU実装	цшул	
10	マルチGPUを用いたOpenPET画像再構成の検討	二田晴彦	みずほ情報総研
	PET/MRI		
11	PET/MRI一体型検出器に用いる電磁波シールドボックスの	清水浩大	千葉大
•••	計測に与える影響の定量評価		
12	MR画像の領域分割と定位固定外部放射線源を用いた	川口拓之	放医研
	PET減弱補正画像生成法(FixER法)における全適条件の検討		
	頭部PET、IVR		
13	Feasibility study of the Helmet-Jaw PET using Monte-Carlo Simulation	A.M. Ahmed	放医 研
1/	「石懋フォトタイオードを出いた1/12出口アルタイル 線景公布測空システルの開発	銀口文茂	放医研

目次

(1)	2014 年度 生体イメージング技術開発研究チーム 研究成果概要	山谷泰賀	1
(2)	アルツハイマー病の PFT の現状と PFT カメラに要求されろ性能	千田道雄	7
(2)	1リング試作機を用いた RF コイルー体型頭部用 PFT/MRI 装置の性能評価	4 回 之 碰 錦 戸 文 彦 一 他	9
(4)	PETと光イメージングを融合したマルチモダルイメージング法の開発	田桑弘之、他	11
(5)	認知症のタウ PET:一個の細胞の病態が全脳へ波及する過程を追う	桶口真人、他	13
次世代医用放射	す線イメージャー		
(6)	放射線イメージャーで何を見るのか?	河地有木	15
	-カンマカメフからコンフトンカメフを活用して-		1.0
(7)	標的アイソトーフ療法における画像診断への期待	古水思一郎 西西沙 / //	16
(8-1)	whole Body Kadiation Imager $\Box \supset \Box \supset F(I)$	采尿宿、他 山公志如 - 仙	18
(8-2)	whole Body Radiation imager \neg \checkmark \lor \lor \lor (2)	山谷來貝 、他	19
粒子線治療イン	- ジング		
(9)	粒子線治療における腫瘍の線量応答性観測システムの研究開発に向けて	西尾禎治	20
(10)	陽子線治療に関連した新しいイメージング法の開発	山本誠一	22
$(1\ 1)$	治療高度化のための画像診断	岸本理和	24
$(1\ 2)$	ヒトサイズ OpenPET 開発	吉田英治、他	26
(13)	In-beam OpenPET シミュレーション	田島英朗、他	29
クリスタルキュ	レーブ検出器		
(14)	0.8 mm 分割 X'tal Cube 検出器の試作	新田宗孝、他	31
(15)	クリスタルキューブ検出器 3次元抵抗チェーンによる読み出しチャネル削減	青島広武、他	33
(16)	最尤推定法を用いた結晶内散乱を考慮した位置弁別アルゴリズムの開発	篠原滉平、他	35
	a		
4 層 DOI (換田名) (17)	f MPDC と抵抗公割を田いた / 層 LVSO アレイの評価	士 百有甲	38
$(1 \ 7)$ $(1 \ 8)$	4 届 DOI 給出器における重複結晶応体の分離法	古亦有主、他 権藤朱音 - 仙	41
(10)	4 層 DOT 検出器における2次元ポジションヒストグラムの	品地哲弥 他	43
(10)	自動セグメンテーション法		10
OpenPET			
(20)	Production of ¹⁵ O beam for in-beam PET	A. Mohammadi、他	46
(21)	炭素線治療下の OpenPET 検出器配置における MPPC の放射線損傷の評価	錦戸文彦、他	49
(22)	全身用 Dual-Ring OpenPET 画像再構成における非対称	田島英朗、他	51
	二次元ガウス関数を用いた検出器応答関数の GPU 実装		
(23)	マルチ GPU を用いた OpenPET 画像再構成の検討	二田晴彦、他	53
PET/MRI			
(24)	PET/MRI 一体型検出器に用いる電磁波シールドボックスの	清水浩大、他	56
	計測に与える影響の定量評価		
(25)	MR 画像の領域分割と定位固定外部放射線源を用いた	川口拓之、他	59
	PET 減弱補正画像生成法(FixER 法)における至適条件の検討		
商本 DFT I\/D			
(2.6)	Feasibility study of the Helmet-Jaw PET using Monte-Carlo Simulation	A M Ahmed 441	61
$(2 \ 7)$	右機フォトダイオードを用いた IVR 田川アルタイム總島公布測定システムの開発	编百文彦 仙	63
	пж/ат/та тели стилл/л/////////////////////////////////	제 //종) 世	00
(28)	IEEE NSS-MIC2014 参加報告	山谷泰賀	65
生体イメージン	✓グ技術開発研究チーム研究業績 2014(2014 年 1 月~2014 年	- 12 月)	68

(1) 2014 年度 生体イメージング技術開発研究チーム 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

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、田島英朗(9月まで学振特別研究員)、品地哲弥、中島靖紀
准技術員	脇坂秀克
博士研究員	平野祥之(10 月まで)、Akram Mohammadi、Abdella M. Ahmed(5 月から)
大学院課程研究員	新田宗孝
業務補助員	小畠藤乃
(チーム事務担当	大野まどか)

外部メンバー(50音順、敬称略)

<u>客員協力研究員</u>		<u>実習生(受入学生)</u>	
小尾高史	東京工業大学	青島広武	東京工業大学(小尾研究室 B4)
北村圭司	株式会社島津製作所	尹 雁南	東京工業大学(小尾研究室 D2)
熊谷雅章※	株式会社アトックス	黒須 柊※	千葉大学(菅研究室 B4)
小林哲哉	株式会社島津製作所	権藤朱音	千葉大学(羽石研究室 M2)
櫻井 浩	群馬大学	篠原滉平	千葉大学(菅研究室 M1)
澁谷憲悟	東京大学	蛭海元貴	千葉大学(山谷研究室 B3)
菅 幹生	千葉大学	野上光博	富山高専(5年生·高田研究室)
高田英治	富山高等専門学校		
田沢周作※	株式会社アトックス		
津田倫明	株式会社島津製作所		
長谷川智之	北里大学		
羽石秀昭	千葉大学		
山川善之	株式会社島津製作所		
Jorge Cabello	Technische Universität München	(TUM)	
Ian Somlai-Schweiger	Technische Universität München	(TUM)	(※は手続き中)

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)	クリスタルキューブ検出器の信号読み出し法の研究(B4 青島広武)
		PET 散乱補正法の研究(M1 崎田賢太郎)
		PET/CT 画像再構成法の研究(D2 尹 雁南)
2	河合秀幸(千葉大理学研究科)	DOI 検出器の研究(D1 新田宗孝)
3	菅 幹生	PET 画像再構成におけるモデリングの研究(B4 黒須柊)
	(千葉大フロンティア医工学センター)	シンチレータ内散乱線解析手法の研究(M1 篠原滉平)
		PET 検出器一体型 MRI コイルの研究(M2 清水浩大、重粒子 C 小畠 T 受入)
4	高田英治(富山高専)	有機フォトダイオード応用に関する研究(高専5年生野上光博)
5	高橋浩之•島添健次(東大)	OpenPET 用放射線耐性 ASIC の研究ほか
6	羽石秀昭	DOI 検出器位置演算手法の研究(M2 権藤朱音)
	(千葉大フロンティア医工学センター)	
7	Katia Parodi	PET イメージングの粒子線治療応用に関する研究
	(Ludwig-Maximilians-Universität München)	
8	Sibylle Ziegler	半導体受光素子の PET 応用に関する研究
	(Technische Universität München)	

共同研究契約(50音順、敬称略)

	共同研究先	テーマ
1	株式会社アトックス	頭部専用 PET 装置の実用化に関する研究
2	三樹工業株式会社、産業医科大学	IVR 用リアルタイム被曝線量位置分布計測のための試作システム開発および
	(盛武 敬)、筑波大学(榮 武二)	評価
3	浜松ホトニクス株式会社 中央研究所	次世代PET検出器および画像化技術に関する基礎的研究
4	みずほ情報総研株式会社	PET画像再構成に関する散乱補正手法の研究 (※手続中)
5	(製薬企業)	サル PET 計測システムに関する研究

運営費交付金(人件費除く)(計 55,299 千円)

	予算名	金額
1	生体イメージング技術開発研究チーム分(人件費除く)	5,000 千円
2	OpenPET 実証機開発(人件費除く)	50,299 千円

外部資金(直接経費計 66,412 千円、うち外部分配額 33,178 千円) 敬称略、下線は代表者

	事業	課題名	直接/間 接経費[千円]	チーム内 メンバー	チーム外の共同研究者
1	JST 研究成果展開事業(先 端計測分析技術・機器 開発プログラム)	普及型・高精細PET/MRI一 体型装置の開発	35,123/10,537 (うち外部配分 29,198/8,759)	<u>山谷泰賀</u> (吉田、稲玉、錦戸、 中島、平野、Ahmed、 Mohammadi、品地、新 田)	清水啓司(浜ホト)、井上 登美夫(横浜市大)、羽石 秀昭·菅幹生(千葉大)、高 橋浩之(東大)、小畠隆行 (放医研)
2	科学研究費助成事業 (科学研究費補助金) (基盤研究(A))	OpenPETによる「その場」が ん治療イメージング手法の研 究	11,100/3,980 (うち外部配分 3,300/1,194)	<u>山谷泰賀</u> 、(吉田、稲 玉 、錦 戸 、平 野 、 Mohammad、田島、脇 坂、中島、品地、新 田)	高橋浩之(東大)、羽石秀 昭·菅幹生·河合秀幸·川 平洋(千葉大)、志田原美 保(東北大)、伊藤浩、辻 厚至、稲庭拓、小畠隆行 (放医研)
3	共同研究 (株式会社アトックス)	頭部専用 PET 装置の実用化 に関する研究	10,000/1,000	<u>山谷泰賀</u> 、吉田、稲 玉、錦戸、田島、 Ahmed、Mohammadi、 脇坂、小畠	<u>藤林康久</u> (放医研)
4	共同研究 (製薬企業)	サル PET 計測システムに関す る研究	3,200/320	<u>山谷泰賀</u> 、吉田、田 島、脇坂	藤林康久、南本敬史、永 井裕司(放医研)
5	NEDO/島津製作所 (受託)	がん超早期診断・治療機器の 総合研究開発 高機能画像診 断機器の研究開発(マルチモダ リティ対応フレキシブルPET)	2,614⁄261	<u>山谷泰賀</u> 、吉田、稲 玉、錦戸、田島、脇 坂、平野	小畠隆行・伊藤浩・川口拓 之(放医研)
6	科学研究費助成事業 (科学研究費補助金) (若手研究(B))	高感度な脳機能計測を可能と するあご紐付ヘルメットPET装 置に関する基礎検討	1,200/360	田島英朗	_
7	科学研究費助成事業 (科学研究費補助金) (学振特別研究員)	PET 画像誘導放射線治療に 向けた世界初のリアルタイム イメージング手法の開発	1,100/330	<u>田島英朗</u>	Ι
8	科学研究費助成事業 (科学研究費補助金) (若手研究(B))	重粒子線治療における照射領 域可視化画像を用いた生理機 能定量測定に関する研究	700/210	<u>平野祥之</u>	—
9	科学研究費助成事業 (科学研究費補助金) (基盤研究(C))	フレキシブル PET 装置開発の ための独立型 DOI 検出器の開 発	600/180	<u>吉田英治</u>	—
10	助成金 (堀場雅夫賞賞金)	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	475⁄25	山谷泰賀	_
11	科学研究費助成事業 (科学研究費補助金) (基盤研究(C))	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	300⁄90	錦戸文彦	盛武敬(産業医科大)
12	科学研究費助成事業 (科学研究費補助金) (基盤研究(B))分担	固体線量計を用いた頭部 IVR 診断参考レベルの策定と術者 水晶体被曝の評価	100/30	錦戸文彦	盛武敬(產業医科大)、千 田浩一(東北大)、吉永信 治(放医研)、綿貫啓一(埼 玉大)、松丸祐司(冲中記 念成人病研)、松原俊二 (川崎医科大)、岡崎 龍 史(産業医科大)

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 PET は比較的身近な診断法になりましたが、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。

そこで、放医研・生体イメージング技術開発研究チームでは、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、下図に示すように、材料・部品レイヤーの要素技術を独自アイディアにより融合する技術融合レイヤ ーから、試作機開発によるコンセプト実証までを効率的に実行し、生体情報計測研究チームの協力のもと 分子イメージング研究分野への実用化を目指す PET イノベーションを実行しています。同時に、要素技術 や試作機の段階においても、逐次メーカーへの技術移転を進めていきます。

世界に先駆けて我々が実用化に成功した DOI 検出器(3次元放射線検出器)は、PET の長年の課題であった分解能と感度の両立を解決できる技術でして、今年、乳がん診断専用 PET として製品化に至りました。 我々は次のステップとして、DOI 検出器を活用してこれまでに誰も考えてこなかったような独創的な PET を開発する研究と、DOI 検出器自体の性能をさらに高める研究に注力しています。

OpenPET は、DOI 検出器によって具現化された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。特 に、重粒子医科学センターと共同で、重粒子線がん治療装置 HIMAC への応用を目指しています。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を推進しています。4年目となる今年度は、ついにヒトサイズの実証機開 発に成功しました。

クリスタルキューブは、理論限界に迫る PET 分解能の実現を目指した、究極とも言える DOI 検出器です。 研究の 6 年目を迎える今年度は、世界最高となる 0.8mm 等方分解能の実現に成功し、昨年度の記録を更新 できました。

アドオン PET は、クリスタ ルキューブ検出器のコンポー ネントを応用した独自の PET/MRI 装置のアイディア です。CT ではなく MRI と組 み合わせた PET/MRI はここ1, 2 年のホットな話題ですが、 我々は、既存の MRI にも後付 けできる PET 付き MRI コイ ルの発想により、従来装置よ りも大幅に高分解能、高感度、 低コストな装置の実現を目指 しています。応用診断研究 (MRI) チームなどとの共同 により進めている本研究は3 年目を迎え、ついに実証実験 機による最初のコンセプト実 証に成功しました。



重点課題1 OpenPET

H26 年度計画	H26 年度成果
二重リング方式の	世界初となる開放型 PET「OpenPET」(特許取得済)について、これまでの要素技術
OpenPET 実証機を開発	開発成果を集約したモバイル型の二重リング方式試作機を開発し、重粒子線治療
する。	の照射野をその場で3次元的に可視化して確認するコンセプトをファントム実験によ
	って実証した。



重点課題 2 アドオン PET/MRI

H26 年度計画	H26 年度成果
クリスタルキューブ検出器で得た知見	既設 MRI でも頭部用 PET/MRI へのアップグレードが可能であることの実
の応用展開を推進し、特に新しい頭	現を目指した PET 付き MRIコイルの独自アイディア(特許出願済)につい
部専用 PET/MRI 装置の開発に向け	て、クリスタルキューブ検出器開発で得た知見を応用した PET 検出器を
て PET 検出器を試作する。	配置したヘッドコイルを試作し、PETとMRIの同時撮像性能を実証した。



その他特記事項(1)

PET・光イ メージング 初の PET・光同時測定システムを開発した OpenPET 小型実証機(特許出願済)を組み合わせて、世界 メージング 融合 ドの集積とレーザースペックルイメージングの脳血流を同時に測定するデモンストレーションに成功 した(生体情報計測研究チーム田桑弘之研究員らとの共同プロジェクト)。



その他特記事項(2)

実用化	•	OpenPET 小型実証機をサル PET に転用する共同研究を製薬企業と実施した。
研究	•	OpenPET 用として開発した検出器を応用してヘルメット型 PET(特許出願済)を開発する共同
		研究を株式会社アトックスと開始した。
成果普及	•	研究成果の普及や新規アイディアの創出を目的として、「次世代 PET 研究会 2015」(1 月 30 日
国際発信		開催、放医研)を開催した(2001 年から毎年開催)。

(2) アルツハイマー病の PET の現状と PET カメラに要求される性能

千田道雄 先端医療センター分子イメージング研究グループ

1. アルツハイマー病の PET の現状

アルツハイマー病(AD)の発症に至るプロセス として現在有力な仮説は、まずベータアミロイド が沈着し、ミクログリアが活性化して神経炎症が 起こり、それによって神経細胞が損傷されてタウ が蓄積するとともに、神経細胞の活動(代謝)が 低下し、ついには細胞が脱落(萎縮)する、とい うものである。PETを用いるとFDGで脳の代謝低 下がわかるほか、アミロイドやタウ、さらにはミ クログリアマーカーのイメージング剤が相次いで 開発され、ADのさまざまなプロセスを画像化でき ることから、PET は AD の早期診断や鑑別診断、 進行の評価に役立つと期待され、すでに臨床研究 や治療薬の開発に無くてはならないものとなって いる。

わが国では、AD に関する PET 検査は 2014 年 12 月現在まだ保険適用のものはなく、薬事承認も一 部のアミロイド薬剤合成装置に限定されるが、 FDG-PET が先進医療として開始されたほか、治験 や臨床研究ではさまざまな PET 検査が行われてい る。また、遠くない将来アミロイド PET の医療へ の普及が期待されていて、PET による早期診断に 基づく「先制医療」、すなわち AD プロセスのごく 初期に治療を開始する戦略が現実のものとなる可 能性もある。

2. FDG とアミロイド PET 画像の特徴と解析法

FDG は糖代謝のマーカーで、大脳皮質に集積し、 白質への集積は非常に少ないので、コントラスト が高く形態情報にも富む脳画像が得られる。AD で は、側頭葉と頭頂葉の集積低下、とくに後部帯状 回と楔前部の低下が AD の早期から見られるのが 特徴とされる (AD パターン)。しかし、cortical rim と呼ばれる脳表に沿った大脳皮質部分への集積の 強弱は、partial volume effect (PVE, 部分容積効果) のため、脳回と脳溝の分布および萎縮の影響を受 ける。FDG 画像上の皮質集積値は、通常 PVE のた め目減りして測定され、とくに萎縮がある場合に 顕著で、分解能がわるいほどその程度も大きい。 このため、わずかな集積低下を検出するには注意 深い読影が必要である。また、3D-SSP などのソフ トウエアを用いた解剖学的標準化に基づく統計画 像解析が有用であるが、局所集積の定量は絶対値 (SUV など)ではなく、全脳平均または橋や小脳 などで規格化した相対値が用いられる。

アミロイドを画像化する PET 薬剤はいくつかあ るが、いずれも大なり小なり白質に非特異的に集 積する。したがって、大脳皮質への軽度の集積を 検出するためには分解能とコントラストが必要で、 とくに皮質の萎縮があると視覚的にも定量的にも 白質への生理的集積との鑑別がより困難になる。 皮質への集積がないアミロイド陰性の被験者の場 合は、画像上の皮質集積値は隣接する白質からの 漏れ込みで過大評価され、分解能がわるいほどそ の程度も大きい。逆にアミロイド陽性被験者では、 FDG の場合と同様、皮質集積の目減りがおこる。 定量化には SUVR と呼ばれる大脳皮質と参照領域

(小脳や橋)との集積比がよく用いられ、解剖学 的標準化の手法と標準 ROI を用いて自動的に計算 するソフトウエアもある。また、投与時からダイ ナミックスキャンを行い、Logan Graphical Analysis with Reference region (LGAR) などの動態解析法に よってより正確なアミロイド蓄積の指標となる分 布体積比(DVR)を求める方法もある。

3. PET カメラに要求される性能

脳の PET 撮像一般に言えることであるが、AD の PET では、画像の物理学的性質として、「分解 能」と「コントラスト」および「画像雑音」が、 視覚読影においても定量解析においても重要であ る。

さらに、PET 薬剤の集積を定量評価する際には、 全脳平均や参照領域との比が用いられるため、絶 対値(MBq/ml)の測定精度よりもむしろ視野内の 「均一性」が重要である。

病変の描出は、FDG-PET では集積の低下、アミ ロイド PET では皮質への異常集積を、それぞれ視 覚的に検出することが必要で、そのためには周囲 に比べて低い(または高い)と視認できる必要が ある。分解能がわるければ、PVE によって周囲と のコントラストが下がるため、検出がより困難に なる。一方、画像の雑音が大きければ、集積低下 部や集積亢進部が周囲の雑音に埋もれるため、こ れも検出が困難になる。これらの関係は定量解析 にて局所集積の低下や亢進を検出する場合や、局 所集積値を定量測定する場合にもあてはまる。定 量測定では、PVE による目減りや周囲からの漏れ 込みに加えて、画像雑音が定量値に対する誤差の 原因となる。 PET カメラは機種によって固有の分解能と放射 線検出の感度がある。また、データ収集後にコン ピュータ内で画像を作成する画像再構成と呼ばれ るプロセスでは、用いるパラメータによって画像 の分解能と雑音が決まる。画像再構成パラメータ を変えると分解能と雑音が変わるが、一般に一方 を向上させると他方が劣化するという相反関係に あるため、両者の適当なバランスが必要である。 カメラの性能面から言えば、固有分解能の高いカ メラはもともとの収集データの分解能が高く、感 度の高いカメラは多くのカウントを収集できても ともと統計雑音が少ないので、いずれも有利であ る。

PET カメラではデータ収集時や画像再構成時に、 検出器感度補正、吸収(減弱)補正、散乱線補正、 偶発同時計数(ランダム)補正、数え落し(計数 率)補正といったさまざまな補正が行われて、よ り正確な画像が作成される。これらの補正が不正 確な場合には、画像の物理学的性質が劣化し定量 性も損なわれる。放射線検出器の感度は、定期的 に校正用線源で行われるノーマリゼーション測定 による補正と、検出器の安定性に依存する。散乱 線は、補正が不十分な場合は中央部分(白質など) が盛り上がって高く描出される可能性がある。数 え落し補正が不正確なカメラでは、PET 薬剤投与 直後のダイナミックスキャンなど高い計数率がか かった場合に測定が不正確になる。というのは、 PET 薬剤は頸から下の体幹部にも分布し、視野外 からの放射線が開口部からカメラに入るからであ る。

このほか、カメラの性能とは直接関係ないが、 体動も画質の劣化やアーチファクトの原因となる。 このため、たとえば 30 分間の撮像ならば 5 分×6 フレームのダイナミックスキャンを行いフレーム 毎に体動補正した後に加算するという方法も用い られる。

4. 撮像の標準化と施設認証

PET 検査はカメラによって、また放射能投与量、 撮像時間、画像再構成パラメータなどの撮像方法 によって、分解能や雑音など物理的性質が変化し、 待機時間が変われば分布も変わる。物理的性質や 分布が変化すれば、定量値も変わり、画像の読影 結果も変わる可能性がある。

信頼性の高い多施設 PET 研究を実施するため、 あるいは PET を普遍的な臨床検査として確立させ るためには、検査方法を標準化するとともに、カ メラによらず一定の質の画像が得られるように、 カメラ毎に適切な撮像条件で撮像が行われなけれ ばならない。厳密な多施設研究や治験では、開始 前にプロジェクト全体の QC 担当者が参加各 PET 施設を訪問し、PET カメラやドーズキャリブレー タなどの機器を調査して点検や校正の記録を確認 し、PET カメラ毎にファントム試験を行って撮像 条件を決め性能を確認する作業が行われる。

日本核医学会は PET 撮像方法の標準化と PET 画 像の質の均質化を促すために、学会主導で標準的 な検査方法を決め、ファントム試験の方法と確認 すべきファントム画像の物理学的性質を定義し、 ファントム試験の基準値を発表している[1]。脳の FDG とアミロイド PET 検査に関しては、Hoffman 3D 脳ファントムを用いて「画像分解能」および「灰 白質対白質コントラスト」、均一円柱ファントム を用いて「画像均一性」と「画像雑音」という、 計4つの物理学的指標を測定し、それらが基準値 を満たすような条件で撮像する(収集時間を決め、 画像再構成パラメータを決める)ことを勧めてい る[2]。これによって、PET カメラの機種によらず 一定の質の PET 画像が得られると期待される。フ ァントム試験の基準値は、これまでに実施又は現 在実施中の治験や臨床研究での撮像条件を参考に、 現在国内で用いられている大部分の PET カメラが 達成できるように定めた。将来古いカメラが廃棄 され新しい性能の良いカメラに置き換わって行け ば、基準値もより高いレベルに変更される可能性 がある。

さらに日本核医学会は、希望する PET 施設に対 し、施設訪問とファントム試験に基づいて、当該 施設が学会の標準的プロトコールに基づいて質の 高い PET 検査を実施する能力があることを認証す る「PET 撮像施設認証」の制度を設けている。多 施設研究プロジェクトの責任者は参加施設の選択 や開始前の確認にこの認証制度を利用できる。ま た、プロジェクトとは関係なく PET 施設が標準化 と質の向上のために認証をうけることも推奨され る。

- [1] http://www.jsnm.org/guideline/molecule
- [2] http://www.jsnm.org/files/pdf/guideline/2013/ 認 知症ファントム試験 130814.pdf

(3)1リング試作機を用いたRF コイルー体型頭部用 PET/MRI 装置の性能評価

錦戸 文彦¹⁾, 稲玉 直子¹⁾, 田島 英朗¹⁾, 清水 浩大²⁾, 菅幹生²⁾, 小畠 隆行¹⁾, 山谷 泰賀¹⁾

1)放射線医学総合研究所, 2)千葉大学

1. はじめに

我々の開発している「PET/MRI一体型検出器」 は、頭部線用のPET/MRI装置であり、PET装置のリ ング径を小さくしシンチレータを測定対象に近づ けることによって、高い空間分解能・装置感度を 得ることを目的としている[1]。また、PET装置がヘ ッドコイルと一体となっているため、既存のMRI 装置での使用が可能なことや着脱が簡便であると いう特徴も持っている。

現在までに2個の4層DOI検出器と試作ヘッドコ イルを用いて、同時収集における相互影響の研究 を行ってきた[2]。しかしながら、1対の検出器しか 無かったためにPET側のイメージング性能の評価 を行うことが不可能であった。そこで本研究では PET装置としてのイメージング性能も含めた評価 を行うことを目的として、1-ring分のPET検出器を 持つ試作型PET/RM装置の開発を行った。本報告で はPETとMRI両方の性能を、単独で撮像を行った場 合・同時撮像を行った場合で比較を行った結果を 示す。

2. 方法

2.1 1リング試作機

図1にコイルー体型 PET/MRI 1リング試作機を 示す。PET 検出器はバードケージコイルの 8 つエ レメント間に8つの PET 検出器を取り付けてある。 図2に試作装置に使用した PET 検出器の写真を示 す。結晶ブロックは 2.0mm × 2.0mm × 5.0mm の LYSO を 19×6×4 層に組み上げた 4 層 DOI 検出器を 使用する。受光素子は 4×4 の MPPC アレイ (S11064-050P)を使用し、1 つの検出器あたりに 1×6 の MPPC アレイが搭載されている。アンプ回路と ウェイトサム回路までが 35 μ m の銅箔製のシール ドボックス(224.8×94.0×36.6 mm³)内に入っており、 その他の回路には 10m ケーブルを通して接続を行 う。

2.2 実験セットアップ

MRI との同時撮像実験では Siemens MAGNETOM verio (3.0T)を用いて行った。MRIボ ア内にはPET装置・RF コイルのみを置き、10mの ケーブル通して信号読出し・電源供給を行ってい る。データの収集装置、MPPC やアンプの電源は MRI 画像のノイズとならないようにMRI 室外に置 き、ペネトレーションパネルを通して接続を行っ てある。

エネルギー分解能の評価には Na-22 点線源を視 野中央に置き測定を行った。空間分解能の評価に は 0.2mm の Na-22 点状線源を使用し、図 3 の通り PET の FOV の中心から 0mm、20mm、40mm、60mm、 80mm の位置に置き測定を行った。それぞれ MRI 撮像無し、(MRI off)、Fast Spin Echo 法(FSE)、Echo Planner Imaging 法(EPI)で同時撮像を行い、各位置 で 10 分間の測定を行った。MRI 画像の評価は円筒 状の塩化ニッケル水溶液ファントムの絶対値画像 を取得し、差分法を求めて画像の S/N を算出した [3]。







Fig. 2. PET/MRI 用 4 層 DOI 検出器



 Fig. 3. 実験セットアップと分解能評価での点線源の位置

3. 結果

図4にMRI撮像無し、同時撮像(FSE、EPI)を行った場合でのPET検出器のエネルギースペクトル を示す。エネルギースペクトルは各結晶間の発光 量の差・MPPCのゲインのばらつき等の補正を行っ た物である。エネルギー分可能は、それぞれ19.3% (MRI 測定無し), 19.3% (FSE)、19.4% (EPI)であり、 MRI 測定による性能劣化は見られなかった。また、 結晶弁別能も変化が無いという結果が得られてい る。

図 5、図 6 に FBP 法、OSEM 法によって得られ た各線源位置での空間分解能を示す。OSEM 法で は8 サブセット、5 反復での計算結果を示している。 半値幅で FBP 法では 3mm 以下、OSEM 法では 1.6mm 以下の空間分解能が得られた。また、エネ ルギー分解能と同じく MRI との同時測定において も空間分解能の劣化は見られなかった。加えて DOI の効果により FOV の端の部分でも空間分解能が大 きく劣化することは無かった。

図 7 に PET 装置の収集を行わなかった場合と、 同時収集を行った場合での MRI 絶対値画像を示す。 それぞれファントム中央での S/N の値は 259.7 と 209.4 となっており、2 割程度の S/N の劣化が観測 された。S/N の劣化の原因の一つは電源からのノイ ズであり、これはペネトレーションパネルの直前 にフィルタ回路を挿入することで低減することが、 現在までの実験で分っている。



Fig.5. FBP で得られた空間分解能の位置依存性



Fig. 6. OSEM で得られた空間分解能の位置依存性



Fig. 7. PET 収集無し(左図)、有り(右図)での MRI 画像

4. 結論

RF コイルー体型 PET/MRI を用いて、同時撮像下 における性能の評価を行った。PET 装置のイメー ジング性能は、同時収集においても劣化すること が無く、視野全体で 1.6mm 以下の空間分解能が得 られた。また MRI 画像は同時収集の際に 2 割程度 の S/N の劣化が見られており、今後は電源ライン にフィルタ回路の挿入を行うことで改善していく 予定である。

- Nishikido F, et al., "Feasibility study for a PET detector integrated with an RF coil for PET-MRI", IEEE NSS-MIC, M13-7, 2011.
- [2] Nishikido F, et al., "Feasibility of a brain-dedicated PET-MRI system using four-layer DOI detectors integrated with an RF head coil", Nucl. Instruments Methods. A. 756 (2014) 6-13
- [3] 清水浩大他、「PET/MRI一体型検出器の開発:シ ールドボックスの渦電流による二次磁界の評価」, 平成25年度次世代PET研究報告書, 62-63.

(4) PET と光イメージングを融合したマルチモダルイメージング法の

開発

田桑弘之¹⁾、脇坂秀克¹⁾、吉田英治¹⁾、品地哲弥¹⁾、山谷泰賀¹⁾、生駒洋子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

1. はじめに

生体内では、多様な組織や細胞が相互に密接に 関係しながらその恒常性を維持している。脳活動 を例に挙げると、神経活動に伴うエネルギー消費 は、消費に対する適切な脳血流調節によってエネ ルギーの需要と供給を安定させ、恒常性を維持す る。この時、神経細胞やグリア細胞や血管細胞が 密接に相互作用することで正常な機能が成り立つ。 このような組織・細胞間の相互関係を解明するこ とは、生命の基盤メカニズムの理解を深め、病態 診断や治療法の開発につながる。複数の生体パラ メーターを測定し相互に比較するためには、各パ ラメーターの測定に最適なモダリティーを組み合 わせることが重要であり、マルチモダルイメージ ングが最適な測定ツールと考える。また、各測定 システムには測定上の限界が存在するが、マルチ モダルイメージングを用いることで不得意な測定 領域を相互に補完しあうこともできる。

本研究では、小動物の脳を対象とした光イメージングと陽電子放出断層撮影法(PET)との同時測定システムを開発した。小動物 PET は、全脳的な 脳機能や炎症や病原タンパク等を臨床研究と共通 の測定技術で行うことができる。一方、光イメージングは、臨床測定技術とは乖離しているが、ミクロンレベルの空間解像度とミリ秒単位の時間分解能があり、PETよりも詳細に生命現象を観察できる。すなわち、PETと光イメージングの測定技術は、極めて良好な相補的関係にあるといえる。本研究では PET と光のマルチモダルイメージング法を開発し、動物実験により評価した。

2. 方法

光と PET のマルチモダルイメージングシステム は、3つの要素技術を組み合わせた構成となって いる((1) OpenPET¹、(2) 高速 CCD カメラシス テムを使った光イメージング²、(3) 覚醒マウス の実験系³)。以下に詳細を記述する。

OpenPET:世界初の開放型 PET 装置であり、検出 器が可動式になっている。検出器を斜めに配置す ることにより、測定対象動物との間にスペースが 生じる。このスペースに光イメージング用の対物 レンズを設置した(図1)。この時、対物レンズ は OpenPET の測定領域内の外側に設置できるため、 光イメージング装置によるノイズを大幅に減らせる。



図1装置模式図

高速 CCD カメラシステム:基本的にはハロゲン ランプまたはレーザーで脳表を照射し、蛍光また は反射光をいくつかの蛍光フィルターとダイクロ ックミラーを用いて2つの波長の光に分けてそれ ぞれを2つの CCD カメラ(MiCAMO2, Brainvision, Tokyo, Japan)で同時測定した(図2A)。測定法 は、膜電位感受性色素イメージング(VSDI)、フ ラビン蛍光タンパクイメージング(FAI)、内因性信 号イメージング(IOSI)、レーザースペックルイメ ージング(LSI)が可能であり、2つを組み合わせ て同時撮像することができる(図2B)。VSDIは、 膜電位感受色素を用いて神経活動に伴う膜電位変 化を測定することができる(励起光 630n; 蛍光 660nm)。FAI は、神経活動に伴うミトコンドリア の酸素代謝が拮抗することで生じる電子伝達系内 の酸化型フラビンタンパクによる自家蛍光強度変 化を測定している。これにより、脳賦活に伴う酸 素代謝変化を測定できる(励起光 450nm; 蛍光 535nm)。IOSIでは、酸素化ヘモグロビンと脱酸素 化ヘモグロビンの等吸光点に近い 570nm の光を脳 表に照射し、その反射光の吸光変化を測定するこ とで総ヘモグロビンを測定する。総ヘモグロビン 量は、ヘマトクリットが一定であると仮定した場 合、脳血液量と相同な値といえる。LSI は、脳表に レーザー光を照射する事で生じるスペックルパタ ーンの時間変化率を画像化している.この変化率 は主に赤血球の動きに依存するため、脳血流に関 連した測定値を得ることができる。ここでは、生 体内透過性の高い 780nm の近赤外レーザーを脳表 に照射し, CCD カメラで撮影した。



図2 光イメージング装置図

覚醒マウスの実験系:脳表を光イメージングで直 接測定するために、マウスの頭部に頭蓋窓法(頭 蓋骨を円形に除去して脳表を露出させ、その上か らガラスプレートで密封する)を施した。これま でに我々は、覚醒状態のマウスを安定して装置に 固定する方法を既に開発している³。この方法では、 マウスは頭部のみ固定されるが、体は圧縮空気で 浮遊するボールの上に乗っており,運動時には肢 の動きで玉が回転する.この回転によりマウスは, 肢の動きを拘束される事なく自由に運動できる。

我々は、OpenPET内に光イメージング装置と覚醒 マウスの実験系を組み込むことでPETと光イメー ジングの同時測定システムを作成した(図3)。本 実験システムを用いることで、覚醒マウスからPET と光イメージングの同時測定を行い、両測定値を 比較解析することができる。ここでは、ドーパミ ン D_2 レセプター結合能測定用トレーサーである [¹¹C] racloprideを用いたPET測定とレーサースペ ックルイメージングによる脳血流計測を行った。 PET 測定では、[¹¹C] racloprideを静脈内投与後、 90 分間のダイナミックPET 撮像を行った。

3. 結果

図4は、OpenPETと光の同時測定結果を示してい る。LSIによる脳血流イメージングは、OpenPET装 置内でも安定して測定可能であることが示された (図4上図)。さらに炭酸ガス吸入負荷 (Hypercapnia)による脳血流増加も確認できた。 PET 測定においては、[¹¹C] racloprideの線条体 における集積を確認できた(図4下図)。一方で、 レセプターの少ない小脳においては、あまり集積 が見られなかった。[¹¹C] racloprideの集積は、内 因性のドーパミンの放出により変化するため、ド ーパミン放出量を評価できる。PET トレーサーは、 脳血流によって脳内に運ばれるため脳血流変化に よる測定値への影響が考えらえる。今後は、この PET と光のマルチモダルイメージングを用いて、 PET 測定値に対する脳血流の影響を調べていきた いと考えている。



図3.マルチモダルイメージングシステム



図4. OpenPET と光イメージングの同時測定

4. 結論

本研究により、光と OpenPET と組み合わせたマ ルチモダルイメージングシステムを作成し、小動 物実験において安定して測定可能であることを示 した。現在までに、光イメージングは、神経、酸 素代謝、脳血流の測定が可能であり、これらと多 数の PET トレーサーを組み合わせて測定すること ができる。今後は、疾患モデル動物などへの応用 研究を通じて、さらなる PET と光のマルチモダル イメージング技術の可能性を探っていきたい。

- [1] Yamaya T, et al, *Phy Med Biol* **53**:757-775, 2008
- [2] Takuwa et al, J Neurosci Methods. 237:9-15, 2014
- [3] Takuwa et al, Brain Res. 1369:103-11, 2011

(5) 認知症のタウ PET: 一個の細胞の病態が全脳へ波及する過程を追う

樋口真人、丸山将浩、島田斉、篠遠仁、季斌、小野麻衣子、佐原成彦、田桑弘之、張明栄、須原哲也 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. タウ PET の研究開発

アルツハイマー病 (AD) をはじめとする神経変 性型認知症は、アミロイドβ(Aβ)やタウなど、病 的タンパクの線維性凝集体が脳内に蓄積すること を病理学的特徴とする。病的線維はBシートという 二次構造で構成されることから、βシートに結合す る低分子化合物のスクリーニングと構造改変を通 じて、Aβやタウの線維に選択性が高い放射性リガ ンドを開発し、PET によりモデルマウスやヒトで 病変を検出する取り組みがなされてきた。Aβ病変 の PET の臨床はタウ PET に先行し、各国で薬事承 認が得られ始めている。一方、タウ PET は国内外 合わせて 3 つのグループで主要なリガンドが独自 に作製され、最近になり臨床応用が進展している¹。 これにより、タウ病変はAβ病変と異なり、蓄積部 位が AD 病期を通じて拡大し続けることが判明し た (図 A)¹。従ってタウ PET は未病次期から重症 AD に至るまで、一貫して重症度の指標となりうる。 これは Aβ病変 PET にはない特長であり、タウ蓄積 が疾患の進行に密接に結びついていることを意味 する。AB蓄積が起こらないような非 AD 型認知症 においても、タウはしばしば中核病理として脳内 に蓄積し、PET で検出されるタウ蓄積部位と脳萎 縮部位がよく一致することから¹、タウは様々な神 経変性型認知症で神経毒性を発揮すると考えられ る。

2. プリオノイドとしてのタウ病態

タウ PET で示唆された重要な所見は、加齢に伴 い記憶に関わる脳領域である海馬付近で AB蓄積と は独立にタウが蓄積することと、ひとたび Αβ蓄積 が生じるとタウ蓄積は海馬以外の領域へと拡大し、 AD 発症ひいては重症化に至るということである (図 A)¹。近年、タウは何らかの理由で異常な立 体構造(コンフォメーション)を呈すると、それ が鋳型となって正常なタウを異常コンフォメーシ ョンのタウに変えてしまうという細胞内伝染メカ ニズムが注目されている(図 B)²。さらに異常タ ウは病的な神経細胞から正常な神経細胞へと細胞 間伝染(伝播)し、鋳型となって正常なタウを連 鎖的に異常なタウへと変換することが基礎研究で 示されており(図 B)²、臨床タウ PET の所見と合 致している。このような鋳型特性と伝播特性から なる伝染性はプリオンタンパクに代表される様々

な神経毒性因子の特徴であることも判明し始めて おり、プリオノイドなどと総称される。

次世代イメージングによるプリオノイドの検出 と追跡

プリオノイド病熊は、原理的には単一神経細胞 の体細胞遺伝子変異などによって、プリオノイド 分子のコンフォメーションが異常をきたすことに 端を発しうる(図 B)が、これが他の細胞に入り込 んで変異のないプリオノイド分子のコンフォメー ションを異常化するので、一見すると遺伝子変異 が関与しない病態のように捉えられるかもしれな い。また、病態の最初期は単一細胞の異常であり、 これが微小環境の破綻、ひいては神経回路を伝っ て全脳レベルの異常を引き起こすと考えられる。 病的変化の始まりを捉え、「被害」が最小な段階 で治療を行うためには、ハードウェアの革新や超 高比放射能リガンドの実現などを通じて、PET に よるプリオノイド検出の感度と空間分解能を向上 させる必要がある。さらに微小環境や神経回路へ の影響を詳細に解析する目的で、PET と光イメー ジング・MRI を組み合わせたマルチモーダルな計 測法も求められる。実際に放医研で開発されたタ ウ PET リガンドは蛍光プローブとしても使用でき ることから¹、リガンドが結合するタウ凝集体が周 囲の環境に及ぼす影響を光イメージングで捉えな がら、PET でより広い範囲を見渡すことも可能で ある。また、ピンポイントの僅かな変化を精密に 検出するためには、スキャン中の体動や脳血流変 化の影響を加味してダイナミック PET データを補 正する必要があり、その意味で PET と光・MRI の 同時計測は役立ちうる。

4. プリオノイド伝播機序の検証と治療へ

マイクロダイアリシスを用いた神経科学研究に より、Aβやタウは神経細胞から活性依存的に放出 されることが示されてきている。このことから、 特定の神経回路の異常興奮とプリオノイドの伝播 は相互促進的に作用し合うと推測される。こうし た特定神経回路を制御しながらプリオノイド蓄積 部位の拡大が抑えられることを検証できれば、プ リオノイド伝播の神経活動依存性を証明できると 同時に、伝播を食い止める治療手段がもたらされ る。限局した神経群や回路を遠隔制御する手段と して、変異型神経受容体である Designer Receptor Exclusively Activated by Designer Drugs (DREADD) が開発され³、放医研では DREAADD を可視化する PET リガンドの開発を達成している⁴。DREADD は内在性神経伝達物質とは反応せず、外から投与 した人工リガンドと反応して、細胞活性を変化さ せる。プリオノイド蓄積がピンポイントで検出さ れた段階で、DREADD を搭載したウイルスベクタ ーや、DREADD を発現する細胞を治療素子として そのポイントに注入し、PET で DREADD の発現を 確認しながら、人工リガンドを薬効量で投与して 発現部位の神経活性を遠隔制御しうる。このよう な制御がプリオノイド伝播や神経回路異常を抑制 しうるかどうかを、マルチモーダルイメージング で検証できると見込まれる。さらにベクターや細 胞には、siRNA やリコンビナント抗体など、治療 効果を高める因子を合わせて搭載できる。

5. 結論

脳内のピンポイントにおける異常が回路に沿っ て波及し、認知症などの神経疾患発症に至るとい う病態仮説を証明し、超早期の診断を可能にする 上で、放射薬剤を含めた PET システムの高感度化 と高分解能化と、マルチモーダルな画像計測技術 が不可欠となりうる。治療介入では DREADD のよ うなイメージングと制御の両方を一挙に実現する 分子が利用可能となり、治療素子のピンポイント の注入と画像モニタリングによって、超早期の治 療とその評価も実現しうる。

ピンポイントの異常が脳全体に伝播するメカニ ズムは、タウのようなプリオノイドの蓄積のみな らず、てんかん、微小部位での虚血・出血・感染・ 外傷など、様々な病的変化で当てはまることも考 えられ、脳疾患研究と診療におけるブレークスル ーも期待される。

- [1] Maruyama M, Shimada H, Suhara T, et al.: *Neuron***79**: 1094-108, 2013
- [2] Hardy J, Revesz T: *N Engl J Med* **366**: 2126-8, 2012
- [3] Zhu H, Roth BL: Neuron 82: 723-5, 2014
- [4] Ji B, Kaneko H, Inoue H, et al.: Neuroscience 2014, 850.07



図 (A) 放医研で開発されたタウ PET リガンド PBB3 によるヒト脳 PET 画像。加齢に伴いタウ病変は 海馬付近 (矢頭) に蓄積するがこの時点では認知障害はほとんど認めない。軽度認知障害から AD 発症・ 進行に至る過程で、タウ蓄積は海馬以外の領域へと拡大する。(B) タウをはじめとするプリオノイド の脳内伝染(伝播)メカニズム仮説。詳細は本文を参照のこと。

(6) 放射線イメージャーで何を見るのか? -ガンマカメラからコンプトンカメラを活用して-

河地有木

日本原子力研究開発機構 量子ビーム応用研究センター 医療・バイオ応用量子ビーム技術研究ユニット RI イメージング研究グループ

1. はじめに

従来の PET, SPECT 装置といった医用放射線イ メージャーによる可視化対象は、「診断」を目的 とした RI標識した化合物(薬剤)が主流あったが、 より積極的に「治療」を視野に入れた放射線イメ ージングが次世代の装置開発に求められている。 一方、生体内からのシグナルの到来方向を検出す る手法は、PMT、シンチレータ、半導体をはじめ とする様々な放射線検出デバイスの技術革新によ って多様化しており、その目的に沿ったイメージ ング技術の開発が必要とされている。放射線イメ ージャーは「何を見るためものか?」という基本 的なスタンスを振り返り、今後の装置開発の糧と なる議論を進めたい。

2. 放射線イメージャーの測定対象

放射線イメージャーは PET, SPECT とそれらを 基盤とした融合装置、新たな形状のコリメータを 搭載したガンマカメラ、近年の高感度高分解能な 散乱体型検出器(薄い放射線検出器)が可能にし たコンプトンカメラ、チェレンコフ光と言った可 視光を対象としたカメラ等までがその範囲となる。 イメージャーの活用方法として、現在、世界で最 も精力的に開発が進められている測定対象は、粒 子線治療時のビームと生体とのいわゆる「核反応」 である。核反応であるが故にその領域は広く、測 定対象となるエネルギー領域の取捨選択が、各技 術開発の特色となっている。RI 元素そのものを見 るのか、化合物の動態を見るのか、といった選択 も技術開発において重要な要素となってくる。

3. 東京電力福島第一原発事故をうけて

2011 年 3 月の東日本大震災による東京電力福島 第一原発事故の影響により、広範囲の土地が放射 性セシウムで汚染されたことを受け、ガンマカメ ラ[1] [2]やコンプトンカメラ[3][4]という放射線イ メージャーが社会一般から注目されたことは記憶 に新しい。カメラの目的は、主に¹³⁷Csからの 622 keV のシングルフォトンを検出し、飛散した放射性 セシウムによる環境中の汚染状況をイメージング することにある。物理的なコリメーションを行う ガンマカメラでは、ガンマ線の透過や散乱の影響 が大きい反面、これまで十分に検証されてきた手 法である故の信頼性の高い評価法、価格の上でも 活用できる範囲は広いものと思われた。また、物 理的なコリメーションが不要なコンプトンカメラ は軽量で、高感度な放射性セシウムイメージング が期待されているが、価格や運用の面においても その効果が発揮されているとは言いがたい。診断 (汚染状況の把握)から治療(除染)という一連 の作業を視野に入れたイメージング技術の開発が、 今後必要とされるだろう。



図1 放射性セシウムイメージングを目的とした ピンホール型ガンマカメラとコンプトンカメラ

- [1] Hitachi, Ltd., 2012, http://www.hitachi.co.jp/ New/cnews/monh/2012/08/0802.html
- [2] Toshiba Corporation, 2011, http://www.toshiba. co.jp/about/press/2011_12/pr_j1302.htm
- [3] 高橋忠幸,武田伸一郎,渡辺伸 et al.: 日本物 理学会誌 68: 382-386, 2013
- [4] JST, 2013, http://www.jst.go.jp/pr/announce/ 20130910/

(7)標的アイソトープ療法における画像診断への期待

吉永恵一郎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

1. はじめに

近年悪性腫瘍の病態解明が進み、悪性腫瘍に発 現する腫瘍特異性のある癌細胞の表面抗原などの 解明が急速に進行してきている。この発展を元に 化学療法・分子標的薬などが腫瘍に特異性のある 表面抗原をターゲットした治療として発展してき ている。新たながん治療のターゲットの研究が進 んだことが標的アイソトープ療法(Targeted Radionuclide therapy TRT) にも還元され、新たなタ ーゲットに結合しうる治療用放射性薬剤の開発が 可能となり悪性腫瘍の新たな治療選択肢として注 目されるようになってきた(1)。TRT における画像 診断の役割は治療開始前の治療適応決定、staging および治療後の治療効果評価となる。従来は CT な どの形態画像診断が治療効果評価に用いられてい たが、近年は腫瘍の生理的情報と形態情報を合わ せて評価することが可能な PET/CT の重要性が TRT の施行に大きな役割を果たしてきている(2)。

2. 標的内照射療法とは

腫瘍細胞に特異的に集積する物質に放射性同位 元素を組み込み放射性医薬品を合成する。経口あ るいは静脈内から投与された薬剤は標的腫瘍細胞 に結合する。その後標識された放射性物質が DNA 損傷などの細胞障害を引き起こすことにより治療 効果が発揮される。TRT ではα線、β線を標識し、 これらによる細胞障害を利用することとなる(1)。

現在までに臨床応用されている TRT 用の放射性 医薬品は薬剤の生理的な組織への集積を利用した もの及び腫瘍細胞の表面抗原に接合する薬剤に大 別される。生理的集積を利用した薬剤としては I-131を用いた甲状腺がん治療、I-131 MIBG による 悪性内分泌腫瘍に対する治療、Sr-89 による転移性 骨腫瘍に対する疼痛緩和療法が代表的である。表 面抗原への接合機序を利用したものとしては Y-90 zevarin による悪性リンパ腫への治療が代表的であ る。

3. 標的アイソトープ療法における画像診断の役割 TRT 治療前評価

TRTの大きな特徴はγ線を同時に放出する放射性医薬品を使用する場合、治療開始前に治療量と比較しはるかに少ない検査用の投与量で

使用する放射性医薬品が標的となる腫瘍病変 に集積するか確認できることにある(3)。この 点は抗がん剤治療では難しい点であり、治療開 始前に治療の適応の有無を決定することに寄 与することになる。一般的には薬剤集積が無け れば治療適応とはならない(4)。

PET/CT を含む画像診断の役割は治療に際しての staging にある。また TRT の治療効果発現は 緩徐であるため、骨折リスクの高い病変など TRT 施行前に緊急に治療を要する病変の検出 も重要である。

近年のアプローチとしてはPET/CTの治療全 複数回の所見を基に病勢の評価を行い、急激な 進行症例では治療レジメの変更を検討するな どについてもわれわれは試みている。

一方、TRTに利用される薬剤の検出はSPECT 装置での撮像となり解像度が十分でない点が 問題である(5)。近年 SPECT 核種と類似の PET 化合物の開発が進んでいることから、薬剤集積 の確認としては PET 核種を用いることも行わ れている(6)。

TRT治療中の画像診断の役割

 TRT 治療時には放射線治療病室から放射線隔 離が終了すると y 線放出薬剤では薬剤の標的 腫瘍病変への集積程度の確認を行い、追加治療 の適応を検討する。この場合は通常 SPECT 用 のガンマカメラが用いられる。

TRT 治療後画像評価

・ TRT 治療後には治療効果評価を血液生化学マ ーカー、臨床所見および画像診断にて実施する。 従来の抗がん剤の治療評価には形態診断の CT が用いられ RECIST 基準が国際的に用いられ てきた。しかし、形態学的な腫瘍縮小効果は治 療効果としては他の指標に比して鋭敏でない ことも事実である(4)。そこで近年では F-18 fluorodeoxyglucose (FDG) PET による治療効果 評価が TRT の治療効果評価についても活用さ れてきている(7)。但し、海外では PET の臨床 的なアクセスに限りがあり治療評価モニタリ ングとしての応用は現在の所十分に検討がな されていないのが現状である。

4. 結論

近年発展が目覚ましい標的アイソトープ治療の 実践における PET/CT の役割は大きなものとなる ことが期待される。今後は治療薬類似の PET 製剤 の開発および治療評価モニタリングの有用につい て検討が進むことが期待される。



図1 TRT 治療における画像診断の役割

- Jackson MR, Falzone N, Vallis KA. Advances in anticancer radiopharmaceuticals. Clin Oncol (R Coll Radiol) 2013;25:604-9.
- [2] Ford EC, Herman J, Yorke E, Wahl RL. 18F-FDG PET/CT for image-guided and intensity-modulated radiotherapy. J Nucl Med. 2009 Oct;50(10):1655-65.

- [3] Chatal JF, Hoefnagel CA. Radionuclide therapy. Lancet 1999;354:931-5.
- [4] Yoshinaga K, Oriuchi N, Wakabayashi H, Tomiyama Y, Jinguji M, Higuchi T, Kayano D, Fukuoka M, Inaki A, Toratani A, Okamoto S, Shiga T, Ito YM, Nakajo M, Nakajo M, Kinuya S. Effects and safety of 131I-metaiodobenzylguanidine (MIBG) in malignant radiotherapy neuroendocrine tumors _ Results from a multicenter observational registry. Endocr. J 2014 (in press)
- [5] Yoshinaga K, Tomiyama Y, Manabe O, Kasai K, Katoh C, Magota K, Suzuki E, Nishijima K, Kuge Y, Ito MY, Tamaki N. Prone-position acquisition of myocardial 123I-metaiodobenzylguanidine (MIBG) SPECT reveals regional uptake similar to that found using11C-hydroxyephedrine PET/CT. Ann Nucl Med 2014 (in press)
- Timmers HJ, Chen CC, Carrasquillo JA, [6] Whatley M, Ling A, Havekes B, Eisenhofer G, Martiniova L, Adams KT, Pacak K. Comparison 18F-fluoro-L-DOPA, of 18F-fluoro-deoxyglucose, and 18F-fluorodopamine PET and 123I-MIBG scintigraphy in the localization of pheochromocytoma and paraganglioma. J Clin Endocrinol Metab. 2009 Dec;94(12):4757-67
- [7] Menzel C, Graichen S, Berner U, Risse JH, Diehl M, Döbert N, Hamscho N, Grünwald F. Acta Med Austriaca. 2003;30(2):37-40. Monitoring the efficacy of iodine-131-MIBG therapy using fluorine-18-FDG-PET.

(8-1) Whole Body Radiation Imager コンセプト(1) 一次世代 Whole Body Counter としての現場側からの期待-

栗原 治¹⁾, 山谷泰賀²⁾

¹⁾ 放射線医学総合研究所・緊急被ばく医療研究センター

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

体内に取り込まれた放射性核種を直接測定する 方法として体外計測法があり,ホールボディカウ ンタ(Whole Body Counter,略してWBC)はその 代表的装置である。我が国では,従前より,原子 力関連施設における放射線業務従事者の内部被ば くモニタリングを主たる目的としてWBCを利用 してきた経緯があるが,福島第一原子力発電所事 故を契機として,子供を含む一般公衆の内部被ば くモニタリングにもWBCが使われるようになっ た。現在,福島県下には約50機のWBCが稼働し ており,2014年11月末時点で約23万人の福島県 民(県外避難者も含む)の検査が終了している。 本稿では,WBCの測定原理や技術的課題について 概説するとともに,次世代WBCに対する現場側か らの期待を述べる。

2. WBC の測定原理

冒頭で述べた体外計測法とは、体内の放射性核 種から放出される放射線を、被検者の"体外"に 近接して配置した検出器を用いて計測することに 由来する。その方法から分かる様に、体外計測法 の主たる測定対象はγ線放出核種である。WBCの 測定原理は、測定対象が人であるという点を除け ば、環境試料のγ線スペクトロメトリと何ら変わ るものでない。すなわち、どちらも基準となる線 源に対する相対測定を基本としている。WBCの基 準となる線源はファントムと呼ばれ、既知の核種 と放射能を含む円筒形または楕円柱形の体積線源 を組み合わせて人の全身が模擬される。このファ ントムを被検者に見立てて WBC で測定し、計測量 (カウント)と体内放射能(Bq)を関連付ける検 出効率を事前に求めておく。

体内で発生する γ線は体外に出るまでに、人体 組織による減衰を受けることになる。例えば¹³⁷Cs の γ線(662 keV)では人体組織(軟組織)中の半 価層は約8 cm となるが、セシウムが全身に均等に 分布することを想定すると、平均的な成人体格の 被検者では、体内で発生した全 γ線の約半数が体 内で吸収され、残りの約半数が体外に出ることに なる。ただし、後者の全てを WBC で検出すること は、検出器の形状や個数の制限から原理的に出来 ない。また、WBC の検出効率は通常、全吸収ピー ク効率を指すが、比較的大きな NaI(TI)シンチレー ション検出器を有する典型的な WBC の¹³⁷Cs の γ 線に対する検出効率は 1%にも満たない。しかしな がら、その様な低い検出効率でも、WBC の¹³⁷Cs や ⁶⁰Co 等に対する検出限界値は数分間の測定で数 百 Bq を達成しており、十分に低いレベルでの内部 被ばく線量を検知できることから、WBC の検出感 度が問題となることは少ない。ちなみに、¹³⁷Cs の 全身量が 200 Bq である被検者を 2 分間測定して得 られるピーク計数は 200 カウント程度であるが、 これに自然放射線や周囲の妨害核種からの計数が バックグラウンドとして加わるため、その影響を 低減するための遮へい体も WBC の重要な設計要 件となる。

3. WBC の技術的課題と今後の展望

相対測定を基礎とする WBC 測定では、被検者と ファントムの体格差に起因する検出効率の誤差や 前提とする体内放射能分布の不確実性に伴う誤差 が問題となる。この種の誤差は、肺中に残留する アクチニド核種(²³⁹Puや²⁴¹Am など)を体外計測 するために開発された肺モニタでは、着目する特 性 X 線や γ 線のエネルギーが低いことから、相当 大きくなることが考えられる。こうした問題を解 決するため, CT 画像等から構築された精密な数値 ファントムを用いて、任意の体格や核種の体内放 射能分布に対する体外計測装置の検出効率を計算 機上で再現する試みが近年多く見られる。しかし ながら,WBC を初めとする既存の体外計測装置で は、検出器をスキャニングさせる機構を持たせて も、仮定した体内放射能分布を裏付ける情報を得 ることが困難である。この技術的課題のブレーク スルーには,核医学分野で培われてきた放射線イ メージング技術の応用が鍵になると思われる。実 際の体内放射能分布が詳細に把握されることによ り,個人の代謝を考慮した内部被ばく線量評価や, 核種が局在する場合における周辺組織の吸収線量 の直接的評価が可能となり、緊急被ばく医療の範 疇となる高線量被ばくを伴う事故では重要な情報 を与えるものと思われる。最新の PET 装置の技術 を以ってしても、その WBC への応用には多核種同 時検出や検出感度の飛躍的向上等の新たな課題が 生じるが, 分野横断的なイノベーション研究とし て前進することを是非期待したい。

(8-2)Whole Body Radiation Imager コンセプト(2) -スーパーPET の提案-

山谷泰賀¹⁾,栗原 治²⁾ ¹⁾ 放射線医学総合研究所・分子イメージング研究センター ²⁾ 放射線医学総合研究所・緊急被ばく医療研究センター

1. はじめに

現代の医療は放射線なくしては成り立たないと 言われるように、放射線は、がんなどの診断に不 可欠である一方、原子力災害や核・放射能(NR)テ ロにおいては健康を害する要因となる。計測機器 としては、前者についてはポジトロン放射断層 (PET)装置などが実用化され、後者についてはホー ルボディカウンター(WBC)などが実用化されてい るが、両者はまったく異なる技術として開発され てきたため、産業的および社会的に真価を発揮し ていない。特に WBC については、非常に頻度の少 ない事故等に対して、装置高度化の積極投資や普 及・メンテナンス維持を実現することは困難であ った。そのため、PET がこの 20 年間で大きく進歩 したのに対して、WBCは、50年間ほとんど進歩し ておらず、また、東京電力(株)福島第1原子力発電 所の原子力災害時にはほとんどの機器は適切な校 正がなされていなかったことから、緊急事態に十 分に対応できなかった。そこで、PETとWBCの技 術を融合した Whole Body Radiation Imager (WBRI) のコンセプトを提案する。

2. WBRI コンセプト

PET 等の医用診断機器の技術を応用した次世代 WBC であり、具体的な要点を以下に示す。

医用機器兼用 WBC というこれまでにない新しい発想(平時は診断用、緊急時は WBC として利用)

- これにより WBC へ最新技術の導入や普及等 が進み、安全安心の社会基盤を大きく進展さ せる。
- 広がるマーケット。PET 等の技術の導入によって、単なる放射線カウンターから、画像化できるホールボディ放射線イメージャー (WBRI)への変革。
- そして、今後東京電力(株)福島第1原子力発電 所の廃炉作業や将来の原子力災害、NR テロ等 に際し被ばくの可能性がある事象が生じた際 に、各被ばく者に適した線量評価及び除染を 迅速・的確に実施し、被ばくによる健康影響 を最小化させることに貢献。
- また、低放射能・多核種同時計測の WBC の技術を PET にフィードバックして、あらゆる核 医学検査を同時に低被ばく(従来の 1/10 程度) で行えるスーパーPET へ。

3. ブレークスルー要素

従来 PET では、感度が WBC ほどは高くなく、 PET 核種のみしか画像化できない問題がある。よって、

- *コンプトンイメージング*兼 PET の検出器
- 高効率検出器、高立体角検出器配置
- 多核種同時イメージング手法
- アクティブシールド技術

などが解決すべき課題として挙げられる。



(9) 粒子線治療における腫瘍の線量応答性観測システムの研究開発に向けて - 粒子線治療イメージングの目指す道 -

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

近年、単独療法で根治を狙った、強度変調放射 線治療や粒子線治療といった高精度放射線治療が、 国内外において普及が急速に進んでいる。高精度 放射線治療の特徴は、がん腫瘍のみに放射線(線 量)を集中させた治療ができる点である。その中 でも、陽子線や炭素線による粒子線治療は、がん 腫瘍へ照射された粒子が腫瘍内で止まる寸前にそ の領域へ大きなエネルギーを付与する特性を活か した、最先端の放射線治療である。患者ごとにど のように粒子線を照射するかは大型計算機を利用 した治療計画によって決定されるが、この治療計 画からの患者体内における算出線量分布と実際の 照射線量分布との間に高い整合性が要求される。 粒子線治療では、最大の利点である粒子線を腫瘍 内部で停止出来る治療照射を活用することで重要 であるが、治療計画におけるその停止位置計算精 度は3%ほどあるとされている。

これまで、我々は粒子線治療の一つである陽子 線治療において、入射陽子核と患者体内にある原 子核との標的原子核破砕反応による生成されるポ ジトロン放出核に着目し、陽子線照射領域の可視 化の研究開発を実施してきた。標的原子核破砕反 応により生成されるポジトロン放出核の分布及び 強度はその位置に照射された陽子線の情報を含む マーカーとなる。160 核から生成される 150 核 (16O(p,X)15O 反応)を主成分とするポジトロン放 出核からの2本の511keV 消滅ガンマ線を同時計測 することで、体内中のポジトロン放出核の位置・ 強度を観測し、計測データを数値化及び画像化す ることによって腫瘍に陽子線が的確に照射された かを確認できる。その消滅ガンマ線の計測と可視 化のために、beam ON-LINE PET system (BOLPs) を開発した(図1左参照)。BOLPs では、陽子線治 療部位毎の様々な照射領域の可視化を実現するこ とができた。その成果は、患者体内中での照射領 域可視化に限らず、治療期間中の腫瘍の縮小に伴 う可視化領域の空間的位置・形状変化の観測、線 量投与量による腫瘍内細胞の再酸素化に伴うと推 測している可視化領域の経時的変化の観測を可能 とすることで様々な成果をもたらした(図1右参 照)。陽子線治療における可視化領域の空間的及び 時間的変化の観測は、体内中での標的原子核破砕 反応による生成ポジトロン放出核は腫瘍の線量応 答性を示すマーカーとなる可能性を示唆できた(T. Nishio, et al, Int. J. Oncol. Biol. Phys. 76(1), 2010) . \ddagger た、標的原子核破砕反応による生成ポジトロン放 出核での照射領域可視化は、数分の半減期を持つ ポジトロン放出核を利用しているため、陽子線照 射中にリアルタイムで照射領域を可視化すること は困難な状況であり、照射中の可視化領域の変化 を考慮することが出来ないといった問題点を抱え ている。



図1:研究開発された BOLPs(左)と肝臓の腫瘍に対す る陽子線線量応答性観測結果(右)。

現在、我々は、粒子線の特性を最大限に活用し た革新的な高精度粒子線治療を提供するために、 実際に照射された粒子線照射領域を可視化させる 研究成果をベースとした発展により、粒子線照射 に対する患者個別の腫瘍の線量応答性に関する研 究を実施している。

Hybrid Beam ON LINE PET/Compton Camera system (H-BOLP/ETCCs)

粒子線治療において腫瘍の線量応答性を高精度 で観測するためには、粒子線を患者へ照射した際、 体内から放出される、照射中は主に即発ガンマ線、 照射直後は消滅ガンマ線を計測できる、時間軸を 含んだ3次元可視化領域計測システムの開発が必 要不可欠である(図2参照)。そこで、粒子線照射 中での即発ガンマ線、粒子線照射直後からの生成 ポジトロン放出核からの消滅ガンマ線を効率よく 計測するために、コンプトンカメラ計測原理とPET カメラ計測原理を併せ持つハイブリッド検出器を 備えたシステムの構築が必要である。



図2:粒子線照射の時間軸に対する腫瘍の線量応答性観 測に必要な即発ガンマ線イメージ及び消滅ガンマ線イ メージの取得の概念図。

粒子線照射時にコンプトンカメラ計測原理を用 いるには、多量のバックグラウンドの排除する機 能が無ければ現実的ではない。京大で開発された 電子飛跡検出型コンプトンカメラ、Electron Tracking Compton Camera (ETCC) はガス検出器を 用いることによりバックグラウンドが効率的に排 除でき、陽子線場での即発ガンマ線によるブラッ グピークのイメージングに世界で初めて成功した。 (図3参照)この成果は、即ち、照射オンタイム 時のマーカー画像化が可能である (S. Kurosawa et al., Current Applied Physics, 12, 364-368 (2012))。



図3:京都大学宇宙線物理研究室で開発された ETCC に よるマウス中での RI 薬剤集積画像結果(左)と水中へ の陽子線照射によって観測された即発ガンマ線イメー ジング結果(右)。

BOLPs は国立がん研究センターが開発した世の 中に唯一の画期的な照射領域可視化システムであ る。ETCC は京都大学が宇宙線物理研究用に開発し た実績のある装置である。国内外において、既に これらは非常に高い評価を受け、高い独創性を持 っている。これまでの最先端研究と技術開発成果 を統合させ、各々が持つ計測機能を損なわずに、 粒子線照射中及び照射直後に体内から放出される 即発ガンマ線及び消滅ガンマ線を高位置分解能・ 高効率で計測可能な機能を持つ Hybrid Beam ON LINE PET/Compton Camera system (H-BOLP/CCs) を構築する (図4参照)。



PET検出器系+コンプトンカメラ系+データ処理系の開発

図4:研究開発中の Hybrid Beam ON LINE PET/Compton Camera system(H-BOLP/CCs)の概念図。

3. H-BOLP/ETCCs の研究開発状況

本システムの研究開発において、PET 検出器系、 コンプトンカメラ系、データ処理系、データ表示 系、データ解析系、計算系の系列で実施している。 尚、本システムでは、3mm 以下の空間分解能、 15cm×15cm×15cm の照射野領域、100keV から 2.5MeV のエネルギー領域でのガンマ線計測、デー タ収集系は数 kcps の処理能力が要求基本仕様とな っている。

PET 検出器系では、2mm×2mm×25mm の GSO 結 晶シンチと位置検出型光電子増倍管からなる試作 GSO 検出器ユニットを制作し、振動試験、衝撃試 験、環境試験を実施した(図5参照)。コンプトン カメラ系では ETCC のガス検出器の開発と性能検 証を行った。組み立てたガス検出器ユニットの容 器と基盤に対して線源によるアナログ信号出力の 確認が実施できた。計算系ではソフトウェア開発 中の GEANT4 モンテカルロシミュレーションコー ドをコアに持つ粒子線治療シミュレーション (PTSIM)を基盤とする照射領域可視化モンテカル ロシミュレーションの構築を実施している。また、 照射領域可視化シミュレーションの精度向上に重 要なデータである、粒子線と体内中原子核との 12C(p,pn)11C 反応、12C(p,p2n)10C 反応の原子核反 応断面積値の計測とその値を導出できた(図6参 照)。



図5:試作したGSO検出器モジュールの振動試験結果。 左から0G、5G、7.5Gの結果。



図 6:12C(p,pn)11C 反応及び 12C(p,p2n)10C 反応実験(上) と原子核反応断面積値の preliminary 結果(下)。

4. まとめと今後

BOLPs と ETCC のシステムの融合によって、"粒子線治療イメージングの目指す道"の一つの道として考えられる、粒子線治療における腫瘍線量応答性観測システムの仕様の考案と設計、開発を開始した。今後、3年後を目処にシステムの完成を目指して開発を進めて行く予定である。

尚、本研究は、JST 先端計測分析技術機器開発プログラムの支援を受けた実施された。

特別寄稿

(10) 陽子線治療に関連した新しいイメージング法の開発

山本誠一 名古屋大学大学院医学系研究科

1. はじめに

陽子線治療は, 選択的に高線量を腫瘍に与える ことが可能なため注目を集めている。陽子線治療 においては,間違いなく陽子線が目的とする部位 に照射されていることを確認するために、照射中 あるいは照射直後に被検体に対する線量測定を行 いたいという要求があり,陽電子放射型断層撮像 法 (PET) を用いて, 陽子線照射により生じたポジ トロンを画像化することで線量分布を得ることが 試みられている[1-3]。放射線医学総合研究所(放 医研)では、重粒子線照射により生じるポジトロ ンの分布を画像化するために Open PET と呼ばれる ダブルドーナッツ構成の PET 装置を開発し、リン グ間のオープンスペースで重粒子線照射により生 じるポジトロンの分布のイメージングに成功した [4]。我々も陽子線照射位置のリアルタイム検出の 必要性を考えると、重要な研究分野に発展すると 考え、新しい概念に基づく陽子線ビームの可視化 を試みてきたので紹介する。

Gap-PET による陽子線照射生成ポジトロンイメ ージング

陽子線照射中あるいは照射直後の核破砕反応に より生じるポジトロンをイメージングするために 検出器リングが短時間で開いたり閉じたりする機 構を有する PET 装置を考案し、その開発を行った。 この PET 装置を Gap-PET と名付けた。



(C)

図 1 Gap-PET の概念図:隙間を有する状態(Gap モ ード)で陽子線を照射(A)、ポジトロン分布をGap モードでプロジェクション画像を撮像(B)、検出 器を閉じて(non-Gap モード)で再構成画像を撮像 (C) 図1にGap-PETの概念図を示す。隙間を有する 状態(Gapモード)で陽子線を照射(A)し,生成 するポジトロン分布をGapモードでプロジェクシ ョン画像を撮像(B)する。またその後,検出器を 閉じて(non-Gapモード)で再構成画像も撮像可能 である(C)。

図2に開発した Gap-PET 装置を示す。Gap モード (A)と Gapless モード(B)は1 分以内に切り替える ことが可能である。図3 に陽子線照射で生成した ファントム中のポジトロン核種を Gapless モード で撮像した断層画像を示す。ファントム中にポジ トロン照射により生成したポジトロン分布をイメ ージングすることができた。



図 2 開発した Gap-PET 装置: Gap-モード(A)と Gapless モード(B)



図3 開発した Gap-PET 装置により撮像した陽子線 照射により生じたポジトロン核種の分布(白い部 分がポジトロン分布)

高エネルギーガンマカメラ装置による陽子線生 成ポジトロンの画像化

PET は陽子線治療で生じるポジトロンを高感度、高分解能で画像化可能な有用な方法である。しかし、PET 装置は検出器に多量にシンチレータ並びに光センサーを必要とするため一般的に高価である。また被検体を両側から挟み込むか、リングで囲む必要があり検出器配置に制約が生じる場合が多い。高エネルギーガンマカメラはポジトロンの

イメージングが可能であり、陽子線照射により生 じたポジトロンを画像化できる可能性がある。ま た一方向からのみで撮像が可能である利点もある。 そこで高エネルギーガンマカメラを開発し、陽子 線照射後のポジトロンイメージングを試みた。

図4(A)に開発したガンマカメラに用いた GAGG ブロックの写真を示す。GAGG ピクセルサイズは 0.85x0.85x10 mmで 20x20 に配置したものを1イン チ位置有感型光電子増倍管に光学結合することで 構成した。開発した高エネルギーガンマカメラの 写真を図4(B)に示す。検出器ブロック全体は2 cm のタングステン容器に封入し、ピンホールコリメ ータを前面に配置した。

得られた陽子線照射時に生じたポジトロンの画 像例を図5(A)と(B)に示す。139MeV照射時のポ ジトロン分布のガンマカメラと光学画像の融合画 像(A)と221MeV照射時の融合画像(B)で、陽子 線照射により生じたポジトロンの分布をガンマカ メラにより画像として得ることに成功した[5]。





図 4 高エネルギーガンマカメラに用いた GAGG ブ ロック (A) と開発した高エネルギーガンマカメラ 装置 (B)



図 5 139MeV 陽子線照射時(A) と 221MeV 照射時 のポジトロン分布のガンマカメラ画像と光学画像 の融合画像

4. チェレンコフ光による陽子線生成ポジトロンの 画像化

陽子線照射により生じるポジトロンは、電子線 であるのでチェレンコフ光を発生する。したがっ て陽子線照射後に高感度 CCD カメラを用いて撮像 すれば陽子線照射により生じたポジトロンの分布 を画像化できる可能性があるとの着想を得た。チ ェレンコフ光は透明な被検体に対しては 200μm程 度の超高分解能が得られることをすでに確認済み であり[6]、超高分解能の陽子線照射により生じる ポジトロンの分布を得ることが可能になる。

空間分解能を測定した結果、40 cmの距離で撮像 した場合で 0.75 mm程度が得られた。図 6 に 105.9MeV(左)と 221.4MeV(右)の陽子線照射で生 じたポジトロンのチェレンコフ光と光学画像の融 合画像を示す。陽子線照射で生じたポジトロンの 分布を。高い空間分解能で画像化することができ た[7]。



図 6 105.9MeV (A) と 221.4MeV (B) の陽子線照射 で生じたポジトロンの分布画像

5. まとめ

陽子線照射により生じるポジトロンの分布測定 を PET、高エネルギーガンマカメラ、並びにチェ レンコフ光イメージングで試み、すべての手法で 有望な画像が得られた。しかしそれぞれ長所と短 所があるので、これらを明確にしたうえで改良を 図る必要がある。さらにこれらと異なる全く新し い画像化手法の可能性も考えていきたい。

6. 謝辞

陽子線ビームに関する実験は名古屋陽子線治療 センターで行われました。実験では名古屋陽子線 治療センターの歳籐先生はじめセンターの多くの 方のアドバイス並びに御協力を頂きました。また スタンフォード大学の Craig Levin 教授には Gap-PET の名称を考えて頂き感謝したします。

- [1] Nishio T, Ogino T, Nomura K, Uchida H: Med Phys.;33(11):4190-7, 2006
- [2] Enghardt W, Crespo P, Fiedler F, et al.: Nucl Instrum Methods -A 525: 284-288, 2004
- [3] Crespo P, Barthel T, Frais-Kölbl H, et al.: IEEE Trans Nucl Sci 52: 980-987, 2005
- [4] Yamaya T, Inaniwa T, Minohara S et al.: Phy Med Biol 53: 757-775, 2008
- [5] Yamamoto S, Toshito T, et al. Ann Nucl Med, (in-press)
- [6] Yamamoto S. et al. Ann Nucl Med.;28(10):961-9, 2014
- [7] Yamamoto S, Toshito T, et al. Med. Phys. 41, 111913, 2014

(11)治療高度化のための画像診断

岸本理和、尾松徳彦、小畠隆行、辻比呂志 放射線医学総合研究所・重粒子医科学センター病院

1. はじめに

悪性腫瘍に対する重粒子線治療高度化のため に当院で試みられている診断手法とその問題点、 PET 検査に求めるものを、いくつかの疾患を例に挙 げて考える。

2. 前立腺癌

前立腺癌は当院で最も多い対象疾患の一つで ある。多くの場合、無症候性に血液検査(PSA)で 疑われ、生検で癌が確認されてから画像検査が行 われる。前立腺局所の画像診断は MRI が最も鋭敏 であり、最近ではT2強調画像、拡散強調画像、造 影剤を使用した dynamic 検査、さらには MR spectroscopy を加えた multiparametric な検査が 推奨されている[1, 2]。これらの検査により、限 局性の癌が確認され、生検結果と病変の位置が一 致していれば、局所に絞った重粒子線治療が可能 と考えられるが、現在は一律に前立腺全体と精嚢 腺をターゲットとして治療している。これは、多 くの場合生検は 6~12 本程度であり、前立腺全体 を充分にカバーしているとは言えず、また全摘症 例における病理標本との対比で MRI では検出でき ない微小な癌があることが報告されているからで ある[3]。当院では前立腺癌患者にルーチンの PET 検査は行われていないが、その感度や分解能が上 がって小さな病変も検出できるようになれば、局 所的な重粒子線治療を支援する検査として必須の 検査になるであろう。特に、MR で同定されても生 検で確認されないような病変に関して PET で集積 が見られれば、癌を疑う大きな根拠となる。数mm 大の病変も対象となるので、MRI/PET で解剖学的に ずれのない画像が撮影できるメリットは大きい。 体幹においても MR/PET 一体型のコイルが待たれる。

3. 乳癌

当院で治療適応としている乳癌は基本的に I 期病変であり、2cm以下のサイズの小さいものを対 象としている。乳腺は、診断用の MR は腹臥位で撮 影され、超音波検査は仰臥位で行われ、重粒子線 治療は仰臥位で固定具を付



(a) T2 強調画像



(c) ADC map



(b) 拡散強調画像

(d)移行係数(Ktrans)

(e) dynamic curve図 前立腺癌の MR 画像

けて行われる。また乳腺の density の高い日本人 の場合、治療計画用の単純 CT では腫瘍の同定が困 難なため、超音波ガイド下でビジコイルというマ ーカーを挿入して治療計画を行っている[4]。しか しマーカーが見える CT では腫瘍の同定は難しく、 腫瘍の同定が容易な MR や US ではマーカーの同定 が困難というややアンバランスな状態で治療計画 を行っており、体位の違いや乳房の固定の不安定 さもあり、重粒子線治療の利点である照射野の縮 小が生かし切れていない。Open PET が治療計画 CT と併用できて、固定具を装着しながらの治療計画 CT/PET が撮影できれば、より正確で限局した照射 野の設定が可能と考えられる。更に open PET でリ アルタイムに腫瘍追尾を行いながら照射ができれ ば、マーカーは不要となるであろう。

4. 放射線傷害と再発の鑑別

頭頚部腫瘍に対する重粒子線治療後の放射線 脳傷害と腫瘍の再発との鑑別が臨床的に時に問題 となる[5]。MRI の造影検査や拡散強調画像、MR spectography、または PET 検査での検討が行われ ているが鑑別に迷うことが多い。二次的な変化以 外で照射野外に放射線脳傷害が起こることは稀で あり、治療計画の線量分布も重要な情報となる。 MR/PETにより正確なfusion画像が得られることは 鑑別に役立つが、更に治療計画 CT と三次元的に正 確な重ね合わせができると診断が補強される。一 体型の MR/PET コイルの臨床応用が期待される領域 と考える。

同じようなことは照射後の放射線骨炎と骨の 再発転移の鑑別でも経験され、こちらにおいても 体幹用のMR/PET 一体型のコイルがあれば診断に役 立つと考えられる。

5. 他、今後の PET に望むこと

CT による被曝低減やより詳細な形態・機能画 像との融合を目指して MR/PET が臨床的に利用され つつある。しかしコイルやシーケンスの制限で、 MR/PET とは別に、造影剤を使用した詳細な MR 検査 を改めて行う必要があるとなると、時間的にも医 療経済学的にも無駄が大きい。既存の MR 装置に後 付けで安価に PET が付加できればそのメリットは 大きい。頭部だけでなく、体幹部においても一体 型コイルの開発を期待する。

また PET 検査は装置や施設間での SUV の違いがあることが知られているが、これら数値の標準化も望まれる。

6. まとめ

画像診断医として今後の PET に期待すること を考えてみた。患者さんの被曝や負担が増えない ように一体型 MR/PET や open PET 等の新技術を有 効に使って、診断治療の高度化を目指していきた い。

- Barentsz JO, Richenberg J, Clements R, Choyke P, Verma S, Villeirs G, et al. ESUR prostate MR guidelines 2012. Eur Radiol 2012,22:746-757.
- [2] Takayama Y, Kishimoto R, Hanaoka S, Nonaka H, Kandatsu S, Tsuji H, et al. ADC value and diffusion tensor imaging of prostate cancer: changes in carbon-ion radiotherapy. J Magn Reson Imaging 2008,27:1331-1335.
- [3] Isebaert S, Van den Bergh L, Haustermans K, Joniau S, Lerut E, De Wever L, et al. Multiparametric MRI for prostate cancer localization in correlation to whole-mount histopathology. J Magn Reson Imaging 2013,37:1392-1401.
- [4] Akamatsu H, Karasawa K, Omatsu T, Isobe Y, Ogata R, Koba Y. First experience of carbon-ion radiotherapy for early breast cancer. Jpn J Radiol 2014,32:288-295.
- [5] Kishimoto R, Mizoe JE, Komatsu S, Kandatsu S, Obata T, Tsujii H. MR imaging of brain injury induced by carbon ion radiotherapy for head and neck tumors. *Magn Reson Med Sci* 2005,4:159-164.

(12) ヒトサイズ OpenPET 開発

吉田英治¹、品地哲也¹、清水啓司²、田島英朗¹、錦戸文彦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 浜松ホトニクス株式会社

1. はじめに

我々のグループでは重粒子照射下での照射部位 のオンライン画像化に向けて OpenPET[1]の開発を 進めている。これまでに小型 OpenPET 試作機を開 発して 2 種類の検出器配置を検討してきた。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 しても有用な特徴を有している。また, in-beam PET[3]測定での検出効率を更に高めた第 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]も提案している。本研究では DROP の検出器配置を用いてヒトサイズ OpenPET 実証機の開発を行った。



図1 ヒトサイズ OpenPET 実証機

2. 方法

2.1 小型 AS-SROP 試作機

図1に開発したヒトサイズ OpenPET 実証機を示 す。ヒトサイズ OpenPET 実証機は付属のハンドル を回すことによって検出器リングが体軸方向にシ フトし、30 秒程度で open mode と close mode を切 り替えることができる。表 1 に本装置の基礎特性 を示す。検出器部は小型試作機から採用している 自己放射能がない GSOZ シンチレータを用いた。 サイズは 2.8 × 2.8 × 7.5 mm³ の GSOZ シンチレータ を 16 × 16 のアレイ状に配置し、4 層に重ねた Depth-of-interaction (DOI)検出器を用いた。

これまでの小型試作機と異なり、ヒトサイズ OpenPET 実証機では従来の同時計数によるデータ 収集ではなくシングルズベースのデータ収集を採 用した。同時計数判定はソフトウェアで行い,デ ータ収集と平行して実施する。PETの同時計数判 定は予め定まった検出器配置に対して処理を最適 化するが、従来の同時計数判定回路では一度決め た仕様を変更することは容易ではない。シングル ズ収集は様々な検出器配置に対応可能であり、将 来的に第2世代型 SROP への変更も容易になる。 シングルズ収集は同時計数収集に比べて約10倍の データを保存する必要があり、ソフトウェアによ る同時計数も大幅な高速化が必要になる。図2に ヒトサイズ OpenPET 実証機のデータ収集部を示す。 データ収集はシングルズのリストモードのみで行 い多段のマルチプレクサーによってデータストリ ームを束ね、最終的に光ケーブルによって1台に PC にデータを保存する。

表1 ヒトサイズ OpenPET 実訨機の寿	丟礎朱	手件
------------------------	-----	----

Scintillator crystal	GSOZ
Size of scintillator crystal (mm)	2.8 × 2.8 × 7.5
Number of crystals per detector	16 × 16 × 4
Block size of the detector (mm)	46 × 46 × 30
Number of detector rings	4
Number of detectors per ring	40
Ring diameter (mm)	660
Open scape (mm)	90
Energy window (keV)	400-600
Coincidence time window (ns)	10



図2 データ収集システム

2.2 ソフトウェア同時計数

図3にソフトウェアによる同時計数法を示す。 シングルズ・データは任意の時間フレームによっ て検出器ごとに別ファイルで保存される。それぞ れの時間フレームにおいて事前に設定した有効視 野内で取りうる同時計数線の判定を行う。検出器 ごとにファイルを分けることでシングルズ・デー タのイベントは時系列で並んでおり、同時計数時 間窓の範囲を超えたら検索範囲を次の検出器に移 動でき、処理時間を大幅に短縮できる。また時間 フレーム間の同時計数はごく僅かであることから、 時間フレーム間で処理を並列化した。

また、遅延同時計数は片方の検出器のみを 128 ns 遅らせた領域で同時計数判定を行うことで算出した。



図3 ソフトウェア同時計数

2.3 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 open mode 及び close mode における感度測 定を実施した。

次に¹⁸F水溶水で満たした直径 20 cm の円筒ファ ントム(測定開始時の放射能強度:257 MBq)を視 野中心に設置し、20 分間隔で1分の PET 測定を行 った。得られたシングルズ・データからシングル 計数率及びソフトウェア同時計数判定によって即 発・遅延同時計数率を算出した。また,それぞれ の時間フレーム内でのソフトウェア同時計数の計 算時間を算出した。ソフトウェア同時計数は 1 分 のデータから 1 秒単位のデータにフレーム分割し 24 スレッドの PC で並列演算を行った。

2.4 in-beam PET

本装置を用いた in-beam でのテストを HIMAC で 行った。図4に示すように PMMA ファントムに対 して通常の重粒子ビーム (12 C) に加えて、施行中 の RI ビーム照射 (11 C, 10 C) を行った。照射線量は いずれも約 2.5 Gy である。 11 C 及び 12 C については 照射開始から約 20 分の PET 計測を実施した。 10 C については 3 spill の照射を 165 秒間隔で 20 回繰り 返した。PET 測定はこの間継続し積算した。いず れのビーム照射においても照射中の spill offの計測 データも再構成に利用した。ファントムの上半分 は 9 mm 厚のレンジシフターを設置し空間分解能 を評価した。ノーマリゼーションと偶発同時計数 補正のみ適用した後,画像再構成は MAP-EM を用 い、ボクセルサイズは 1.5 mm とした。



図4 in-beam PET セットアップ

3. 結果と考察

検出器校正の結果、本装置のエネルギー分解能 と時間分解能は 14.3%と 4.4 ns であった。以上の結 果からエネルギーウィンドウと同時計数時間窓は 400-600 keV 及び 10 ns とした。

視野中心でのopen mode 及び close mode での感度 はそれぞれ 4.05%及び 4.20%であった。小型試作機 では開放化による感度低下が顕著であったが、ヒ トサイズ OpenPET 試作機における感度の低下は 4%以下であった。リング径が大きくなったことに より立体角が低下し、開放化の影響が少なくなっ たものと考えられる。

図 5 及び図 6 に円柱ファントムで取得したシン グル計数率と同時計数率を示す。シングル計数率 は 300 MBq 付近においても dead time が数%以下で 十分に実用的な結果が得られた。同時計数率は True+scatter が random と交差する点が 500 kpcs@170 MBq であった。図 7 にソフトウェア同時 計数の計算時間を示す。250 MBq 以下までは 1 分 計測のデータを処理するのに 1 分以内で終了して おり十分に実用的である。

図 8 に重粒子線治療の照射野イメージング実験 の例を示す。¹²C においても 9 mm のレンジシフタ ーを確認できた。RI ビームである ${}^{10}C {}^{211}C$ では 9 mm のレンジシフターをよりはっきりと確認が可 能であった。また dose profile との差は ${}^{10}C, {}^{11}C {}^{212}C$
においてそれぞれ、7.8 mm, 1.5 mm, 1.5 mm であった。



図5 シングル計数率



図7 ソフトウェア同時計数の計算時間



4. 結論

本研究ではフレキシブルなシングルズ・データ 収集システムを有するヒトサイズ OpenPET 実証機 を開発し、その性能評価実験を行った。in-beam PET として十分な性能を有していることが分かった。

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

(13) In-beam OpenPET シミュレーション

田島英朗¹⁾、平野祥之¹⁾、吉田英治¹⁾、C. Kurz²⁾、 K. Parodi²⁾、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⁾ ルートヴィヒ・マクシミリアン大学

1. はじめに

放医研では、PET (Positron Emission Tomography) 診断と放射線治療の融合を目指して、重粒子線治 療中に PET 測定が可能な OpenPET の開発を進めて いる[1-4]。照射ビームとして¹²Cを用いた重粒子線 治療では、核破砕反応によって陽電子放出核が生 成されることが知られており、PET 測定によって 治療計画と実際に照射された線量が一致している かどうか確認できると期待されている[5-7]。これ までに、粒子線治療で実際に照射された線量分布 の確認を行うために、照射後患者を PET 装置へ移 動させてから測定を行うオフライン PET や、 Dual-head カメラを用いたオンライン測定が実施さ れている[5-10]。これに対して、OpenPET はオンラ イン測定で 3D の PET 測定を行うことが可能なジ オメトリであるため、これまでにない情報が得ら れると期待できるが、その有効性は明らかにされ ていない。そこで本研究では、治療計画を元にし た計算機シミュレーションによって、OpenPET の オンライン測定によって取得可能な情報を検討し、 オフラインの PET 計測及びオンライン測定の対向 型ポジトロンカメラと比較した。

2. 方法

シミュレーション全体の流れを図1に示す。治療計画のCT画像と物理線量の情報を元に、モンテカルロシミュレーションのパッケージソフトウェアであるFLUKA[11,12]を用いて、陽電子放出核種の生成率を求めることができる。そして、生成された核種の減衰や血流による洗い出しの効果をモデル化した次式によって、測定時間中の平均放射 能濃度Aを計算することができる[6,7]。

$$A = \sum_{i \in s,m,f} M_i \sum_j N_j \frac{1 - e^{-\lambda_j t_{irr}}}{t_{irr}} e^{-(\lambda_j + \lambda_i)\Delta t} \frac{1 - e^{-(\lambda_j + \lambda_i)t_{frame}}}{(\lambda_j + \lambda_i)t_{frame}}$$
(1)

ここで、 M_i は洗い出しの成分として遅い成分(半減 期 λ_s)、中間成分(半減期 λ_m)、速い成分(半減期 λ_j)の 割合を表し、合計が 1 となる。また、 N_j は照射に よる半減期が λ_j の陽電子放出核種 jの生成率、 t_{irr} は照射時間、 Δt は照射終了から測定開始までの時 間、 t_{frame} は測定時間である。洗い出し成分の割合は 組織ごとに決まっていると仮定し、組織分類は CT 値を閾値によってセグメンテーションすることで



図1 治療計画を元にした計算機シミュレーショ ンの流れ

行った。具体的なパラメータは文献[6]に記載されている値を使用した。

シミュレーションを行ったジオメトリと、オン ライン、オフライン測定の時間構造を図2に示す。 各ジオメトリで、共通の DOI (Depth of Interaction) 検出器を用いた。DOI 検出器のシンチレータは 3.0 ×3.0×7.5 mm³ の GSO 結晶で、16×16×4 の配列 とした。オンライン OpenPET は、第二世代 OpenPET である Single-ring OpenPET のジオメトリとし、開 放空間を 26cm、検出器数は 1 リングあたり 40 個 ×5 リングの 200 個とした。オフライン PET の検 出器数も同様とした。オンラインポジトロンカメ ラは、対向する片側の面を構成する検出器数を 25 個とし、合わせて 50 個とした。モンテカルロシミ ュレーションのためのツールキットとして、Geant4 (version 9.6) を使用した[13]。オンライン測定及び オフライン測定時の陽電子放出核種分布を確率密 度関数として、核種崩壊の場所を確率的に決め、 γ線対を発生させた。ただし、ここでは陽電子飛





図3 治療計画での物理線量と各ジオメトリでの核種分布の再構成像(各再構成像の右下の数字は計測 されたリストモードデータのカウント数) 35 1

程は考慮に入れていない。そして、崩壊の数は核 種分布の合計から見積もり、オンライン計測時に 6M カウント、オフライン計測時に 2M カウントと した。そして、同時計数されたリストモードデー タを記録した。画像再構成は、2 次の平滑化関数を 用いた List-mode MAP OSEM (Maximum a Posteriori Ordered Subset Expectation Maximization) 法によって行った。なお、感度補正、散乱補正、 ランダム補正は行っていない。

3. 結果

図3に治療計画のCT 画像と物理線量、及び各ジ オメトリで得られた再構成像を示す。また、図4 に画素値のプロファイルを示す。オンライン OpenPET では、同じ測定時間で倍以上のカウント を計測でき、ノイズの少ない画像を得ることがで きた。オフライン PET では、洗い出しの影響でブ ラッグピークより手前の領域の放射能濃度が低下 し、ノイズが目立つ結果となった。対向型のポジ トロンカメラは、冠状面画像の分布は精度良く取 得できるが、それ以外の断面ではアーチファクト により分布が大きく広がった。

4. 結論

重粒子線治療中のオンライン OpenPET で測定可 能な情報を検討するために、治療計画を元にした モンテカルロシミュレーションを行った。その結 果、オンライン OpenPET 測定によって、ノイズの 少ない3次元画像を得られる可能性があることが 示唆された。今後の予定として、頭部以外の症例 に対する検討や、照射と測定の時間構造を変更し た際の影響を検討する。具体的には、シンクロト ロンを想定した照射ビーム間に測定可能な時間が ある場合や、オフライン測定時間を最適化した場 合の検討を行う。また、In-beam のジオメトリとし て、文献[8,10]と同様に、部分リングの検出器を想 定した場合との比較を行う。



図4 図3の矢印で示す箇所のプロファイル

- [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.: Phys Med Biol 56: 1123-37, 2011
- [3] Tashima H, Yamaya T, Yoshida E, et al.: Phys Med Biol 57: 4705-18, 2012
- [4] Yoshida E, Tashima H, Wakizaka H, et al.: Nucl Instr Meth Phys Res A 729: 800-8, 2013
- [5] Iseki Y, Kanai T, Kanazawa M, et al.: Phys Med Biol 49, 3179-95, 2004
- [6] Parodi K, Bortfeld T, Haberer T, et al.: Int J Radiation Oncology Biol Phys 71: 945-56, 2008
- [7] Bauer J, Unholtz D, Sommerer F, et al.: Rad. Oncol 107, 218-26, 2013
- [8] Enghardt W, Crespo P, Fiedler F, et al.: Nucl Instr Meth Phys Res A 525: 284-8, 2004
- [9] Nishio T, Ogino T, Nomura K, et al.: Med Phys 33: 4190-7, 2006
- [10] Crespo P, Shakirin G, Enghardt W: Phys Med Biol 51, 2143-63, 2006
- [11] Battistoni G, Muraro S, Sala PR, et al.: Proceedings of the hadronic shower simulation workshop 2006, Fermilab 6-8 Sep. 2006. In: Albrow M, Raja R editor. AIP conference proceeding 896 31-49, 2007
- [12] Fasso A Ferrari A, Ranft J, et al.: FLUKA: a multi-particle transport code. CERN-2005-10 2005, INFN/TC 05/11, SLAC-R-773
- [13] Agostinelli S, Allison J, Amako K et al: Geant4—a simulation toolkit. Nucl Instr Meth A 506: 250-303, 2003

(14) 0.8 mm 分割 X'tal Cube 検出器の試作

新田宗孝^{1,2)}、稲玉直子²⁾、平野祥之²⁾、錦戸文彦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・分子イメージング研究センター

1. はじめに

小動物の PET 計測による生体研究への応用やマ ンモ PET の臨床化を目的として、PET 検出器の高 空間分解能化は世界的に研究され、断面積が 1 mm² 未満の結晶や 1 辺 1 mm の立方体結晶を用いた検 出器の開発も発表されている[1],[2]。装置の視野全 体において高感度と高空間分解能を達成するため には、検出器内でのガンマ線の検出位置を 3 次元 的に計測する depth of interaction (DOI) 検出器の採 用が不可欠である。

そこで、我々は次世代 DOI 検出器である X'tal Cube 検出器を開発してきた[3]。具体的には、内部 にレーザー加工が施されたシンチレータブロック の複数面に、薄型の半導体光検出器である multipixel photon counter(MPPC、浜松ホトニクス社 製)を光学結合した。図1(a)に X'tal Cube 検出器の 概念図を示す。内部に細かな立方体状の結晶セグ メントが形成され、シンチレーション光は各 MPPC に広がり、その信号の重心演算の結果を3次元ヒ ストグラム上に描くことでガンマ線検出セグメン トを決定する(図1(b))。本検出器の特徴は、結晶 セグメントが等方的な形状であるため、PET 視野 内において従来の DOI 検出器よりもより一様な空 間分解能が得られることである。

現在までにX'tal Cube検出器は(1mm)³の結晶セ グメントの識別を達成した[4]。本研究では、更な る分解能の向上を目指し、PET 検出器において世 界最高分解能となる(0.8mm)³の結晶セグメントを 持つX'tal Cube検出器を試作し、その結晶セグメン トが識別可能か実験で確かめた。

2. 方法

本研究で用いたシンチレータは Lu_{2(1-x)}Y_{2x}SiO₅(LYSO, x = 0.1, Crystal Photonics Inc. (CPI); USA)で、結晶ブロックのサイズは13.6 x 13.6 x 13.6 mm³である。浜松ホトニクス社によるレーザ ー加工技術[5]により結晶ブロック内部には0.8mm 間隔で光学的不連続面が生成され、17 x 17 x 17 個 のセグメントが作成された(図2(a))。光検出器と しては4 x 4 アレイタイプのMPPC (S12642-0404PB-50(X),浜松ホトニクス社,ピク セル数3600、ピクセルサイズ 50 μ m x 50 μ m; 有効 感度領域3.0 mm x 3.0 mm)を用いた(図2(b))。MPPC アレイは結晶ブロック各面に RTV ゴム(KE420,信 越シリコン社製; 屈折率1.45)を介し接着した。図 3 に MPPC アレイ受光面と結晶セグメントの位置 関係を示す。

²²Na線源からのガンマ線を検出器に一様照射し、 NIM、CAMAC システムを用いデータ収集を行った。 ガンマ線と結晶セグメントの相互作用位置は 3 次 元 Anger 計算を用いて計算した。

3. 結果

エネルギーウィンドウを 511 keV ガンマ線ピー クに対して採り(±3 σ の範囲)、Anger 計算を実行し たときの 3 次元ヒストグラムを図 4 に示す。図 4 に見える各応答は各結晶セグメントに対応する。 10 層目に対応する結晶応答を選択し描いた 2 次元 ヒストグラムを図 5(a)に、その中央部分のプロファ イルを図 5(b)に示す。端の応答に重なりが見られる が (応答 1,2 と応答 16,17)、その部分以外 (応答 3~15)の結晶応答が弁別でき、セグメントの識別 が可能であることが分かる。また、ピーク 4~14 の peak to valley ratioの平均値は 2.9 であった。図 5(b)の応答9にROIを選択しエネルギースペクトル を取得したヒストグラムが図 6 である。511 keV の エネルギー分解能は 9.0%であった。

4. 結論

X'tal Cube 試作器で、(0.8mm)³の結晶セグメント の識別が可能であり(図 4、5)、エネルギー分解 能においても高い性能を示すことを確認した(図 6)。端のセグメント応答の弁別を良くすること が課題として挙げられるものの、本検出器はサブ ミリメートルの空間分解能を等方的に有する DOI-PET 検出器として有用であることが示せた。 今後は本検出器の時間分解能を調べる。



図1 (a) X'tal Cube 検出器概念図と(b)Anger 計算の結果を描いた3次元ヒストグラム



図 2 (a) 実験で用いたレーザー加工された LYSO 結晶ブロックと(b) 4x4MPPC アレイ



図3 結晶セグメントと MPPC 受光面の位置関係



図4 Anger 計算により描かれた3次元位置ヒスト グラム。エネルギーウィンドウは511keV に対して 採った。



図 5 (a) 図 4 に示される ROI の 2 次元ヒストグラ ム、(b) 左図に示される部分のプロファイル



図6 図5(b)に描かれる応答9に対して得られるエ ネルギースペクトル。511 keV ピークのエネルギー 分解能は9.0%であった。

- A V Andenbroucke, A M K Foudray, P D Olcott and C S Levin *Phys. Med. Biol.* vol55 5895–5911, 2010
- [2] Yamamoto S et al. : *Phys Med Biol*, vol 58, *pp*. 7875-7888, 2013
- [3] Yazaki Y, Inadama N et al. : *IEEE TNS, vol. 59, No. 2,* pp. 462-468, April 2012.
- [4] Yamaya T, Mitsuhashi T et al. : *Phys. Med. Biol.*, Vol. 56, pp. 6793-6807, 2011.
- [5] Moriya T, et al, : *IEEE, TNS, VOL.61,NO.2*, pp1032-1038, 2014

(15)クリスタルキューブ検出器3次元抵抗チェーンによる読み出しチャネル削減

青島広武¹⁾、小尾高史²⁾、吉田英治³⁾、錦戸文彦³⁾、品地哲弥³⁾、新田宗孝³⁾⁴⁾、菅幹生⁵⁾、山谷泰賀³⁾
¹⁾東京工業大学工学部電気電子工学科、²⁾東京工業大学像情報工学研究所、

³⁾ 放射線医学総合研究所・分子イメージング研究センター、

4) 千葉大学理学研究科、5) 千葉大学フロンティア医工学センター

1. はじめに

クリスタルキューブ(XC)とは、放射線医学総 合研究所が中心となって開発した高い等方空間分 解能を持つPET用3次元放射線検出器である[1][2]。 従来の2次元放射線検出器がシンチレータ結晶の 1面のみに受光素子を配置するのに対し、XCでは 立方体のシンチレータ結晶アレイの6面に半導体 受光素子を配置する。これまでに(0.8mm)³の微小 シンチレータ結晶セグメントの位置弁別に成功し たが[3]、受光素子の出力信号を独立に読み出して データを取得する場合、読み出しチャネル数が増 加し回路規模が大きくなる点が課題であった。

従来の1面読み出しによる検出器では、読み出 しチャネルを削減する方法のひとつとして2次元 抵抗チェーン(2D-RC)が用いられる。ここで抵抗 チェーンとは、抵抗回路に入力された電流が抵抗 値の比に従って分流される性質を利用し、位置演 算(重心演算)できる状態を保ちながら入力信号 のチャネル数を削減する受動抵抗回路のことであ る。本研究ではこれを3次元に拡張し、3次元抵抗 チェーン(3D-RC)を計算機シミュレーションによ り設計・評価したので報告する。

2. 方法

9×9×9 個にセグメント化された結晶アレイの 6面に4×4 個の受光素子を配置した XC を対象と した。つまり抵抗チェーンへの入力チャネル数は 96ch である。出力チャネル数としては、8ch と 6ch のものを検討している。本稿では 8ch のものについ て報告する(図 1)。

3D-RCの設計・評価は以下の手順で行った。

- ① 抵抗配置パターンの決定
- 2 抵抗値の代入
- ③ 出力からポジションマップを生成
- ④ 評価値の算出
- ②に戻る

①:図2が本稿で報告する96ch入力8ch出力3D-RCの抵抗配置図である。各面に4×4個の入力点を持つ2D-RCを互い違いに配置した構成にし、読み出し点は立方体の8つの頂点の位置とした。
 ②:①で決めた回路を回路シミュレーションツールspice上で構成し、抵抗値を代入した。抵抗値は2D-RCと同様に、各面中央部の抵抗器12×6個と

辺部の抵抗器 6×6 個についてそれぞれ同一の値を とるものとし、これらをそれぞれ RC (a.u.)、RE (a.u.) で表した。抵抗値は 1~100 の整数値に限定し、単 位は任意単位とした。

③:構成した 3D-RC に受光素子の出力信号を入 力し、出力を重心演算してポジションマップを生 成した。受光素子の出力には、一つの結晶セグメ ントで相互作用が起きた場合に各受光素子が観測 する光子数を再現する光学シミュレーションを1 セグメントあたり 500 回ずつ実行し、その平均値 を用いた。生成したポジションマップの応答は各 セグメントの中心点に対応する。

座標値*X*を求める重心演算の式は、8 つの出力信 号値 *A*、*B*、*C*、*D*、*E*、*F*、*G*、*H*に対して、

$X = \frac{(A + B + C + D) - (E + F + G + H)}{(A + B + C + D) - (E + F + G + H)}$ (1)

X = A + B + C + D + E + F + G + H (1) で定義し、最大で1、最小で-1となるようにし た。*Y*,*Z*についても同様とした。また、比較のため に独立読み出しの場合のポジションマップも作成 した。座標値*X*は

$$X = \frac{1}{P} \sum_{i=1}^{96} p_i X_i , P = \sum_{i=1}^{96} p_i$$

として求めた。ただし、 p_i は各受光素子の出力であ り、 X_i は重みで、図3に示す通り素子面中心が等間 隔に並ぶとしたときの中心座標とした。3D-RC を 用いる場合と同様に座標値が最大で1、最小で-1と なるようにした。 Y_Z についても同様とした。

④:ポジションマップの評価には、全ての隣接 する応答間距離の最小値を用いた。ここで一つの セグメントに隣接するセグメント数は最大で6と した。



図1 96ch 入力・8ch 出力の3次元抵抗チェーン の前後における信号チャネル数の関係



図2 8ch 出力3次元抵抗チェーンの抵抗配置図



図3 独立に読出した信号から重心演算するため の重み*X_i*

3. 結果と考察

図 4、図 5 に RE、RC を固定して RC、RE を 変化させた場合の抵抗値と評価値の関係を示す。 縦軸方向に大きいほどポジションマップの位置弁 別性能が高いことを意味する。評価値が最大とな るのは、RC=100(a.u.) (図 4)、RE=1(a.u.) (図 5) のときである。抵抗値を RC=100、RE=1 として チャネル数を 8ch に削減した信号から求めたポジ ションマップを図6に示す。これは3次元ポジシ ョンマップを互いに直交する異なる 3 軸方向それ ぞれに投影したものである。どの方向から見ても ほぼ同一の形状の広がりを持つことが分かる。図7 は3D-RCを通さず96chの信号を独立に読み出して 求めたポジションマップである。3D-RC を用いた 場合とそうでない場合とで比較して、得られるポ ジションマップはほぼ同様の形状をしているとい える。



図 4 RE を固定して RC を変化させた場合の抵抗 値と評価値の関係



図 5 RC を固定して RE を変化させた場合の抵抗 値と評価値の関係



図6 3次元抵抗チェーンを用いてチャネル数を
 削減した信号から求めたポジションマップの、x、
 y、z軸方向への各投影図



図7 独立読み出しによる信号から求めたポジションマップの、x、y、z 軸方向への各投影図

4. 結論

クリスタルキューブの信号チャネル数を削減す る3次元抵抗チェーンの抵抗値を変化させながら ポジションマップを求める計算機シミュレーショ ンを行い、その中で位置弁別性能が最大となる抵 抗値を求めた。その結果、3次元読み出しにおいて チャネル数を96chから8chに削減しながら独立読 み出しとほぼ同等のポジションマップが得られる 3次元抵抗チェーンが求められた。

- T. Yamaya, et al., Phys. Med. Biol. Vol. 56, 1123-1137, 2011.
- [2] Y. Yazaki, et al., IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 59, 462-468, 2012.
- [3] M. Nitta, et al., IEEE, NSS MIC CR:M04-1, 2014.

(16)最尤推定法を用いた結晶内散乱を考慮した位置弁別アルゴリズムの開発

篠原滉平¹⁾, 菅幹生^{1,2)}, 吉田英治³⁾, 錦戸文彦³⁾, 稲玉直子³⁾, 田島英朗³⁾, 山谷泰賀^{3,1)}

1)千葉大学大学院工学研究科、2)千葉大学フロンティア医工学センター、
 3)放射線医学総合研究所・分子イメージング研究センター

1. はじめに

X'tal cube(クリスタルキューブ)[1]は、シンチレーショ ン光を効率的に検出できるように、立方体形状である 結晶ブロックの全ての表面に半導体受光素子である multi-pixel photon counter(MPPC)を配置している.ま た、高分解能を実現するために、結晶ブロックの内部 は3次元的に細かく分割されている.一方、光電吸収 位置を弁別する際には、結晶内散乱が位置分解能の 劣化を引き起こす原因になることが知られている.本 研究では、結晶内散乱を考慮した最尤推定法[2]を用 いた位置弁別アルゴリズムを開発することを目的とした. 計算機シミュレーション[3]を用いた実験によって、光 電吸収イベントと結晶内散乱イベントの判別精度、ファ ーストインタラクション結晶推定精度を一般的な位置 弁別アルゴリズムである Anger 法と比較することで検証 した.

2. 方法

2.1 シミュレーション設定

結晶ブロック内部の結晶素子の形成にレーザー加 工を用いた X'tal cube を想定した. 3.0 × 3.0 × 3.0 mm³の Lu_{2x}Gd_{2(1-x)} SiO₅:Ce (LGSO, x=0.9) (屈折率 = 1.85)の結晶素子を 6 × 6 × 6 に配列した. 結晶表面 は鏡面(粗面率 = 0.2)とした. 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. 511 keV の消滅放射 線を X'tal cube 上方から一様照射した.



図 1 X'tal cube の構造

2.2 Anger 法

位置弁別アルゴリズムである Anger 法[4]は、3 次元 ヒストグラムを作成し、相互作用を起こした結晶 を推定するために一般的に利用されている. Anger 法による重心座標値(x, y, z)は、

$$x = \sum_{i} X_{i} s_{i} / S \quad (i = 1, ..., N)$$
(1)

$$y = \sum_{i} Y_{i} s_{i} / S$$
 (*i* = 1,..., N) (2)

$$z = \sum_{i} Z_{i} s_{i} / S \quad (i = 1, ..., N)$$
(3)

で求められる. (*X_i*, *Y_i*, *Z_i*) はそれぞれの方向における *i* 番目の受光素子の重み, *s_i*は *i* 番目の受光素子の出力信号, *S* は全受光素子の合計出力を表す. N は受光素子数を表す.

3次元ヒストグラムの各クラスタは、結晶ブロッ ク内のそれぞれの結晶素子に対応する. 消滅放射 線1つから出力される重心座標と全クラスタの中 心座標との距離を求め、距離が最も短いクラスタ に対応する結晶で相互作用を起こしたと推定した.

また,結晶のクラスタごとで結晶の中心から D ピクセル(D=3,4,5)の ROI を取り,その ROI 内であ れば光電吸収イベントと判別し, ROI 外であれば 結晶内散乱イベントと判別した.

2.3 従来の最尤推定法と提案手法

従来の最尤推定法は光電吸収のみを考慮している.最尤推定法(1点推定)は以下のステップから構成される.

- シンチレータと消滅放射線との相互作用結 晶 c に応じた受光素子 i の平均受光素子出力 応答関数 f_i(c)を作成する.
- 応答関数 *f_i(c)*を用い,受光素子 *i*の出力 *s_i* から尤度関数 *p*(*s*|*c*)を作成する.

$$p(s \mid c) = \prod_{i=1}^{N} \frac{f_i(c)^{s_i} e^{-f_i(c)}}{s_i!}$$
(4)

III. 各イベントに対し、尤度関数が最大となる c を求め、結晶 c を相互作用結晶と推定する

本研究では,最尤推定法(1点推定)を改良し,結 晶内散乱を考慮した最尤推定法を開発した.結晶 内散乱を考慮した最尤推定法は以下のステップか ら構成される.

 消滅放射線が垂直に入射されると仮定し、相 互作用を起こす結晶の組み合わせ毎の散乱角 θの余弦角を算出する.散乱角が0度になるこ とはないため、散乱角が0度となる組み合わ せは除く. Ⅱ. 消滅放射線が2回の相互作用(コンプトン散乱 →光電吸収)でエネルギーをすべて落とすと仮 定し、Iで用いた余弦角を用い、クライン-仁 科の式(5)より、2点それぞれで落とすエネル ギーを算出する.最初の相互作用(コンプトン 散乱)で落とすエネルギーを E₁、2回目の相互 作用(光電吸収)で落とすエネルギーを E₂とす る.

$$E_1 = \frac{1 - \cos\theta}{2 - \cos\theta}, \quad E_2 = \frac{1}{2 - \cos\theta} \tag{5}$$

III. 落とすエネルギーの割合をそれぞれの結晶に 対応する従来応答関数の出力にかけ、足し合 わせる.

$$f_i(c_1, c_2) = f_i(c_1)E_1 + f_i(c_2)E_2$$
(6)

IV. 応答関数 *f_i(c)*を用い,実際の受光素子 *i* の出力 *s_i*から尤度関数 *p(s|c)*を作成する.

$$p(s \mid c_1, c_2) = \prod_{i=1}^{N} \frac{f_i(c_1, c_2)^{z_i} e^{-f_i(c_1, c_2)}}{s_i!}$$
(7)

V. 各イベントに対し、尤度関数が最大となる c₁,c₂を求め、結晶 c₁を最初に相互作用を起こ した(ファーストインタラクション)結晶と 推定する.

提案手法のフローチャートを図2に示す.提 案手法では、光電吸収のみを考慮した最尤推定 法と結晶内散乱を考慮した最尤推定法で算出さ れる最尤値を比較する.光電吸収のみを考慮し た最尤推定法の最尤値が高ければ、光電吸収イ ベントと判別され、結晶 c で相互作用を起こし たと推定する.また結晶内散乱を考慮した最尤 推定法で算出される最尤値の方が高ければ、結 晶内散乱イベントと判別され、結晶 c1で最初の 相互作用を起こしたと推定する.



2.4 評価方法

光電吸収イベントと結晶内散乱イベントの判別

について、判別正答率とエラー率で比較した. エ ラー率は光電吸収イベントを結晶内散乱イベント と判別した割合と結晶内散乱イベントを光電吸収 イベントと判別した割合を算出した.

結晶推定精度の定量的な評価指標として平均誤 差距離(図 3)を求めた. 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,3種類の手法(Anger 法,最尤推定法(1点推 定),提案手法)による結晶推定の結果を比較した. また,光電吸収と判別されたイベント,結晶内散 乱と判別されたイベントそれぞれでの平均誤差距 離を求めた.



3. 結果

Anger 法と提案手法による光電吸収と結晶内散 乱の判別結果を表 1 に示す.各相互作用回数にお けるイベント数の割合を図 4 に示す.提案手法は Anger 法に比べ,光電吸収,結晶内散乱ともに精度 良く判別できていた.

		平山星山	エラー率		
		正答率	光電吸収→	結晶内散乱	
			結晶内散乱	→光電吸収	
	D = 3 pixels	84.1%	10.1%	5.8%	
Anger 法	D = 4 pixels	88.6%	5.2%	6.2%	
	D = 5 pixels	86.0%	1.1%	12.9%	
提案手法		90.3%	3.7%	6.0%	

表 1 光電吸収と結晶内散乱の判別結果

光電吸収と判別 4.9% 1.1% 相互作用回数 1 回 2 回 3 回以上 61.2% 結晶内散乱と判別 3.7% 19.1% 10.0%

図 4 提案手法での各相互作用回数における イベント数の割合

3 種類の手法(Anger 法,最尤推定法(1 点推定), 提案手法)で算出した平均誤差距離を図 5 に示す. 提案手法で光電吸収と判別されたイベントにおけ る誤差距離を図 6 に,結晶内散乱と判別されたイベントの誤差距離を図 7 に示す.

提案手法の全イベントにおける平均誤差距離は, Anger 法,最尤推定法(1 点推定)の平均誤差距離と ほぼ等しい結果となった.

光電吸収と判別されたイベントにおいて,提案 手法の平均誤差距離は約1.5 mmとなり. Anger法, 最尤推定法(1 点推定)とほぼ等しい結果となった.

結晶内散乱と判別されたイベントにおいて,相 互作用回数が1回のイベントの提案手法の平均誤 差距離は約0.8 mm 長くなった.相互作用回数が2 回のイベントの提案手法の平均誤差距離はAnger 法,最尤推定法(1点推定)と比べ,約0.5 mm 短く なった.相互作用回数が3回以上のイベントの提 案手法の平均誤差距離はAnger法と比べ約0.2 mm, 最尤推定法(1点推定)と比べ約0.3 mm 短くなった.

提案手法では、相互作用回数が 2 回のイベント において、それぞれの相互作用で落とすエネルギ ーがほぼ等しい場合、正しくファーストインタラ クション結晶を推定できない.結晶内散乱と判別 されたイベントの平均誤差距離を大きく改善する ことができなかったため、全イベントにおける平 均誤差距離が Anger 法、最尤推定(1 点推定)とほぼ 等しい誤差距離となった.



図 5 全イベントにおける平均誤差距離



図 6 提案手法で光電吸収と判別されたイベ ントにおける平均誤差距離



図 7提案手法で結晶内散乱と判別されたイ ベントにおける平均誤差距離

4. 結論

本研究では最尤推定法を改良し,結晶内散乱を 考慮した最尤推定法を開発した.提案手法は,光 電吸収イベントと結晶内散乱イベントの判別の精 度は高かったが,ファーストインタラクション結 晶推定の精度は,Anger 法,最尤推定法(1 点推定) と比べ,ほぼ同じ精度であった.

- [1] Yazaki Y, et al, IEEE Trans. Nucl. Sci. 2012; 59: 462-468
- T. Yokoyama, Medical Imaging Technology Vol. 28, 223-228, 2010Moriya, T. et al., IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 57: 2455-2459, 2010
- [3] Haneishi H., et al., Rad. Phy. and Tech. 1: 106-114, 2008.
- [4] Anger H.O. Rev Sci Instr 29: 27-33, 1958

(17) MPPC と抵抗分割を用いた 4 層 LYSO アレイの評価

吉原有里¹⁾、中村泰明²⁾、島添健次¹⁾、高橋浩之^{1,2)}、錦戸文彦³⁾、吉田英治³⁾、山谷泰賀³⁾ ¹⁾東京大学大学院工学系研究科原子力国際専攻 ²⁾東京大学大学院工学系研究科バイオエンジニアリング専攻 ³⁾ たいいのの

3) 放射線医学総合研究所分子イメージング研究センター

1. 背景

がん検査などの臨床試験に用いられる小動物用 陽 電 子 放 出 型 断 像 撮 影 (Position Emission Tomography; PET)の検出器では、ベータプラス崩 壊に伴い放出される対消滅ガンマ線を同時イベン トとして検出することで線源の位置イメージを得 る。その検出器には、対消滅ガンマ線の511keVの エネルギーに対して適切な検出感度を持たせるた め、一定以上の厚さ(深さ)を有するシンチレー タを使用する。しかし、同一シンチレータ内にお けるガンマ線と相互作用位置は特定できないため、 シンチレータの厚さ分だけ位置分解能が低下する ことが従来から指摘されている。

この反応深さ情報の欠落により生じる位置分解 能低下を改善するため、各層で異なる反射材配置 を有する4層LYSOアレイが考案された[1]。本ア レイの構造上の特徴は、ガンマ線との相互作用が 起こった結晶内3次元空間での位置が、重心演算 により2次元平面へと落とし込まれることにある。 この4層LYSOの評価を、安定的な電圧増幅率と 優れた時間応答を有する 16ch MPPC (Multi-Pixel Photon Counter)を用いて行なった。

2.4層 LYSO アレイでの反応位置特定の原理

4層 LYSO アレイの構造を図1に示す[1]。4層構成となっており、各層で異なる反射材配置を有している。反射材は結晶内のシンチ光の一部を誘導する。それにより、反射材のない単結晶の場合は重心演算によりポジションピークは中央に現れるが、反射材がある場合には、反射材から離れた位置にポジションピークが現れる。この原理を利用して各層でのピークが分離される。



図1:4層 LYSO の構造と原理

3. 実験

3.1. 測定系

全体の測定系および検出器の様子を図2に示す。 4層LYSOアレイを接続したMPPCの16チャンネ ルの出力信号を抵抗分割回路に入れた。抵抗分割 からの4チャンネルをシェーパーアンプ(ORTEC, 570)に入れ、波形成形時間500nsecで10倍に増幅 する。シェーパーアンプからの出力信号をオシロ スコープ(LECROY, HDO4054)に入れ、波高値デ ータを取得した。



図2:測定系

3.2. MPPC

浜松フォトニクスにより製造されているガイガ ーモード式 APD (Avalanche PhotoDiode)の S12642-0404PA-50 を使用した。有効面積 3.0× 3.0mm²のピクセルが平面上に4×4並んでいる。16 チャンネルの MPPC ピクセルに、一平面に1.9×1.9 ×5.0mm³の結晶が6×6並ぶ4層LYSOアレイを光 学グリースを用いて接着させた。なお、MPPCは4 層LYSOアレイの1層目に接続した。

3.3.抵抗分割

抵抗分割回路として、図3のような離散位置回路(Discretized Positioning Circuit; DPC)を作成した。 MPPCからの16 チャンネル出力信号において、いずれかの入力があった場合に、その入力信号は抵抗比に応じて4つの電圧値Va,Vb,Vc,Vdに分散される。

この電圧比から、式1の計算を用いることで、 どのチャンネルに入力があったのかを特定するこ とができる。



図 3 : DPC

図中の + に MPPC16 チャンネルの信号が入力し、 抵抗比により分割されて、a,b,c,d より出力される

$$X = (Vc + Vd) / (Va + Vb + Vc + Vd)$$

$$Y = (Va + Vc) / (Va + Vb + Vc + Vd)$$
(1)

)

4. 結果

4.1. DPC 基板のポジションピーク位置

作成した DPC 基板でのポジションピークの出現 位置を確認するため、最大電圧値 130mV、周波数 100Hz の矩形波を各 16 チャンネルそれぞれに入力 して、DPC 基板の出力信号を測定した。このとき、 オシロスコープで 3mV の立ち上がりにトリガーを 設定した。得られたデータ値を式1に代入して導 出したポジションマップを図4に示す。



4.2. MPPC 出力信号

MPPC の特性確認として、 $2.0 \times 2.0 \times 10.0 \text{ mm}^3$ の 結晶が独立で 4×4 並ぶ LYSO アレイ(独立 16ch LYSO アレイ)と 4 層 LYSO アレイを用意し、MPPC からの出力信号を測定した。このとき、オシロス コープで 9mV の立ち上がりにトリガーを設定した。 それぞれ MPPC 出力信号を図5に示す。



図 5: LYSO-MPPC 出力波高値 MPPC 供給電圧 66.7V、1.04 MBq の Cs-137 を各アレ イの中央上部より 1.3cm 離れた場所に設置した

4.3. 線源を置かない場合のポジションマップ オシロスコープのトリガーを OR100mV 以上に 設定して、特定の線源を置かず 4 層 LYSO アレイ の自己崩壊エネルギーのみを測定し、導出したポ ジションマップを図6に示す。また、このときの Y 軸と垂直方向の断面投影図(横断面図)および山 (ポジションピーク)と谷(ベースライン)の比 をとって集計した結果を、それぞれ図7と表1に 示す。なお、表1の集計結果には、ピークが重な っている周辺部は含まれていない。また、同時に 複数イベントが起こったときをエラーイベントと みなし、ソフト上でカットしている。



図 6 : 4 層 LYSO アレイの自己崩壊のみポジションマップ MPPC の 12×12mm² 平面



図7:4層 LYSO アレイの自己崩壊のみ横断面図
 図6の横断面 A-J を投影したヒストグラム

表1:4層 LYSO アレイの自己崩壊のみベースライン対 ポジションピーク比

	average	maximum	minimum	standard deviation
1st layer	4.2	9.0	2.0	1.7
2nd layer	3.8	6.8	1.8	1.4
3rd layer	4.4	7.4	2.7	1.5
4th layer	5.7	18.0	1.6	4.6

4.4. 線源を置いた場合のポジションマップ

次に、4層 LYSO アレイの真上 1.3cm または真下 1.7cm 離れた場所それぞれに、1.04 MBqの Cs-137 を図8のように設置した。このときのポジション マップおよび横断面図を図9および図10に示す。 なお、測定条件は4.3.と同じである。



(a) Cs-137 真上設置
 (b) Cs-137 真下設置
 図 9 : 4 層 LYSO アレイの Cs-137 ポジションマップ
 MPPC の 12×12mm² 平面。1.04 MBq の Cs-137 を使用



(a) Cs-137 真上設置
 (b) Cs-137 真下設置
 図10:4層 LYSO アレイの Cs-137 横断面図
 図9の横断面 A - J を投影したヒストグラム

5. 考察および結論

自己崩壊エネルギーのみで作成したポジション マップを見ると、10×10のポジションピークが確 認できる。また、各層のポジションピークはベー スラインに対して平均 3.8-5.7 倍になっていること から、どの層のピーク同士も分離可能であること が分かる。しかし一方で、周辺部の二つのピーク は重なっているため分離ができておらず、読み出 し回路のノイズを落とすなどの改善が必要である と考えられる。

また、線源を置いた場合のポジションマップおよび横断面図を見ると、4層LYSOアレイの真上に線源 Cs-137を設置したときは上方の4層目と3層目、真下に線源 Cs-137を設置したときは下方の1層目と2層目のピークが強く現れた。自己崩壊のみのデータと比較すると、それぞれ2層のポジションピークが適切な位置に現れていることが確認できた。

これらのことから、MPPC および抵抗分割の回路 用いて 4 層 LYSO アレイの読み出しを行なったと き、ポジションマップ周辺部以外において層ごと の 4 つのピークを識別できることから、その実用 性が示唆された。しかし、周辺部のポジションピ ークの分離にはさらなる改善を要する。

参考文献

 T.TSUDA et al., "A four-Layer depth of interaction detector block for small animal PET," IEEE Transaction on Nuclear science, 51, 5, 2537-2542 (2004).

(18)4層 DOI 検出器における重複結晶応答の分離法

権藤朱音¹⁾、品地哲称²⁾、稲玉直子²⁾、錦戸文彦²⁾、吉田英治²⁾、山谷泰賀^{2) 4)}、 酒井利明³⁾、大西峻⁴⁾、羽石秀昭⁴⁾

¹⁾ 千葉大学大学院工学研究科、²⁾ 放射線医学総合研究所・分子イメージング研究センター、 ³⁾浜松ホトニクス株式会社、⁴⁾ 千葉大学フロンティア医工学センター

1. はじめに

Depth of interaction (DOI)検出器は PET の空間分 解能向上に欠かせない技術であり,これまでに 様々な DOI 検出器が提案されている. 放射線医学 総合研究所では結晶と反射材を組み合わせた4層 DOI 検出器が提案されている. 4層 DOI 検出器は 中心部分で高い位置弁別精度を示すが,一方で図1 に示すように検出器の周辺部において結晶応答(以 下,クラスタ)の重複のために弁別能が低下する課 題が残されている. そこで,本研究では,重複ク ラスタを層方向に分離することで重複を分離する 手法の開発を行った. 具体的には,受光素子信号 の独立読み出しを仮定し, Support Vector Classifier (SVC)により層間でのクラスタの特徴を学習する ことで重複クラスタを弁別する手法を開発した.



図1 4層 DOI 検出器における結晶応答の重複例

2. 方法

2.1 相互作用位置弁別法概要

本手法ではクラスタの弁別を図 2 に示すように 二段階で行う.一段階目では SVC により学習した 層間での受光素子信号の違いから相互作用が発生 した層を推定し、二段階目では Anger 法により層 内における相互作用の起きた結晶を推定する.

2.2 層弁別法

相互作用が発生した層の弁別には Support Vector Classifier (SVC) [2] を用いた. 学習データとして一 回目の相互作用が所望の層に限定されるよう,層 と並行に消滅放射線を検出器に照射した際の受光 素子の信号値と相互作用層の情報を使用し,層と 信号値の関係を識別器に予め学習させておく. そ の後,受光素子信号値から相互作用層を学習結果 から推定することで層弁別を行う.

2.3 クラスタ弁別

上記の層弁別により相互作用の発生した層の特

定はできているため、次に、層内における相互作 用位置の推定を行う.予め相互作用発生層が既知 である学習データを用いて Anger 法で各層のポジ ションヒストグラムを作成する.そして、ポジシ ョンヒストグラム上のクラスタと結晶の対応関係 を示す参照テーブルを作成する.本研究で用いる DOI 検出器は4層であるため参照テーブルは4枚作 成される.実際の推定では Anger 法により投影さ れたポジションヒストグラム上の位置と各層ごと に作成した参照テーブルを用いて相互作用位置を 推定する.



図2 相互作用位置弁別の流れ

2.4 シミュレーション実験

本手法の評価を行うため 4 層 DOI 検出器用に設計されたモンテカルロ光子伝播シミュレータ [3] [4]を用いてシミュレーションを行った.検出器のジオメトリは図 3 に示す通りで,2×2×5 mm³のサイズの LYSO 結晶で構成される.結晶間は光学的接着剤(RTV)または空気とし,層間の材質は RTV である.受光素子 (MPPC)のサイズは 3×3 mm² で検出器の底面に 16 個配置した.検出器の側面と 受光素子が設置されていない部分は反射材で覆わ れている.シミュレーション実験では各層に対し て 20,000 イベントの消滅放射線の照射を想定した.



3. 結果

結晶間材質を RTV と設定したシミュレーション 結果を図4(a)に示す.シミュレーションにより作 成したポジションヒストグラムにおいても周辺部 でクラスタが重複することが認められた.提案手 法により層弁別を行い、各層ごとにポジションヒ ストグラムを作成した結果を図4(b)に示す. 弁別 法適用によりクラスタの重複の分離を実現した. 弁別法 適用前のポジションヒストグラムにおいてクラス タの重複が見られた部分に注目したクラスタ分離 の結果を図5に示す. Anger 計算結果ではクラスタ の重複が見られ、位置弁別が困難であったが、位 置弁別法の適用によりクラスタが一層目と二層目 に分離されたことが分かる. Anger 計算結果から結 晶と特定する参照テーブルを層弁別により判定さ れた層から動的に選択することでクラスタの重複 が分離できることが確認された.

真の相互作用位置と提案手法で推定された相互 作用位置との誤差距離を自乗平均平方根誤差で評 価した結果を表 1 に示す.提案手法により重複ク ラスタを分離することで誤差距離が 2.52 mm から 0.18 mm ~ 2.34mm 低下した.従来,重複により他 の結晶に誤って割り当てられて結晶応答を正しい 結晶へ割り当てることを達成した.



図4 シミュレーション結果



図5 クラスタの分離

 	表 1	層弁別適用前後での誤差距離の比較(単位:	mm)
----------	-----	----------------------	-----

		Layer1	Layer2	Layer3	Layer4
DTV	適用前	2.29	1.59	1.27	2.52
KIV	適用後	1.79	1.25	1.02	0.18

4. 結論

4層 DOI 検出器は従来型検出器と比較して高い 空間分解能を実現する一方で,検出器の端部分で クラスタが重複するために相互作用した結晶の判 定に改善の余地が残されていた.そこで,本研究 ではポジションヒストグラム上でのクラスタ重複 による位置弁別精度の低下を改善するため,受光 素子信号の独立読み出しを仮定した重複分離法を 提案した.シミュレーション実験を行い,提案法 を適用した結果,従来法では端のクラスタの弁別 が困難な RTV 型において,推定誤差距離が減少し, 位置弁別能向上が可能であることが示唆された.

- [1] Anger HO, Rev Sci Instr, vol. 29, pp. 27-33, 1958.
- [2] C. J. C. Burges, Data Mining and Knowledge Discovery, Vol. 2, pp121-167, 1998
- [3] H. Haneishi, M. Sato, et al., Radiol. Phys. Technol., vol. 1, no. 1, pp. 106–14, Jan. 2008.
- [4] Y. Ogata, T. Ohnishi, et al., Radiol. Phys. Technol., Vol.7, No.1, pp.35-42, 2013

(19)4層 DOI 検出器における2次元ポジションヒストグラムの 自動セグメンテーション法

品地哲弥¹⁾、吉田英治¹⁾、田島英朗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

1. はじめに

放射線医学総合研究所では重粒子線治療におい て標的ヘビームが照射されていることモニタリン グするシステムの開発[1]を目標とし、世界初の全 身用 OpenPET の開発を行っている. OpenPET は重 粒子線ビームを通過させるために検出器リング間 に開放空間を有する構造であるため従来型の PET 用検出器では空間分解能が低下してしまうが,同 研究所で開発した DOI(Depth Of Interaction)検出器 [2]を採用することで空間分解能の低下を抑制して いる. OpenPET に採用されている DOI 検出器は4 層型であり、深さ方向にシンチレータが 4 分割さ れているため従来型の検出器と比較して 4 倍もの 数の結晶応答が2次元ポジションヒストグラム(以 下 2D-MAP)上に投影される. 全身用 OpenPET には 160 検出器が搭載され, 且つ, 1 検出器あたり 1024 個の結晶で構成されているため,計163840パター ンの結晶応答(以下クラスタ)と結晶番号を対応付 けなければならない. これは, 163 840 個のクラス タがどの結晶で発生した光電効果イベントである かを対応付ける参照テーブルを作成しなければな らないということである.

本報では2次元ヒストグラムの自動セグメンテ ーション法の開発を行った結果について報告する.

2. 方法

2.14 層 DOI 検出器及びポジションヒストグラム

全身用 OpenPET に搭載されている 4 層 DOI 検出 器は大きさが $2.8 \times 2.8 \times 7.5 \text{ mm}^3$ の GSOZ 結晶が 1 層あたり 256 個使用され,合計 1024 個の結晶で構 成されている. この 1024 個の結晶からなる結晶ブ ロックがフラットパネル光電子増倍管(Flat panel type photomultiplier tube: FP-PMT)に結合され各結 晶の応答が Fig. 1 に示すように 2D-MAP 上に投影さ れる. 各層で4 クラスタの計 16 クラスタからなる セグメントを 4×4 セグメントと呼びセグメンテー ションの基本単位として扱う.



Fig. 1 4 層 DOI 及び 2D ポジションヒストグラムの模式 図

2.2 セグメンテーション法の全体像

セグメンテーション法の詳細はこれ以降の節に おいて述べることとし、本節ではセグメンテーシ ョンの手順と概要を示す. Fig.2 はセグメンテーシ ョン手順のフローチャートである. はじめに,取 得された 2D-MAP に対して低周波成分を抽出し, その低周波画像のピーク位置を算出することで 4 ×4 セグメントの中心点を決定する. そのセグメン ト中心を基点として ROI(Region Of Interest)を切り 出し,1 層目から4 層目へと順番にクラスタと結晶 を対応付けていく. 最後に,上述のステップで割 り当てられた対応関係を基に初期パラメータを再 設定することで初期パラメータの正確さを向上さ せて対応関係を再び推定する.

2.3 基準点算出

2D-MAP 上のクラスタと結晶の対応関係を求め るにあたり対応付けの基準点を設定する.2D-MAP は周期的な構造であるため,その空間周波数を調 整することで,特定のパターンを抽出することが 可能である.具体的には,低周波領域を抽出した 画像は4×4セグメントの位置を示す.特に,その ピーク位置は各セグメントの中心とほぼ同じであ る.ゆえに,低周波画像のピーク位置を基準とし て4×4個のクラスタを含む ROIを抽出することが 可能である.この処理は,1枚の 2D-MAP から 1024 個のクラスタの対応付けを行う問題を各 ROI の中 で16個のクラスタを対応付けする問題に単純化す る処理ともいえる.



Fig. 2 セグメンテーション法フローチャート

2.4 ベイズの定理による応答と結晶の対応付け

2D-MAP 上のクラスタと結晶との対応付けにベ イズの定理を用いる.ベイズの定理は,

 $p(\boldsymbol{v}|H) = p(\boldsymbol{v})p(H|\boldsymbol{v})/p(H)$ (1)

と表される. ここで, v は 2D-MAP 上の位置, H は観測された 2D-MAP, p(v) はクラスタの中心が v の位置で観測される確率, p(H|v)は対象のクラス タに対する尤度,そして p(H)は式(1)の分子を 0-1 に正規化するための項である.式(1)の左辺の項で ある事後確率を最大化することに注目すると正規 化項を除いて

p(v|H) × p(v)p(H|v) (2) と簡単化できる.ここで,事前確率*p(v)*は2次元ガ ウス分布を用いて

$p(\boldsymbol{v}) = \frac{1}{15} \boldsymbol{M} \circ \boldsymbol{N}(\boldsymbol{\mu}_i, \boldsymbol{\Sigma}_i) \circ \sum_{j=1, j \neq i}^{16} J - \boldsymbol{N}(\boldsymbol{\mu}_j, \boldsymbol{\Sigma}_j)(3)$

とモデル化する.式(3)において。は Hadamard 積, μ は対象クラスタの中心の期待される位置, Σ は共分 散行列, *i* はセグメンテーション対象のクラスタイ ンデックス, *j* はクラスタインデックス, *J* は要素 が全て1の行列である.本手法では4×4セグメン ト内でクラスタのセグメンテーションをするため *i* は 1-16 の値であり,期待されるクラスタの位置 μ_i は 16 パターンが用意される.行列 *M* は既にセグメ ントされた位置をマスクするための行列である. 尤度 p(H|v) はガウスカーネル関数を用いて

$$p(\mathbf{H}|\boldsymbol{v}) = \prod_{k=1}^{N} \exp\left(\frac{|\phi_k\{H(\boldsymbol{v})\} - m_i\}^2}{\sigma_i^2}\right). (4)$$

と、モデル化する. ここで N は特徴空間の数、 ϕ_{k} は特徴空間への変換関数、 m_i は i 番目のクラスタの 特徴空間における期待値、 σ_i^2 は期待値の分散であ る.特徴空間への変換関数には、ヒストグラムの値 を 0-1 に正規化する正規化関数及び 2D-MAP の各 ピクセル付近に対するイベントの集積を算出する コンボリューション関数を用いる.

2.5 再推定

式(3)におけるクラスタ位置の期待値 µ は経験的 に設定するため、その精度は一部の4×4セグメン トにおいては充分でなく、誤差の要因となる.そ のため、経験的に設定した µ の値から算出したク ラスタの中心位置から µ の値を再定義し、推定を 再び行う.具体的には、対象となるクラスタの周 辺にあるクラスタの重心位置を µ の値として再定 義する.再推定は1度目の推定結果を用いて期待 されるクラスタ位置の分布を更新することで、ク ラスタ位置分布の精度を高める処理である.

2.6 数値シミュレーション

実測された 2D-MAP から真のセグメント得るこ とは不可能である.そのため、本手法の評価には DOI 検出器用に開発された数値シミュレータ[3]に よって生成した 2D-MAP を用いた.疑似 2D-MAP は 50 000 イベントを照射し、FP-PMT のアノード ゲインは実際の値に基づいて設定した.

3. 結果と考察

3.1 基準点検出結果

2D-MAP のセグメンテーションを始める基準とな る点を検出するために 2D-MAP の低周波画像を用 いた. Fig.3 に示すように低周波画像のピーク位置 と4×4 セグメントの中心はほぼ一致する. この基 準位置を中心として ROI を抽出することで,4×4 セグメントの画像が得られ,1 枚の 2D-MAP から 1024 個のクラスタをセグメンテーションする問題 を1 枚の ROI 内から 16 個のクラスタをセグメンテ ーションする問題に簡単化できることが認められ る.



Fig. 3 低周波画像と原画像の重ね合わせ結果.左図の ピーク位置を中心として ROI を設定すると右図に示す 通り4×4セグメントを抽出可能である.

3.2 ベイスの定理によるセグメンテーション結果

Fig. 4 にベイズの定理を用いたセグメンテーショ ンの過程を示す. Fig.4 は左列から対象とするクラ スタとしての尤度,経験的に設定された対象クラ スタの中心が存在する事前確率、既に割り当てら れた領域を除外するための事前確率(マスク), そし て対象クラスタの中心である可能性を示す事後確 率である. Fig.4 から読み取れるように、 尤度だけ では対象とするクラスタを完全には特定できない が,経験的に設定したクラスタ位置(事前確率)およ びマスクにより対象クラスタを特定できている. 本手法では尤度を画像の輝度値を基にして計算し ているが、1-3層目の各クラスタの辺縁部は、それ より上層のクラスタと類似しているために、尤度 では別のクラスタとして分離することができない. さらに、層ごと尤度を算出しているため同一層内 でのクラスタも同様な尤度となる.ベイズの定理 では、尤度に対して経験的に設定した事前確率を 用いて制限を加える事で適当なクラスタ位置の推 定が行える. また, マスク項はクラスタを1 つ見 つける度にその領域を割り当て済みとして事前確 率が更新されるため、クラスタの重複を回避した 安定したセグメンテーションが可能である.

3.3 再推定によるセグメンテーション結果

Fig. 5 は再推定前後のセグメンテーション結果で ある.経験的に設定したクラスタ位置の期待値は 精度が必ずしも充分ではないため,1回の推定だけ では明らかなエラーが認められる.一方,周辺の クラスタ中心を基にして再推定を行った結果では, 事前確率の正確さが向上しているため,エラーが 改善していることが確認できる.

3.4 擬似ポジションヒストグラムでの評価結果

数値シミュレータによって作成した 2D-MAP に 対して本手法を適用した結果を Fig. -7 に示す. Fig. 6 に示されるように, 2D-MAP の周辺部以外ではク ラスタ境界及びクラスタ中心は共にほぼ一致して いることが分かる.一方,周辺部においては推定 されたクラスタ中心は真値よりも外側に移動して いる傾向があり中心位置推定の精度が低下してい る傾向がある. Fig. 7 に示すように,周辺部での中 心位置推定誤差は平均 4.59 pixel であり,周辺部を 除いた中心位置推定誤差平均の 3.25 pixel と比較し て精度が低下している.

4. まとめ

4 層 DOI 検出器は従来の PET 用検出器と比較し て 4 倍もの数のクラスタを識別する参照テーブル を作成する必要が有るため、自動でセグメンテー ションする方法が期待されていた. そこで、本研 究ではベイズの定理を用いた 2D-MAP の自動セグ メンテーション法の開発を行った. 4 層 DOI の 2D-MAP は、その中央部ではクラスタが明瞭に分 かれており、ピークサーチアルゴリズム等で容易 に検出することが可能であるが、2D-MAP の周辺 部ではクラスタがオーバーラップしているため. ピークサーチアルゴリズムだけでセグメンテーシ ョンを完了するのは困難である.そこで、本研究 はベイズの定理を用いて,期待されるクラスタ位 置を事前確率として制限することで,オーバーラ ップしたクラスタにおいても識別が可能となる手 法を構築した.数値シミュレーションによる提案 手法の精度評価を行った結果、クラスタの平均中 心位置推定誤差は 3.33 pixel であった.一方, 2D-MAP の周辺部における平均中心位置推定結果 は4.59 pixel と低下する傾向が認められた.これは, クラスタのオーバーラップ によりクラスタを明 瞭に識別できないことが原因である. 真値との誤 差はあるが、事前確率を用いてクラスタ位置の制 限をすることでオーバーラップしたクラスタにお いてもセグメンテーションが可能であることが示 された



Fig. 4 ベイズの定理を用いたクラスタ位置推定結果



Fig. 5 歳推定前後でのセグメンテーション比較結果.上 図は再推定前の推定結果であり下図は再推定後のセグ メンテーション結果である.







REFERENCES

- P. Crespo, G. Shakirin, and W. Enghardt, "On the detector arrangement for in-beam PET for hadron therapy monitoring.," *Phys. Med. Biol.*, vol. 51, no. 9, pp. 2143–63, May 2006.
- [2] T. Tsuda, H. Murayama, K. Kitamura, T. Yamaya, E. Yoshida, T. Omura, H. Kawai, N. Inadama, and N. Orita, "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.
- [3] H. Haneishi, M. Sato, N. Inadama, and H. Murayama, "Simplified simulation of four-layer depth of interaction detector for PET.," *Radiol. Phys. Technol.*, vol. 1, no. 1, pp. 106–14, Jan. 2008.

(2 0) Production of ¹⁵O beam for in-beam PET

A. Mohammadi¹, Y. Hirano¹, F. Nishikido¹, E. Yoshida¹, A. Kitagawa², T. Inaniwa², and T. Yamaya¹

¹Molecular Imaging Center, National Institute of Radiological Sciences, ²Research Center for Charged Particle Therapy, National Institute of Radiological Sciences

1. INTRODUCTION

Monitoring the delivered dose in the tumor and surrounding normal tissues is important in advanced ion beam therapy especially for light ion beams heavier than helium [1]. At present, PET imaging is the only diagnostic technique that allows non-invasive 3D monitoring of dose delivered to the patient because distribution of positron emitters generated in a patient body through fragmentation reactions highly correlates to the Bragg peak position [2, 3]. In addition to clinical trials of off-line PET imaging, in-beam PET imaging, i.e., PET measurement during patient irradiation, is desired because half-lives (HLs) of positron emitters produced through fragmentation reactions are generally short (e.g., ~ 19 s HL of 10 C and $\sim 2 \min$ HL of 15 O). Yamaya et al developed an open-type PET, OpenPET, for in-beam PET and three dimensional distribution of positron emitters was successfully imaged in phantom irradiated by carbon ion beams [4-6] (see Fig. 1(b)).

However, there are remaining issues of theoretical differences between the Bragg peak position and the peak of positron emitter distribution as well as limited activity of positron emitters (100-1000 times lower than clinical FDG-PET imaging). Therefore, it is expected that positron emitter ion for radiation therapy, i.e., a radioactive beam as a treatment beam, offers the best solution for the *in situ* accurate monitoring of the dose delivery using PET imaging.



Fig. 1. Layout of the ¹¹C beam course (a), PET image of PMMA phantom irradiated by 12 C (b) and PET image of PMMA phantom irradiated by ¹¹C (c) [5].

Radioactive ion beams are generally produced by in-flight fragmentation and Isotope Separation On Line (ISOL) methods. In the former method the desire radioactive ions are selected among the various reaction products after the interaction of a primary beam with a target. The separation stage is generally based on the use of several dipole magnets to achieve a final mass A and charge Z selection. In the Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba (HIMAC) in carbon therapy facility ¹¹C ion beams are produced through the in-flight fragmentation method with a ¹²C beam impinging on a beryllium target although its use is limited to physics experiment at this point [7] (Fig. 1(a)). Because treatment beam is a positron emitter, beam stopping position in the target can be clearly imaged by PET (Fig. 1(c)).

In this study, following the success of utilization of ¹¹C beam, we focus on potentials of a ¹⁵O beam. Oxygen ions exhibit an increased relative biological effectiveness (RBE) in the Bragg peak as compared to the entrance region [8]. This advantage makes oxygen a good candidate for ion beam therapy.

Ion radiotherapy of some tumors has already given in combination with conventional photon therapy for many patients [9]. A combination of different ion therapy such as protons plus carbon ions or oxygen ions might be favorable for a selected clinical situation in near future. The ion beam of ¹⁵O, which is a positron emitter ion, has high potential to be used for tumors treatment and accurate monitoring of dose delivery in tumor. Moreover, the ¹⁵O beam can be used for treatments with multiple ion beams.

The aim of this work is to study feasibility of secondary ¹⁵O beam production for in-beam PET through in-flight fragmentation by applying ¹⁶O primary beam and optimal target. The nuclear reactions between the ¹⁶O primary beam and target atoms are being studied by the analytical and numerical methods. Production rate and Purity of the secondary ¹⁵O beam are investigated. The optimum target material and its thickness from the calculation results are evaluated practically for producing the secondary¹⁵O beam in HIMAC and in-beam PET imaging.

2. MATERIALS AND METHODS

2.1 Simulations

When a light ion beam penetrates a thick target, it undergoes nuclear reactions with the target atoms. Fragments generated from the target nuclei are emitted almost isotropically, whereas projectile-like fragments are characterized by a narrow Gaussian-shaped momentum distribution centered on the coming ion velocity and angular distribution described by a narrow forward-directed Gaussian spread [10].

The LISE++ code [11] and the Monte Carlo code PHITS [12] were used for the evaluation of the

production of ¹⁵O from penetrating ¹⁶O beams in different material targets with various thickness in order to investigate the optimal choice of target material to maximize the production rate of ¹⁵O beam.

The LISE++ code can predict intensity and purity of ion beams at the different stages of the ion beams accelerators for different primary ion beams. The code includes projectile fragmentation, two body reactions and other nuclear reaction models. The intensity of the secondary ¹⁵O beam for ¹⁶O beams decelerating in various materials with different thicknesses were calculated using analytical method of the code. The material has been varied over liquid hydrogen (H₂, 0.071 g/cm³), polyethylene (C₂H₄, 0.80 g/cm³), polystyrene (C₈H₈, 0.98 g/cm³), PMMA (C₅O₂H₈, 0.96 g/cm³), beryllium (Be, 1.85 g/cm³) and water (H₂O, 1.00 g/cm³). The energy of the primary ¹⁶O ion was 400 MeV/u.

Particle and Heavy Ion Transport code System, PHITS, is a general purpose Monte Carlo particle transport simulation code which was developed in Japan. It can deal with the transport of all particles over wide energy ranges, using several nuclear reaction models and nuclear data libraries. The PHITS was also used to evaluate the production rate of ¹⁵O using numerical method. A cylinder with the radius of 10 cm and the length of 200 cm was considered as target. A mono-energetic and mono-directional beam of primary ¹⁶O ion with the energy of 400 MeV/u impinging on the target was simulated. The simulations were done for various materials as used for LISE++ code. The flux of ¹⁵O beam in different depth of the targets with interval of 1 cm were calculated by the code.

2.2 Measurements

After deciding the optimum material as a target based on the calculation results, production rate and purity of ¹⁵O beam was measured for the optimum target in the HIMAC secondary beam line, as shown in Fig. 2 [7], for ¹⁶O primary beam of 430 MeV/u.



Fig. 2. Layout of the secondary beam line, SB1, used to produce $^{15}\mathrm{O}$ beam.

Finally, the in-beam PET image was obtained using a whole-body OpenPET prototype [13] as a Polymethyl methacrylate (PMMA) phantom of $10 \times 10 \times 30$ cm³ was

irradiated with the produced ¹⁵O beam from polyethylene target of 11 cm.

3. RESULTS

3.1 Simulations

In Fig. 3, production rate of ¹⁵O beams produced by ¹⁶O primary beam with energy of 400 MeV/u from PHITS code are shown as a function of target thickness for liquid hydrogen (H₂), water (H₂O), beryllium (Be), PMMA, polyethylene (C₂H₄) and polystyrene (C₈H₈). The highest production rate was observed for the liquid hydrogen target however, it was not practical to apply it in the HIMAC secondary beam line. So polyethylene was considered as the second optimum target.



Fig. 3. Calculated production rate of the ¹⁵O beam produced by ¹⁶O with energy of 400 MeV/u as a function of target thickness in liquid hydrogen (H₂), water (H₂O), beryllium (Be), PMMA, polyethylene (C_2H_4) and polystyrene (C_8H_8) using PHITS code.

3.2 Measurements

The polyethylene target with three thicknesses of 5 cm, 11 cm or 14 cm was set at the HIMAC secondary beam line as a production target and irradiated with ¹⁶O beam of 430 MeV/u. Fig. 4 shows the production rate of ¹⁵O beam at the F2 in secondary beam line (momentum acceptance of $\pm 5\%$). It can be seen that the polyethylene of 11 cm has the highest production rate.



Fig. 4. Measured production rate (%) of the ¹⁵O beam produced by ¹⁶O with energy of 430 MeV/u as a function of the polyethylene thickness (the momentum acceptance of $\pm 5\%$).

Purity of the ¹⁵O produced beam are given in Table I. The purity of the produced beam for three targets is around 75%, which is not high enough. There is a need to increase the purity of the beam in near future since the most important contaminated fragments are ^{13}N , positron emitter with the half-life of 10 min, and ^{11}C , positron emitter with half-life of 20 min.

Table I. Purity of ¹⁵O beam from irradiated polyethylene targets.

Polyethylene thickness (cm)	5	11	14
Purity (%)	75.9	73.8	76.9



Fig. 5. Experimental setup for in-beam PET image in the HIMAC (a) and image results of the irradiated PMMA phantom with the produced $\rm ^{15}O$ beam (b) and (c).

In-beam PET imaging was also carried out in the HIMAC, as shown in Fig. 5. A phantom of $10 \times 10 \times 30$ cm³ was irradiated with the produced ¹⁵O beam from polyethylene target of 11 cm, Fig. 5 (a). The irradiation time was about 6.6 s and the PET data were measured immediately after irradiation for 13 min by the whole-body OpenPET. The results of the imaging are illustrated in Fig. 5 (b) and (c).

4. DISCUSSION AND CONCLUSION

The optimum material as a target to produce ¹⁵O beam from primary beam of ¹⁶O beam was decided based on simulation results from LISE++ and PHITS codes. The production rate and purity of the produced

beam for the optimum target of polyethylene for thickness of 5 cm, 11 cm and 14 cm were measured in the secondary beam line of the HIMAC. The in-beam PET image of the produced beam for the polyethylene target of 11 cm was obtained using the whole-body OpenPET system. The ¹⁵O beam was successfully produced in the HIMAC. However it was also shown that the purity of the beam should be improved. The results for the polyethylene targets with different thicknesses show that the contamination of the produced ¹⁵O beam from ¹³N and ¹¹C fragments is serious and needs to be improved in near future.

REFERENCES

- A. Brahme, "Biologically optimized 3-dimentional in vivo predictive assay-based radiation therapy using positron emission tomography-computerized tomography imaging.", Acta Oncol., 42, pp. 123-136, 2003.
- [2] A. Brahme, "Optimal use of light ions for radiation therapy.", Radiological Sciences, 53, pp.53-61, 2010.
- [3] W. Enghardt, et al, "charged hadron tumor therapy monitoring by means of PET.", Nucl. Instrum. Methods Phys. Res., A 525,pp. 284-8, 2004.
- [4] T. Yamaya et al, "A prototype of a novel transformable single-ring OpenPET.", IEEE NSS-MIC 2013, M07-1, 2013.
- [5] T. Yamaya, et al, "A proposal of an open PET geometry." Phys. Med. Biol., 53, pp. 757–73, 2008.
- [6] Y. Nakajima et al, "Dosimetry by means of in-beam PET with RI beam irradiation.", IEEE NSS-MIC 2013, M07-2, 2013.
- [7] M Kanazawa et al, "present statues of secondary beam courses in HIMAC.", Nucl. Phys. A 746, pp. 393c-6c, 2004.
- [8] O. Jakel et al, "Heavy ion therapy: status and perspectives.", Technology and cancer research and treatment, 2, 377-388, 2003.
- [9] A. Nikoghosyan et al, "Evaluation of therapeutic potential of heavy ion therapy for patients with locally advanced prostate cancer.", Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.,589, pp.89-97, 2004
- [10] N. Matsufuji et al, "Spatial fragment distribution from a therapeutic pencil-like carbon beam in water.", Phys. Med. Biol., 50, pp. 3393-403, 2005.
- [11] O.B. Tarasov et al, "LISE++: Radioactive beam production with in-flight separators.", Nucl. Insrtum. Methods, B266, pp.4657-64, 2008.
- [12] T. Sato et al,"Particle and heavy ion transport system PHITS, version 2.52.", Nucl. Sci. Technol.,50:9 pp. 913-23, 2013.
- [13] T. Yamaya, et al, "Whole-body dual-ring OpetPET for in-beam particle therapy imaging.", Conf. Rec. IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference (NSS-MIC), M15-8, 2014.

(21)炭素線治療下の OpenPET 検出器配置におけるMPPC の放射線損傷の評価

錦戸 文彦¹, Akram Mohammadi¹, 山谷 泰賀¹ ¹放射線医学総合研究所

1. はじめに

我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]、現在までに重粒子線照射下で動 作可能な検出器の開発・評価を進めてきた。

OpenPETをin-beam PETとして用いる場合の課題 の一つに核破砕片からの影響が挙げられる。 OpenPETでの検出器配置の場合、入射する炭素粒子 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]。

これに対し我々のグループではGSOZ結晶ブロ ックとPMTを用いた検出器を、炭素線照射下での 測定用に最適化を行うことで、実際の炭素線治療 と同程度のビーム強度である10⁸pps下でも、殆ど検 出器性能の劣化のない状態でのコインシデンス計 測に成功している[3]。

In-beam PETの画像のS/Nを向上させる一つの方 法にタイムオブフライト情報を使用する方法があ る。タイムオブフライトを用いるためには、時間 特性の優れいている素子を用いることが望ましい。 半導体光センサの一つであるMulti-pixel photon coutner (MPPC)は時間特性に優れている素子の一 つであり、OpenPETで用いた場合、より高い性能が 得られる可能性も考えられる。一方でPMTと比較 した場合、一般的に半導体検出器は放射線耐性が 低いと考えられるため、今回のOpenPETのプロジェ クトではPMTを用いることとした。

しかしながら、現在までに我々のグループにおいてMPPCをOpenPET検出器で用いた場合の評価 を実際には行ってはいない。そこで本研究では MPPCをOepnPET用光センサとして用いた場合の 放射線耐性の評価を行うことを目的としている。 MPPCをOpenPETの検出器位置に対応する位置に 置き、炭素線照射後の出力信号の大きさの比較を 行うことで放射線耐性を評価した。

2. 方法

評価実験は放医研 HIMAC の物理コース(PH2)を 用いて行なった(図 2)。290MeV/u の¹²C ビームを、 実際の治療に用いられていれる 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 MPPC は OpenPET の検出器配置で下 流側の検出器位置に当たる、ターゲットの最後尾 から 30 度の角度で 30cm 離した位置にセットした (図 3)。比較として、角度の大きい位置(pos-2)、 フラットパネル型の検出器配置を仮定した場合の 検出器位置(pos-3)に置いた場合の評価も行った。



Fig. 1. OpenPET



Fig. 2. 実験セットアップ



MPPC は浜松ホトニクス社製 S10931-050 (サイ ズ:3mm×3mm、3,600 cell)を用いて評価を行った。 評価用の素子は図4に示すとおりに、2×3のアレ イ状に基板に固定されており、同時に6個の MPPC の評価を行えるようにしてある。それぞれの MPPC 設置位置に対し1 つの評価基板を用い、各位置に 対して6個のデータを取得した。

実験では MPPC を各位置で 10-40 分照射後、照 射室内の放射化によるバックグランドの影響を避 けるために、評価用データの測定は照射後に照射 室外の実験室において行った。データの取得後、 再度照射室内に評価基板を移動し追加の照射を行 った。Pos-1、pos-3 の MPPC に対しては合計 110 分、pos-2 の MPPC に対しては合計 150 分になるよ うに照射を行った。

評価用のデータは 2.9mm × 2.9mm × 7.5mm の GSO 結晶を各 MPPC 上に1対1になるように固定 を行い、上方に置かれた Na-22 線源からのガンマ 線に対するエネルギースペクトルを測定し、出力 信号の変化を観測した。MPPC からの信号はシェイ ピングアンプで増幅後、MCA を用いて記録を行っ た。温度変化による影響を少なくするために、ペ ルチェ素子を用いた温度コントロールユニットを 用いて送風を行い、出力波高が一定になるまで十 分に時間をおいてから計測を行った。



Fig. 4. MPPC 評価基板と測定用暗箱

3. 結果

図 5 実験結果を示す。横軸は炭素線を照射した時間、縦軸は照射前の波高値に対する照射後の波高値の変化を示す。どの測定でも6 個の MPPC に対して似たような結果が得られており、再現性は十分であると言える。

OpenPET 検出器の位置に置いた場合(pos-1)、照 射時間が長くなるとともに波高値が下がっている ことが分る。これは、核破砕片が入射する事で MPPC 内のマイクロセルが損傷を受け出力値が下 がっていると考えられる。PMT の場合は放射化に よる影響は見られたものの、数十時間の照射でも PMT 自体が損傷し性能が劣化することは無かった。

また、pos-2の位置での結果を見ると、pos-1と比較して放射線損傷の度合いが小さくなっていることが分る。これは、角度が大きな位置では入射する核破砕片の量が少なくなるためである。

Pos-3 でも、pos-1 と比較すると損傷の大きさは 小さくなっているものの、明らかに波高値の減少 が観測されており、今回のビームやファントムの 条件ではフラットパネル型の検出器配置でも MPPC の仕様は困難であると言える。



4. 結論

MPPC を用いた炭素線 in-beam PET 用 OpenPET 検出器の実現可能性の検討を目的として、MPPC の 放射線耐性の評価を行った。HIMAC で炭素線を用 いた評価実験の結果、現時点では MPPC の放射線 耐性は OpenPET で利用するには十分でないとの結 果が得られた。

今後は、今回得られた結果の詳細な解析やプロ トンビームに対する MPPC の放射線耐性の検討を 行っていく予定である。

- [1] Yamaya T, et al., "A proposal of an open PET geometry", Phy Med Biol 53: 757-775, 2008
- [2] Nishikido F, et al.," The influence of the fragment particles from carbon beam on an OpenPET detector as in-beam PET for heavy ion therapy", Conference record of 2009 NSS &MIC, J04-5
- [3] Nishikido F, et al., "Optimization of the in-Beam OpenPET Detector for Carbon Beam Irradiation", 2012 Nuclear Science Symposium, Medical Imaging Conference, Anaheim, CA, USA, 2012

(22)全身用 Dual-Ring OpenPET 画像再構成における 非対称二次元ガウス関数を用いた検出器応答関数の GPU 実装

田島英朗¹⁾、吉田英治¹⁾、品地哲弥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

1. はじめに

放医研では、検出器リング間に開放空間を持ち、 測定中に患者へのアクセスが容易な開放型 PET (Positron Emission Tomography) 装置「OpenPET」の 開発を進めている[1-7]。これまでに、二重リング 方式の DROP (Dual-Ring OpenPET) と、一リング方 式の SROP (Single-Ring OpenPET) の小型試作機を 開発し、OpenPET イメージングのコンセプト実証 を行ってきた[2, 4]。OpenPET のジオメトリでは、 斜めの LOR (Line of Response) が多いため、深さ方 向の情報を得ることが可能な DOI (Depth of Interaction) 検出器を用いる必要がある。また、DOI 検出器を用いた場合でも、画像再構成を行う上で、 検出器の応答関数 (DRF: Detector Response Function) を精度良くモデル化することが高画質な 再構成像を得るために重要である。これまでに、 検出器の幾何学的な配置や結晶の厚みを考慮して 十分な精度で近似された DRF モデルを開発し、 GPU (Graphics Processing Unit) に実装した[7]。しか しながら、ヒトサイズの全身用 DROP を 4 層 DOI 検出器を用いて構成した場合、LOR の数が膨大に なり事前計算した DRF を GPU のメモリ上に保持す ることが困難なため、オンザフライで計算をする 必要がある。そこで、本研究では、ヒトサイズの 全身用 OpenPET の画像再構成のために、非対称二 次元ガウス関数を用いた新しい DRF モデルを開発 し、GPU 実装を行った。

2 方法

PET で用いるシンチレータ(結晶)は、十分な 感度を得るためにある程度の厚さが必要なため、 深さ方向に細長い形状のものを配列している。PET 測定におけるボケの要因は、まず、消滅放射線の 角度揺動、陽電子飛程、検出器でのシンチレータ 判定誤差などのガウス関数でモデル化されるもの がある。そして、最近の PET 装置では、結晶の形 状、及び近接する結晶による減衰の影響を受けた DRF の形状を非対称ガウス関数によってモデル化 している。しかしながら、非対称のガウス関数は、 体軸方向に対して直交する横断面のみに適用され ている。通常の PET の装置は、視野に対して比較 的大きめのリング径が採用されているため、体軸 方向のモデル化には単純なガウス関数によって行 われている。



図1 非対称二次元ガウス関数の標準偏差を決める提案モデルのパラメータ:(a) シンチレータ と DRF を計算する面との関係、(b)、(c) 非対称 二次元ガウス関数の例(上付き文字はベクトルが 面に投影されていることを意味する)

それに対して、OpenPET では、斜めの LOR が非 常に多く、また、傾きの最大角度も大きい。特に、 DROP の開放空間では、斜めの LOR のみが測定可 能である。そこで、本研究では、各 LOR の結晶の 向きによって、非対称二次元ガウス関数の非等方 性の空間分解能パラメータが決まる、DRF モデル を提案した。提案モデルでは、図1のように、結 晶を仮想的に一辺の長さが C の立方体 (ヘッド) と、底辺が C×C、高さが L の直方体 (テイル)の 2 つに分けてパラメータ化した。そして、LOR の 中心線の視点と終点を、同時計数ペアのヘッドの 中心とした。そして、**n** = $(n_x, n_y, n_z)^T$ (T は転置を表 す)をLORの方向ベクトルとし、非対称二次元ガ ウス関数は、LOR に垂直な x_r-y_r 平面上で定義した。 また、n₂をx軸、y軸、z軸の中でLORの方向ベク トル n が最も大きい成分を持つ軸を表す方向ベク トルとすると、 x_r 軸と y_r 軸を表す方向ベクトル x_r と y_rは次のように定義できる。

$$\mathbf{x}_{r} = \begin{cases} \frac{\mathbf{n} \times \mathbf{d}}{|\mathbf{n} \times \mathbf{d}|}, & |\mathbf{n} \times \mathbf{d}| \neq 0 \qquad (1) \\ \frac{\mathbf{n} \times \mathbf{u}_{2}}{|\mathbf{n} \times \mathbf{u}_{2}|}, & |\mathbf{n} \times \mathbf{d}| = 0 \\ \mathbf{y}_{r} = \mathbf{n} \times \mathbf{x}_{r} \qquad (2) \end{cases}$$

ここで、× は直積を表し、 $d = d_1 + d_2$ は、結晶のテ イルの方向と大きさを表すベクトル d_1 、 d_2 をモデ ルに組み込むためのパラメータである。ある 3 次 元空間上の位置 x の x_r-y_r 面上の座標は、 $(x_r, y_r) = ((\mathbf{x} - \mathbf{p}_1) \cdot \mathbf{x}_r, (\mathbf{x} - \mathbf{p}_1) \cdot \mathbf{y}_r)$ で表される。ただし、 ・ は内積を表す。

$$f_{DRF}(x_r, y_r) = A \exp\left[-\frac{1}{2}\left\{\left(\frac{x_r}{\sigma_x}\right)^2 + \left(\frac{y_r}{\sigma_y}\right)^2\right\}\right],\tag{3}$$

$$\sigma_{x} = \begin{cases} \sigma_{x}^{+}, & x_{r} \ge 0 \\ \sigma_{x}^{-}, & x_{r} < 0 \end{cases} \sigma_{y} = \begin{cases} \sigma_{y}^{+}, & y_{r} \ge 0 \\ \sigma_{y}^{-}, & y_{r} < 0 \end{cases}$$
(4)

ここで、A は関数の最大値を表し、 σ_x^+ 、 σ_x^- 、 σ_y^+ 、 σ_y^- はそれぞれ、 x_r 、 $-x_r$ 、 y_r 、 $-y_r$ 方向の空間分解能 を考慮して [8] 求めた標準偏差である。これらの パラメータは次式によって求められる。

$$A = \frac{2}{\pi(\sigma_{x}^{+} + \sigma_{x}^{-})(\sigma_{y}^{+} + \sigma_{y}^{-})}$$
(5)

$$\sigma_{x}^{+} = \frac{1}{2\sqrt{2\ln 2}} \sqrt{\left(\frac{\max(0, (L-C)\mathbf{d}_{1} \cdot \mathbf{x}_{r})}{2} + \frac{\max(0, (L-C)\mathbf{d}_{2} \cdot \mathbf{x}_{r})}{2} + \frac{C}{2}\right)^{2} + s^{2} + (0.0044R)^{2} + b^{2}}$$
(b)
$$\sigma_{x}^{-} = \frac{1}{2\sqrt{2\ln 2}} \sqrt{\left(\frac{\max(0, -(L-C)\mathbf{d}_{1} \cdot \mathbf{x}_{r})}{2} + \frac{\max(0, -(L-C)\mathbf{d}_{2} \cdot \mathbf{x}_{r})}{2} + \frac{C}{2}\right)^{2} + s^{2} + (0.0044R)^{2} + b^{2}}$$
(c)
$$\sigma_{x}^{+} = -\frac{1}{2} \sqrt{\left(\frac{\max(0, (L-C)\mathbf{d}_{1} \cdot \mathbf{y}_{r})}{2} + \frac{\max(0, (L-C)\mathbf{d}_{2} \cdot \mathbf{y}_{r})}{2} + \frac{C}{2}\right)^{2} + s^{2} + (0.0044R)^{2} + b^{2}}$$
(c)

$$\sigma_{y}^{-} = \frac{1}{2\sqrt{2\ln 2}} \sqrt{\left(\frac{2}{2} - \frac{2}{2}\right)^{2}} + \frac{\max(0, -(L-C)\mathbf{d}_{1} \cdot \mathbf{y}_{r})}{2} + \frac{\max(0, -(L-C)\mathbf{d}_{2} \cdot \mathbf{y}_{r})}{2} + \frac{C}{2}^{2} + s^{2} + (0.0044R)^{2} + b^{2}}$$
(9)

ただし、s は陽電子飛程、R は同時計数ペアのシン チレータ間距離、b は結晶の判定誤差である。一般 的に、結晶を光学的に接着した検出器の判定誤差 はb = C/3 とされている。

提案モデルは CUDA (Compute Unified Device Architecture) version 6.5 を用いてマルチ GPU ワー クステーションに実装した。ヒトサイズの全身 DROP の LOR ヒストグラムは容量が大きいため、 ブロック反復型のリストモード画像再構成手法を 適用した。

3 結果

提案する DRF モデルの形状と一般的に用いられ ているガウス関数 (2.5 mm FWHM (Full Width at Half Maximum)、及び結晶内をサンプリングしてそ れぞれのサンプリング点の全ての組合せに対して レイトレーシングを行う解析的な手法(結晶分割 モデル)と比較した(図2)。なお、結晶の減衰 を考慮した結晶分割モデルが最も正確に結晶形状 を表現できるが、結晶内のサンプリング間隔をボ クセルサイズよりも小さくする必要があり、ボク セルサイズが小さい場合には組合せ数が大きくな り計算量が膨大になる。また、ガウス関数の場合 には結晶前面の中心から L/3 の位置をレイトレー シングの始点及び終点とした。図2の(3)、(4)、 (7)、(8)を見ると、提案モデルでは特に結 晶同士が傾いた状態の場合に解析的なモデルと一 致していることが分かる。図3に点線源を再構成 した画像を示す。なお、サブセット数8、反復回数 は10とした。また、中心から体軸方向の各オフセ ットでの空間分解能を再構成像の半値幅で比較し た(図4)。その結果、特に開放空間において、 体軸方向の空間分解能がガウス関数を用いた場合



図4 再構成像の空間分解能(FWHM)の比較

には劣化しているのを、提案モデルによって改善 できることが示された。

4 結論

結晶分割によるモデル化では、結晶の形状の影響のみを表現でき、ガウス関数によるモデルでは ボケの影響のみを表現できる。それに対して、提 案モデルの DRF では、結晶の形状とボケの影響の 両方を表現することが可能であった。そして、点 線源を用いた空間分解能評価実験により、提案モ デルが、特に全身 DROP の開放空間において、優 れた空間分解能補正効果を持つことを示した。し たがって、提案モデルは GPU 実装が可能な良い近 似モデルである。

- [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.: Phys Med Biol 56: 1123-37, 2011
 [2] The set of the
- [3] Tashima H, Yoshida E, Kinouchi S, et al.: IEEE TNS, 40-6, 2012
 [4] Tashima H, Yamaya T, Yoshida E, et al.: Phys Med Biol 57:
- [4] Tashina H, Tahaya T, Toshida E, et al.: Thys field Biol 57: 4705-18, 2012
 [5] Yoshida E, Tashima H, Wakizaka H, et al.: Nucl Instr Meth
- Phys Res A 729: 800-8, 2013
- [7] Kinouchi S, Yamaya T, Yoshida E, et al.: IEEE TNS 59, 1977-83, 2012
- [8] W. W. Moses, *NIMA*, 648, pp.236-40, 2011.

(23)マルチ GPU を用いた OpenPET 画像再構成の検討

二田晴彦¹⁾、永田毅^{1,2)}、田島英朗³⁾、吉田英治³⁾、山谷泰賀³⁾
 ¹⁾みずほ情報総研株式会社、²⁾筑波大学、
 ³⁾放射線医学総合研究所・分子イメージング研究センター

1. はじめに

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

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

2. 方法

(k, l+1)

(k,l)

2.1 既存システムの画像再構成手法

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

$$\begin{aligned} x_{j}^{(k,l)} &= x_{j}^{(k,l)} \\ &+ \lambda^{(k,l)} \frac{x_{j}^{(k,l)}}{C_{lj}} \sum_{i \in S_{l}} a_{i(l)j} \left(\frac{1}{\sum_{j'=1}^{J} a_{i(l)j'} x_{j'}^{(k,l)}} - p_{ij} \right) \\ p_{lj} &= \sum_{i=1}^{I} a_{ij} / \left(\sum_{l'=1}^{L} \sum_{i \in S_{l'}} a_{i(l)j} \right) \end{aligned}$$
(1)
$$C_{lj} &= \max_{l} \sum_{i \in S_{l}} a_{i(l)j} p_{lj}$$
(3)

ここで、kは反復回数 (k=1,...,K)、lはサブセッ ト番号 (l=1,...,L)、 S_l は各サブセット、i(t)は、t番 目のイベントが検出された LOR の番号、 x_j は再構 成画像の画素 jの画素値(j = 1,...,J)、 p_{ij} はブロッキ ングファクター、 a_{ij} はシステムマトリクス、 $\lambda^{(k,l)}$ は緩和係数であり、次式を用いる。

$$\lambda^{(k,l)} = \left(\frac{\left\|\vec{a}^{(k,l)}\right\|}{b^{(k,l)}}\right)^{q}$$

$$\tag{4}$$



図2 既存システムの画像再構成の並列化手法

ここで、 $\|\vec{a}^{(k,l)}\|$ は過去すべての画像修正ベクトル

をベクトルのまま加算した値、b^{(k,0}は過去すべての 画像修正ベクトルの長さ(ノルム)を加算した値で ある。qは実験的に決定するパラメータであり0以 上1以下の値をとる。

図 1 に既存システムの画像再構成手法のフロー チャートを示す(K = 1 の場合)。計算量の多い、順 投影演算・逆投影演算および画像の更新・λ(画像 の更新の際に用いる緩和係数)の更新を GPU で行 っている。画像の転送は処理の最初と最後に発生 する。図2に既存システムの画像再構成の並列化 手法の概要を示す。LOR が十分に多い場合は、図 2(a)のように各 LOR を各スレッドに割り当てるこ とで高い並列性を保つことが可能であると考えら れる。しかしながら、LOR が少ない場合や DRAMA のようにサブセット数を多くして計算する場合、 並列性が低くなる。特に近年の GPU は演算コア数 が増える傾向にあるため、並列性の低下は GPU で の高い効率での実行を妨げる。そのため、既存シ ステムでは、図2(b)のようにスライスごとの計算の 並列化 (LOR parallelization)も行い、スレッド数を 増やすことで高い並列性を保つようにしている。 なお、スライスごとに並列化した場合は、順投影 演算後に、積算が必要となる。

2.2 提案手法

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

2.2.1. LOR を支配的方向に分けた計算

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

2.2.2. シェアードメモリの利用

先に説明した LOR を支配的方向に分けた計算に より、再構成画像へのメモリアクセスを局所的に 抑えることが可能である(LOR を並列に処理しても、 メモリアクセスはある1スライスのみになる)。 NVIDIA GPU には、容量は小さいが高速なメモリ アクセスが可能なシェアードメモリがあるため、1 スライス分のデータをシェアードメモリに保存し てリード・ライトを行う。逆投影の場合は、複数 のスレッドが同時にスライスの同じ箇所の値の更 新を行う可能性がある。NVIDIA GPU には、 read-modify-write を不可分に行う、アトミック命令 が用意されているため、それを利用する。

2.2.3. 計算と転送の同時実行

NVIDIA GPUでは、計算とデータ転送の同時実 行が可能である。図1で示したフローチャートの 内、画像の更新・λの更新と次に計算するサブセ ットの LOR データの GPU への転送は、同時に行 うことができる箇所であるため、その部分を同時 に行い、トータルの処理時間を短縮する。タイム チャートを図4に示す。

2.2.4. マルチ GPU での計算

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



図 3 LOR を支配的方向に分けた計算

	————▶ 時刻			
	サブセット番号 <i>l=</i> 0 順投影演算・ 逆投影演算	サブセッŀ番号 <i>l=</i> 0 画像の更新 <i>λ</i> の更新	サブセッ 番号<i> </i>=1 順投影演算・ 逆投影演算	
サブセット番号/=0 LORデータの 転送		サブセッI番号 <i>I</i> =1 LORデータの 転送		
図4タイ、	ムチャート	(計算と転送	その同時実行	Ŧ)

	表1実験諸元
GPU	NVIDIA GeForce GTX TITAN x 2
	(Compute Capability : 3.5)
CUDA	x5 5
ツールキット	¥3.5
再構成画像ボク	76 - 76 - 94
セル数	/0 x /0 x 84
ボクセルサイズ	1.5 x 1.5 x 1.5 mm ³
サブセット数	50 (固定)
反復回数	1(固定)
検出器	ガウシアン関数(カーネルサイ
応答関数	ズ:13 x 13 ピクセル)
感度補正	なし

送しなければならないが、この処理はんの更新と 同時に行えるため、計算と転送の同時実行を行う。 2.2.5. 細かいチューニング

その他に、既存システムの再構成手法と比較し、 以下に示す細かいチューニングを行う。

- fastmath の使用(NVIDIA GPU には、指数関数 等を高速に計算する専用演算器があるため、 それを利用)
- ・ スレッド数の調整
- ・ 順投影演算と逆投影演算に共通な処理を事前
 計算
- ループアンローリング

3. 結果と考察

提案手法の有効性を確認するために、処理時間 を評価する。本研究での実験諸元を表1に示す。

図5に1GPUの処理時間(画像再構成のみの時間 でデータ取得等の時間は含んでいない)を示す。既 存システムのLOR parallelization と本研究で取り入 れた手法の組み合わせが有効であるかを確認する ため提案手法から LOR parallelization を除いたもの でも処理時間を測定した。LOR が 1,000,000 の場合



図 5 1GPU での処理時間(画像再構成のみの時間)

表 2 GPU 数を変えた場合の処理時間 (画像再構成のみの時間)

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

では、既存システムの手法が 29.90 秒に対し、提案 手法が 1.22 秒と大幅な高速化(約 24.5 倍)を達成し ている。LOR が少ない場合に提案手法のほうが処 理時間が少なくなっており、スライスごとの計算 の並列化の有効性が確認できる。次に 1GPU と 2GPU の場合の処理時間を評価する。本研究では、 LOR 数が 1,000,000 について評価を行う。表 2 に GPU 数を変えた場合の処理時間を示す。1GPU で は 1.22 秒に対し、2GPU では、0.79 秒となり、約 1.54 倍の高速化となっており、マルチ GPU による 高速化が確認できる。

4. 結論

既存システムに比べ、画像再構成の処理時間の 低減を確認した(シングルGPUの比較で約24.5倍)。 また、マルチ GPU での有効性を確認した。今後の 課題は、マルチ GPU でのオーバーヘッド低減の検 討や、より正確な検出器応答関数を用いた場合の GPU での高速化、また、放射線治療との融合によ り特化したジオメトリである Single-Ring OpenPET[6]でのリアルタイムイメージングシステ ムの実装、評価である。

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

(24)PET/MRI 一体型検出器に用いる電磁波シールドボックスの 計測に与える影響の定量評価

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

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

1. はじめに

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

現在, 放射線医学総合研究所では, MRIのヘッド コイルにPET検出器を取り付けた、「PET/MRI一体 型検出器」を開発している.本検出器は、PET検出 器リングの直径を縮小し, MRIのRFヘッドコイル より内側にシンチレータ結晶を配置することで、 高分解能・高感度なPET画像の取得および検出器個 数の削減によるコスト抑制ができると期待されて いる[1].本検出器はヘッドコイルとPET検出器が近 接しているという特徴により, 互いが発する電磁 波の影響を受けやすい欠点があるため, PET検出器 を電磁波シールドボックスで覆う必要がある.し かし、MRI撮影時に位置情報を付加するためにパル ス状に発生させる傾斜磁場により、導体であるシ ールドボックスに渦電流が発生する.このうち,減 衰時定数の長い渦電流はシールドボックスの周り に二次磁界を発生させ, MRIの均一な静磁場に歪み を引き起こし、時定数の短い渦電流はMRI信号の位 相シフトを引き起こす. 渦電流によるアーチファ クトとして主にあげられるのが, エコープラナー イメージング(EPI)でのN/2アーチファクトである [2].

本研究では、シールドボックスの遮蔽効果の指標となるMR画像の信号対ノイズ比(SNR)と、時定数の短い渦電流により生じる磁場変化の二つの観点から様々なシールド素材を定量的に評価することを目的とした.

2. 方法

2.1 PET 装置

PET 検出器はシンチレータブロック, Multi-pixel photon counter (MPPC) アレイ(S11064-050P, 浜松 ホトニクス), ウェイトサム基板, シールドボック スで構成される. シンチレータブロックは 2.0×2.0

×5.0 mm³の LYSO を 19×6×4 層のアレイ状に組 み上げたものを使用した. MPPC アレイの上にシン チレータブロックが 2 個置かれており,シールド ボックスの開口部より飛び出す形で設置されてい る. MPPC アレイはウェイトサム基板に取り付けら れている.

2.2 シールド素材

先行研究[3]で使用していた 35 μm の銅箔製のシ ールドボックス (224.8×94.0×36.6 mm³) に加え, 同サイズのガラスエポキシパネル製のボックスに 銅メッシュやカーボンロービングを貼り付けて, シールドボックスとして使用した. 銅メッシュは 粗さの異なる三種類を用いた(①粗:厚さ 0.2 mm, 開口率 64~70%, ②細密:厚さ 0.1 mm, 開口率 50~54%, ③高細密:厚さ 0.08 mm,開口率 36~40%, 太陽金網). カーボンロービング(繊維径 6.9 μm, 24,000 本の束を幅約 1 cm のリボン状にまとめたも の. Toho Tenax Co., Ltd.)の渦電流の指向性を比較 するため,貼り方を変えて3パターン用意した(Fig. 1). ボックスの縁には銅テープ (50 μm 厚, 15mm 幅)を貼り, 面同士を電気的に接続した.



Fig. 1. How to put carbon roving on FRP box

2.3 MRI 測定のセットアップ

Fig. 2 に PET/MRI 一体型検出器を MRI の寝台に 載せた 様子と, PET 検出器を取り付けたヘッドコ イルの模式図を示す. MRI は 3T MRI (MAGNETOM Verio, Siemens) を使用しており, プロトンの共鳴 周波数は 123.2 Hz, ガントリ内径は 70 cm である. この MRI 中に PET 検出器を取り付けたバードケー ジコイルを設置する. バードケージコイルには 8 つのエレメントが 261 mm 径で並べられており, エ レメント間に 8 つのシールドボックスが取り付け られるようになっている. シールドボックスには 同軸ケーブルがつながっており, ペネトレーショ ンパネルを通じて MR 室外の電源やデータ収集装 置に接続されている. 本実験では 8 つのボックス 全てにシンチレータ, MPPC, 基板を搭載の上, ペ ネトレーションパネルで接地した.また,素材の 検討及び PET 検出器の通電は右側のシールドボッ クスのみに行った.他7つには先行研究で使用し た銅箔製のシールドボックスを用いた.



Fig. 2. MRI and birdcage coil of the proposed PET-MRI system

2.4 シールド性能の評価手法

本検出器に用いるシールド素材は、プロトンの 共鳴周波数帯でのシールド性能が高く、傾斜磁場 の切り替え周波数帯での渦電流による二次磁界が 発生しにくいものが望ましい.

はじめに、シールド性能を評価するため画像の 信号対ノイズ比 (SNR)を算出した。スピンエコー 法を用いて、ヘッドコイルに挿入した塩化ニッケ ル水溶液ファントムの絶対値画像を 2 枚取得した (TE=88 ms, TR=5000 ms, スライス厚=5.0 mm, マトリクスサイズ= 512×512 pixels, FOV=300× 300 mm²). SNR は以下の式で求めた[4].

$$SNR = S/(N/\sqrt{2})$$
 (1)

ここでは, *S*は2枚のうちの片方の画像の関心領域 における平均値, *N*は2枚の差分画像の関心領域に おける標準偏差を示す.

シールド素材を変えることでヘッドコイルの感 度が変化するため,PET の撮像をしない場合の画 像の SNR を基準として,PET 同時撮像の際の SNR を正規化した(式 2).

$$SNR_{normalized} = \left(1 - \frac{SNR_{simultaneous}}{SNR_{without PET operation}}\right) \cdot 100 \ (2)$$

この数値を SNR 減衰率とし、シールド素材ごとに 比較.この値が小さいほど、シールド性能が高い ことを示す.

2.5 渦電流による二次磁界の評価手法

次に、渦電流を評価するため、EPI 法によりファントムの k-space データを取得する. k-space データ は偶数行と奇数行に分離し、以下の式で二次磁界 分布(ΔB_0 map) に変換した [5].

 $\Delta B_0(x,y) [T]$

$$= \frac{1}{2\gamma N_x \Delta T_s} \left\{ \theta_{even}(x, y) - \theta_{odd}(x, y) - 2\pi \left(\frac{y}{N_y} - \frac{1}{4}\right) \right\} (3)$$

 γ は磁気回転比, ΔT_s はサンプリング間隔, θ_{even} と θ_{odd} はそれぞれ k-space データの偶数行と奇数行 から再構成した位相画像, N_x と N_y はそれぞれ読み 取り傾斜磁場方向と位相エンコード方向のマトリ クスサイズである.

今回,素材を変えて比較したのは右側のボック スーつのみで,他7つは銅箔製のボックスを用い ている.そこで,各素材を用いて取得した ΔB_0 map に対して,右側だけシールドをしていないボック スを使った場合の ΔB_0 map との差分を行い,右側の ボックスによる二次磁界のみを抽出した.

3. 結果と考察

各シールド素材を用いて測定した SNR 減衰率を Fig.3 に示す.シールド素材を用いない場合,減衰 率は 41.7%と大幅に画質が劣化していたのに対し, いずれのシールド素材を用いた場合も減衰率は5% 以内になった.これにより,銅メッシュやカーボ ンロービングが銅箔と同様に高いシールド性能を 有していることが示唆された.

右側のボックスにシールド素材を用いない場合 の ΔB_0 map から差分をとった map を Fig. 4に示す. また, Fig. 4の map において,右側のボックス近 傍に関心領域を設定した際の二次磁界の平均値を Fig. 5 に示す. 銅箔で 1.9 μ T の二次磁界が発生し ているのに対し,カーボンロービングでは貼る方 向によらず,二次磁界はほぼ発生しなかった.こ れにより,カーボンロービングの指向性は低いと 考えられる.



Fig. 3. SNR decreasing rate for each shield box



Fig. 4. ΔB_0 in EPI for each shield box



4. 結論

PET/MRI 一体型検出器に用いるシールドボック スの素材を、シールド性能と渦電流抑制の観点か ら定量評価した.その中で、カーボンロービング は高いシールド性能を有しつつ、渦電流の発生を 最も抑制できたため、本検出器のシールド素材と して有効であることが示された.

- Nishikido F, et al., "Feasibility study for a PET detector integrated with an RF coil for PET-MRI", IEEE NSS-MIC, M13-7, 2011.
- [2] Jezzard P, et al., "Characterization of and Correction for Eddy Current Artifacts in Echo Planar Diffusion Imaging", MRM 39:801-812, 1998.
- [3] 清水浩大 他, 「PET/MRI一体型検出器の開発:シ ールドボックスの渦電流による二次磁界の評価」, 平成25年度次世代PET研究報告書, 62-63.
- [4] Kaufman L, et al., "Measuring Signal-to-Noise Ratios in MR imaging", Radiology, 173: 265-267, 1989.
- [5] Buonocore MH, et al., "Ghost Artifact Reduction for Echo Planar Imaging Using Image Phase Correction", MRM, 38:89-100, 1997.

(25) MR 画像の領域分割と定位固定外部放射線源を用いた PET 減弱補正画像生成法(FixER 法)における至適条件の検討

 川口拓之¹⁾、平野祥之¹⁾、吉田英治¹⁾、ジェフ カーショウ¹⁾、白石貴浩²⁾、谷本克之²⁾、 菅幹生³⁾、小畠隆行²⁾、山谷泰賀¹⁾
 ¹⁾ 放射線医学総合研究所・分子イメージング研究センター

 ²⁾ 放射線医学総合研究所・重粒子医科学センター
 ³⁾ 千葉大学・大学院工学研究科

1. はじめに

PET/MRI は次世代の医用画像診断装置として期 待され応用が広がっている一方で、技術的課題も 残されており、その一つが MRI 画像を基にして PET の減弱補正をする手法を開発することである。 プローブから放出されるガンマ線は生体組織等の 影響で減弱するため、これらの線減弱係数(μ値)の 空間分布(u マップ)を基に補正をする必要がある。 例えば、PET/CT では X線 CT 画像を基に減弱補正 をしている。一方、MRI は直接的に μ 値を測定す ることができない。そこで、MRI 画像の解剖学的 構造を基にして、µ 値の異なる領域に分割する方法 や標準的な構造を有する μ マップのテンプレート を変形させる方法などによる u マップ生成法が提 案されている[1]。これらの手法の殆どにおいて μ 値は参照値が用いられているが、µ 値は加齢や疾患 に伴い変化する。そこで、著者らは MRI の領域分 割画像と定位固定線源(CT のように外部放射線源 を回転させない)で計測した透過データのみを用い て被験者固有の u 値を反映した u マップ生成法 (attenuation correction with Fixed-position External Radiation: FixER 法)を開発した[2]。

本研究では十分な精度で組織の µ 値を求めるた めに必要な透過データ計測時間と放射線源の至適 な固定位置についてシミュレーションによって評 価実験をした。

2. 方法

図1に FixER 法を用いた $\mu マップ生成手順を示$ す。まず、MRI 画像をn 個の複数の領域に分割する。また、線源を置いた位置からm 個の検出器に至る放射線の軌跡を計算する。ここから、各領域を通過する放射線路長の行列 <math>L(m (7 n M))が算出さ れる。一方、定位固定線源を用いてブランクスキ ャンとトランスミッションスキャンを行うことで 各検出器における放射線源弱に伴う強度変化 y を 測定する。各領域の μ 値を示すベクトルを x は Lambert-Beer 則により、最小二乗法にて求めること ができる。FixER 法では個々の画素の μ 値を求め るのではなく、分割した領域の μ 値を求めればよ い。つまり、未知数を劇的に削減できるため、線





源を固定して測定した限られた数の透過データで も解を求めることができる。また、従来の手法で 必要な組織ラベリング処理が不要であり、μ値を参 照できない病変部であっても適用できるという特 長を有する。

FixER 法の至適化のために頭部 T1 強調画像を SPM8によって空気、骨、脳、脳以外の軟組織の4 領域に分割し[3]、文献より各組織の組成や密度を 割り当てた[4]。これを HR+を模したスキャナ(結 晶数 18432, リング数 32、リング半径 427 mm、結 晶サイズ 4.4 x 30 x 4.75 mm³)の中心に配置した。 1 MBq の²²Na 点線源をボアの中心から下部に置き、 1~600 秒間のブランクスキャンとトランスミッシ ョンスキャンのシミュレーションを Geant4.9.6 で 行うことで各検出器における組織線源弱に伴うカ ウントの変化を求めた。また、線源の固定位置は ボアの中心から 15, 20, 25, 30, 35, 40 cm とした。

3. 結果と考察

図2に線源をボアの中心から30cm下に置いた際 のトランスミッションスキャンの時間と FixER 法 によって求めた μ 値との関係を示す。トランスミ ッションスキャンが 60 秒程度以上であれば、600 秒スキャンした場合とほぼ同等な値が得られてい る。図3に線源の位置を変えた際の600秒後のμ 値を示す。それぞれの領域で、線源の位置に関わ らず、ほぼ同等の μ 値が得られていることがわか る。図4に線源の位置と収束時間の関係を示す。 ここで収束時間は、すべての領域において 600 秒 間測定して求めた μ 値と収束時間より長いスキャ ン時間で求めたμ値との差が5%以内となる時間を 示す。収束時間は線源の位置がボア中心に近づく ほど短くなり位置が 25cm 以下の場合はほぼ同等 である。図5に線源をボア中心から15cm,35cm下 に置いたときの視野内の感度分布の断面図を示し ている。ここで、感度分布の画素強度はその画素 を通った線源からの放射線がいくつの検出器で捉 えられるかを示している。線源がボア中心に近い ときは感度が高いため、収束時間が短いと考えら れる。一方、感度分布の矢状断を見ると、線源が



図 2 トランスミッションスキャンの計測時間 と FixER 法によって推定した μ 値の関係



図 3 線源の位置と 600 秒間のトランスミッションスキャンから推定したµ値との関係

ボア中心に近いほど不感領域が広がることがわか る。つまり、線源の位置が近すぎると μ 値が求め られない領域が生じる可能性がある。

4. 結論

FixER 法の線源の位置に関して至適化を行った。 至適な線源の位置は感度領域と計測時間のトレー ドオフであることが示された。







図5視野内における感度の空間分布の断面。(十字はボアの中心を示す)

- [1] Keereman V, Mollet P, Berker Y, et al.: *MAGMA* **26**(1): 81-98, 2013
- [2] Kawaguchi H, Hirano Y, Yoshida E, et al.: NIM A 734B: 156-161, 2014
- [3] Ashburner J, Friston KJ: Neuroimage 26(3): 839-851, 2005
- [4] Akkurt and Echerman, ORNL/TM-2007/14.

(26) Feasibility study of the Helmet-Jaw PET using Monte-Carlo Simulation

Abdella M. Ahmed, Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, and Taiga Yamaya National Institute of Radiological Sciences

1. Introduction

Positron emission tomography (PET) is an imaging modality which becomes one of the most important imaging systems for the diagnosis of cancer at early stages. There is a continuous effort to improve the sensitivity and spatial resolution of the PET scanner. The spatial resolution of the PET system can be improved by use of advanced detectors which are capable of measuring depth-of-interaction (DOI) position. Dedicated brain PET scanners have been developed based on DOI detectors. PET-hat [1] and HelmetPET [2] are examples of the DOI based brain PET scanners. A four-layer DOI detector has been proven to achieve high spatial resolution in the jPET-D4 [3]. The sensitivity of a PET scanner can be enhanced by increasing the solid angle of the scanner, such as rearranging the detectors in different positions. In most cases, dedicated brain-PET scanners are designed using a conventional cylindrical geometry. A novel dedicated brain-PET scanner based on a hemispheric-shaped and a jaw detector was proposed to increase the sensitivity near the cerebellum region [4]. Its performance was evaluated using numerical simulations for a non-block detector configuration. In this study, we conducted a Monte-Calro simulation of the Helmet-Jaw PET scanner constructed from block-detectors. The sensitivity of the Helmet-Jaw PET scanner was compared to that of the conventional cylindrical PET scanner.

2. Methods

Geant4 simulation toolkit was used to evaluate the sensitivity of the scanners. In the simulation, the Helmet-Jaw PET was constructed from a total of 52 four-layer DOI block detectors arranged in a hemisphere having a radius of 12.5 cm, a jaw-part and a top cover. Each block detector has $16 \times 16 \times 4$ crystal arrays with 2.8 mm×2.8 mm×7.5 mm constructed from GSO. The hemispheric shape was formed by arranging cylindrical ring detectors in such a way that the side of each block detector in each ring has a tangential point on a hemisphere as shown in figure 1.

The top and the jaw part of the Helmet-Jaw PET had five detectors as shown in figure 1. The angle subtended by the jaw block detectors was 123^{0} . A cylindrical PET, with a radius of 13 cm and a total number of 51 block detectors, was also simulated (figure 2b). The sensitivities of the scanners were evaluated using a point source placed at several positions of the FOVs. The energy window was set from 400 keV to 600 keV, and true coincidences were obtained.



Fig. 1. Helmet-Jaw PET; (a) front view, and (b) side view. The detectors on the hemisphere and the jaw part are defined in the same sphere. The center of the scanner is defined halfway between the top detector and the bottom side of the 16-block detectors ring.



Fig 2. (a) Helmet-Jaw PET, and (b) cylindrical PET. Each individual ring in the cylindrical PET had 17 block detectors resulting in a total of 51 blocks. The broken lines pass through points of comparison for sensitivity. Lines (1), (2) and (3) intersect axial points at z = +5 cm, z = 0 (center), and z = -5 cm, respectively. Lines (4) and (5) pass along the axial axes through the centers of the scanners.

3. Results

Figure 3 shows the sensitivities of the scanners at several positions. The sensitivities of the Helmet-Jaw PET for regions that coincides near the cerebellum region and the top part of cerebrum were 8.1%, and 18.0% on average, respectively. The sensitivities of the cylindrical PET for the same regions were 6.6% and 4.2%, respectively. The position of the cerebellum was estimated on the FOVs of the scanners around x = -5 cm and z = -5 cm along line (3), while the position of the cerebrum was estimated along the x-axes at axial axes around z = +5 cm along line (1).

In figure 3b the sensitivities along the x-axes (line (2) in figure 2) through the centers of the axial FOVs of the scanners are shown. Figure 3d shows the sensitivity along the axial axes through the centers of the FOVs (line (4) in figure 2). In both figures 3b and d, the sensitivity of the cylindrical PET scanner had higher value at the center of the scanner (near the choroid plexus region). The main reason for this is that the cylindrical PET had larger solid angle coverage for the point sources near the center. It should be pointed out

62

that, the Helmet-Jaw PET had also a good sensitivity at this point.









Fig 2. (a) Helmet-Jaw PET, and (b) cylindrical PET. Each individual ring in the cylindrical PET had 17 block detectors resulting in a total of 51 blocks. The broken lines pass through points for comparison of the sensitivities of the two scanners. Lines (1), (2) and (3) intersect axial points at z = -5 cm, z = 0 (center), and z = +5 cm, respectively. Line (4) passes along the axial axes through the centers of the

scanners.

4. Discussion

Except near the choroid plexus region, where the helmet-jaw PET had also a good sensitivity, the helmet-jaw PET had a significant improvement than that of the cylindrical PET. This is because rearrangement of the block detectors enhanced more coincidence events to be detected. The sensitivity of the Helmet-Jaw PET at the edges of the FOV was enhanced by rearranging the detectors in the jaw and top part, without which enough true coincidence counts would not be obtained.

5. Conclusion

The sensitivities of the Helmet-Jaw PET and a cylindrical PET were investigated and compared using Geant4 simulation toolkit. The results showed that the Helmet-Jaw PET scanner could achieve higher sensitivity and would be promising for the accurate measurement of brain functions.

References

- [1] Yamamoto S, Honda M, Oohashi T et al. *IEEE Trans. Nucl Sci* 58: 668-673, 2011
- [2] Majewski S, Proffitt J, Brefczynski-Lewis J et al. IEEE NSS & MIC conf. Rec. 4030-4034, 2011
- [3] Yamaya T, Hagiwara N, Obi T et al. *Phy Med Biol* 50: 5339-55, 2005
- [4] Tashima H, Ito H and Yamaya T: *IEEE conf. Rec.*, 2013

(27) 有機フォトダイオードを用いた IVR 用リアルタイム線量分布測定システムの開発

錦戸文彦¹,高田英治²,山谷泰賀¹

1放射線医学総合研究所, 2富山高専

1. はじめに

我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。現在までに線検出部には感度 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 検出する方式の検出器の開発を行い、十分な性能 が得られることを示してきた[1]。一方この方式で は、光ファイバの径が2-3mm程度必要であるため、 10ch程度の少ない読出しは容易であるが、最終目標 である40ch程度まで増やした場合は、ファイバ部分 の曲げが困難になるなど、実現が難しい部分が存 在する。

そこで、このようなファイバによる問題点を解 決するために、プラスチックシンチレータ上に直 接に有機フォトダイオードを作成する技術[2]を用 いた装置の開発を富山高専との共同研究で進めて いる(図1)。有機フォトダイオードは有感部に有機 物を使用し、加えて非常に薄い電極で出来ている 光センサであるため、一般的なフォトダイオード と異なりX線に対して透過であると考えられる。さ らに有機フォトダイオードは形状の可変性が高く、 大面積化、曲面への素子作製が容易であり、プラ スチックシンチレータの形状を任意の形にする事 が可能となるなどの特徴を持つ。また、電気信号 を読み出すための導線は光ファイバと比較しても 柔軟な物が多く、X線に透過な材質を選ぶことで、 多数の検出器を配置してもX線透視装置に写らな い測定システムが可能となる。

本研究は、最初の基礎テストとして有機フォト ダイオとプラスチックシンチレータを用いた検出 器が、X線撮像装置に対して透過であるか、十分な 出力を得られるかの試験を行った。



Fig. 1. 提案する IVR 用リアルタイム線量分布測定 システム

2. 方法

図2に開発する線量測定システムのX線検出部 分である、有機フォトダイオードとプラスチック シンチレータからなるX線検出器の構造を示す。 有機フォトダイオードはプラスシックシンチレー タ上に直接作成する。プラスチックシンチレータ 上にIZO電極(100µm)をスパッタリングで作成した 後、P3HT(p)とPCBM(n)の混合物をスピンコート塗 布し(200µm)、最後にA1電極(70µm)を真空蒸着によ って作成する。図3に実際に作成したX線検出器 を示す。中央の6×4mm²の部分が、プラスチック シンチレータからのシンチレーション光に対して 感度を持つ部分であり。信号は、視野内はX線に 写りにくいニクロム線を用い、視野外は同軸ケー ブルを用いて読出し、picoammeter (8240; ADCMT Corp.)で1秒毎に電流値を記録する。

素子の評価は小動物 CT(R_mCT2, RIGAKU)の透 視撮像モードを用いて行った。管電流の値を 0-200μA を 40μA ステップで変化させながら出力電 流の測定を行った。



Fig. 2. テストに用いた X 線素子の構造


Fig. 3. テストに用いた X 線検出素子

3. 結果

図4に動物用 CT で得られた透視画像を示す。上 部に今回作成したテスト用 X 線検出器が置かれ、 下部に以前作成したプラスチックシンチレータと 光ファイバを用いた X 線検出器が置かれている。 以前作成した検出器は、臨床用 X 線透視装置と頭 部ファントムを用いて透過性は十分であることは 確認済みである。比較すると、今回試作した検出 器も殆どの部分は以前の検出器と同じであるが、 読出し電極とケーブルの接触部分に用いている銀 ペーストのみが強く写っている。今回は試験では ペースト部分は 1-2mm 程度の厚みを持っていたこ とや、そもそも素材に銀が含まれていることが原 因であると考えられる。今後は銀を含まないカー ボン製の導電接着剤などの別の接触方法を試す予 定である。

図 5 に管電流を変化させながら測定した電流値 の時間変化を示す。測定は1秒おきに行っており、 1 秒おきのリアルタイム計測が出来ていることが 分る。図6に図5の平均値を取ることで得られた、 管電流と出力電流の関係を示す。直線の関係は得 られていなが、高い管電流での照射でも完全に飽 和することはなく、曲線で校正することで正しい 照射線量を得ることが可能であると考えられる。 また、素子の線形性についても富山高専において 改良が進められているところである。







Fig.5. 管電流を変化させながら測定した電流値の 時間変化



Fig. 6. 管電流と出力電流の関係

4. 結論

IVR 用リアルタイム線量分布測定システムの新 しい方式として、有機フォトダイオードとプラス チックシンチレータからなる検出器を用いること を提案、基礎テストを行った。十分とは行かない までも X 線透過性・X 線に対する感度がえられ、 IVR 用線量測定システムの実現可能性を示すこと が出来た。今後は残されている課題である、接着 方法・出力電流の線形性等の改善を行っていく予 定である。

参考文献

- F. Nishikido, et al., "A prototype real-time dose distribution monitoring system using plastic scintillators connected to optical fiber for interventional radiology", Proceeding of IEEE NSS & MIC Conference, 2013
- [2] E. Takada, et al., Application of Organic Photodiodes to X-ray Measurements—A Feasibility Study. Journal of Nuclear Science and Technology, 48(8), 1140–1145, 2011

(28) IEEE NSS-MIC2014 参加報告

山谷泰賀 放射線医学総合研究所・分子イメージング研究センター

1. はじめに

IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference (NSS-MIC)という国際会議をご 存知でしょうか?画像再構成研究や核医学イメー ジング (PET や SPECT など)の物理工学研究にお いて、世界的に権威のある学会です。1年に1回の ペースで開催されるこの学会に参加すれば、この 分野のトレンドを確実につかむことができます。 おそらく国内産業事情に起因するのだと思います が、日本では IEEE NSS-MIC の分野全体をカバー できる学会がないため、IEEE NSS-MIC のことをご 存知ない方もいるかもしれません。そこで、2014 年 11 月 8 日から 15 日までシアトルにて開催され た IEEE NSS-MIC 2014 について、参加報告したい と思います。

2. IEEE NSS-MIC について

IEEE NSS-MIC の歴史は長く、60 年ほど前に、 第二次世界大戦後の原子炉平和利用の中で米国の 研究者や技術者が主体となって、炉計測の研究成 果を公開で発表したところに出発点があるようで す。その後、放射線を利用した基礎研究の発表の 場として発展し、高エネルギー物理学や天文物理 学関連、さらには医学利用を推進する研究者が、 放射線計測に関するハードウェア研究やソフトウ ェア研究の成果を発表する国際的な研究集会場と なりました。そして、増える医学利用の分野を反 映して、30年ほど前に医学利用の分野は「MIC」 として独立しましたが、基礎と応用の連携が重要 であるという理念を引き継いで、母体である「NSS」 と発表の場を共にして今日に至っています。すな わち、高エネルギー物理を中心とした「NSS」のシ ーズを、「MIC」で医学ニーズに合わせていくとい う関係です。

3. MIC の動向

もっとも演題数が多いトピックスは、核医学装 置(PET、SPECT)です。核医学イメージングは、 単なる診断に加えて治療応用でも期待が高まって おり、検出器からシステム開発まで、さまざまな チャレンジングなアイディアが議論されています。 特に、放射線治療応用については、独立したセッ ションが設定され、粒子線治療の飛程の画像化な ど、近年の照射技術の進歩に伴って新たに生じた ニーズに応える技術開発が盛んに行われています。 また、主に外科手術のイメージガイドを目的とし た、術中プローブやポータブルイメージングシス テムの開発も目立ちます。核医学での放射線計測 方法を応用したフォトンカウンティング CT の研 究も注目されています。

そのほかの応用として目立つのは、小動物イメ ージングとマルチモダリティシステムです。前者 は、分子イメージング研究のニーズに応えるため の、実験小動物専用の高分解能な SPECT や PET の 開発です。後者は、15 年前は PET/CT で盛り上が っていましたが、ここ数年は PET/MRI へ関心が移 っています。マルチモダリティシステムは、小動 物用装置と臨床装置の両方があります。

基礎に目を向けると、医用イメージング用新規 検出器の研究が続けられています。いまだに検出 器?と思われるかもしれませんが、たとえば PET/MRI を可能にする半導体受光素子ベースの検 出器や、実用レベルの Time-of-flight PET のための 高速検出器の開発、さらには感度と分解能の両立 に不可欠な Depth-of-interaction 検出器などにおい て、検出器の進化が続いています。

画像再構成研究は、PET や SPECT に限らず、CT や MRI、光 CT など、幅広いモダリティを対象にし ていますが、ハード研究が盛んなときは下火にな って、ハードが壁にぶつかったときにソフト研究 が盛り上がるような傾向がありそうです。その他、 動態画像解析やデータ補正法・定量イメージング 手法(散乱線補正から呼吸性移動や心拍同期法ま で)、臨床面から求められている大事なテーマも 対象になっています。

4. さて今年のシアトル開催はどうだったのか

今回の NSS-MIC 全体の参加者は 1962 人でして、 去年のソウル開催の 2100 人は超えませんでした。 参加国の数は 37 にもなりますが、中国からの参加 者のうち約 50 名が、ビザ取得が間に合わずキャン セルになったという問題もあったようです。

MIC については、演題申し込み数 650 のうち、 138 演題がロ頭発表に採択され、442 演題がポスタ 一発表に採択されました。リジェクト率は約 11% です。

私のラボでは、PET を中心にした次世代技術の 研究開発を行っています。よって、IEEE NSS-MIC はまさしく主戦場でもあります。また、後述する ように IEEE NSS-MIC2018 の日本誘致を目指して いる事情もあって、意識的に日本の研究アクティ ビティをアピールするようにしています。具体的 には、ここ数年は、私のラボからはほぼ全員参加 で毎回 20 演題ほどの発表を行っています。もちろ ん数より質であるのは言うまでもありません。こ れまでの各自選りすぐりの一演題を発表するスタ イルから、発表に値するレベルに達した研究はす べて発表するスタイルに変えたのです。我々の力 はごく限られたものではありますが、これまでア メリカ、ドイツについで 3 番目以降であった日本 の演題数が、昨年に続いて今年も 2 番目になった ことは大変嬉しいことです(表1)。

今回の MIC でもうひとつ特筆すべきは、Plenary speaker の一人として、放医研の分子イメージング 研究センター長である藤林康久先生が選ばれたこ とです(写真1)。私の知る限り、日本人が Plenary speaker として選ばれたことは初めてではないかと 思います。

表1 国別演題数における日本の順位(割合)

2010年	米国 Knoxville	4位 (7.9%)
2011年	スペイン Valencia	4位 (7.3%)
2012 年	米国 Anaheim	3位 (7.9%)
2013 年	韓国 Seoul	2位(12.3%)
2014 年	米国 Seattle	2位 (9.0%)

5. ぜひ日本開催を

シアトルの後、スタンフォード大で PET 物理ラ ボを持っている Craig Levin 教授を訪問したのです が、15 年ほど前は日本人留学生が多かったが、最 近は中国人留学生と韓国人留学生が増えて日本人 留学生はめったに見なくなったのはなぜかと聞か れました。マスコミ報道等で「内向きの日本」と か言われるように、欧米に出て行く日本人留学生 の数は激減しているようです。きっと昔と比べて 日本の研究環境がよくなったのでわざわざ海外に 出て行かなくてもよくなった、ということなのか もしれませんが、もともと日本語での研究成果は 海外からは認知されにくいため、積極的に海外と のコミュニケーションを続けていかないと、日本 の科学技術の世界におけるプレゼンスはどんどん 低下してしまうのではないかと危惧しています。 目が覚めたのは、2013 年の IEEE NSS-MIC の韓 国開催です。2000 年フランスでの初の米国外での 開催のあと、約 4 年に一度のペースでヨーロッパ 開催が続いていましたが、増えるアジアからの参 加者を受けて、2013 年に初のアジア開催が実現し ました。日本は、アジアのなかではトップの貢献 をしてきたはずですが、立候補すらしなかったの が残念で仕方ありません。

そこで、2018 年に再度アジア開催のチャンスが 来るという情報を入手し、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」という組織を中心にして、2018 年開催の日本 誘致を進めています。この委員会は小さな組織で はありますが、IEEE NSS-MIC の分野に関連する国 内学会は複数に分離されているため、関連国内学 会を束ねる役割をこの委員会に期待することがで きます。

誘致の状況を少しご紹介すると、2カ国と競って いる段階でして、先日のシアトル開催中には、サ イト決定委員会にてプレゼンをしました。規模は 小さいものの、オリンピック誘致のような感じで す。本業の片隅での誘致活動は正直大変ではあり ますが、政府の国際会議誘致施策の立ち上げを受 け、MICE アンバサダープログラム(※)の支援を 受けて進めているところです。具体的には、シア トル開催中に、日本人参加者の交流を深めるとと もに、海外キーパーソンとのコネクションを強化 する目的で、外国人ゲストを含めた Japan Night を 開催しました(写真2)。去年のソウル開催時に 続いて2回目の開催です。

※ MICE アンバサダープログラム: http://www.mlit.go.jp/kankocho/news07_000064.html

6. まとめ

IEEE NSS-MIC 2018の日本開催が実現すれば、 アカデミアだけでなく、産業界にとっても世界規 模のマーケットに触れるまたとない機会になるは ずです。まだ参加されたことのない方には、まず は様子見でもよいので、IEEE NSS-MIC へ参加する ことをお勧めしたいです。次回は、2015 年 10 月 31 日から 11 月 7 日まで、米国サンディエゴで開催 されます。演題募集の締切は例年 5 月初旬です。 ぜひ次回の Japan Night でお会いしましょう!



写真1 藤林康久先生による Plenary talk の様子(上)。左から順に、藤林康久先生、MIC Chair の Georges El-Fakhri 教授、MIC Deputy Chair の Katia Parodi 教授、筆者。



写真2 Japan Night の集合写真

生体イメージング技術開発研究チーム研究業績 2014(2014 年 1 月~2014 年 12 月)

1. 研究成果

- 1.1 原著論文(14)
- [1] Hiroshi Kawaguchi, Yoshiyuki Hirano, Eiji Yoshida, Jeff Kershawa, Takahiro Shiraishi, Mikio Suga, Yoko Ikoma, Takayuki Obata, Hiroshi Ito, Taiga Yamaya, "A proposal for PET/MRI attenuation correction with μ-values measured using a fixed-position radiation source and MRI segmentation," Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, A 734, pp. 156-161, 2014.
- [2] Yoshiyuki Hirano, Munetaka Nitta, Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Eiji Yoshida, Hideo Murayama, Taiga Yamaya, "Performance evaluation of a depth-of-interaction detector by use of position-sensitive PMT with a super-bialkali photocathode," Radiol. Phys. Technol., Vol. 7, pp. 57–66, 2014.
- [3] Yuma Ogata, Takashi Ohnishi, Takahiro Moriya, Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Eiji Yoshida, Hideo Murayama, Taiga Yamaya, Hideaki Haneishi, "GPU-based optical propagation simulator of a laser-processed crystal block for the X'tal cube PET detector," Radiol. Phys. Technol., Vol. 7, pp. 35–42, 2014.
- [4] Takahiro Matsumoto, Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Fumihiko Nishikido, Naoko Inadama, Hideo Murayama, Mikio Suga, "Simulation study optimizing the number of photodetection faces for the X'tal cube PET detector with separated crystal segments," Radiol. Phys. Technol., Vol. 7, pp. 43–50, 2014.
- [5] Naoko Inadama, Takahiro Moriya, Yoshiyuki Hirano, Fumihiko Nishikido, Hideo Murayama, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Munetaka Nitta, Hiroshi Ito, Taiga Yamaya, "X'tal cube PET detector composed of a stack of scintillator plates segmented by laser processing," IEEE Transactions on Nuclear Science, Vol. 61, No. 1, pp. 53-59, 2014.
- [6] Ismet Isnaini, Takashi Obi, Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, "Monte Carlo simulation of efficient data acquisition for an entire-body PET scanner," Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 751, pp. 36-40, 2014.
- [7] F. Nishikido, T. Obata, K. Shimizu, M. Suga, N. Inadama, A. Tachibana, E. Yoshida, H. Ito, T. Yamaya, "Feasibility of a brain-dedicated PET-MRI system using four-layer DOI detectors integrated with an RF head coil," Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 756, pp. 6-13, 2014
- [8] Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Taiga Yamaya, "Sensitivity booster for DOI-PET scanner by utilizing Compton scattering events between detector blocks," Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 763, pp. 502–509, 2014.
- [9] Ismet Isnaini, Takashi Obi, Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, "Monte Carlo simulation of sensitivity and NECR of an entire-body PET scanner," Radiol Phys Technol, 7, pp. 203–210, 2014.
- [10] Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, Hideo Murayama, Taiga Yamaya, "Reduction method for intrinsic random coincidence events from 176Lu in low activity PET imaging," Radiol Phys Technol, 7, pp. 235–245, 2014.
- [11] Hideaki Tashima, Takayuki Katsunuma, Hiroyuki Kudo, Hideo Murayama, Takashi Obi, Mikio Suga, Taiga Yamaya, "Restoration of lost frequency in OpenPET imaging: comparison between the method of convex projections and the maximum likelihood expectation maximization method," Radiol Phys Technol, 7, pp. 329–339, 2014.
- [12] Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Yoshiyuki Hirano, Fumihiko Nishikido, Naoko Inadama, Hideo Murayama, Taiga Yamaya, "Efficient one-pair experimental system for spatial resolution demonstration of prototype PET detectors," Radiol Phys Technol, 7, pp. 379–386, 2014.
- [13] Hideaki Tashima, Taiga Yamaya, Paul E Kinahan, "An OpenPET scanner with bridged detectors to compensate for incomplete data", Phys. Med. Biol., 59, pp. 6175-6193, 2014.
- [14] Fumihiko Nishikido, Naoko Inadama, Eiji Yoshida, Hideo Murayama, Taiga Yamaya, "Optimization of the refractive index of a gap material used for the 4-layer DOI detector," IEEE Transactions on Nuclear Science, Vol. 61, No. 3, pp. 1066-1073, 2014.

1.2 査読付プロシーティング(2)

- [1] Munetaka Nitta, Hideyuki Kawai, Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Yoshiyuki Hirano, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Hiroshi Ito and Taiga Yamaya, "Influence on crystal identification performance of the 4-layer DOI PET detector by misalignment position of the DOI block," Radiation Detectors and Their Uses (Proceedings of the 27th Workshop on Radiation Detectors and Their Uses), pp. 1-11, 2014.
- [2] Fumihiko Nishikido, Hiroshi Ito, Taiga Yamaya, Takeshi Moritake, Shunji Kishimoto, "Prototype X-ray Detector of Real-time Monitoring System for Interventional Radiology Using Plastic Scintillators and Optical Fiber," Radiation Detectors and Their Uses (Proceedings of the 27th Workshop on Radiation Detectors and Their Uses), pp. 12-20, 2014.
- 1.3 査読なしプロシーティング(18)
- E. Yoshida, H. Tashima, T. Yamaya, "Sensitivity Booster for DOI-PET by Utilizing Compton Scattering Events Between Detector Blocks," Conf. Rec. 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M16-14, 2013.
- [2] K. Shimizu, M. Suga, A. Tachibana, F. Nishikido, H. Kuribayashi, I. Nakajima, Y. Kawabata, T. Yamaya, T. Obata, "Development of a Novel MR Head Coil Integrated with PET Detectors: Design and Optimization of Shield Boxes," Conf. Rec. 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M05-5, 2013.
- [3] T. Yamaya, E. Yoshida, H. Tashima, Y. Nakajima, F. Nishikido, Y. Hirano, N. Inadama, H. Ito, T. Shinaji, H. Haneishi, M. Suga, T. Inaniwa, "A Prototype of a Novel Transformable Single-Ring OpenPET," Conf. Rec. 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M07-1, 2013.
- [4] Y. Nakajima, Y. Hirano, T. Yamaya, E. Yoshida, H. Tashima, S. Sato, T. Inaniwa, T. Kohno, L. Sihver, "Dosimetry by Means of in-Beam PET with RI Beam Irradiation," Conf. Rec. 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M07-2, 2013.
- [5] H. Tashima, H. Ito, T. Yamaya, "A Proposed Helmet-PET with a Jaw Detector Enabling High-Sensitivity Brain Imaging," Conf. Rec. 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M11-11, 2013.
- [6] A. Gondo, T. Shinaji, Y. Hirano, E. Yoshida, F. Nishikido, N. Inadama, H. Tashima, T. Yamaya, H. Haneishi, "Optical Simulation of a DOI Detector with a Stack of Planer Scintillators," Conf. Rec. 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M11-17, 2013.
- [7] E. Yoshida, T. Shinaji, H. Tashima, H. Haneishi, T. Yamaya, "Performance Evaluation of a Transformable Axial-Shift Type Single-Ring OpenPET," Conf. Rec. 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M11-7, 2013.
- [8] F. Nishikido, T. Obata, N. Inadama, E. Yoshida, M. Suga, K. Shimizu, A. Tachibana, H. Ito, T. Yamaya, "One-Pair Prototype Integrated System of DOI- PET and the RF-Coil Specialized for Simultaneous PET-MRI Measurements," Conf. Rec. 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M12-45, 2013.
- [9] H. Kawaguchi, Y. Hirano, E. Yoshida, M. Suga, T. Shiraishi, K. Tanimoto, Y. Kimura, T. Obata, H. Ito, T. Yamaya, "A MRI-Based PET Attenuation Correction with μ-Values Measured by a Fixed-Position Radiation Source," Conf. Rec. 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M12-52, 2013.
- [10] Y. Yin, H. Tashima, E. Yoshida, T. Kon, T. Obi, T. Yamaya, "Proposal of a New OpenPET Based Simultaneous Whole-Body PET/CT Geometry," Conf. Rec. 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M12-53, 2013.
- [11] I. Isnaini, T. Obi, E. Yoshida, T. Yamaya, "Simulation of Sensitivity and NECR of Entire-Body PET Scanners for Different FOV Diameters," Conf. Rec. 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M16-15, 2013.
- [12] T. Shinaji, H. Tashima, E. Yoshida, T. Yamaya, H. Haneishi, "Accuracy Improvement of Time Delay Correction Method for PET-Based Tumor Tracking," Conf. Rec. 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M21-13, 2013.
- [13] H. Tashima, E. Yoshida, T. Shinaji, H. Haneishi, H. Ito, T. Yamaya, "Monte Carlo Simulation of Region-of-Interest Reconstruction for Real-Time Tumor Tracking by OpenPET," Conf. Rec. 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M21-25, 2013.
- [14] N. Inadama, Y. Hirano, F. Nishikido, H. Murayama, M. Nitta, H. Ito, T. Yamaya, "The X'tal Cube with 1 mm3 Isotropic Resolution Based on a Stack of Laser-Segmented Scintillator Plates," Conf. Rec. 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M21-47, 2013.

- [15] H. Tashima, T. Yamaya, "Impact of TOF Information in OpenPET Imaging," Conf. Rec. 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M22-13, 2013.
- [16] F. Nishikido, T. Moritake, H. Ito, T. Yamaya, "A Prototype Real-Time Dose Distribution Monitoring System Using Plastic Scintillators Connected to Optical Fiber for Interventional Radiology," Conf. Rec. 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, NPO1-29, 2013.
- [17] M. Nitta, Y. Hirano, F. Nishikido, N. Inadama, E. Yoshida, H. Tashima, Y. Nakajima, H. Kawai, T. Yamaya, "Activation Measurement for Material Selection of OpenPET Components in Particle Therapy," Conf. Rec. 2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, NPO2-58, 2013.
- [18] 二田晴彦, 永田毅, 田島英朗, 吉田英治, 山谷泰賀, "OpenPET 画像再構成のマルチ GPU による高速 化," 電子情報通信学会技術研究報告(IEICE Technical Report), Vol. 113, No. 410, pp. 291-294, 2014. (メ ディカルイメージング連合フォーラム, 2014/1/26-27@那覇)

1.4 学会発表(48)

・国際会議(口頭発表)(7)

- [1] Hiroshi Kawaguchi, Yoshiyuki Hirano, Jeff Kershaw, Eiji Yoshida, Takahiro Shiraishi, Mikio Suga, Takayuki Obata, Hiroshi Ito, Taiga Yamaya, "Optimization of transmission-scan time for the FixER method: a MR-based PET attenuation correction with a weak fixed-position external radiation source," 3rd Conference on PET/MR and SPECT/MR (PSMR2014), 2014/5/19. (Kos, Oral)
- [2] Taiga Yamaya, Fumihiko Nishikido, Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Kodai Shimizu, Mikio Suga, Hideaki Haneishi, Keiji Shimizu, Hiroyuki Takahashi, Tomio Inoue, Takayuki Obata, "A concept proposal of a head coil with DOI PET detectors to upgrade existing MRI to PET/MRI," World Molecular Imaging Congress 2014, SS166, 2014 (2014/9/20, Seoul, Oral).
- [3] Hiroyuki Takuwa, Hidekatsu Wakizaka, Eiji Yoshida, Tetsuya Shinaji, Taiga Yamaya, Yoko Ikoma, "Development of a microscope/PET simultaneous measurement system for awake mice," World Molecular Imaging Congress 2014, LBA4, 2014 (2014/9/18, Seoul, Oral).
- [4] Hideaki Tashima, Hiroshi Ito, Taiga Yamaya, "Simulation study of helmet-PET with add-on detectors for high sensitivity brain imaging," World Molecular Imaging Congress 2014, SS141, 2014 (2014/9/20, Seoul, Oral).
- [5] M. Nitta, N. Inadama, Y. Hirano, F. Nishikido, E. Yoshida, H. Tashima, H. Kawai, T. Yamaya, "The X'tal Cube PET Detector of Isotropic (0.8 mm)³ Crystal Segments," IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference (NSS-MIC), M04-1, 2014/11/8-15 (Seattle, Oral).
- [6] T. Yamaya, E. Yoshida, H. Tashima, N. Inadama, F. Nishikido, Y. Hirano, Y. Nakajima, T. Shinaji, M. Nitta, M. Suga, H. Haneishi, K. Masuda, K. Shimizu, S. Sato, T. Inaniwa, H. Ito, "Whole-Body Dual-Ring OpenPET for in-Beam Particle Therapy Imaging," IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference (NSS-MIC), M15-8, 2014/11/8-15 (Seattle, Oral).
- [7] T. Yamaya, "Updates in OpenPET project toward in situ 3D imaging during particle therapy," IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference (NSS-MIC), HT1-7, 2014/11/8-15 (Seattle, Oral).

・国際会議(ポスター発表)(20)

- [1] Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Hideaki Tashima, Yoshiyuki Hirano, Hiroshi Ito, Taku Inaniwa, "OpenPET prototypes 3D in-beam imaging," FIRST Joint International Symposium Program Abstracts, PM-05, p.58, 2014 (FIRST 合同国際シンポジウム, 2014/2/24 札幌パーク ホテル).
- [2] Mikio Suga, Takayuki Obata, Kodai Shimizu, Fumihiko Nishikido, Atsushi Tachibana, Hideto Kuribayashi, Iwao Nakajima, Yoshihiko Kawabata, and Taiga Yamaya, "Quantitative evaluation of the short-lived eddy currents in shield boxes of the novel MRI head coil integrated with PET detectors," Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 22, p. 1406, 2014 (Joint Annual Meeting ISMRM-ESMRMB, 10-16 May 2014, Milan)
- [3] H. Tashima, E. Yoshida, T. Shinaji, H. Futada, T. Nagata, H. Haneishi, T. Yamaya, "GPU-Accelerated Real-Time Imaging System for the OpenPET toward Tumor-Tracking Radiotherapy," 19th Real Time Conference, PS 4-29, 2014/5/30 (Nara)
- [4] Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Yoshiyuki Hirano, Hideaki Tashima, Munetaka Nitta, Tetsuya Shinaji, Hiroshi Ito, "Design and development of a dual-ring OpenPET for in-beam carbon ion therapy imaging," J. Nucl. Med., 55 (Supplement 1), p. 2149, 2014 (SNMMI Annual Meeting 2014, St. Luis, Abstract No. 2149, 2014/6/10)
- [5] Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Yasunori Nakajima, Fumihiko Nishikido, Yoshiyuki Hirano, Naoko Inadama, Taku Inaniwa, Taiga Yamaya, "Development of a novel transformable single-ring OpenPET for in situ imaging of particle therapy," 53rd Annual Conference of the Particle Therapy Co-Operative Group (PTCOG53) Congress Proceeding, p. 182, 2014. (2014/6/8-14. Shanghai)

- [6] H. Tashima, E. Yoshida, T. Shinaji, T. Yamaya, "Detector Response Modeling with Asymmetric 2D Gaussian Functions for GPU-Based Image Reconstruction of the Whole-Body Dual-Ring OpenPET," IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference (NSS-MIC), M10-47, 2014/11/8-15 (Seattle).
- [7] E. Yoshida, K. Shimizu, T. Shinaji, F. Nishikido, T. Yamaya, "Development of a Singles-Based Scalable Data Acquisition System for the Whole-Body OpenPET," IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference (NSS-MIC), M11-7, 2014/11/8-15 (Seattle).
- [8] K. Shinohara, M. Suga, E. Yoshida, F. Nishikido, N. Inadama, H. Tashima, T. Yamaya, "Maximum Likelihood Estimation of Inter-Crystal Scattering events for Light Sharing PET Detectors," IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference (NSS-MIC), M11-13, 2014/11/8-15 (Seattle).
- [9] F. Nishikido, K. Shimizu, M. Suga, N. Inadama, E. Yoshida, H. Tashima, T. Obata, T. Yamaya, "A Full-Ring Prototype PET-MRI System Based on Four-Layer DOI-PET Detectors Integrated with a RF Coil," IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference (NSS-MIC), M11-116, 2014/11/8-15 (Seattle).
- [10] F. Nishikido, E. Takada, T. Moritake, T. Yamaya, "Real-Time Monitoring System of Skin Dose Distribution in Interventional Radiology Using Organic Photo Diodes Combined to Plastic Scintillator," IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference (NSS-MIC), M11-117, 2014/11/8-15 (Seattle).
- [11] Y. Hirano, D. Kokuryo, F. Nishikido, N. Inadama, I. Aoki, T. Yamaya, "Gain, Cross Talk, after Pulse and Dark Counts of MPPCs in 7T Magnetic Fields," IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference (NSS-MIC), M11-120, 2014/11/8-15 (Seattle).
- [12] T. Shinaji, E. Yoshida, H. Tashima, T. Yamaya, "An Automatic Flood Histogram Calibration Method for the 4-Layer DOI Detector Based on Light Sharing," IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference (NSS-MIC), M18-64, 2014/11/8-15 (Seattle).
- [13] Y. Yoshihara, Y. Nakamura, K. Shimazoe, H. Takahashi, F. Nishikido, E. Yoshida, T. Yamaya, "Study on Four Layer Depth of Interaction LYSO Crystal on MPPC with Newly Developed Time over Threshold ASIC," IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference (NSS-MIC), M19-29, 2014/11/8-15 (Seattle).
- [14] A. Gondo, T. Shinaji, N. Inadama, F. Nishikido, E. Yoshida, T. Sakai, T. Yamaya, T. Ohnishi, H. Haneishi, "Investigation of a Four Layer DOI Detector Combined with Laser Processed Boundaries," IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference (NSS-MIC), M19-30, 2014/11/8-15 (Seattle).
- [15] A. Mohammadi, Y. Hirano, F. Nishikido, E. Yoshida, T. Inaniwa, T. Yamaya, "Feasibility of Secondary 150 Beam Production for in-Beam PET," IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference (NSS-MIC), M19-54, 2014/11/8-15 (Seattle).
- [16] Y. Hirano, Y. Nakajima, F. Nishikido, T. Shinaji, M. Nitta, E. Yoshida, K. Parodi, T. Yamaya, "In-Beam Image Based β+ Activity Measurement in 12C and 11C Irradiations Using a Small OpenPET Prototype," IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference (NSS-MIC), M19-65, 2014/11/8-15 (Seattle).
- [17] K. Shimizu, M. Suga, F. Nishikido, H. Kuribayashi, I. Nakajima, Y. Kawabata, T. Yamaya, T. Obata, "Quantitative Analysis of Effect of Shield Boxes for PET Electronics Combined with an MR Head Coil," IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference (NSS-MIC), M19-71, 2014/11/8-15 (Seattle).
- [18] H. Kawaguchi, Y. Hirano, E. Yoshida, J. Kershaw, T. Shiraishi, M. Suga, T. Obata, H. Ito, T. Yamaya, "Parameter Optimization for the FixER Method: a PET/MRI Attenuation Correction with a Weak Fixed-Position External Radiation Source," IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference (NSS-MIC), M19-75, 2014/11/8-15 (Seattle).
- [19] E. Yoshida, I. Somlai-Schweiger, H. Tashima, S. I. Ziegler, T. Yamaya, "Optimization of Digital SiPMs Coupled to a Four-Layered DOI Crystal Block with Light Sharing," IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference (NSS-MIC), M19-115, 2014/11/8-15 (Seattle).
- [20] F. Nishikido, Y. Hirano, A. Mohammadi, T. Yamaya, "Radiation Damage of the Multi-Pixel Photon Counter to Be Used for in-Beam PET in Carbon Therapy," IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference (NSS-MIC), M19-117, 2014/11/8-15 (Seattle).

・国内会議(21)

- [1] 二田晴彦, 永田毅, 田島英朗, 吉田英治, 山谷泰賀, "OpenPET 画像再構成のマルチ GPU による高速 化," 電子情報通信学会技術研究報告(IEICE Technical Report), Vol. 113, No. 410, pp. 291-294, 2014. (メ ディカルイメージング連合フォーラム, 2014/1/26-27@那覇)
- [2] 稲玉直子, 平野祥之, 錦戸文彦, 村山秀雄, 新田宗孝, 山谷泰賀, "DOI-PET 検出器クリスタルキュー ブの開発: 板状シンチレータを用いた検出器での高分解能化と性能評価実験用光学シートの導入," 第61回応用物理学会春季学術講演会講演予稿集, p. 02-027, 2014(青山学院大学, 19a-PA1-27)

- [3] 新田宗孝, 平野祥之, 錦戸文彦, 稲玉直子, 河合秀幸, 吉田英治, 田島英朗, 山谷泰賀, "炭素線治療に おけるオンラインイメージング用 PET 検出器の放射化測定,"第 61 回応用物理学会春季学術講演会 講演予稿集, p. 02-030, 2014(青山学院大学, 19a-PA1-30)
- [4] 錦戸文彦, 清水浩大, 菅幹生, 小畠隆行, 稲玉直子, 吉田英治, 山谷泰賀, "RF コイルー体型 PET-MRI 装置用 DOI-PET 検出器の MRI との同時測定における性能評価," 第 61 回応用物理学会春季学術講演 会講演予稿集, p. 02-077, 2014(青山学院大学, 20a-F2-4)
- [5] 平野祥之,長谷川純崇,山谷泰賀, "Geant4-DNA と MK モデルを用いた RI 内用放射線治療法における 生存率曲線の見積もり,"第61回応用物理学会春季学術講演会講演予稿集, p. 02-080, 2014(青山学院 大学, 20a-F2-7)
- [6] 平野祥之, 錦戸文彦, 吉田英治, 小畠隆行, 山谷泰賀, "PET-MRI 検出器開発のための磁場中における MPPC の基本特性評価,"第61回応用物理学会春季学術講演会講演予稿集, p. 02-068, 2014(青山学院 大学, 20p-F1-1)
- [7] Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Yoshiyuki Hirano, Hideaki Tashima, Tetsuya Shinaji, Hideaki Haneishi, Shinji Sato, Taku Inaniwa. "OpenPET project: a proof-of-concept of a novel transformable geometry," 医学物理, 第 34 巻, Sup.1, , p.64, 2014. (第 107 回日本医学物理学会学術 大会報文集, O-040, 2014/4/10, 大会長賞受賞)
- [8] Yoshiyuki Hirano, Hidekazu Wakizaka, Eiji Yoshida, Fumihiko Nishikido, Hiroshi Ito, Taiga Yamaya, "A washout study of 11C in rat brain irradiation using OpenPET: Comparison of washout rate between stress and rest," 医学物理, 第 34 巻, Sup.1, p. 65, 2014. (第 107 回日本医学物理学会学術大会報文集, O-041, 2014/4/10)
- [9] Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Taiga Yamaya, "Sensitivity booster for DOI-PET by utilizing Compton scattering photons between detector blocks," 医学物理, 第 34 巻, Sup.1, p. 114, 2014. (第 107 回日本医学物 理学会学術大会報文集, O-091, 2014/4/11)
- [10] Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Tetsuya Shinaji, Hideaki Haneishi, Hiroshi Ito, Taiga Yamaya, "Computational Cost Reduction using Region-of-Interest Reconstruction for Real-time Tumor Tracking by the OpenPET," 医学物理, 第34巻, Sup.1, p. 115, 2014. (第107回日本医学物理学会学術大会報文集, O-092, 2014/4/11, 大会長賞受賞).
- [11] 田島英朗, 伊藤浩, 山谷泰賀, "顎部検出器付ヘルメット型 PET 装置の提案," 第33回日本医用画像工 学会大会予稿集, OP1-4, pp. 1-6, 2014. (2014/7/24 東京慈恵会医科大学)
- [12] 川口拓之,平野祥之, Jeff Kershaw,吉田英治,白石貴博,菅幹生,小畠隆行,伊藤浩,山谷泰賀,"定位 固定外部放射線源を用いた PET/MRI 減弱補正法(FixER 法):線源位置の影響の解析,"日本磁気共鳴 医学会雑誌, Vol. 4, Supp., p. 211 (第 42 回日本磁気共鳴医学会大会講演抄録集, O-1-129), 2014. (2014/9/18-20,京都)
- [13] 清水浩大, 菅幹生, 錦戸文彦, 中島巌, 川畑義彦, 栗林秀人, 山谷泰賀, 小畠隆行, "PET/MRI 一体型検 出器の開発:カーボン製シールドボックスの MRI への影響評価,"日本磁気共鳴医学会雑誌, Vol. 4, Supp., p. 211 (第 42 回日本磁気共鳴医学会大会講演抄録集, O-1-130), 2014. (2014/9/18-20, 京都)
- [14] 佐野ひろみ,川口拓之,菅幹生,清水浩大,錦戸文彦,山谷泰賀,小畠隆行,"PET-MRI 一体型検出器の開発:シールドボックスの発熱評価,"日本磁気共鳴医学会雑誌, Vol. 4, Supp., p. 374 (第 42 回日本磁気共鳴医学会大会講演抄録集, P-2-123), 2014. (2014/9/18-20, 京都)
- [15] 吉田英治,田島英朗,山谷泰賀, "検出器間散乱を用いた DOI-PET 装置の高感度化手法の開発," 2014 年第 75 回応用物理学会秋季学術講演会講演予稿集, p. 02-088, 2014. (2014 年第 75 回応用物理学会秋 季学術講演会, 18a-B2-1, 2014/9/18,北海道大学)
- [16] 吉田英治, 品地哲也, 田島英朗, 清水啓司, 稲玉直子, 山谷泰賀, "全身用 dual ring OpenPET 実証機の 開発," 2014 年第 75 回応用物理学会秋季学術講演会講演予稿集, p. 02-091, 2014. (2014 年第 75 回応用 物理学会秋季学術講演会, 18a-B2-4, 2014/9/18, 北海道大学)
- [17] 錦戸文彦,清水浩大,稲玉直子,吉田英治,田島英朗,菅幹生,小畠隆行,山谷泰賀,"コイルー体型 PET/MRI 装置のフルリング試作機の開発:同時撮像における性能評価,"2014 年第 75 回応用物理学会 秋季学術講演会講演予稿集, p. 02-095, 2014. (2014 年第 75 回応用物理学会秋季学術講演会, 18a-B2-8, 2014/9/18,北海道大学)
- [18] 山谷泰賀, 吉田英治, 田島英朗, 稲玉直子, 錦戸文彦, 平野祥之, 中島靖紀, 品地哲也, 新田宗孝, 稲 庭拓, 伊藤浩, "全身用 Dual-ring OpenPET の開発," 核医学, 第 51 巻, 第 3 号, p. 316, 2014 (第 54 回日 本核医学会学術総会, M2VIIIA2, 2014/11/7, 大阪).
- [19] 山谷泰賀, 錦戸文彦, 田島英朗, 吉田英冶, 伊藤浩, 菅幹生, 羽石秀昭, 清水啓司, 高橋浩之, 井上登 美夫, 小畠隆行, "アドオン PET/MRI: PET 検出器一体型の頭部 MRI 用 RF コイルの提案," 核医学, 第 51 巻, 第 3 号, p. 316, 2014 (第 54 回日本核医学会学術総会, M2VIIIA4, 2014/11/7, 大阪).

- [20] 川口拓之,平野祥之,吉田英治,カーショウジェフ,白石貴博,菅幹生,小畠隆行,伊藤浩,山谷泰賀, "定位固定外部放射線源を用いた PET/MRI 減弱補正法(FixER 法)における至適な透過データ計測時間 の検討,"核医学,第51巻,第3号, p. 323, 2014 (第54回日本核医学会学術総会, P2F2, 2014/11/7,大阪).
- [21] 佐賀恒夫,山谷泰賀,吉川京燦,"シンポジウム「癌の新たな治療法と核医学」 重粒子線治療と PET イメージング,"核医学,第51巻,第3号,p.212,2014 (第54回日本核医学会学術総会,シンポジウム 6,2014/11/8,大阪).

1.5 研究会(7)

- [1] 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のためのセグメンテーション法とアトラス法によるハイブリッ ド吸収補正法の提案,"第 12 回千葉大学医工学シンポジウム研究概要集, p. 3, 2014 (第 12 回千葉大学医工学シンポジウム, 2014/2/28,千葉大).
- [2] Taiga Yamaya, "(1) Updates in PET imaging physics at NIRS," Proceedings of the 3rd NIRS-SNU Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and Technology, pp. 2-6, 2014 (2014/3/28, NIRS)
- [3] F. Nishikido, T. Obata, K. Shimizu, M. Suga, N. Inadama, A. Tachibana, E. Yoshida, H. Ito, T. Yamaya, "(3) Development of a head RF-coil with DOI detectors for PET/MRI measurement," Proceedings of the 3rd NIRS-SNU Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and Technology, pp. 10-13, 2014 (2014/3/28, NIRS)
- [4] Hideaki Tashima, Hiroshi Ito and Taiga Yamaya, "(5) Imaging simulation of a helmet-PET with a jaw detector," Proceedings of the 3rd NIRS-SNU Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and Technology, pp. 18-22, 2014 (2014/3/28, NIRS)
- [5] 山谷泰賀,吉田英治,錦戸文彦,田島英朗,平野祥之,稲玉直子,中島靖紀,辻厚至,脇坂秀克,稲庭拓,佐藤眞二,"重粒子線照射野イメージングのための OpenPET 装置開発に関する研究(11H285),"平成 25 年度 HIMAC 共同利用研究成果発表会,2014/4/21 (平成 25 年度放射線医学総合研究所重粒子線がん治療装置等共同利用研究報告書発表会用暫定版,pp.240-245)(千葉)
- [6] 宮武裕和,河野俊之,佐藤眞二,稲庭拓,吉田英治,山谷泰賀, "核破砕反応により生成される陽電子 崩壊核を利用した照射野確認システムに関する研究(13H177),"平成25年度 HIMAC 共同利用研究成 果発表会,2014/4/21 (平成25年度放射線医学総合研究所重粒子線がん治療装置等共同利用研究報告 書 発表会用暫定版, pp. 246-248) (千葉)
- [7] 佐野ひろみ、川口拓之、菅幹生、清水浩大、錦戸文彦、山谷泰賀、小畠隆行、"MRI 撮像時における光 ファイバー温度計を用いた非磁性導体の発熱評価、"Advanced CT・MR 2014 抄録、p. 56, 2014. (Advanced CT・MR 研究会 2014, 2014/6/14, 軽井沢プリンスホテル、大会長賞受賞)

1.6 特許(5)

・出願(2)

- [1] 山谷泰賀, 稲玉直子, ほか, "放射線検出器,",特願 2014-155476, 2014/7/30 (493)
- [2] 山谷泰賀, 小畠隆行, "PET 装置," 特願 2014-160839, 2014/8/6 (383.1)

・登録(3)

- [1] 山谷泰賀, 小畠隆行, "PET/MRI 装置,"特許第 5598956 号, 2014/8/22 登録. (383)
- [2] 稲玉直子,村山秀雄,澁谷憲悟,山谷泰賀,菅幹生,羽石秀昭,渡辺光男,"放射線位置検出器の位置 演算方法及び装置,"第 5585094 号, 2014/8/1 登録. (371)
- [3] 稲玉直子,村山秀雄,山谷泰賀,渡辺光男,森谷隆広,福満憲志,大村知秀,"3 次元放射線位置検出器、 及び、その検出位置特定方法,"特許第 5630756 号,2014/10/17 登録 (382)

2. 成果普及などへの取り組み

2.1 研究会などの開催(2)

- [1] "OpenPET Workshop を主催", 2014/3/24 (放医研) 参加者数 43 名
- [2] "3rd NIRS-SNU Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and Technology を主催, 2014/3/28 (放医研), 参加者 61 名(所内 19 名 + 国内所外 31 名 + 国外 11 名).

2.2 核医学物理セミナー開催(10)

- [1] 2014/3/7, PET monitoring of hadrontherapy, Katia Parodi 教授(LMU)
- [2] 2014/4/14, Recent advances in molecular imaging system development at Stanford, Craig S. Levin 教授 (Stanford University School of Medicine)
- [3] 2014/6/2, ISMRM および PSMRC 参加報告, 川口拓之(放医研)
- [4] 2014/6/6, Real time issues tools and challenges for particle therapy, Patrick Le Du 博士 (Institut National de Physique Nucleaire et de Physique des Particules (CNRS-IN2P3))
- [5] 2014/6/16, SNM 参加報告, 山谷泰賀(放医研)
- [6] 2014/6/23, PTCOG および Real Time Conference 参加報告,吉田英冶・田島英朗(放医研)
- [7] 2014/6/24, KUKA's Robotic Technology for Medical Application, Axel Weber 氏 (KUKA Laboratories GmbH)
- [8] 2014/12/8, RSNA 参加報告 & IEEE NSS-MIC 参加報告(1),山谷泰賀、錦戸文彦、品地哲也(放医研)
- [9] 2014/12/15, IEEE NSS-MIC 参加報告(2),吉田英治、川口拓之(放医研)、新田宗孝(放医研/千葉大)
- [10] 2014/12/22, IEEE NSS-MIC 参加報告(3),田島英朗、Akram Mohammadi(放医研)

2.3 報告書出版(2)

- [1] 山谷泰賀 編, "平成 25 年度次世代 P E T 研究報告書," NIRS-R-67, ISBN 978-4-938987-90-9, 2014/3.
- [2] Taiga Yamaya 編, "Proceedings of the 3rd NIRS-SNU Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and Technology," NIRS-M-269, 2014/3/28.

2.4 総説(4)

- [1] 山谷泰賀, "ガンマ線医用イメージング:陽電子断層撮影法(PET)機器開発研究の最新動向," Journal of the Vacuum Society of Japan 真空, Vol. 57, No. 2, pp. 45-50, 2014.
- [2] 山谷泰賀, "NIRS Workshop on PET Imaging Physics and Applications (PIPA2013)開催報告," Isotope News, 2014 年 5 月号, No. 721, pp. 59-61, 2014.
- [3] 山谷泰賀, "核医学における分子イメージングの最新動向 3)PET 装置の現状と展望," INNNERVISION, 2014 年 7 月号, pp. 15-19, 2014.
- [4] 山谷泰賀, "IEEE NSS-MIC が面白い!," JAMIT News Letter (No.19), pp. 13-17, 2014/12.

2.5 講義・講演(20)

・シンポジウム等における招待講演(7)

- [1] 山谷泰賀, "健康長寿な未来を切り拓く次世代の PET 装置の開発研究," 静岡大学 第6回超領域研究 会, 2014/3/4 (静岡大学静岡キャンパス) (招待講演)
- [2] T. Yamaya, "OpenPET Project for *in Situ* Imaging of Particle Therapy: Demands on Real-Time in Nuclear Medicine," 19th Real Time Conference, OS 2-1, 2014/5/26 (Nara) (invited, oral).
- [3] 山谷泰賀, "PET イメージング物理の新たな展開,"第 33 回日本医用画像工学会大会予稿集, SY3-1, 2014. (2014/7/26, シンポジウム 3「新たなイメージングの展開, 東京慈恵会医科大学)(招待講演)
- [4] 山谷泰賀, "PET による分子イメージングの進歩と将来,"大学等放射線施設協議会会報,第19号, pp. 37-49, 2014 (平成 26 年度 大学等における放射線安全管理研修会, 2014/8/26, 東京大学農学部弥生講 堂一条ホール)(招待講演)
- [5] Taiga Yamaya, "Depth-of-interaction detectors leading to novel PET imaging systems," 2014 7th Korea-Japan Joint Meeting on Medical Physics, p. 17, 2014. (2014/9/26@Busan, invited)
- [6] Taiga Yamaya, "Development of a novel open-type PET system for 3D dose verification in particle therapy," Micro, Mini and Nano Dosimetry & International Prostate Cancer Treatment Workshop (MMND & IPCT 2014), 2014/10/21 (Sheraton Mirage, Port Douglas, invited, oral)

[7] Taiga Yamaya, "Applications of Molecular Imaging in Oncology: PET Innovation from NIRS," Symposium on Cancer Molecular Imaging and Therapy, 2014/12/18 (Fudan University Shanghai Cancer Center).

・講演(5)

- [1] Taiga Yamaya, "PET imaging physics at NIRS," R&D Cluster Steering Committee Meeting for "Advanced Medicine", 2014/3/11 @ OIST.
- [2] Taiga Yamaya, "Progress of the OpenPET project," OpenPET Workshop, 2014/3/24 @NIRS
- [3] Taiga Yamaya, "Update on PET imaging physics at NIRS," lecture at LMU, 2014/5/22.
- [4] Taiga Yamaya, "Depth-of-interaction detectors leading to novel PET imaging systems," Special MIIL Lab Seminar at Stanford, 2014/11/17.
- [5] Taiga Yamaya, "Applications of Molecular Imaging in Oncology: PET Innovation from NIRS," Informal talk at Shanghai Proton and Heavy Ion Center, 2014/12/19.

・講義(8)

- 山谷泰賀, "PET 計測の原理と最先端機器開発," 放射線医学総合研究所第 8 回画像診断セミナー, 2014/2/3 (放医研).
- [2] 山谷泰賀, "医療に役立つ放射線:次世代のPET 装置の開発," 東京工業大学講義「先端物理情報シ ステム論」, 2014/6/25, すずかけ台.
- [3] 山谷泰賀,"放射線医工学,"千葉大学大学院講義,2014年度前期毎週月曜 16:10-17:40,2014
- [4] 吉田英冶, "核医学物理学,"第10回医学物理コース, 2014/7 (放医研)
- [5] Taiga Yamaya, "PET & Development of Radiation Detectors," The 7th Korea-Japan Joint Summer School on Accelerator and Beam Science, Nuclear Data, Radiation Engineering and Reactor Physics, Booklet, pp. 199-215, 2014/8/21 (Dongguk University/KOMAC, Gyeongju, Korea) (invited, oral)
- [6] 山谷泰賀, 東工大医歯工学特別コース「核医学物理」 2014/10/10-17.
- [7] 山谷泰賀,"核医学検査学 II,"九州大学保健学科講義,2014/12/9.
- [8] E. Yoshida, "PET imaging for in situ monitoring of charged particle therapy," Lecture in International Training Course on Carbon-ion Radiotherapy (ITCCIR 2014)," 2014/10/21, NIRS.

2.6 著書(1)

- [1] 山谷泰賀, "PET," 原子力・量子・核融合事典 第 IV 分冊, IV-168-169, 2014/12/25 出版, 丸善出版.
- 2.7 プレス・広告物掲載(5)
- [1] "開放型 PET の開発進む 世界初の実用化 放医研 医療に革新的成果期待,"原子力産業新聞 6 面, 2014/1/8.
- [2] 山谷泰賀 "オープン PET で目指す"視える"がん治療," 放医研 NEWS, No. 186, pp. 4-5, 2014/5. http://www.nirs.go.jp/publication/nirs news/201405/full.pdf
- [3] "がんを見ながらがんをたたく 山谷泰賀,"フロントランナー 挑戦する科学者, 日本経済新聞社, pp. 216-223, 2014/6/25.
- [4] 山谷泰賀, "インパクトのある賞が、今後の研究に弾みをつけます," 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 2008-2014 (6 周年記念誌), pp. 18-19, 2014.
- [5] 稲玉直子,山谷泰賀,"完全保存版:これをみれば応物がわかる"にクリスタルキューブが紹介された,応用物理, Vol. 83, No. 8, p. 623, 2014.

2.8 出展など(6)

- [1] "超早期画像診断イノベーション PET の次世代技術,"「イノベーション・ジャパン 2014 大学見本市 知の融合~広がる未来~」に出展, JH-11, 2014/9/11-12 (東京ビッグサイト)
- [2] "次世代の PET 装置の研究開発,"「千葉エリア産学官連携オープンフォーラム」出展・講演, 2014/9/16 (千葉工業大学津田沼キャンパス)
- [3] 千葉市科学フェスタ 2014 に出展, 2014/10/11-12, きぼーる, 千葉市.
- [4] 第 54 回日本核医学会学術総会にて PET 機器開発紹介ブース出展, 2014/11/6-8, 大阪.
- [5] "「放射線でいのちを科学」ってどんなこと?,"サイエンスアゴラ 2014 に出展, 2014/11/7-9, 東京お 台場地域.
- [6] "PET イノベーション," NIRS テクノフェア 2014 に出展, 2014/12/2, 放医研.

2.9 その他報告書(0)

2.10 海外ゲスト対応(12)

- [1] 2014/1/30 Karolinska Institute, Prof. Anders Brahmem
- [2] 2014/3/5 Head of Nuclear Science and Engineering Research Group, Chalmers University of Technology, Prof. Lembit Silver
- [3] 2014/3/6-29 Chair of Medical Physics, Ludwig-Maximilians-Universität München, Prof. Katia Parodi
- [4] 2014/3/26-28 Seoul National University College of Medicine, Prof. Jae Sung Lee, Eulji University, Prof. Seong Jong Hong, KIRAMS, Dr. Kyeong Min Kim 他 7 名
- [5] 2014/4/13 Stanford University, Prof. Craig Levin
- [6] 2014/6/6 Institut National de Physique Nucleaire et de Physique des Particules (CNRS-IN2P3), Dr. Patrick Le Du
- [7] 2014/6/24 KUKA Laboratories GmbH, Medical Robotics, Business Development Manager, Mr. Axel Weber
- [8] 2014/7/28-8/8 Technical University Munich, Mr. Ian Somlai Schweiger
- [9] 2014/9/12 Raytest CEO, Mr. Oliver Dietzel
- [10] 2014/9/24 University of Wollongong 学部生他 13 名
- [11] 2014/10/27 Guru Ghasidas University, Dr. Santosh Kumar Gupta
- [12] 2014/10/30 Shanghai Carbon and Proton Therapy Center, Dr. Wen Chien His 他 1 名

2.11 見学対応(16)

- [1] 2014/2/24 千葉大学工学部メディカルシステム工学科1年生10名
- [2] 2014/3/31 浜松ホトニクス株式会社 晝馬明代表取締役社長・三木義郎顧問・田中栄一顧問・山下貴司 顧問・山下豊理事・野﨑健理事
- [3] 2014/4/1 アムステルダム自由大学 14 名
- [4] 2014/4/13 杏林大学 山本智朗教授
- [5] 2014/2/18 日本体育大学 角田貢准教授
- [6] 2014/4/20 放医研一般公開(分子イメージング展示来訪者 2112 名)
- [7] 2014/4/24"第1回放射線医学基礎課程"受講生8名
- [8] 2014/6/25 東芝メディカルシステムズ株式会社 瀧口登志夫事業推進部長(常務), 内藏啓幸統括技師長 (常務取締役),中林和人 MR 開発部部長
- [9] 2014/7/16株式会社アトックス 袖山康祐氏ほか2名, 三菱総合研究所 高木俊治氏, 山田浩祐氏,
- [10] 2014/7/18 オリンパスメディカルシステムズ(株) 後野和弘医療技術開発部長
- [11] 2014/8/8-19 千葉大学メディカルシステム工学科 3 年生計 7 名
- [12] 2014/8/19 文部科学省 岸本康夫科学技術・学術政策局次長ご一行
- [13] 2014/8/25 文部科学省 科学技術・学術政策局 渡邉その子研究開発基盤課長ほか4名
- [14] 2014/9/8 2014 年度関東第一回未来を担う原子力施設の見学会(JAEA 主催)ご一行 21 名
- [15] 2014/10/29 筑波大学 Md Shahadat Hossain Akram 氏
- [16] 2014/12/8 横浜国大 岩男悠真氏

3. 外部評価(表彰)(2)

- [1] 山谷泰賀, 第 107 回日本医学物理学会学術大会大会長賞 "OpenPET project; a proof-of-concept of a novel transformable geometry", 2014/4/13
- [2] 田島英朗, 第 107 回日本医学物理学会学術大会大会長賞 "Computational cost reduction using region-of-interest reconstruction for real-time tumor tracking by the OpenPET", 2014/4/13

뀩	成 26 年度次世代 PET 研究報告書	
	平成 27 年 1 月 30 日刊行	
編集	山谷 泰賀	
発 行	独立行政法人 放射線医学総合研究所	
郵便番号	263-8555	
住 所	千葉県千葉市稲毛区穴川4丁目9番1	号
連絡先	独立行政法人 放射線医学総合研究所	
	分子イメージング研究センター	
メールアドレス	jpet@nirs.go.jp	
ホームページ	http://www.nirs.go.jp	
印刷	株式会社 さくら印刷	
©2015 独立行政法人	放射線医学総合研究所	Printed in Japan NIRS-R-68

http://www.nirs.go.jp