次世代PET 研究報告書2016

2016 Report on PET Imaging Physics Research



国立研究開発法人 量子科学技術研究開発機構 放射線医学総合研究所 National Institute of Radiological Sciences, National Institutes for Quantum and Radiological Science and Technology



目次 Contents

イメージング物理研究チーム 研究 活動報告 2016	Imaging Physics Team: Research action report 2016	山谷泰賀 Taiga Yamaya	1
OpenPET 技術の未来展開:1⁵O ビ ーム PET 研究とDOI 検出器開発	Toward future extension of OpenPET technologies: ¹⁵ O inbeam study and DOI detector development	アクラム モハマディ Akram Mohammadi	14
応用特化型 PET イメージング: ヘ ルメット PET と OpenPET ガイド手 術システムの開発	Application specific PET imaging: Development of the helmet PET and the OpenPET-guided surgery system	田島英朗 Hideaki Tashima	21
高感度化 PET のシミュレーション研 究: Helmet-Chin PET と D-PET	Simulation study of the helmet-chin PET and D-PET for improved sensitivity	アブデラ アハマド Abdella M. Ahmed	28
頭部専用 PET 装置のための体動 測定システムの開発	Development of the motion measurement system for brain PET	岩男 悠真 Yuma Iwao	34
シンチレーション検出器の医用イメ ージング応用:アドオン PET/MRI とIVR 用リアルタイム皮膚線量計測	Medical application of scintillation detectors: an add-on PET/MRI and real-time dose monitor for IVR	錦戸文彦 Fumihiko Nishikido	38
PET/MRI用RF透過型PETインサ ートの研究	Study on RF-penetrable PET insert for MRI systems	エムディ シャハダト ホサイン アクラム Md Shahadat Hossain Akram	46
次世代 PET: Whole gamma imaging (WGI)の開発	Development of whole gamma imaging (WGI)	吉田英治 Eiji Yoshida	52
ロング X'tal Cube の性能評価	Performance Evaluation of the long X'tal Cube	稲玉直子 Naoko Inadama	56
X'tal cube 検出器の結晶内散乱事 象の解明	Study of inter crystal scattering events in the X'tal cube	新田宗孝 Munetaka Nitta	61
PET 用 MPPC モジュールの時間 分解能評価	Time resolution of MPPC module for PET	田久創大 Sodai Takyu	66
PET 高解像度化技術と細胞イメー ジング応用	Improved PET spatial resolution and cell imaging application	蛭海元貴 Genki Hirumi	68
イメージング物理研究チーム研究 業績 2016	Achievements of Imaging Physics Team in 2016		74

イメージング物理研究チーム 研究活動報告 2016

Imaging Physics Team: Research action report 2016

山谷泰賀 チームリーダー Taiga Yamaya, Team Leader (on behalf of the Imaging Physics Team)



1. はじめに

PET(陽電子断層撮影法)は、がん診断や脳研究、分 子イメージング研究を推進する手段として期待されている が、空間分解能や感度、装置コスト、応用範囲の点で課 題が残されており、次世代技術の研究開発は世界的な 競争下にある。その中で、空間分解能と感度を両立する 要素技術として、シンチレータ(放射線検出素子)の深さ 方向の位置(depth-of-interaction, DOI)計測法が注目さ れてきた。

放射線医学総合研究所(放医研)の第一期中期計画 (2001 年度-2005 年度)において、イメージング物理研 究チームは、世界に先駆けて 4 段の深さ弁別が可能な DOI 検出器の開発を世界に先駆けて開発した。本 DOI 検 出器は、その後、株式会社島津製作所の乳房専用 PET の製品化に貢献している。

一方我々は、DOI検出器により検出器配置の自由度が 増すことに着眼して、まったく新しい PET装置の研究開発 に着手した。具体的には、放医研第二期中期計画 (2006年度-2010年度)において、世界初となる開放型 PET装置「OpenPET」を考案した。OpenPETにより、たとえ ば治療中のPETイメージングが可能になると期待される。 第二期中期計画では、半導体光センサーであるシリコン フォトマル(SiPM)の登場を受けて、DOI検出器自体も進 化した。具体的には、PETの理論限界であるサブ mm 分 解能の実現を目指し、SiPM ベースの次世代 DOI検出器 「X'tal cube」(クリスタルキューブ)を開発した。

第三期中期計画(2011 年度-2015 年度)では、第二 期中期計画にて確立した要素技術が大きく進展した。具 体的には、OpenPET プロジェクトについては、2012 年のド イツイノベーションアワード受賞などによる弾みを受け、フ ルサイズの OpenPET 装置の試作機開発に成功した。ま た、OpenPET 用に開発したフレキシブルな放射線検出器 システムを応用して、独自アイディアである頭部専用のへ

1. Introduction

Positron emission tomography (PET) plays important roles in cancer diagnosis, neuroimaging and molecular imaging research; but potential points remain for which big improvements could be made, including spatial resolution, sensitivity, manufacturing costs and finding new applications. Therefore, research on next generation PET technologies remains a hot topic worldwide. Depth-ofinteraction (DOI) measurement in the radiation sensor will be a key technology to get any significant improvement in sensitivity while maintaining high spatial resolution.

In the first midterm plan of the National Institute of Radiological Sciences (NIRS) (2001-2005), the Imaging Physics Team (IPT) succeeded in developing a novel 4layered DOI detector, which is the base for Shimadzu's new line of positron emission mammography products.

DOI detectors have the potential to expand PET application fields because they allow for a more flexible detector arrangement. Therefore, in the second midterm plan of NIRS (2006-2010), IPT invented the world's first, open-type PET geometry "OpenPET", which is expected in the long-term to lead to PET imaging during treatment. The DOI detector itself evolved through application of recently developed semiconductor photodetectors, often referred to as silicon photomultipliers (SiPMs). We developed a SiPM-based DOI detector "X'tal cube" to achieve sub-mm spatial resolution, which is reaching the theoretical limitation of PET imaging.

In the third midterm plan of NIRS (2011-2015), IPT made big progress with these technologies. In the OpenPET project, which received the German Innovation Award in 2012, IPT finally developed a full-scale OpenPET prototype. In addition, the flexible detector system of the ルメット型 PET 装置のデモ機開発にも成功した。現在、本 装置の製品化に向けて、株式会社アトックスとの共同研 究を行っている。一方で、X'tal cube で培った技術は、「ア ドオン PET」という新アイディアの具現化を可能にした。既 存 MRI にアドオン PET を後付することにより、PET と MRI の同時撮像が可能になる。

そして放医研は、2016 年 4 月に、新法人「量子科学 技術研究開発機構」(量研機構)の一員として、新たなス タートを切った。OpenPET、ヘルメット型PET、アドオン PET の実用化に向けた研究開発をより一層力強く推進す るとともに、PETとコンプトンイメージングの長所を組み合わ せた新アイディア「whole gamma imager」(WGI)の研究開 発をスタートした。 OpenPET prototype enabled an innovative brain scanner to be realized; this is the "helmet-chin PET", which is now being commercialized in collaboration with ATOX Co., Ltd. On the other hand, technologies developed for the X'tal cube enabled a new idea of "add-on" PET, which can be applied to any existing MR systems in theory.

In April 2016, NIRS has reorganized as part of the new organization, the National Institutes for Quantum and Radiological Science and Technology (QST). In addition to continuing work for these three on-going projects (OpenPET, helmet-chin PET and add-on PET), IPT has started a new development project for a "whole gamma imager" (WGI), which is a new concept to combine PET and Compton imaging.



Figure 1 Historical overview of research projects done by the Imaging Physics Team

OpenPET: 治療イメージングに向けた未来の PET 装置の開発

OpenPET は、ビーム体内飛程検証やターゲット腫瘍の トラッキングなど、PET ガイド下の粒子線治療を可能にす る世界初の開放型 PET である。PETによる粒子線ビーム 飛程検証は、核破砕反応によって生じる PET 核種(陽電 子放出核種)の分布を画像化することによって行う。 OpenPET は、画像化に重要なフルリングの検出器配置で ありながら、治療ビームを通すために十分な開放空間を 有している。小型試作機による原理実証を報告した論文 は、世界の医学物理分野の注目研究を紹介する 「medicalphyicsweb」誌の一面に掲載され、大きな注目を 集めた(2016 年夏)。小型試作機開発の成果を受けて、 2015 年にフルサイズの試作機を開発に成功している。

2016 年度の研究成果のひとつは、¹⁵0 ビームによる飛 程検証法の実証である。ビーム自体を PET 核種とするこ とでで、線量ピーク位置と PET 画像ピーク位置の差が 1mm 以下にできることを示した。今後は、OpenPET ガイド 下粒子線治療の実現に向けて、RI ビームだけでなく通常 の安定核ビーム(¹²C ビームや ¹⁶0 ビーム)も対象とした、 PET-dose 変換法について研究を進める予定である。

また、2016 年度は、OpenPET を一般的な外科治療の 画像ガイドに応用する方法についても、検討が進んだ。具 体的には、⁶⁴Cu 標識セツキシマブ投与の腫瘍モデルマウ スを OpenPET 小型試作機で画像化する実証を行った。

2. OpenPET: a future PET system for therapy imaging

OpenPET is our original idea to realize the world's first open-type 3D PET scanner for PET-image guided particle therapy such as *in situ* dose verification and direct tumor tracking. The principal of dose verification for particle therapy is based on the measurement of positron emitters which are produced through fragmentation reactions caused by proton or ¹²C ion irradiation. Even with a full-ring geometry, the OpenPET has an open gap through which the treatment beam passes. Following the successful development of a small prototype, an article about which was captured on "medicalphyicsweb", a full-scale prototype was developed in 2015.

In 2016, IPT demonstrated the effective use of a ¹⁵O radioactive isotope (RI) beam for range verification. It was shown that the difference between the original dose peak and the PET peak could be smaller than 1mm. Toward realization of OpenPET-guided particle therapy, IPT will develop a PET-dose conversion method not only for RI beams but also for stable (¹²C and ¹⁶O) beams.

In 2016, IPT also proposed a concept for PET guided surgery, which is a new application of the OpenPET. Feasibility of this concept was shown by applying the small OpenPET prototype to ⁶⁴Cu-Cetuximab injected mice.



Figure 2 OpenPET project

3. 超高感度頭部イメージングを可能にするヘルメット型 PET 装置の開発

有効ながん対策などにより寿命が延伸した結果、認知 症患者数の急増が社会問題化している。脳イメージング の潜在ニーズを受けて、頭部専用 PET 装置の研究開発 が行われてきたが、どれも検出器配置は円筒形状のまま であった。PET において、有限の検出器数において放射 線検出感度を最大化するためには、できる限り検出器を 測定対象に近づけることが有効である。そこで我々は、頭 部検査においては、円筒よりも半球状の検出器配置のほ うが高い感度を実現できると考えた。具体的には、DOI 検 出器を並べた半球部にあご部検出器を追加した世界初 のヘルメット型 PET 装置を開発し、小型で高感度・高分 解能な頭部 PET 装置の普及に道筋をつけた。

馳浩文科大臣(当時)による視察(4月)、量研機構理 事長表彰受賞、NHK World 取材(7月)など量研機構内 外から大きな注目を集めた本装置は、現在、株式会社ア トックスと共同で製品化のフェーズにある。特に、半球状 に長方形の検出器を配置する方法について、半径の異 なるリングを組み合わせた multi-ring 方式(現在の方式) と、常に検出器中心軸が半球中心を向くようにした spherical 方式を比較したシミュレーションの結果、後者の ほうが感度を 14%高めることが示された。また、将来の非 拘束モーションフリーPET の実現に向けて、カメラにより非 接触的に頭部動きをモニターするシステムも開発した。

3. Helmet-chin PET for super-high sensitivity brain imaging

Life extension enabled by progressive cancer therapies is now causing another issue of rising numbers of dementia cases. To satisfy the potential demand for brain imaging, prototypes of brain PET scanners have been developed. However, all previous works were based on a cylindrical geometry, which is not the most efficient for brain imaging. Making the detector ring as small as possible is essential in PET, because sensitivity can be increased with a limited number of detectors. Therefore, IPT developed the world's first helmet-chin PET, in which DOI detectors are arranged to form a hemisphere, for compact, high-sensitivity, highresolution, and low-cost brain PET imaging.

In 2016, this project received a lot of attention, including a visit by the then Minister of MEXT, Hiroshi Hase, to see a demonstration, receiving an award from the QST President Toshio Hirano and being featured on an NHK TV program. Thanks to these encouragements, IPT has worked for commercialization in collaboration with ATOX Co., Ltd. In particular, though simulation, it was shown that the spherical detector arrangement obtains 14% higher sensitivity than the previous multi-ring geometry. In addition, for future "motion-free" brain PET imaging, a head motion measurement system was developed.



Figure 3 Helmet PET project

4. 市販 MRI に後付できるアドオン PET の開発

近年、従来のPET/CT 装置に代わって、PET とMRI を 組み合わせた装置が注目されているが、DOI 検出器の利 用については十分に検討されてこなかった。DOI検出器 は、高空間分解能・高感度・低コストを共に実現するため の鍵となる。そこで我々は、MRI 用コイル(RF コイル)にDOI 検出器を組み合わせた独自発想のアドオン PET を提案し ている。

PET のフロントエンド回路は RF コイルの内側には入れな いという制約のもとで、PET 検出器リング径を最小化する ために、PET 検出器モジュールを RF コイルのスポークの 間に配置することとした。具体的には、回路部は RF シー ルドボックスで覆うが、RF に干渉しないシンチレータ部の みを、シールドボックスから突き出して RF コイルの内側に 配置するようにした。最終的には、数ある RF コイルのバリ エーションのひとつとして、あらゆる既存のMRI 装置に後付 して、手軽に PET/MRI にアップグレードできるようにする予 定である。

2016 年度は、アドオン PET の二次試作機の開発に成 功し、市販の臨床用 3T MRI に適用して性能試験を行っ た。具体的には、MRIによる PET への影響(空間分解能と エネルギ分解能)は皆無であり、1.6mm 前後の空間分解 能を実証した。MRI への影響については、高い静磁場均 一性は保持されたものの、多少の S/N 比の低下が見られ た。今後は、PET 検出器モジュールの RF シールドの改良 を進める予定である。

4. Add-on PET to upgrade existing MRI

One of the major innovations made in recent years is combined PET/MRI, but utilization of DOI detectors has not been studied well. DOI measurement is essential for PET in order to exploit improved spatial resolution and sensitivity as well as reduced production costs. Therefore, we proposed an add-on PET, which is a RF coil combined with DOI-PET detectors.

In order to make the PET detector ring as small as possible while placing electronic parts such as photodetectors and front-end circuits outside the RF coil, PET detector modules were placed between spokes of the birdcage RF coil. For each detector module, electronic parts were covered with a shielding box with a hole in front of the photodetectors, and scintillators were sticking out of the shielding box to allow their placement inside the birdcage coil. In theory, the proposed birdcage coil integrated with PET detectors can be applied to any existing MRI.

In 2016, we finally developed the second prototype, which was applied to a 3T MRI. After evaluating interference between PET and MRI, no undesirable effect was seen in the PET imaging in terms of energy resolution and position identification. Spatial resolution of 1.6mm was confirmed for PET. While a uniform static magnetic field was obtained, a slight decrease in signal-to-noise ratio was observed in MR images. Further optimization is required for shielding.



Figure 4 Add-on PET (PET/MRI) project

5. 新プロジェクト: WGI コンセプト

PET は、がん診断や分子イメージングを推進する手段 として大きな役割を果たしてきた。技術が成熟に向かう 今、更なる高感度化を実現するためには、原理自体を変 えるような大きなブレークスルーが求められる。そこで 我々は、放医研国際オープンラボや QST 理事長ファンド の支援のもと、ミュンヘン大学 Katia Parodi 教授らのグル ープと共同により、PET とコンプトンイメージングを組み合 わせた新コンセプト「Whole gamma imaging」(WGI)の研究 開発に着手した。

WGI の基本概念は、検出可能なガンマ線をすべて画 像化に活用することである。具体的には、通常の PET 検 出器の内側に、コンプトン散乱の検出に特化した散乱検 出器リングを追加する。PET 核種(純粋な陽電子放出核 種)については、511keV 放射線ペアの片側のみしか検 出できなかったイベントも、コンプトンイメージングの方法に より画像化に利用できるようになる。さらに、対象核種を、 ⁴⁴Sc など陽電子崩壊(511keV 放射線ペアの放出)とほ ぼ同時に単一ガンマ線(1157keV)放出する 3 ガンマ核 種を使うことにより、大幅な感度アップが期待される。具 体的には、511keV ペアの同時計数により特定される線 分(LOR)と、1157keV ガンマ線のコンプトン計測により特 定される円錐表面の交点として、核種位置が特定できる。

2016 年度は、GEANT4 モンテカルロシミュレーションに よる原理検証を行った。具体的には、散乱リング(1 x 1 x 6 mm³ GAGG 結晶, 直径 20cm・5cm 長)と PET リング (2.9 x 2.9 x 7.5 mm³ GSOZ 結晶, 4 層 DOI, 直径 66cm・ 22cm 長)を組み合わせた WGI をモデル化し、²²Na 点線 源(511keV 放射線ペアと 1274keV ガンマ線の放出)を 画像化した。

その結果、中心から 5cm 離れた位置において、(画像 再構成処理をしない)単純逆投影でも、LOR 上の位置が 半値幅 7.3mmに限定されることが示された。

5. Whole gamma imaging (WGI) concept

PET is recognized as a successful method to pursue cancer diagnosis and molecular imaging. However, in order to meet emerging demands for super high-sensitivity imaging, we need to break through an inherent limitation in the principle of PET itself. In collaboration with Prof. Katia Parodi, with support by the NIRS International Open Laboratory program and the QST President Grant, IPT proposed a new concept of whole gamma imaging (WGI), which is a novel combination of PET and Compton imaging.

WGI is a concept utilizing all detectable gamma rays for imaging. An additional detector ring, which is used as the scatterer, is inserted in a conventional PET ring so that single gamma rays can be detected by the Compton imaging method. For positron emitters, missing pairs of annihilation photons, at least one of which is undetected, can be used for imaging. In addition, further large sensitivity gain can be expected for triple gamma emitters such as ⁴⁴Sc, that emits a pair of 511 keV photons and a 1157 keV gamma ray almost at the same time. In theory, localization from a single decay is possible by identifying the intersection point between a coincidence line and a Compton cone.

Using GEANT4, we simulated a WGI geometry, where a scatter ring (1 x 1 x 6 mm³ GAGG segment, 20cm diameter and 5cm long) was inserted into a PET ring ($2.9 \times 2.9 \times 7.5$ mm³ GSOZ segment, 4-layered DOI, 66cm diameter and 22cm long). We simulated a ²²Na point source, which is also a triple gamma emitter (e+ and 1274 keV gamma rays).

At the 5-cm off-center position, the source position distribution projected on a line-of-response was 7.3mm FWHM without applying any image reconstruction, which supports the feasibility of the triple-gamma WGI concept.



Figure 5 Whole gamma imager (WGI) project

6. まとめ

本報告では、イメージング物理研究チームの 2016 年 度成果についてまとめた。一部成果については、2017 年 2月27日開催の次世代 PET 研究会 2017にて詳しく報 告した(Figure 6)。来年度は、特に、組織統合の大きな アドバンテージである高崎量子応用研究所との連携を加 速して、更なる研究開発の推進を図っていく予定である。

6. Conclusion

This report has summarized major research activities of IPT. Some of the research results have been presented in the "Jisedai PET Kenkyu-kai 2017" workshop on Feb 27, 2017 (Figure 6). In FY2017, further progress is expected by accelerating collaboration with the Takasaki Advanced Radiation Research Institute in QST, which is a large benefit of the 2016 reorganization.



Figure 6 Poster of the "Jisedai PET Kenkyu-kai 2017" workshop

2016 年度 イメージング物理究チーム まとめ

チー	ム	X	ン	r	х —
----	---	---	---	---	------------

チームリーダー	山谷泰賀
主幹研究員	吉田英治
主幹研究員(短時間)	稲玉直子
主任研究員(短時間)	寅松千枝(10月採用)
研究員	錦戸文彦、田島英朗、Akram Mohammadi、田久創大(11 月採用)
技術員	脇坂秀克
技術員(短時間)	小畠藤乃
博士研究員	Abdella M. Ahmed、岩男悠真、Md Shahadat Hossain Akram
大学院課程研究員(短時間)	新田宗孝
リサーチアシスタント	蛭海元貴(11 月採用)
チーム事務担当(短時間)	大野、田中

客員協力研究員(50 音順、敬称略)		実習生(受入学生)(50 音順、敬称略)		
猪田敬弘	株式会社アトックス	奥村勇介	千葉大学(菅研究室 B4)	
小尾高史	東京工業大学	大鷹豊	東京大学(高橋研究室 M1), 首都大	
熊谷雅章	株式会社アトックス	小山晃広	東京大学(高橋研究室 D1)	
櫻井 浩	群馬大学	佐藤謙	千葉大学(山谷研究室 B4)	
島添健次	東京大学	鋪田 嚴	富山高専(高田研究室 5)	
澁谷憲悟	東京大学	田中理紗子	東京工業大学(小尾研究室 M1)	
菅 幹生	千葉大学	野上光博	富山高専(高田研究室 専攻科 2)	
高田英治	富山高等専門学校	吉原有里	東京大学(高橋研究室 D1)	
田沢周作	株式会社アトックス	Ricardo Dos Santos Augusto	CERN/ミュンヘン大学(Parodi lab. D3)	
田中常稔	株式会社アトックス	Andrew Chacon	ANSTO(Naeini lab.)	
長谷川智之	北里大学	Theresa Hofmann	ミュンヘン大学(Parodi lab. M2)	
羽石秀昭	千葉大学	Harley Rutherford	ANSTO(Naeini lab.)	
山下大地	株式会社アトックス	招	3へい外国人	
Mitra Safavi-Naeini	ANSTO	Victor I. J. Strijbis	デルフトエ科大(Schaart lab. M2)	

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)	吸収・エミッションの joint estimation に関する研究(M1 田中理紗子)
2	河合秀幸(千葉大理学研究科)	DOI 検出器の研究(D3 新田宗孝)
3	菅 幹生(千葉大フロンティア)	PET/MRI 用シールドボックスの開発・評価(M1 藤原理伯)
		コンプトン-PET シミュレーション(B4 奥村勇介)
4	高田英治(富山高専)	有機半導体放射線検出器の医療応用 (専攻科 2 野上光博、5 鋪田嚴)
5	高橋浩之·島添健次(東大)	放射線耐性 ASIC の研究, Si 検出器読出回路ほか
		(D1 小山晃広、M1 大鷹豊)
6	山谷泰賀(千葉大フロンティア)	DOI 検出器の研究/RI マイクロイメージャーの開発(M1 蛭海元貴)
7	Craig Levin(スタンフォード大)	コンプトン PET の研究
8	Katia Parodi(ミュンヘン大学)	In-beam PET シミュレーション
		国際オープンラボ・Whole Gamma Imager 開発
9	Anatoly Rosenfeld(ウーロンゴン大学)	In-beam PET シミュレーション
	Mitra Safavi-Naeini(ANSTO)	
10	Dennis Schaart(デルフトエ科大)	In-beam PET および PET 検出器の研究

共同研究契約(50音順、敬称略)

	共同研究先	研究費授受	テーマ
1	株式会社アトックス	あり	ヘルメット型 PET 装置の実用化に関する研究
2	(企業名非公表)(分担)	あり	(課題名非公表)
3	浜松ホトニクス株式会社開発本部	なし	次世代 PET 検出器に関する基礎的研究

イメージング物理研究チーム 2016(H28)年度 研究費

運営費交付金(原則、人件費除く)[千円]

	予算名	内訳	金額	内人件費分	備考
1	光・量子イメージング技術を用い た疾患診断研究(BIAB1)	チーム運営費(7,282)+ 統合D玉配分(5,000)	12,282	400	
2	光・量子イメージング技術を用い た疾患診断研究(BIAB1)追加配 分	コンピュータ購入費(450)、次 世代PET研究会会場費(326) として追加配分	776	0	
3	放射性薬剤を用いた次世代がん 治療研究(BIAC1)	統合A玉配分(4,000)	4,000	0	
4	理事長ファンド創成	機構内競争的資金	5,000	0	チーム外協力者: 辻厚至,永津弘太郎,小畠隆行(放医研), 河地有木,山口充孝,長尾悠人(高崎研)
5	国際オープンラボ(IOL)研究交流 旅費	放医研内競争的資金	1,000	0	チーム外協力者: 辻厚至, 永津弘太郎(放医研), Katia Parodi, Peter Thirolf, Georges Dedes, Guillaume Landry, Ingrid Valencia Lozano, Silvia Liprandi (LMU)
6	科研費間接経費戻し分	間接経費戻し50%→BIAB1	2,591		
7	共同研究費間接経費戻し分	間接経費戻し50%	1,363	0	
	合計		27,012	400	

外部資金[千円]

	事業	理題名		直接経費		間接経費	チーム内メンバー	チーム外の井同研究者
	÷~	UT AZS D		内人件費	内他機関分	PULSA LINE	(代表者下線)	
1	共同研究 株式会社アトックス	ヘルメット型PET装置の実用 化に関する研究	27,273	1,763	0	2,727	<u>山谷泰賀</u> ,吉田英治,田島 英朗,稲玉直子,錦戸文彦, Mohammadi Akram, Ahmed Abdella Mohammednur, Md Shahadat Hossain Akram, 岩男悠真,脇坂秀克,小畠 藤乃,田久創大	_
2	科学研究費助成事業 基盤研究(A)	次世代PETコンセプト「Whole Gamma Imaging」の実証	11,900	487	2,900	3,570	<u>山谷泰賀</u> , 吉田英治, 錦戸 文 彦,田島英朗, Mohammadi Akram,	高橋浩之(東大), 菅幹生 (千葉大), 小畠隆行, 辻厚 至, 永津弘太郎(放医研), 島添健次(東大)
3	共同研究(分担) 企業名非公表	(非公表)	2,315	0	0	0	山谷泰賀, 吉田英治, 田島 英朗, 脇坂秀克	<u>藤林康久</u> , 辻厚至, 南本敬 史, 永津弘太郎, 鈴木寿, 大矢智幸, 深田正美, 関千 江, 脇厚生, 栗原千絵子, 金子いづみ, 岩隈佳寿子 (放医研)
4	科学研究費助成事業 挑戦的萌芽研究	生細胞マイクロRI動態イメー ジングへの挑戦	1,900	0	300	570	<u>山谷泰賀</u> , 錦戸文彦	金子 純一, 中西 貴之(北 大), 樋口隆弘(ヴュルツブ ルク大)
5	科学研究費助成事業 基盤研究(C)	コンプトンカメラ型PET装置 の基礎的検討	1,800	0	0	540	<u>吉田英治</u>	_
6	科学研究費助成事業 基盤研究(C)	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	1,500	0	0	450	<u> 錦戸文彦</u>	
7	科学研究費助成事業(科学研究 費補助金)(若手研究(B))	短時間で脳機能の定量測定 が可能な新しいヘルメット PET装置の基礎検討	1,200	0	0	360	<u>田島英朗</u>	_
8	平成28年度ダイバーシティ研究 環境実現イニシアティブ(連携 型)放射線医学総合研究所 共同 研究強化支援(分担)	胃がん腹膜播種に対するイ メージングガイド手術の有用 性	887	0	0	0	田島英朗, 山谷泰賀	<u>吉井幸恵,</u> 辻厚至, 東達也 (放医研), 高橋正(東邦大 学), 羽石秀昭(千葉大)
9	平成28年度ニカ国間交流事業 共同研究・セミナー 韓国(NRF)と のセミナー	核医学イメージング科学技 術に関する第4回ソウル大・ 放医研ワークショップ	708	0	0	212	<u>山谷泰賀</u>	Jae Sung Lee(ソウル大)
10	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	50	0	0	15	錦戸文彦	<u>盛武敬</u> , 岡崎龍史(産業医 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)
	合計		49 533	2 250	3 200	8 4 4 4		

Imaging Physics Team FY2016

Team members	
Team Leader	Taiga Yamaya
Principal Researcher	Eiji Yoshida
Principal Researcher (part time)	Naoko Inadama
Senior Researcher (part time)	Chie Toramatsu (from Oct.)
Researchers	Fumihiko Nishikido, Hideaki Tashima, Akram Mohammadi, Sodai Takyu (from Nov.)
Technical Staff	Hidekatsu Wakizaka
Technical Staff (part time)	Fujino Obata
Postdoctoral Researchers	Abdella M. Ahmed, Yuma Iwao, Md Shahadat Hossain Akram
Junior Researcher Associate	Munetaka Nitta
QST Research Assistant	Genki Hirumi (from Nov.)
Secretaries (part-time)	M. Ohno, M. Tanaka

Visiting Researchers		Trainee (Internship)		
Takahiro Ida	ATOX Co., Ltd.	Yusuke Okumura	Chiba University (Suga-lab. B4)	
Takashi Obi	Tokyo Inst. Tech.	Yutaka Otaka	U Tokyo (Takahashi-lab. M1), TMU	
Masaaki Kumagai	ATOX Co., Ltd.	Akihiro Koyama	U Tokyo (Takahashi-lab. D1)	
Hiroshi Sakurai	Gunma University	Ken Sato	Chiba University (Yamaya-lab. B4)	
Kenji Shimazoe	University of Tokyo	Gen Shikida	NIT, Toyama College (Takada-lab.)	
Kengo Shibuya	University of Tokyo	Risako Tanaka	Tokyo Inst. Tech. (Obi-lab. M1)	
Mikio Suga	Chiba University	Mitsuhiro Nogami	NIT, Toyama College (Takada-lab.)	
Eiji Takada	NIT, Toyama College	Yuri Yoshihara	U Tokyo (Takahashi-lab. D1)	
Shusaku Tazawa	ATOX Co., Ltd.	Ricardo Dos Santos Augusto	CERN/LMU (Parodi-lab. D3)	
Tsunetoshi Tanaka	ATOX Co., Ltd.	Andrew Chacon	ANSTO(Naeini-lab.)	
Tomoyuki Hasegawa	Kitasato University	Theresa Hofmann	LMU (Parodi-lab. M2)	
Hideaki Haneishi	Chiba University	Harley Rutherford	ANSTO (Naeini-lab.)	
Taichi Yamashita	ATOX Co., Ltd.	Visiting	Foreign Scientist	
Mitra Safavi-Naeini	ANSTO	Victor I. J. Strijbis	TU Delft (Schaart-lab. M2)	

Major collaborators

	Collaboratos	Themes
1	Takashi Obi (Tokyo Inst. Tech.)	Joint estimation of emission and attenuation (M1 Risako Tanaka)
2	Hideyuki Kawai (Chiba U Faculty of Sci.)	Research on DOI detectors (D3 Munetaka Nitta)
3	Mikio Suga (Chiba U CFME)	Development and evaluation of shield box for PET/MRI (M1 Masanori
		Fujiwara), Compton-PET simulation (B4 Yusuke Okumura)
4	Eiji Takada (NIT, Toyama College)	Medical application of organic semiconductor detectors (Nogami, Shikida)
5	Hiroyuki Takahashi,	Research on radiation registant ASIC, Read-out circuit for Si-detectors,
	Kenji Shimazoe (U Tokyo)	etc. (D1 Akihiro Koyama, M1 Yutaka Otaka)
6	Taiga Yamaya (Chiba U CFME)	DOI detectors ad an RI micro imager (M1 Genki Hirumi)
7	Craig Levin (Stanford U)	Research on Compton-PET
8	Katia Parodi (LMU)	In-beam PET simulation, International Open Lab·WGI development
9	Anatoly Rosenfeld (UOW),	In-beam PET simulation
	Mitra Safavi-Naeini (ANSTO)	
10	Dennis Schaart (TU Delft)	Research on in-beam PET and PETdetectors

Collaborative research contracts

	Collaborators	Funding	Themes
1	ATOX Co., Ltd.	Yes	Research on practical realization of the helmet PET
2	(undisclosed) (shared)	Yes	(undisclosed)
3	Development Bureau,	No	Fundamental research on next-generation PET
	Hamamatsu Photonics K. K.	NO	detectors

次世代PET研究報告書2016 (2016 Report on PET Imaging Physics Research)

FY2016 (H28) Imaging Physics Team Grants

Internal budget (excluding labor cost) [x1,000 yen]

	Budget	Breakdown	Amount	Ind. Labor	Remarks
1	Research on diagnosis methods using photon and quantum imaging technologies (BIAB1)	Team operation (7,282)+ Integration plan D (5,000)	12,282	400	
2	(Additional) Research on diagnosis methods using photon and quantum imaging technologies (BIAB1)	Computer purchase (450)、 Workshop venue rental (326)	776	0	
3	Research on therapy methods using radiopharmaceutical (BIAC1)	Ingegration plan A (4,000)	4,000	0	
4	QST President's Fund	Internal competitive grant	5,000	0	Collaborators: Atsushi Tsuji, Kotaro Nagatsu, Takayuki Obata (NIRS), Naoki Kawachi, Mitsutaka Yamaguchi, Yuto Nagao (Takasaki)
5	NIRS International Open Laboratory	Internal competitive grant	1,000	0	Collaborators: Atsushi Tsuji, Kotaro Nagatsu (NIRS), Katia Parodi, Peter Thirolf, Georges Dedes, Guillaume Landry, Ingrid Valencia Lozano, Silvia Liprandi (LMU)
6	Returned Kakenhi indirect expense	50% of indirect→BIAB1	2,591		
7	Returned indirect expense for collaborative research	50% of indirect	1,363	0	
Total			27,012	400	

Competitive grants [x1,000 yen]

	Project	Theme	Direct expense		Indirect	Members in the team	Collaborators outside the	
	Froject	Theme		Labor	Distributed	expense	(PI underlined)	team
1	Collaborative research ATOX Co., Ltd.	Research on practical realization of the helmet PET	27,273	1,763	0	2,727	<u>Taiga Yamava</u> , Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Mohammadi Akram, Ahmed Abdella Mohammednur, Md Shahadat Hossain Akram, Yuma Iwao, Hidekatsu Wakizaka, Fujino Obata, Soudai Takyu	_
2	JSPS KAKENHI Grant-in-Aid for Scientific Research (A)	Demonstration of "whole gamma imaging," a concept for the next generation PET	11,900	487	2,900	3,570	<u>Taiga Yamaya</u> . Eiji Yoshida, Fumihiko Nishikido, Hideaki Tashima, Mohammadi Akram	Hiyoruki Takahashi (U Tokyo), Mikio Suga (Chiba U), Takayuki Obata, Atsushi Tsuji, Kotaro Nagatsu (NIRS), Kenji Shimazoe (U Tokyo)
3	Collaborative research (shared) (Company name undisclosed)	Undisclosed	2,315	0	0	0	Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Hidekatsu Wakizaka	Yasuhisa Fujibayashi. Atsushi Tsuji, Takafumi Minamimoto, Kotaro Nagatsu, Hisashi Suzuki, Tomoyuki Ohya, Masami Fukada, Chie Seki, Atsuo Waki, Chieko Kurihara, Izumi Kaneko, Kazuko Iwakuma (NIRS)
4	JSPS KAKENHI Grant-in-Aid for Challenging Exploratory Research	Live-cell micro-RI dynamic imaging for application development	1,900	0	300	570	<u>Taiga Yamava</u> , Fumihiko Nishikido	Junichi Kaneko, Takayuki Nakanishi (Hokkaido U), Takahiro Higuchi (UWü rzburg)
5	JSPS KAKENHI Grant-in-Aid for Scientific Research (C)	Basic study on Compton camera type PET	1,800	0	0	540	<u>Eiji Yoshida</u>	_
6	JSPS KAKENHI Grant-in-Aid for Scientific Research (C)	Development of a real-time dose distribution measurement system for IVR using organic photodiodes	1,500	0	0	450	<u>Fumihiko Nishikido</u>	_
7	JSPS KAKENHI Grant-in-Aid for Young Scientists (B)	Basic study on new helmet- PET enabling quantitative measurement of brain functions in a short time	1,200	0	0	360	<u>Hideaki Tashima</u>	_
8	Initiative for Realizing Diversity in the Research Environment FY2016 (Shared)	Effectiveness of image- guided surgery for peritoneal metastasis of gastric cancer	887	0	0	0	Hideaki Tashima, Taiga Yamaya	<u>Yukie Yoshii</u> , Atsushi Tsuji, Tatsuya Higashi, Masashi Takahashi (Toho U), Hideaki Haneishi (Chiba U)
9	JSPS Bilateral Joint Research Projects/Seminars FY2016 Seminar with Korea (NRF)	The 4th SNU-NIRS workshop on nuclear medicine imaging science	708	0	0	212	<u>Taiga Yamaya</u>	Jae Sung Lee (SNU)
10	JSPS KAKENHI Grant-in-Aid for Scientific Research (B) (Shared)	Formulation of reference level for head IVR and evaluation of radiation exposure on the crystalline lens of operator using solid state dosemeters	50	0	0	15	Fumihiko Nishikido	Takashi Moritake, Ryuji Okazaki (UOEH), Kouichi Chida (Tohoku U), Shinji Yoshinaga (NIRS), Keiichi Watanuki (Saitama U), Yuji Matsumaru (OMIMR), Sunji Matsubara (Kawasaki Medical School)
	i otal			2250	3/00	0 4 4 4		

Data of Imaging Physics Team (FY2009-FY2016)

Fiscal year	2009(H21)	2010(H22)	2011(H23)	2012(H24)	2013(H25)	2014(H26)	2015(H27)	2016(H28)
1. Research budget [x1,000 yen]	48,913	61,869	144,380	108,649	134,001	121,711	117,564	76,145
 Internal budget (excluding labor) 	17,666	8,092	102,350	92,730	86,482	55,299	36,973	16,658
- Internal competitive grant	17,445	16,812	1,170	0	0	0	3,000	6,000
− Competitive grant	13,802	36,965	40,860	15,919	47,519	66,412	77,591	53,487
– for internal use			28,460	14,919	35,269	33,234	42,935	50,287
- for distribution			12,400	1,000	12,250	33,178	34,656	3,200
2. Full-time researchers	4	6	6	6	6	7.4	8.7	8.0
 Permanent staff 	1	1	1	1	1	1	2	2
- Non-permanent staff	3	4	3	3	3	3.5	2.7	3.0
- Postdocs (+JSPS fellows)	0	1	2	2	2	2.9	4	3
3. Achievement (集計は年度ではなく年単	1位)							
Conference presentations	41	56	54	63	72	48	58	51
per researcher	10.3	9.3	9.0	10.5	12.0	6.5	6.7	6.4
expense [x1,000 yen]/presentation	1,193	1,105	2,674	1,725	1,861	2,536	2,027	1,493
Peer-reviewed articles	9	9	5	7	11	14	4	7
per researcher	2.3	1.5	0.8	1.2	1.8	1.9	0.5	0.9
expense [x1,000 yen]/article	5,435	6,874	28,876	15,521	12,182	8,694	29,391	10,878
Patents	7	13	5	13	14	5	14	8
- Applications	4	11	3	6	1	2	0	1
- Registered	3	2	2	7	13	3	14	7
per researcher	1.8	2.2	0.8	2.2	2.3	0.7	1.6	1.0
expense [x1,000 yen]/patent	6,988	4,759	28,876	8,358	9,572	24,342	8,397	9,518
Evaluation and outreach activities								
- Awards	2	3	5	4	6	2	3	11
 Invited talks 	4	14	2	1	2	7	4	7
– Book chapters, review articles	6	3	2	11	6	5	7	8
- Public relations activities	4	5	20	30	6	11	11	13
– Lectures	9	2	20	20	10	13	12	8

Fiscal year Team members

2009(H21) 2010(H22) 2011(H23) 2012(H24) 2013(H25) 2014(H26) 2015(H27) 2016(H28)

Staff									
山谷泰賀 Taiga Yamaya				Team Leader	r (permanent)				
吉田英治 Eiji Yoshida	Res. (fix	(ed-term)		Senior Res.	Senior Res. (fixed-term)		→(permanent)) Principal Res.	
田島英朗 Hideaki Tashima	_	F	Postdoc	JSPS Fello	w (-2014/9)	Res.	(fixed-term)20	14/10-	
錦戸文彦 Fumihiko Nishikido				Res. (fix	ed-term)				
Akram Mohammadi	-	-	_	_	-	Postdoc.	Res. (fixed-	term)2015/8-	
稲玉直子 Naoko Inadama	Res. (fix	(ed-term)		Senior Res.	(fixed-term)		→(part-time)	Principal Res.	
寅松千枝 Chie Toramatsu	—	-	_	_	-	_	_	Senior Res. (part-tim	ne)O
田久創大 Sodai Takyu	_	_	_	_	_	_	_	Res. (part-time)Nov-	•
Abdella M. Ahmed	_	—	_	_	—	P	ostdoc. (2014/	5–)	
岩男悠真 Yuma Iwao	_	—	_	_	—	_	Pos	stdoc.	
Md Shahadat Hossain Akram	_	-	-	_	_	_	Pos	stdoc.	
脇坂秀克 Hidekatsu Wakizaka			Technic	al Assistant (fix	ed-term)			Technical Staff	(fix
小畠藤乃 Fujino Obata	_	_		Assi	stant		Technical St	taff (part-time)	
阿部貴之 Takayuki Abe	_	-	Res. (part-time)	←2011/9-2012/1	_	_	_	_	
中島靖紀 Yasunori Nakajima	_	-	_	_	Res. (part-time)	-	_	
平野祥之 Yoshiyuki Hirano	_	_		Postdoc. (201	1/7-2014/10)	-	-	
Jiang Jianyong	_	_	-	_	—	-	Postdoc.	←2015/10~2016/3	
Students (pre-doctoral fellows)			_						
矢崎祐次郎 Yujiro Yazaki	Junior Res	s. Associate	-	-	_	_	_	_	
木内尚子 Shoko Kinouchi	_		Junior Res. Assoc	ate	—	-	—	_	
品地哲也 Tetsuya Shinaji	_	_	_	Junior Res	. Associate	Res. (part-time)	-	_	
新田宗孝 Munetaka Nitta	_	_	_			Junior Res. Assoc	iate		
蛭海元貴 Genki Hirumi	_	_	_	_	—	_	_	QRA(Nov-)	

Fixed-term = Fixed-term full-time employee Part-time = Fixed-term part-time employee QRA = QST Research Assistant



OpenPET 技術の未来展開:¹⁵0ビーム PET 研究とDOI 検出器開発

Toward future extension of OpenPET technologies: ¹⁵O in-beam study and DOI detector development

モハマディ アクラム 研究員 Akram Mohammadi, Researcher

1. はじめに

高度な粒子線治療において、患者の体内での飛程の 可視化は重要である。粒子線治療では、PET により核破 砕反応で生成される陽電子放出核をイメージングするこ とで飛程の可視化が行われてきたが [1-2]、PET 画像で のピーク位置と患者ごとの実際のブラッグピーク位置が異 なることが PET 画像による線量分布評価の弊害となって いる [2-3]。それに対し、陽電子放出核ビームの照射は ビームの飛程を PET により直接的に可視化できる理想的 な方法であるといえる [4]。 我々のグループでは ¹¹C イオ ンビームと OpenPET システムを用いた in-beam PET の研 究で、この方法の実用性を示した [5, 6]。 OpenPET は、 depth-of-interaction (DOI)検出器によって実現可能に なった世界初の開放型 PET である。¹¹C ビームによる inbeam 実験において、PET 画像上のビームの飛程と実際 の線量のピークの位置ずれがPET 分解能より小さいことを 確認したが、このずれの詳しい解析はまだなされていな い。

そこで本研究では、(1)¹⁵0 イオンビームを用いた inbeam OpenPET 実験[7]と、(2) OpenPET の解像度向上 に向けた DOI 検出器の基礎研究の2つのアプローチから PET 画像上のビームの飛程と実際の線量のピークの位置 のずれの関係の解明に挑む。¹⁵0 は半減期が 122 秒で ¹¹C の 20 分に比べ短いため、S/N 比の高いデータが得ら れるという利点がある。

1. Introduction

In advanced ion therapy, visualization of the range of incident ions in a patient's body are important to exploit the advantages of ion therapy. PET has been applied to image positron emitters produced through fragmentation reactions [1-2], but a patient-dependent difference between the PET peak position and the dose peak position prevents straight forward understanding of PET images [2-3]. Radioactive beam irradiation, which enables direct visualization of beam stopping positions by PET, is recognized as an ideal method for range verification [4]. We have shown feasibility of this idea through in-beam PET studies by using a ¹¹C ion beam and the OpenPET system [5, 6]. We have confirmed that the difference between the beam stopping position and the dose peak is small, but the potential difference between them has not been analyzed in detail yet.

For this research (1) we observed the difference between the beam stopping positon and the dose peak position for ¹⁵O ion beams [7], and (2) we developed a next generation depth-of-interaction (DOI) detector for future resolution improvement of the OpenPET system. The short half-life of ¹⁵O (122 s) makes it more convenient for PET imaging with a short scanning time compared to ¹¹C with a half-life of 20 min.



Figure 1 Experimental setup for in-beam PET imaging by OpenPET a) and dose measurement in water phantom by cross monitor b).

2.¹⁵0ビームを用いた in-beam OpenPET 実験

(1)手法

エネルギー312 MeV/u と 219 MeV/u の HIMAC の ¹⁵0 ビームを PMMA ファントムにそれぞれ照射し、 OpenPET でそのイメージングを行った [6]。実験のセット アップを図 1 に示す。¹⁵0 ビームの飛程と相対線量は水フ ァントム中の線量計を用いて測定した。水中の線量計の 設置は可能な最小刻みである 0.5 mm 刻みで深さを変え て行い、各設置位置で相対線量の測定を行った。線量 計に達するまでにビームが通過する水の厚みを¹⁵0 イオ ンの PMMA と水の阻止能比より PMMA の厚みに換算し、 相対線量と PMMA での飛程の対応を導いた。

(2)結果

PET の 3 次元イメージの再構成には ordered subset expectation maximization (OSEM) アルゴリズム(10 iterations, 8 subsets)を用いた。voxel サイズは 0.15×0.15×0.15 cm³とした。図 2 にエネルギー312 MeV/u と 219 MeV/u の ¹⁵0 ビームをそれぞれ照射して 得られた in-beam PET の 3 次元イメージを示す。PET の スキャン時間は 742 秒である。

図3は、PET 画像より算出した積分線量分布と¹⁵0ビ ームを PMMA に照射して求めた相対線量を比較したもの である。PET 画像上のビームの飛程と実際の線量のピーク の位置のずれはどちらのビームにおいても2 mm 未満であ った。したがって in-beam PET でのイメージングは飛程の 評価に十分な性能を有するといえる。

(3)まとめ

本研究では、エネルギー312 MeV/uと219 MeV/uの ¹⁵0 ビームにおいて、PET 画像上のビームの飛程と実際の 線量のピークの位置のずれを測定した。結果、ずれはどち らも 2 mm 未満であり、OpenPET の解像度とほぼ同じ値で あった。このことより、in-beam PET でのイメージングは¹⁵0 ビームの飛程の評価に十分な性能を有するといえる。

2. In-beam PET for ¹⁵O beam by OpenPET

(1) Material and methods

A PMMA phantom was irradiated by the ¹⁵O beam with energy of 312 or 219 MeV/u in the HIMAC and the PET images were obtained by our OpenPET [6]. The experimental setup for in-beam PET imaging is shown in figure 1. The range of the ¹⁵O beam and relative dose were measured using a cross monitor in a water phantom. The monitor was set in the water and the dose at different depths was measured by changing the position of the monitor in different water depths with a minimum available step of 0.5 mm. The water thickness of the measured relative dose was converted to equivalent PMMA by taking into account the PMMA-to-water stopping power ratio for ¹⁵O ions.

(2) Results

The 3D PET images were reconstructed using the ordered subset expectation maximization (OSEM) algorithm with 10 iterations and 8 subsets. The voxel size for image reconstruction was 0.15×0.15×0.15 cm³. In-beam PET images were obtained for the ¹⁵O beam with energies of 312 and 219 MeV/u. Figure 2 shows the reconstructed 3D images for the scan time of 742 s for both beams.

Planar integrated activity distributions were derived by integrating the measured activity from PET images over a transverse plane at various depths and they are compared with the measured relative dose in an equivalent PMMA in figure 3 for the ¹⁵O beams. Differences between the beam stopping position and the dose peak for both beams were less than 2 mm which confirm capability of in-beam PET imaging for range verification.

(3) Conclusions

We observed the difference between the beam stopping position and the dose peak position for ¹⁵O beams with two different energies of 312 and 219 MeV/u. The differences were less than 2 mm, which is almost equivalent to the OpenPET resolution, for both beams. These small differences confirmed the capability of in-beam PET imaging for verification of the range of the ¹⁵O beam.



Figure 2 In-beam PET images of a PMMA phantom irradiated by ¹⁵O beams of 312 and 219 MeV/u.



Figure 3 Comparison of planar integrated activity distributions from PET images in an irradiated PMMA with ¹⁵O beams of 312 and 219 MeV/u with relative measured dose in equivalent PMMA.

3. 両端光読み出しによる等方分解能 DOI 検出器の開発

(1)はじめに

PET 装置において、検出器における Depth of interaction (DOI) 情報(検出器内の検出位置の深さ情報)は装置感度と解像度をともに改善するために必要な情報である。様々な DOI 検出器が提案されているが、シンチレータの内部が細かく分割され検出した分割部の位置を特定することでDOI を含めた検出位置の3次元情報を得るタイプと、シンチレータ部が分割のない一塊(monolithic)の結晶で構成されるタイプがある[8-12]。

我々が開発してきた一連の X'tal cube(クリスタルキュ ーブ)検出器はシンチレータ部が立方体に細かく分割され 3 次元方向ともに同じ検出器分解能を得られる構造とな っている。正確で細かなシンチレータの分割は、表面下レ ーザー加工(SSLE)技術によって可能となっている [13]。分割部の特定は、シンチレータ部の 6 面すべてに 受光素子である multi-pixel photon counter (MPPC)を結 合してそれらの信号の演算により行う。初期の X'tal cube の分割は 3 mm の立方体であったが、現在は 0.77 mm の 分割部の特定が可能であることを確認している [14]。X' tal cube の新たな開発として PET 検出器としての実用を 考えるとき、改善すべき点として、6 面からの読出しにかか る回路系のコストとレーザーによる 3 次元分割加工の困 難さが挙げられる。読出し面を2 面に減らす試みはすでに

3. Development of an isotropic DOI detector based on two-sided photon readout

(1) Introduction

Depth of interaction (DOI) information is necessary to improve both resolution and sensitivity of the PET system. Several types of DOI detectors have been proposed using monolithic scintillators or segmented scintillator arrays composed of small crystal elements for PET detectors [8-12].

Among them, we have developed a series of X'tal cube detectors for isotropic resolution. Segmented crystal arrays, which need complicated crystal cutting and assembly procedures, were obtained using the subsurface laser engraving (SSLE) technique which provides efficient and precise fabrication [13]. Starting from 3 mm cubic segmentations, we finally succeeded in discriminating the 0.77 mm cubic segmentation by six-sided readout of multipixel photon counters (MPPCs) [14]. Submillimeter isotropic resolution was achieved for the X'tal cube although it is still hard to apply the detector for practical PET systems due to the high costs of six-sided readout electronics and carrying out the 3D SSLE technique. Feasibility of reducing the number of readout sides to twosided readout for the detector has been studied, but acceptable performance was reported only for cubic なされているが、3 mm より細かな分割においては十分な 分割部特定の性能が得られていない [15]。

今回、実用的な X'tal cube の開発を目的に以下の 2 点を変更した新しい X'tal cube についての研究を行った。 1) シンチレータ部の 2 次元方向の分割を細長い長方形 の結晶を配列することで達成し、DOI 方向の 1 次元分の 分割のみレーザーによる加工で行う、2) MPPC による読 出し面を全 6 面から 2 面に減らす。結晶配列間の光学条 件(反射材あり、反射材なし(空気))の最適化により、2 面読出しでの 1.5 mm のシンチレータ分割部の特定を試 みる。

(2)手法

使用したシンチレータは 1.5×1.5×20 mm³の lutetium fine silicate (LFS) 結晶で、20 mm の方向(DOI 方向)は レーザー加工で 13 分割した。中央の分割部のみ 2 mm 幅で、他は 1.5 mm 幅で分割し 1.5 mm の立方体の分割 部を作成した。結晶配列は 8×8 で、その上下面に TSV (シリコン貫通電極)タイプの MPPC を結合した。各 MPPC の感度有効面積は 3×3 mm²で、それらの間の不感領域 の幅は 0.2 mm であった。

結晶配列として、結晶間すべてに反射材を入れたもの (Full reflectors)と入れないもの(Without reflectors)を 用意し、それぞれの光学条件での検出器性能を比較し た。その性能評価の結果を受けて、一部だけ反射材を抜 いた結晶配列(Partial reflectors)を作成し性能を評価し た。図 4a), b)に検出器の構造、MPPC と結晶の相対位 置、Full reflectors, Partial reflectorsの反射材挿入位 置を示す。

実験のセットアップを図 4c) に示す。2 つの ²²Na 線源 を検出器の上下面からそれぞれ 75 mm の位置に設置し た。放射線を検出した分割部の特定は MPPC 信号の Anger 計算により行った。 segments of 3 mm [15].

For this research, we focused on development of a more practical X'tal cube detector by using 1) a crystal array of narrow and long crystal elements segmented using the 1D SSLE technique and 2) reducing the number of MPPCs readout sides from six-sided to two-sided readout. The main objective was to improve segment identification from 3 to 1.5 mm by combination of different optical conditions (with and without reflectors) between the crystal elements.

(2) Material and methods

Scintillation crystals of lutetium fine silicate (LFS) with a size of 1.5×1.5×20 mm³ were segmented as 13 segments, i.e., one central segment with the length of 2 mm and the other segments with the length of 1.5 mm, using the 1D SSLE technique. Two 8×8 segmented crystal arrays were prepared without and with reflectors between the crystal elements. TSV (through silicon via) MPPCs were set at the bottom and top of the segmented crystal arrays. The effective area of each MPPC was 3×3 mm² and the dead space thickness between MPPCs was 0.2 mm.

Two crystal arrays with full reflectors and without reflectors between crystal elements were prepared and their performances were evaluated. Based on the results, performance of an array with partial reflectors, in which reflectors between crystals were partially removed, was evaluated. Schematic drawings of the detector, relative position of the MPPC array and the crystal array with full and partial reflector arrangements are shown in figures 4a) and b). The detector was irradiated with two ²²Na sources at 75 mm distance from the bottom/top of the detector, as seen in figure 4c). The interaction positions were estimated by the Anger method.







Figure 5 2D position maps of the 1st and 7th layers of the crystal arrays without reflectors a) and with full reflectors b) between crystal elements.



Figure 6 3D position map of the crystal array with partial reflectors between crystal elements, for the same reflector arrangement as figure 4b); 2D position maps at the 1st and 7th layers of the crystal array and the profile of the indicated crystal at the 2D position map in DOI direction.

(3)結果

図 5a),b)にそれぞれ Without reflectors と Full reflectors の結晶配列で得られた DOI 方向 1 層目(最上部)と7 層目(中央)の2 次元 position map を示す。それ ぞれの層の map にその層に属する8×8の各分割部に対応する応答が見られる。どちらの結晶配列でも両層の map の中央部分では応答が分かれ分割部の識別が可能 となっているが、周辺部では応答の分離が悪くなっている。Without reflectors では 1 層目に比べ 7 層目の map が縮んでおり、応答の分離が悪くなっている。

(3) Results

The position maps were obtained without and with full reflectors between the crystals. In figure 5, 2D position maps of 1st (top) and 7th (central) layers of the crystal array without reflectors and with full reflectors are shown. The responses of the segments at the middle of the crystal array were separately identified for both crystal arrays. The position map shrunk slightly from the 1st to the 7th layers for the array without reflectors. For both crystal arrays, crystal identifications were degraded for the crystals at the edges.

図 6 に、周辺部の応答の分離を目的として作成した Partial reflectors の結晶配列(図 4b))で得られた 3 次 元 position map と DOI 方向 1 層目と 7 層目の 2 次元

In order to improve the crystal identification for the crystals at the edges, the partial reflector arrangement was applied. The 3D and 2D position maps of the crystal array by position map を示す。周辺部の応答の分離が改善されて いることがわかる。MPPC 間に位置する反射材を除くことに よりシンチレーション光が周辺の MPPC にも届くようになっ たことが原因と考えられる。DOI 方向の応答の分離の評価 として、図 6 に Partial reflectors の結晶配列の中央 1 結 晶(DOI 方向に 13 分割部)に対応する map 上の応答に ついてのプロファイルを示す。13 個の応答は分離されて おり、peak-to-valley の割合は 2 以上であった。

エネルギー分解能の算出は、エネルギースペクトルの 511 keV に相当するピークをガウス関数でフィッティングし 半値幅(FWHM)を求めて行った。1 層目、7 層目の分割 部のエネルギー分解能はそれぞれ 9.7% ± 0.2%、10.0% ± 0.3%であった。

(4)まとめ

本研究で、実用に適した X'tal cube の開発を行った。そ の構造は、1 次元のみのレーザー加工で13 分割した1.5 ×1.5×20 mm³の結晶を配列することでシンチレータ部 の3 次元分割を実現し、MPPC による読出しも2 面からと した。結晶間の反射材挿入位置の最適化によりDOI 方向 13 層分すべてで分割部の識別が可能となり、それにより 3 次元方向すべてに対し1.5 mm の検出位置分解能が 得られたこととなる。エネルギー性能については、分割部 の平均のエネルギー分解能として10.8% ± 0.8%という値 が得られた。 inserting partial reflectors with the same arrangements as in figure 4b) are shown in figure 6. Significant improvement of the crystal identification for the edges was seen from the position maps because the reflectors were removed at the border of the MPPCs and the light sharing was increased between the individual MPPCs. The profile of a crystal element in the middle of the crystal array with partial reflectors is shown in figure 6. All 13 DOI segments were identified clearly and the peak-to-valley ratio was higher than 2.

The energy resolution for the segments of the array with partial reflectors was evaluated in full width at the half maximum (FWHM) for 511 keV from fitting using a Gaussian function. The energy resolutions for the segments at the 1st and 7th layers were 9.7% \pm 0.2% and 10.0% \pm 0.3%, respectively.

(4) Conclusions

We proposed a more practical X'tal cube detector using crystal elements of $1.5 \times 1.5 \times 20 \text{ mm}^3$ segmented to 13 DOI segments by applying the 1D SSLE technique and two-sided MPPC readout. The crystal segments were identified separately for all 13 layers by inserting reflectors partially between crystals and average energy resolution was $10.8\% \pm 0.8\%$. The isotropic resolution of 1.5 mm was obtained for this detector.

Acknowledgements

Collaborators Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, Taku Inaniwa, Atsushi Kitagawa, Munetaka Nitta, Taiga Yamaya(NIRS-QST) Keiji Shimizu and Toshiaki Sakai (Hamamatsu Photonics K.K.)

References

- [1] A. Brahme, Acta Oncol., 42, pp 123-136, 2003.
- [2] T. Inaniwa et al., Phys Med Biol., 50, pp 1131-1145, 2005.
- [3] W. Enghardt et al., Nucl Instrum Methods Phys Res A, 525, pp 284-288, 2004.
- [4] Y. Iseki et al., Phys Med Biol., 49, pp 3179-3195, 2004.
- [5] Y. Nakajima et al., Conf Rec IEEE NSS-MIC 2013 M07-2, 2013.
- [6] E. Yoshida et al., Conf Rec IEEE NSS-MIC 2015 M4CP-314, 2015.
- [7] A. Mohammadi et al., Nucl Instrum Methods Phys Res A, InPress, 2016
- [8] S. Yamamoto, H. Ishibashi, IEEE Trans Nucl Sci., 45, pp 1078-1082, 1998.
- [9] RS Miyaoka et al., IEEE Trans Nucl Sci., 45, pp 1069-1073, 1998.
- [10] T. Tsuda T et al., IEEE Trans Nucl Sci., 5, pp2537-2542, 2004.
- [11] Y. Yang et al., IEEE Trans Nucl Sci., 56, pp 2594-9, 2009.
- [12] D. R. Schaart et al., Phys. Med. Biol., 54, pp 3501-12, 2009.

- [13] T Moriya et al., IEEE Trans Nucl Sci., 61, pp 1032-38, 2014.
- [14] M. Nitta et al., IEEE NSS-MIC Conf Rec., M4CP-22, 2015.
- [15] Y. Hirano et al., Phys. Med. Biol., 58, pp 1361-1374, 2013.

Research achievements in 2016

- [1] A. Mohammadi, E. Yoshida, H. Tashima, F. Nishikido, T. Inaniwa, A. Kitagawa and T. Yamaya, "Production of an ¹⁵O beam using a stable oxygen ion beam for in-beam PET imaging", Nucl Instrum Methods Phys Res A, 849, pp 76-82, 2017.
- [2] CyPos award, the 111th Scientific Meeting of the Japan Society of Medical Physics, 2016.

応用特化型 PET イメージング: ヘルメット PET と OpenPET ガイド手術システムの開発

Application specific PET imaging: Development of the helmet PET and the OpenPET-guided surgery system

田島英朗 研究員 Hideaki Tashima, Researcher



1. はじめに

PET (Positron Emission Tomography) は、放射性同 位元素によって標識された薬剤を用いることで、生体内 部の代謝などの機能を、低侵襲に画像化することができ る。現在市販されている PET 装置は、全身を撮影できる 大型の汎用装置で、X線 CT と組み合わされた PET/CT 装置となっている。一方、特定の応用に対して特化させる ことで、PET の性能を最大限に引き出したり、汎用装置で は困難なことが実現できたりする。本稿では、脳の測定に 特化したヘルメット PET の開発 [1, 2] と、OpenPET ガイ ド手術システム [3] として、OpenPET [4-7] の開放空 間を外科手術に応用したシステムの開発について報告す る。

2. ヘルメット PET

高齢化社会において、認知症は深刻な問題となってい る。アルツハイマー病などの認知症診断において PET は 強力なツールであり、PET 診断薬の開発が進むにつれ、 高性能かつコストを抑えた普及型脳 PET の需要が高まっ てきている。放医研では、検出器を半球状に配置すること で、従来の円筒型 PET と比較して、検出器を増やさずに 感度を高めることが可能なヘルメット PET を提案し、開発 を進めている [1]。ヘルメット PET では、半球状に検出器 を配置したヘルメット検出器に加え、半球以外の場所へ 追加検出器を配置することで、半球の中心付近の感度を 効率よく向上させることが可能である。昨年度までに、追 加検出器をあごの位置に配置したヘルメット PET 試作機 を開発した [2]。本稿では、開発した試作機を用いて行 った最初の健常者ボランティア試験について報告する。

1. Introduction

Positron emission tomography (PET) is an imaging modality using tracers labeled with radioisotopes for measuring in vivo metabolic information with minimal invasiveness. Currently available commercial PET scanners are general-purpose whole-body systems combined with X-ray CT scanners to form PET/CT systems. On the other hand, by specializing the PET system for specific applications, we can maximally exploit the potential of the PET and enable those applications that were difficult to implement for the general-purpose systems. This report presents the development of the helmet PET [1, 2], which is specialized for brain measurements, and the development of the OpenPETguided surgery system [3], which is an application of the open space of the OpenPET [4-7].

2. Helmet PET

Dementia is a serious problem in aging societies. PET is a powerful tool for diagnosis of dementia such as Alzheimer's disease. With progress in development of PET diagnostic medicines, there is an emerging demand for high performance and low-cost dedicated brain PET for widespread application. We proposed helmet PET, which can improve sensitivity without increasing the number of detectors compared with a conventional cylindrical PET by arranging detectors on a hemisphere [1]. The helmet PET has an add-on detector in addition to the helmet detector in that the detectors are arranged on the hemisphere, enabling the sensitivity to be increased efficiently. By the end of last year, we had developed a helmet PET prototype having the add-on detector placed at the chin position [2]. In this paper, we report the first clinical test.



Figure 1 Helmet-chin PET prototype: photograph (left) and detector arrangement in 3D view (right).

(1)方法

ヘルメット PET 試作機は、コンパクトなガントリー設計と なっており、検出器を頭部に近づけても視野全体で高い 空間分解能を実現可能な DOI(Depth of Interaction)検 出器を用いて開発した。具体的には、放医研独自の光分 配方式で組み立てられた 16×16×4 配列の Zr 添加 GSO(GSOZ)結晶(2.8×2.8×7.5mm³)とスーパーバイア ルカリの高感度型 64ch フラットパネル光電子増倍管 (R10551-00-64、浜松ホトニクス社製)で構成された 4 層 DOI 検出器を計 54 個使用した。54 個のうち 47 個は ヘルメット検出器、7 個はあごの位置への追加検出器とし て配置した(Figure 1)。

試作機を用いた最初の臨床試験として、健常者ボラン ティア試験を行った。¹⁸F-FDGを70MBg 投与し、60分間 安静にした後、まず、市販 PET 装置(Biograph mCT Flow 64-4R PET/CT system, Siemens Medical Solutions USA, Inc.、以下 mCT)にて 15 分測定し、次に 10 分間の 休憩をはさんで、ヘルメット PET 試作機で 18 分間測定し た。測定時間は、¹⁸Fの半減期(110分)を考慮して、測 定時間内の崩壊数が等しくなるように設定した。ヘルメット PET 試作機の画像は、リストモードOSEM(Ordered Subset Expectation Maximization)法により再構成した。その際、 サブセット数は21、反復回数は10とした。また、データ補 正としては、感度補正、偶発同時計数補正、減弱補正、 散乱補正を適用した [8]。減弱補正と散乱補正には位 置合わせした CT 画像を用いた。 ヘルメット PET 試作機の 定量性を評価するために、解剖学的にセグメンテーション された ROI(Region of Interest)に対する値(小脳比)を mCT と比較した。本試験は、倫理審査委員会の承認を 得て行った。

(1) Method

The helmet PET prototype has a compact gantry design. We have developed the prototype using depth-ofinteraction (DOI) detectors, which enable high spatial resolution throughout the field-of-view (FOV) even when the detectors are close to the patient head. In total, 54 DOI detectors are used, each of which is composed of a $16 \times$ 16×4 array of GSOZ crystals ($2.8 \times 2.8 \times 7.5$ mm³) and a high-sensitivity super bi-alkali 64ch flat-panel photo multiplier tube (FP-PMT) (R10551-00-64: Hamamatsu Photonics K.K.). For the helmet detector, 47 out of the 54 detectors are used while 7 detectors are placed as the addon detector at the chin position (figure 1).

We conducted the first clinical test using the prototype with a healthy volunteer. At first, 60 min after injection of ¹⁸F-FDG of 70 MBq, the volunteer was measured for 15 min using a commercial PET scanner (Biograph mCT Flow 64-4R PET/CT system: Siemens Medical Solutions USA, Inc.), hereinafter this measurement is referred to as mCT. After taking a break of 10 min, the volunteer was measured for 18 min using the helmet PET prototype. The measurement time was adjusted so that the total decay counts were almost the same taking the half-life of ¹⁸F into account. An image of the helmet PET prototype was reconstructed by the list-mode ordered subset expectation maximization (OSEM) method. The number of subsets was 21 and the number of iterations was 10. We applied normalization, random correction, attenuation correction, and scatter correction as data correction methods [8]. A registered CT image was used for the attenuation and scatter corrections.

In order to evaluate the quantitative performance of the helmet PET prototype, we compared anatomically segmented region-of-interest (ROI) values (relative to cerebellum) with mCT. This study was approved by the institutional review board.

(2) Results

(2)結果

Figure 2(a)にヘルメット PET 試作機の最初の臨床試験 で得られた¹⁸F-FDG 画像を示す。健常者の場合、¹⁸F-FDG は脳全体に行きわたるため、脳の細かい構造までは っきりと画像化することができた。また、ROI 値を小脳比と して求めた結果、mCT で得られた ROI 値との間に高い相 関を示した(Figure 2(b))。 Figure 2(a) shows the ¹⁸F-FDG image obtained in the first clinical test of the helmet PET prototype. As the ¹⁸F-FDG distributes throughout the entire brain in the case of the healthy subject, the obtained image showed detailed structures of the brain clearly. The ROI values calculated relative to the cerebellum were highly correlated with those obtained with the mCT (Figure 2(b)).



Figure 2 The first clinical image obtained by the helmet-chin PET prototype fused on the CT image (a) and comparison of ROI values measured by the helmet-chin PET and the mCT (b).

(3)考察

ヘルメット PET 試作機は空間分解能が高く、かつ高感 度であるため、一般的な¹⁸F-FDG による PET 検査よりも かなり少ない投与量であるにも関わらず鮮明な画像を得 ることが可能であった。また、日常的に臨床試験で用いら れている mCT によって測定された ROI 値を比較した結 果、脳機能測定では特に重要な、定量性が確保されて いることが示された。今回、一般的な¹⁸F-FDG 検査と比 べて大幅に少ない投与量で、高精細な画像が得られた ため、被験者に対する被曝の低減や、薬剤コストの低減、 検査時間の短縮などが期待される。以上のことから、ヘ ルメット PET は、全身用 PET 装置の約 1/4 の検出器数 で、高精度な脳機能測定が可能であることが示唆され た。PET 装置のコストは検出器数に大きく依存しているた

(3) Discussion

The helmet PET prototype has high spatial resolution and high sensitivity. Therefore, we could obtain clear images even though the injected dose was significantly lower than conventional studies using ¹⁸F-FDG. In addition, comparison of ROI values with the mCT showed that the prototype can perform quantitative imaging, which is important especially for measuring brain functions. Because we could obtain high definition images with significantly lower injection dose than conventional ¹⁸F-FDG studies, we can expect reduction of the patient dose, the cost for tracer drugs, and measurement time. We concluded that the helmet PET can provide highly accurate brain function measurements with a reduced number of

め、低コストかつ高精度な普及型脳 PET としての実現可 能性が示された。 detectors of about ¼ compared with a whole-body PET scanner. Cost of the PET scanner highly depends on the number of detectors; therefore, the helmet PET has the potential of offering low-cost and high-accuracy brain PET for widespread applications.



Figure 3 Schematic illustration of the OpenPET surgery system for cancerous tumor resection.

3. OpenPET ガイド外科手術

手術による腫瘍切除は、がんに対する標準的な治療と して行われている。しかしながら、進行がんなどでがんの 腫瘍が広範囲に複雑に分布しているような場合では、手 術中に腫瘍が臓器の裏側に隠れて発見しづらくなるな ど、一回の手術で完全に切除しきることが困難である。一 方で、進行がんでも、腫瘍をできる限り切除し、抗がん剤 治療などと組み合わせることで生存率を改善させることが できる [9]。また、外科手術をより安全かつ効果的に行う ために、手術支援システムの開発が進められている。こ れまでの手術中の画像ガイドによる支援システムは、体の 構造を見るための X 線イメージングや、蛍光薬剤を用い た蛍光イメージングがあるが、前者は腫瘍に対するコント ラストが乏しく、後者は生体深部に対して感度がないた め、適用は表層に限られる。一方で著者のグループで は、開放空間を持つ世界初の PET 装置「OpenPET」の開 発を進めている [3-6]。本研究では、その開放空間を外 科手術に応用することで、手術中に腫瘍を PET 画像とし て確認しながら切除を行うことが可能なシステムの開発を 行う (Figure 3)。本報告では、Single-ring OpenPET 小 型試作機に対してリアルタイムイメージングシステムを実 装し [5, 6]、OpenPET ガイド外科手術の小型試作を行 い、マウスを用いた実証実験を行った。

3. OpenPET-guided surgery

Surgical resection of tumors is a standard treatment for cancers. In cases where cancerous tumors are widespread, however, it is difficult to resect all the tumors because they can move during surgery and possibly hide behind organs. Meanwhile, even in the case of advanced cancer, it has been reported that the survival rate can be improved by resecting tumors as completely as possible and combining with drug treatments such as that with anticancer agents [9]. Also, many surgery support systems have been developed to perform the surgical operations more safely and more efficiently. Conventional imageguided supporting systems include X-ray imaging and fluorescent imaging. The former images body structure, for which contrast is generally not sufficient; the latter images a fluorescent agent, which does not have sensitivity deep inside tissues limiting its application to the surfaces. On the other hand, our group has been developing the OpenPET, the world's first open-type PET scanner having an open space [3-6]. Here, we develop a surgery support system by applying the open space for the surgical operation, enabling surgeons to visually confirm the tumors as PET images during the surgery. We develop a small prototype of the OpenPET-guided surgery system by implementing the real-time imaging system for a small single-ring

(1)方法

Single-ring OpenPET 小型試作機は、32 個の DOI 検 出器を用いて開発した。DOI 検出器では、2.8×2.8× 7.5mm³の GSOZ シンチレータを 16×16×4 に配列し、 64ch のフラットパネル光電子増倍管(H8500、浜松ホトニ クス社製)に光学接続している。1リングあたり16 個の DOI 検出器で構成された直径 250mm の検出器リングを 2 リ ング並べ、リング内の各 DOI 検出器の底面の中心が、体 軸方向に対して 45° 水平方向に傾いた平面上に位置す るように少しずつずらすことで 139mm の開放空間を形成 している。

PET 測定から画像化までは通常数分から数十分程度 を必要とするが、手術ガイドとして使用するためにはリアル タイムに行う必要がある。そのために、高速な画像再構成 アルゴリズムである 3D ワンパスリストモード DRAMA (Dynamic Row-Action Maximum-likelihood Algorithm) 法を Single-ring OpenPET 小型試作機に対応させ、大規 模な並列計算による高速化が可能な GPU(Graphics Processing Unit)に実装した。

OpenPET ガイドの腫瘍摘出手術の実証実験のために、 ヒト大腸がん細胞 HCT116 細胞 RFP(Red Fluorescent Protein) [10] を用いてマウス大腸がん腹膜播種モデル を作成した。そして、PET プローブとして、放射性⁶⁴Cu で 抗 EGFR(Epidermal Growth Factor Receptor)抗体(セツ キシマブ)を標識した⁶⁴Cu セツキシマブを手術の 24 時間 前に投与した。OpenPET 小型試作機の視野内に手術台 を配置し、その上にマウスを固定し、開腹手術を行った (Figure 4(a))。本実験は、動物実験倫理委員会の承認 を得て行った。 OpenPET prototype [5, 6], and we conduct a demonstrational experiment using a mouse.

(1) Method

We have developed the small single-ring OpenPET prototype using 32 DOI detectors. The DOI detector has a $16 \times 16 \times 4$ array of GSOZ scintillators (size of $2.8 \times 2.8 \times 7.5 \text{ mm}^3$) optically coupled to a 64ch FP-PMT (H8500: Hamamatsu Photonics K.K.). Two detector rings each consisting of 16 DOI detectors with the diameter of 250 mm are axially aligned. The detectors are axially shifted so that the centers of the detectors in the ring are on a plane slanted by 45° against the axial direction to form the open space of 139 mm.

Although typical PET takes several minutes to several tens of minutes to obtain images, it is necessary to perform realtime imaging in order to use PET for the surgery guide. For this purpose, we applied the 3D one-pass list-mode dynamic row-action maximum-likelihood algorithm (DRAMA) method for the small single-ring OpenPET prototype, and we implemented the method on a graphics processing unit (GPU), which enables high speed computation by large-scale parallelization.

For demonstration of the OpenPET-guided tumor resection surgery, we made a peritoneal dissemination model mouse by using HCT116 red fluorescent protein (RFP) human colon cancer cells [10]. ⁶⁴Cu-cetuximab, which is an antiepidermal growth factor receptor anti-body (cetuximab) labeled with radioactive ⁶⁴Cu, was injected 24 hours before the surgery. We set an operation table inside the FOV of the small single-ring OpenPET prototype, fixed the mouse onto the table, and performed the surgery. This experiment was approved by the institutional animal ethics committee.



Figure 4 Setup for the demonstration of the OpenPET-image guided surgery for a mouse (a) and images displayed during the surgery before (b) and after (c) the resection of tumors.

(2)結果

手術の開始時にまず、OpenPET の画像からマウスの腫 瘍の位置を確認した(Figure 4(b))。マウスの腹部を切開 した際、画像で集積がある場所に腫瘍があるのを確認し た。そして、切除した腫瘍をマウスのそばに配置して OpenPET イメージングを行い、集積のある腫瘍が適切に マウスの体外に摘出されていることが確認できた。

OpenPET でイメージングを行う際、画像再構成と表示 は1秒以下で完了したが、データの収集時間が短い場合 には、取得できるデータ量が少なく、画像上のノイズが大 きかったため、腫瘍の位置を目視で確認することは困難 であった。そのため、実際に腫瘍の位置を確認できるよう にするためにはマウスの位置を固定した後、10~30秒程 度の測定時間が必要であった。なお、その際にも1秒程 度のサイクルで表示画像を更新し、徐々に画像が鮮明に なるようにすることができた。

(3)考察

OpenPET 画像ガイドの手術サポートシステムの小型試 作を行い、マウスによる実証実験を行った。その結果、腫 瘍摘出手術の任意のタイミングで PET イメージングを行 い、腫瘍の位置を確認することができた。OpenPET は、生 体深部でも高い感度でイメージングが可能なので、術後 の腫瘍の残存を防ぐ効果があると期待できる。

4. まとめ

応用特化型 PET の研究として、脳 PET に特化したヘ ルメット PET 装置による最初の臨床研究と、OpenPET を 手術支援に応用した OpenPET ガイド外科手術の小型試 作システムの開発について報告した。

(2) Result

At the beginning of the surgery, we checked the tumor positions inside the mouse with the OpenPET image (Figure 4(b)). When we incised the abdomen of the mouse, we confirmed that the tumors actually appeared at the positions where the PET image had indicated. Then, the resected tumors were placed near the mouse, and OpenPET imaging was performed. As a result, we could confirm the tumors that accumulating radioactivity were successfully resected from the mouse body.

When we performed the OpenPET imaging, a cycle of image reconstruction and display was completed within 1 s. However, it was difficult within a short time frame to visually identify the tumor positions, because the numbers of acquired data were small and the image was very noisy. Therefore, measurement time of 10-30 s would be required to visually identify the tumor positions after fixing the mouse position. We should note that, even during the accumulation, the displayed images were updated becoming clearer and clearer with the 1 s cycles.

(3) Discussion

We developed the small prototype of the OpenPET imageguided surgery support system, and we conducted the demonstrational experiment with a mouse. The system allowed us to confirm tumor positions by performing the PET imaging any time during the tumor resection surgery. Because the OpenPET can provide high sensitivity imaging even for areas deep inside the body, the OpenPET-guided surgery system is effective for preventing tumors from being left after the surgery.

4. Conclusions

As application-specific PET imaging research studies, the following were presented here: the first clinical study of the helmet PET scanner dedicated to brain PET; and the development of the small prototype of the OpenPET-guided surgery system, for which the OpenPET was applied as the surgery support system.

Acknowledgements

Collaborators	【Helmet PET】 Eiji Yoshida, Yuma Iwao, Hidekatsu Wakizaka, Takamasa Maeda,					
	Yuhei Takado, Chie Seki, Tetsuya Suhara, Taiga Yamaya (NIRS-QST)					
	ATOX Co., Ltd.					
	[OpenPET-guided surgery] Yukie Yoshii, Eiji Yoshida, Yuma Iwao, Hidekatsu Wakizaka, Hiroyuki					
	Takuwa, Aya Sugyo, Ming-Rong Zhang, Taiga Yamaya (NIRS-QST)					

Grants JSPS KAKENHI 16K21637 and 26870864

References

- [1] H. Tashima, T. Yamaya, "Proposed helmet PET geometries with add-on detectors for high sensitivity brain imaging," Phys. Med. Biol., Vol. 61, No. 19, pp. 7205-7220, 2016.
- [2] H. Tashima, et al., "Development of the helmet-chin PET prototype," IEEE NSS and MIC Conf. Rec., M3CP-97, doi: 10.1109/NSSMIC.2015.7582022, 2015.
- [3] H. Tashima, Y. Yoshii, Y. Iwao, E. Yoshida, H. Wakizaka, H. Takuwa, T. Yamaya, "Development of a Prototype OpenPET-Guided Surgery System," IEEE NSS&MIC Conf. Rec., M17-5, Nov. 5, 2016.
- [4] T. Yamaya, T. Inaniwa, S. Minohara, E. Yoshida, N. Inadama, F. Nishikido, K. Shibuya, C. F. Lam, H. Murayama, "A proposal of an Open PET geometry," Phys. Med. Biol., Vol. 53, No. 3, pp. 757-773, 2008.
- [5] H. Tashima, T. Yamaya, E. Yoshida, S. Kinouchi, M. Watanabe, E. Tanaka, "A single-ring OpenPET enabling PET imaging during radiotherapy," Phys. Med. Biol., Vol. 57, No. 14, pp. 4705-4718, 2012.
- [6] H. Tashima, E. Yoshida, N. Inadama, F. Nishikido, Y. Nakajima, H. Wakizaka, T. Shinaji, M. Nitta, S. Kinouchi, M. Suga, H. Haneishi, T. Inaniwa, T. Yamaya, "Development of a small single-ring OpenPET prototype with a novel transformable architecture," Phys. Med. Biol., Vol. 61, No. 4, pp. 1795-1809, 2016.
- [7] H. Tashima, E. Yoshida, S. Kinouchi, F. Nishikido, N. Inadama, H. Murayama, M. Suga, H. Haneishi, T. Yamaya, "Realtime imaging system for the OpenPET," IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol. 59, No. 1, pp. 40-46, 2012.
- [8] H. Tashima, E. Yoshida, Y. Iwao, T. Yamaya, "Development of reconstruction method for the helmet PET," Proceedings of the 35th JAMIT Annual Meeting (JAMIT 2016), OP2-6, 2016 (in Japanese).
- [9] J. Sakamoto, C. Hamada, S. Yoshida, S. Kodaira, M. Yasutomi, T. Kato, K. Oda, H. Nakazato, S. Saji, Y. Ohashi, "An individual patient data meta-analysis of adjuvant therapy with uracil-tegfur (UFT) in patients with curatively resected rectal cancer," British Journal of Cancer, Vol. 96, No. 8, pp. 1170-1177, 2007.
- [10] Y. Yoshii, T. Furukawa, H. Aoyama, N. Adachi, M. R. Zhang, H. Wakizaka, Y. Fujibayashi, T. Saga, "Regorafenib as a potential adjuvant chemotherapy agent in disseminated small colon cancer: Drug selection outcome of a novel screening system using nanoimprinting 3-dimensional culture with HCT116-RFP cells," International Journal of Oncology, Vol. 48, No. 4, pp. 1477-1484, 2016.

Research achievements in 2016

- H. Tashima, E. Yoshida, N. Inadama, F. Nishikido, Y. Nakajima, H. Wakizaka, T. Shinaji, M. Nitta, S. Kinouchi, M. Suga, H. Haneishi, T. Inaniwa, T. Yamaya, "Development of a small single-ring OpenPET prototype with a novel transformable architecture," Physics in Medicine and Biology, Vol. 61, No. 4, pp. 1795-1809, 2016.
- [2] H. Tashima, T. Yamaya, "Proposed helmet PET geometries with add-on detectors for high sensitivity brain imaging," Physics in Medicine and Biology, Vol. 61, No. 19, pp. 7205-7220, 2016.
- [3] 田島英朗, "PET 装置の構成要素と基礎原理(3) PET イメージングに必要なデータ補正と画像再構成," Medical Imaging Technology, Vol. 34, No. 5, pp. 287-291, 2016.
- [4] H. Takuwa, Y. Ikoma, E. Yoshida, H. Tashima, H. Wakizaka, T. Shinaji, T. Yamaya, "Development of a simultaneous optical/PET imaging system for awake mice," Physics in Medicine and Biology, Vol. 61, No. 17, pp. 6430-6440, 2016.
- [5] A. Mohammadi, E. Yoshida, H. Tashima, F. Nishikido, T. Inaniwa, A. Kitagawa, T. Yamaya, "Production of an ¹⁵O beam using a stable oxygen ion beam for in-beam PET imaging," Nuclear Instruments and Methods A, http://dx.doi.org/10.1016/j.nima.2016.12.028 (in press).
- [6] 田島英朗, 第 111 回医学物理学会学術大会大会長賞, "In-beam OpenPET imaging simulation based on patient data," 2016/4/17.
- [7] 田島英朗, 第 35 回日本医用画像工学会大会奨励賞, "ヘルメット型 PET における画像再構成法の開発," 2016/9/21.

高感度化 PET のシミュレーション研究: Helmet-Chin PET と D-PET

Simulation study of the helmet-chin PET and D-PET for improved sensitivity

アブデラ アハマド 博士研究員 Abdella M. Ahmed, Postdoctoral Fellow



1. はじめに

PET(Positron Emission Tomography)装置の感度や、 イメージング性能を向上させるために多くの研究が行われ ている。従来、PET 装置は円筒型のジオメトリを基に設計 されているが [1, 2]、高い感度を得るために最適とは限 らない。本報告では、円筒型のジオメトリではない PET 装 置である、Helmet-chin PET と D-PET のシミュレーション 研究について報告する。

1. Introduction

Many research efforts are being made to increase the sensitivity and improve the imaging performance of positron emission tomography (PET) scanners. Conventionally, PET scanners are designed based on a cylindrical geometry [1, 2], which may not be the most efficient design to achieve high sensitivity. This report presents a simulation study of the helmet-chin PET and D-PET, which have non-cylindrical geometries.

2. Helmet-chin PET

高感度な脳専用 PET 装置として、著者のグループで は、ヘルメット PET ジオメトリを提案し[3]、ヘルメット検出 器とあご検出器から構成される Helmet-chin PET の第一 号試作機を開発した[4]。ヘルメット検出器は、半径の異 なる3つのリング検出器と最上部の検出器が半球面上に 配置されている。しかしながら、四角形の検出器モジュー ルを半球になるように配置することはいまだに挑戦的な試 みであり、マルチリングジオメトリは最適ではないかもしれな い。そのため、本研究では、我々の次の開発のために、各 検出器底面の法線が半球の中心を向いた球面配置を提 案した。最適化された結晶ブロックサイズで半球ジオメトリ をシミュレーションし、第一号試作機に似せた検出器配置 をもつマルチリング配置のジオメトリと比較した。

2. Helmet-chin PET

For a high-sensitivity dedicated brain PET scanner, our group has proposed helmet PET geometries [3] and developed [4] the first prototype of the helmet-chin PET consisting of a helmet detector and a chin detector. The helmet detector has three ring detectors with different radii and a top cover detector; they are arranged on the surface of a hemisphere with the radius of 126.5 mm. However, arranging rectangle shaped detector modules to form the hemisphere is still challenging, and the multi-ring geometry may not be the optimal one. Therefore, in this study, for our next development, we propose a spherical arrangement, in which the normal line of the bottom surface of each detector points toward the center of the hemisphere. We optimize the size of the detector crystal blocks to be arranged as the helmet detector. We simulate the helmet-chin PET geometry based on the spherical arrangement with the optimized crystal block size and compare its sensitivity with the multi-ring arrangement, which has a similar detector arrangement to that of the first prototype.

(1) 方法

結晶ブロックサイズの最適化

Geant4シミュレーションを用いて、LYSO 結晶ブロックに よって構成された装置をモデル化した。同一サイズの結 晶ブロックを用いてジオメトリを構成するとして、結晶の厚 さは 20mm に固定し、結晶ブロックサイズを 4x4mm²から 46x46mm² まで変化させた。ラッピングなどで発生する各 辺のデッドスペースは 2mmと仮定した。検出器の大きさを 変化させながら半径 100mm の半球ファントムを測定し、 真の同時計数イベント数から求めるた感度を評価すること で最適な結晶ブロックサイズを選んだ。半球ファントムは 材質が水で 100 kBq の均一な放射能分布とし、同時計 数データの収集時間は 100 秒とした。精密な比較のた め、検出器は最上部から配置を開始し、半球の底におけ る結晶のオーバーシュートを制御した。

その結果、結晶ブロックが 42x42mm² の大きさのとき、 半球ファントムに対する感度が最も高くなった。

(1) Methods

Optimization of the size of the crystal blocks

We used Geant4 simulation to model the scanner constructed from LYSO crystal blocks. A scanner construction was assumed to have crystal blocks of a single size, and the size was varied from 4×4 mm² to 46×46 mm² while fixing the crystal thickness to 20 mm. A dead-space of 2 mm was assumed on each side of the detectors such as for wrapping. The sensitivity for several crystal block sizes was evaluated using a hemispherical phantom with a radius of 100 mm. The phantom was filled with water and had a uniform activity distribution of 100 kBg and coincidence data were acquired for 100 s. For a fair comparison, the crystal blocks were arranged on the hemisphere by starting from the top and controlling the overshooting of the crystals at the bottom of the hemisphere by making the bottom crystal blocks small so that they were not placed below the hemisphere.

As a result, we found the crystal block with the size of 42×42 mm² had the highest sensitivity for the hemispherical phantom.

マルチリング配置との比較

最適化した 42x42x20mm³ の結晶ブロックを用いて helmet-chin PET をシミュレーションすることで、球面配置 (Figure 1(a))の感度を、マルチリング配置(Figure 1(b)) と比較した。

Comparison with the multi-ring arrangement

With the optimized crystal block, sized at 42×42×20 mm³, we then compared the sensitivity of the spherical arrangement (Figure 1 (a)) with the multi-ring arrangement (Figure 1 (b)) by simulating the helmet-chin PET.



Figure 1 Helmet-chin PET: (a) spherical arrangement and (b) multi-ring arrangement. Each configuration had a total of 50 detectors. (c) Schematic illustration of the point source placement.

(2) 結果

マルチリング配置との比較

球面配置とマルチリング配置の半球ファントムに対する 感度はそれぞれ 3.4%と 2.9%であった。Figure2 に点線源 をシミュレーションして求めた z=60mm での x 方向と y 方 向の感度プロファイルを示す。球面配置の方が、マルチリ ング配置と比較して高い感度を有していた。

(2) Results

Comparison with the multi-ring arrangement

The sensitivities of the spherical and the multi-ring arrangements for a hemispherical phantom were 3.4% and 2.9%, respectively. Figure 2 shows the sensitivity profiles obtained by simulating a point source placed at several offsets. Fig. 2 (a) shows the profile along the x and y axes at z = 60 mm, where the central slice of the brain is located. Fig. 2 (b) shows the sensitivity profile along the z axis. The spherical arrangement had higher sensitivity compared to the multi-ring arrangement.



Figure 2 Point source sensitivity along the (a) x- and y- offsets at z = 60 mm, and (b) z-offset

(3) 考察と結論

結晶ブロックのサイズは 42×42×20 mm³が球面配置 で最も高い感度を示した。Helmet-chin PET を球面配置 で構成した場合、半球ファントムに対する感度は、マルチ リング配置と比較して、同じ検出器数でも 14%向上した。 Fig. 2(b)の感度プロファイルより、2 つの配置方法の性能 差は主に視野の上部領域にあった。これは、球面配置の 方が視野の上部領域でよりコンパクトな配置となるからで ある。従って、球面配置はマルチリング配置と比較して、 特に脳の上部の感度を高めることができる。

(3) Discussion and conclusion

The crystal block sized at 42×42×20 mm³ had the highest sensitivity for the spherical arrangement. For the same number of detectors, the sensitivity of the helmet-chin PET with the spherical arrangement evaluated for the hemispherical phantom was 14% higher than that with the multi-ring arrangement. From the sensitivity profile in Fig. 2 (b), the difference in the performance of the two arrangements was mainly at the top region of the FOV. This was because the crystal blocks in the spherical arrangement were, as a whole, closer to the FOV than those in the multi-ring arrangement. Thus, the spherical arrangement enhances the sensitivity especially at the upper part of the brain.

3. D-PET

現在の臨床用全身 PET 装置は、約800mmの直系の 円筒型のジオメトリである。従来の方法として感度は、(高 コストとなるが)リング検出器の数を体軸方向に増やしたり

3. D-PET

Current clinical whole-body PET scanners have a cylindrical geometry with a diameter of about 800 mm. Conventionally, sensitivity can be increased by increasing

[5, 6]、(患者のスペースが減ったりパララックスエラーに よる分解能が劣化するなどの不利益が伴うが)装置の直 径を減らしたり [7] することで向上可能である。本研究で は、一部を欠損させたリングと、ベッドの下に直線状に配 列させた検出器配列からなる PET 装置を提案した。提案 装置は、D の文字を 90 度反時計回りに回転させたような 形状をしているため「D-PET」と呼ぶ。基本的なアイディア は、患者の下の臨床診断では通常使用されていないスペ ースをカットすることである。D-PET 装置のモンテカルロシ ミュレーションを行い、その性能を円筒型 PET 装置と比較 した。

(1) 方法

装置設計

円筒型 PET 装置と D-PET 装置は、それぞれ Figure 3 (a)、(b)に示されているように模擬した。その際、Geant4シ ミュレーションツールキットを使用し、装置は 4 層 DOI 検出 器によって構成されるとした。装置の仕様を Table 1 に示 す。D 型のリング検出器は各々、欠損リング(30 検出器で 構成)とベッドの下に直線に配置された検出器配列(14 検出器で構成)の 2 つの部位がある。最上部の検出器か らベッド検出器までの距離は 530mm である。D-PEPT の 中心は、ベッド検出器から 130mm 上とし、円筒型の PET の中心と一致するようにした。D-PET は、円筒型 PET で 使用されている検出器の 88%で構成された。 the number of ring detectors in the axial direction [5, 6] (but at high cost) or reducing the diameter of the scanner [7] (with the disadvantages of reducing the space for patients and degrading the spatial resolution due to the parallax error). In this study, we propose a PET scanner with a truncated ring and an array of detectors that can be arranged in a straight line below the bed. We call the proposed system "D-PET" as it resembles the letter "D" when rotated 90 degrees counterclockwise. The basic idea was to cut the unused space under the patient's bed; this area is usually not in use in clinical studies. We conducted Monte Carlo simulations of the D-PET scanner and compared its performance with a cylindrical PET scanner.

(1) Methods

Scanner design

The cylindrical PET and the D-PET scanners were simulated as shown in figures. 3 (a) and (b), respectively. The scanners were constructed based on the 4-layer DOI detector using the Geant4 simulation toolkit. The specifications of the scanners are summarized in Table 1. Each D-shaped ring detector had two parts: the truncated ring (consisting of 30 detectors), and an array of detectors arranged in a straight line below the bed (consisting of 14 detectors). The distance from the top detector to the bed detector was 530 mm. The center of the truncated ring (arc) was chosen as the center of the D-PET. The bed detector was located 130 mm below the center. The D-PET was constructed from just 88% of the detectors used in the cylindrical PET.



Figure 3 Schematic illustration of simulated scanners: (a) cylindrical PET and (b) the D-PET.

Table 1. Scanner specifications

	Cylindrical PET		D-PET
Scintillation material		LYSO	
Size of a scintillator crystal		2.85×2.85×5.00 mm ³	
Number of crystals per detector		16×16×4	
Coincidence time window		4 ns	
Energy window		400 – 600 keV	
Energy resolution		14%	
Number of rings		5	
Total axial length		250 mm	
Diameter	800 mm		800 mm (arc)
Total number of detectors	250		220

感度

D-PET と円筒型 PET の感度は、均質な円筒型ファントム(直径 200mm、高さ 230mm)を用いて評価した。体軸方向の感度の変化は、各スライスの位置によって評価した。

Sensitivity

The sensitivity of the D-PET and cylindrical PET was evaluated using a uniform cylindrical phantom (with a diameter of 200 mm and a height of 230 mm). The axial sensitivity variation was also evaluated for several slice positions.

(2) 結果

D-PET と円筒型 PET の円筒ファントムに対する感度 は、それぞれ 11.3kcps/MBq と 8.7kcps/MBq であった。 これにより、D-PET は感度を 23%向上させることが示され た。Figure 4 に示している体軸方向の感度プロファイルに よって、D-PET が視野全域にわたって高い感度を有する ことが示された。

(2) Results

The sensitivities of the D-PET and the cylindrical PET for the cylindrical phantom were 11.3 kcps/MBq and 8.7 kcps/MBq, respectively. This implies that the D-PET had an increase of 23% in sensitivity. Figure 4 shows the sensitivity profile along the axial direction, in which the D-PET had higher sensitivity throughout the FOV.



Figure 4 Sensitivity profiles of the two scanners for the cylindrical phantom.

(3) 考察と結論

D-PET は、視野全域にわたって感度を向上させた。D-PET の感度は円筒型 PET と比較して 23%向上した。この 感度向上は、直径を小さくするようなコンパクトな設計とは 対照的に、患者に対して十分なスペースを保ったまま達 成することができた。また同時に、D-PET では、検出器数 を 12%削減することができた。

(3) Discussion and conclusion

The D-PET scanner had increased sensitivity throughout the FOV. The sensitivity of the D-PET was increased by 23 % compared to the cylindrical PET. The increased sensitivity was achieved while keeping enough space for the patient as opposed to the situation in compact designs with a smaller diameter. At the same time, the number of detectors in the D-PET was reduced by 12%.

4 結論

球面配置の helmet-chin PET に対して結晶ブロックサ イズの最適化を行い、マルチリング配置との感度比較を 行った。最適化された結晶ブロックサイズである 42×42 ×20 mm³では、球面配置はマルチリング配置に対して高 い感度を示した。全身用 PET 装置におけるジオメトリの最 適化として、D-PET は円筒型 PET と比較して高い感度と 検出器削減を達成可能であった。

4. Conclusion

We optimized the crystal block size for the spherical detector arrangement of the helmet-chin PET and compared its sensitivity with the multi-ring arrangement. With the optimized crystal block sized at 42×42×20 mm³, the spherical arrangement had higher sensitivity compared to the multi-ring arrangement. For the geometrical optimization of the whole-body PET scanner, the D-PET had higher sensitivity and fewer number of detectors compared to the cylindrical PET scanner.

Acknowledgements

Collaborators [Helmet PET] Hideaki Tashima, Taiga Yamaya (NIRS-QST) ATOX Co., Ltd. [OpenPET-guided surgery] Yukie Yoshii, Eiji Yoshida, Yuma Iwao, Hidekatsu Wakizaka, Hiroyuki Takuwa, Aya Sugyo, Ming-Rong Zhang, Taiga Yamaya (NIRS-QST)

Grants JSPS KAKENHI 16K19241

References

- [1] C. E. Bauer *et al,* "Concept of an upright wearable positron emission tomography imager in humans," *Brain and Behavior*, vol. 6(9), e00530, 2016.
- [2] M. Couceiro et al, "Sensitivity assessment of wide Axial Field of View PET systems via Monte Carlo simulations of NEMA-like measurements," Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A, vol. 580, pp. 485–488, 2007.
- [3] H. Tashima and T. Yamaya, "Proposed helmet PET geometries with add-on detectors for high sensitivity brain imaging," *Phy. Biol. Med.*, vol. 61, pp. 7205-7220, 2016.
- [4] H. Tashima et al, "Development of the Helmet-Chin PET Prototype," IEEE NSS-MIC Conf. Rec. 2015.
- [5] J. K. Poon *et al*, "Optimal whole-body PET scanner configurations for different volumes of LSO scintillator: a simulation study," *Phys. Med. Biol.*, vol. 57, pp. 4077-94, 2012.
- [6] L. Eriksson et al, "An investigation of sensitivity limits in PET scanners," Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A, vol. 580, pp. 836–842, 2007.
- [7] I. Isnaini *et al*, "Monte Carlo simulation of sensitivity and NECR of entire-body PET scanner," *Radiol. Phys. Tech.*, vol. 7, pp. 203-210, 2013.

Research achievements in 2016

- [1] English presentation award, the 111th Scientific Meeting of the Japan society of Medical physics, 2016.
- [2] Grant-In-Aid for Young Scientists, the Japan Society for the Promotion of Science (JSPS) KAKENHI grant number 16K19241.
- [3] Abdella M Ahmed et al, "Detector size and geometry optimization for the helmet-chin PET", IEEE NSS-MIC 2016.
頭部専用 PET 装置のための体動測定システムの開発 Development of the motion measurement system for brain PET

岩男 悠真 博士研究員 Yuma Iwao, Postdoctoral Fellow



1. はじめに

陽電子放射断層撮像法(PET: Positron Emission Tomography)は、体内に陽電子放出核種で標識した化 合物を投与し、放出される消滅放射線を検出すること で、糖や酸素などの代謝や生理的な機能を非侵襲に画 像化することが可能であり、がんの診断をはじめとする多く の臨床現場で用いられている。また、近年ではアルツハイ マーを始めとする認知症の診断において、重要なタウた んぱく質のイメージングが可能な PET 薬剤が開発されて おり、早期診断や根源的な治療法の開発に向けた神経 活動の解明に有効であると期待されている。

こうした背景において、通常の全身用の PET 装置では なく、脳に特化した高感度頭部 PET 装置に対する需要が 高まっている。頭部 PET 装置では、全身用 PET 装置に 比べ、被験者との位置を近づけることができるため、感度 の向上や、装置の小型化、また製造コストの低減といった メリットが期待される。また、撮像時の姿勢も全身用 PET 装置のように寝台を用いた仰臥位ではなく、座位にするこ とで、装置の小型化を活かした省スペースへの設置が可 能となる。このように、高い性能が期待される頭部 PET だ が、被験者の体動を補正する技術にはいまだ多くの課題 が残されている。ベルトなどによる固定は、圧迫感が強く 被験者の動きを完全に抑制することはできない。さらに、 頭部 PET 検査のターゲットとなる認知症等の精神疾患の 患者を対象とした検査を行う場合、測定時の体動はさら に重要な問題となることが予想される。

そこで本研究では、脳専用 PET 装置のためのマーカー レスで非接触な頭部体動測定システムの開発を行う。こ れにより、撮像姿勢の差異による体動の大きさを定量的 に評価することで、最適な撮像条件を明らかにすることが 可能となる。さらに、測定時の微小な体動を再構成時に 補正することで、体動の影響をなくした高分解能な像の 取得について検討を行う。本報告では、試作した体動測

1. Introduction

Positron emission tomography (PET) is a functional imaging which detects the annihilation radiations from compounds labeled with positron emitting nuclides and enables us to observe metabolic processes in a patient body. PET scanners are used in many clinical sites for diagnosis of many diseases such as cancer. Furthermore, recently new radioactive drugs, which can image tau protein in the brain have been developed. Accumulation of the tau protein represents important information for diagnosis of Alzheimer's and other dementias. Therefore, the new drugs are expected to enable early diagnosis of Alzheimer's disease. From this background, we see a strong potential demand for high-sensitivity brain PET imaging. In dedicated brain PET scanners, detectors can be placed closer to the patient than whole-body PET scanners; thus, it is expected that the brain PET scanners can achieve higher sensitivity, downsizing of scanner size, and lower cost. Furthermore, the patient's pose during the measurement does not necessarily have to be a face-up position like for whole-body PET, and a seated position is possible which would allow the dedicated brain PET to be placed in a small space. As stated, the brain PET has many merits, but there are many challenges in motion reduction of the patient. Fixation with a belt cannot completely suppress the movement, and it is very uncomfortable for the patient. In the case of dementia patients who are the main target of the brain PET imaging, these motion is a much more serious problem.

In this research, we develop a marker-less and contactless motion tracking system. Using this system, we can evaluate the head motion in several poses to optimize the setup method for the brain PET. Furthermore, we can correct for small motions during the PET scan to improve the quality of reconstruction images. In this paper, we discuss the 定システムとその性能評価について述べる。 developed motion measurement system and evaluate the system accuracy.

2. 方法

本研究では、測定センサとして Microsoft から発売され ている Kinect を用いた。Kinect では、センサから対象物ま での距離を 512x424 ピクセルのサイズで取得することが できる。この Kinect センサで取得した3D マップの各フレー ムから測定対象となる被験者の頭部モデルをトリミング し、ICP (Iterative Closest Points)アルゴリズム[1]によりモ デルをマッチングすることで各フレームにおける頭部位置 を明らかにする(Figure 1)。

2. Method

We used the Microsoft Kinect device as an inexpensive range sensor, and we obtained a 3D map of 512x424 pixels in each frame. In the first frame, the head region was extracted, and this was used as a reference model. For each measurement frame, the 3D map was matched with the reference model by the iterative closest point (ICP) algorithm [1]. Calibration parameters obtained by this matching method indicated the head position in each frame (Figure 1).



Figure 2 Kinect measurement results of the mannequin head on the motor stage.

3. 結果·考察

(1) 体動測定システムの精度評価

自動ステージとマネキンを用いて、任意の移動量を付 与し、提案する体動測定システムの精度評価を行った。 X 方向と Z 方向(奥行き方向)に 1mm 刻みで 10mm ま で、また Y 軸周りの回転を 1degree 刻みで 10degree ま で変化させ、それぞれの測定を行った。原点における測 定データをリファレンスとして、各ポジションにおける測定 データとのマッチングにより、移動量を導出した。測定結 果をFigure2 に示した。平行移動、回転ともに高精度(平 行移動の平均誤差 0.34mm、回転の平均誤差 0.26°) に測定が行えていることを確認した。

(2) 体動測定システムを用いた姿勢評価

試作した体動測定システムを用いたボランティア試験 により、頭部 PET 撮像時と近い環境で、実際に体動が測 定可能かどうかの検証を行った。測定は、椅子に自然に 腰かけた状態で 20 分間行い、最初のフレームをリファレ ンスとしたマッチングを行った。測定された頭部の位置と 角度を Figure3 に示した。グラフより、通常座位では、頭 部の動きが大きく、数センチ程度のずれが生じていること がわかる。

3. Results and Discussion

(1) Accuracy evaluation of the motion measurement system

Using the proposed system, we conducted a phantom experiment to evaluate the system accuracy. A mannequin head was placed on the motor stages, and moved with translations of 1 to 10 mm (1-mm step) and rotations of 1 to 10 deg (1-deg step). Measurement data at the origin were used as the reference which was matched with each position frame by the ICP algorithm. Figure 2 shows the matching results. Average errors were 0.34 mm for the translation and 0.26 deg for the rotation.

(2) Head motion measurement of a volunteer

Using the developed head motion measurement system, we conducted a volunteer study. The volunteer sit down on the chair naturally, and kept a static condition for 20 min. The first frame was used as the reference for ICP matching. Figure 3 shows the head position and rotation angle. The result indicates that the sitting pose without head fixation induces big motion (10 mm order).



Figure 3 Results of head motion measurement volunteer study.

4. まとめ

Kinect を使った体動測定システムの開発を行った。モ デル実験により非接触に高精度な測定が可能であること を示した。この体動測定システムを基に、通常座位におけ る体動測定実験を行い、大きな体動が生じることを確認 した。今後は、体動を抑制するための撮像姿勢の検討 や、補正法について検討していく予定である。

4. Conclusions

We developed the head motion tracking system using the Kinect sensor. The experiment using a mannequin and a motor-controlled stage showed the high accuracy of the system. We conducted the volunteer study of head motion measurement. In the near future, we plan to increase the number of volunteers for the head motion measurement to determine the measurement posing for the brain PET. Furthermore, using the motion measurement system, we will implement a motion correction method.

Acknowledgements

Collaborators Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Taiga Yamaya (NIRS-QST) Atox Co., Ltd.

Reference

[1] P. J. Besl, N. D. McKay, "A Method for Registration of 3-D Shapes," IEEE TPAMI, Vol. 14, No. 2, pp. 239-256, 1992.

シンチレーション検出器の医用イメージング応用: アドオン PET/MRIとIVR 用リアルタイム皮膚線量計測

Medical application of scintillation detectors: an add-on PET/MRI and real-time dose monitor for IVR



錦戸文彦 研究員 Fumihiko Nishikido, Researcher

1. はじめに

放射線計測は様々な形で医学応用されている。放射線の大きな特徴は透過性が高いことであり、様々な医用 イメージングに利用されている。例えば透過した X 線を画 像化する X 線撮像や、体内に注入された放射性薬剤か らのガンマ線を検出することで薬剤分布を画像化する核 医学イメージングなどが挙げられる。そして、様々な放射 線イメージング機器の開発・研究が行われている。

放射線イメージング装置を構成するものの中で、ガンマ 線やX線を検出する放射線検出器は装置の性能を決め る重要な要素である。放射線検出器には様々な手法が 存在しているが、その中でよく使われる手法にシンチレー ション検出器がある。シンチレーション検出器は主に放射 線と相互作用することで発光するシンチレータとその光を 検出する光センサで構成されており、シンチレータの材質 や形状、光センサの種類を適宜選択することで、様々な 用途への応用が可能となる。

本稿では、現在開発を進めているシンチレーション検出 器を基礎とした、PET/RFコイルー体型アドオンPETとIVR 用リアルタイム皮膚線量計についての報告を行う。

2. PET/RF コイルー体型アドオン PET の開発

(1)背景

PET /MRIは PETとMRIを同時に測定する装置であり、 PET/CT と同じく形態情報と機能情報を同時に取得でき る。加えて PET/CT と比較して CT による被ばくが無い・ PETとMRIの2種類の機能情報を同時に取得できるなど の利点がある。幾つかの PET/MRI 装置が商用化されて

1. Introduction

Radiation measurement techniques are applied for various medical applications. A big advantage of using radiation is its transparency which is suitable for medical imaging inside a patient body. Example systems include X-ray imaging, which images the X-rays passing through the body and nuclear imaging, which images the distribution of radioactive drugs by detecting gamma-rays from the drugs. In addition, various radiation imaging systems are being researched and developed.

Among the components of the radiation imaging systems, the radiation detector which detects gamma-rays or X-rays has a major influence on imaging performances. There are many radiation measurement techniques. Among them, scintillation detectors, which consist of scintillators and photo sensors, are often used for medical applications. In scintillation detectors, scintillation photons generated from the scintillator by interacting with radiation are detected by the photo sensor. The scintillation detectors can be applied to various purposes by selecting a suitable scintillation material, dimensions and photo sensor type.

In this report, we present the "add-on PET/MRI system" and the "real-time dose monitor for IVR" based on a scintillation detector.

2. Development of add-on PET/MRI system

(1) Background

PET/MRI systems are one of the multi-modality systems which can obtain anatomical and functional images simultaneously like PET/CT systems. In addition, there are advantages of a capability for dual functional images obtained by the PET and MRI and no radiation exposure いるが、非常に価格が高く、全身用の装置であるため脳 研究などの頭部のみを撮像する場合 PET の感度・分解 能が十分でないなどの課題が残っている。

そこで我々のグループでは頭部用 PET/RF コイルー体 型アドオン PET の提案を行い、開発を進めている。本装 置は PET 検出器とバードケージ型の MRI 用 RF コイルが ー体になった構造をしており(Fig. 1)、既存の商用 MRI 装 置に取り付けて使用することが可能であるため、導入コス トを下げることが可能となる。加えて、PET 検出器が測定 対象に近づくため高い装置感度を持つ。また、検出器が 近づくことで起こるパララックスエラーに起因する視野の 端での空間分解能の劣化は、過去に開発した 4 層 DOI 検出器を用いることで低減することが可能である。そのた め空間分解能の一様性を保ったまま高い感度を持つ装 置の実現が可能となる。一方で PET 検出器と MRI のコイ ルの位置が非常に近いため、それらの相互影響を押さえ る必要がある。

装置性能や相互影響の評価を行うために試作機の開 発を行った。昨年度までに相互影響を押さえるための対 策を行った試作 2 号機用の検出器の開発を完了してお り、本年度はその検出器を試作 RF コイルに取り付けた試 作 2 号機の製作を行い、その性能評価を行った。

(2)PET/RF コイルー体型アドオン PET 試作 2 号機

試作機は Fig.1 に示す通りバードケージ型の頭部用 RF コイル上に 24 個の PET 用検出器が取り付けられている。 PET 検出器用の結晶ブロックは 1.9mm × 1.9mm × 4.0mmのLFS 結晶を 14×14×4 層に並べたものを使用 している。結晶ブロックは MPPC アレイ(8×8 アレイ、ピクセ ルサイズ 3mm×3mm)とフロントエンド回路からなる MPPC モジュール(C11206-0808FC(X))に取り付けられている [3]。MPPC モジュールは双方の機器に対する電気的雑 音の影響を低減するためにシールドボックスに入れてあ る。シールド内に発生する渦電流による磁場への影響を 抑えるため、素材にはカーボンファイバを使用した。PET のリング径は 26cm、体軸方向に 2 個の検出器が並べて あるため体軸方向の視野は 6cm 程度になる(fig. 1)。Fig. 2 に試作 2 号機の写真を示す。 by CT imaging, respectively. Several PET/MRI systems are commercially available. However, their implementation cost is high and spatial resolution and sensitivity of the PET are not enough to be used for brain studies.

We proposed and are developing an "add-on PET" system, which consists of a head coil with four-layer DOI-PET detectors for PET/MRI (fig.1). The PET detectors are mounted on a birdcage shaped RF-coil. The implementation cost can be reduced because the add-on PET can be used in the MRI system which users already have. In addition, the small PET ring can increase the scanner sensitivity. The four-layer DOI detector, which we have developed previously, can reduce the degradation of the spatial resolution due to parallax error in peripheral regions of the field-of-view. Therefore, the proposed system can achieve high scanner sensitivity, while keeping uniformity of the spatial resolution. However, mutual interference between the PET and RF-coil needs to be suppressed because the PET detectors are located close to the RF-coil.

We developed a prototype to evaluate the system performance and mutual interference. By last year, we had developed detectors for the second prototype with countermeasures for mutual interference. This year, we developed the second prototype of the add-PET system to evaluate the mutual interference and system performance.

(2) Second prototype of the add-on PET system

The second prototype consists of a birdcage head coil and 24 PET detector units with two PET detectors each as shown in Fig. 1. Each PET detector consists of a 14 x 14 x 4-layer array of lutetium fine silicate (LFS) crystals (1.9 mm x 1.9 mm x 4.0 mm) and a MPPC module (11206-0808FC(X) [3]) consisting of an 8 x 8 MPPC array and front-end circuits. The MPPC modules are in a shielding box to reduce electrical noise due to the mutual interference. We used carbon fibers as the shielding box material in order to reduce the secondary magnetic field due to eddy current generated in the shielding material. The diameter of the PET ring and the axial field-of-view are 26 cm and 6 cm, respectively. Fig. 2 is a photograph of the second prototype.



Figure 1 Design of the second add-on PET



Figure 2 Photograph of the second add-on PET prototype prototype

(3)評価実験

評価実験の様子をFig.3に示す。MRIには臨床装置で ある3T MRI (MAGNETOM Verio, Siemens)を用いた。写 真の通りRFコイルとPET 検出機器のみがMRI 内に設置さ れており、データ収集システムはMRI外に設置し同軸ケー ブルで接続されている。コントロールPCはMRI室の外側に 置かれており光ファイバで接続されている。また、各電源 は MRI 室外に設置し、ペネトレーションパネルを通して供 給を行った。PET の評価には²²Na の点状線源やミニデレ ンゾファントムを用いて測定を行った。MRI のシーケンスに は Spin Echo (SE)、Echo planer imaging (EPI)の2 種類を 用いた。

(4)結果

はじめに PET 装置としての性能評価と、MRI の測定が PET に与える影響についての評価を行った。Fig. 4 に MRI 測定無し、SE 法・EPI 法との同時測定で得られた 511keV の消滅放射線に対するエネルギースペクトルを示す。そ れぞれ各結晶での発光量の違いは補正済みである。MRI の測定の有無でほぼ同じスペクトルが得られていることが 分かる。エネルギー分解能は 12.4%(MRI off)、 12.5%(EPI)、12.6%(SE)とほとんど変化は見られなかっ た。

(3) Evaluation experiment

Fig. 3 shows the experimental setup for evaluation. The PET detectors with the RF-coil was located in the bore of a commercial 3T MRI (MAGNETOM Verio, Siemens). A data acquisition system was located outside the MRI bore and connected to a control PC outside the MRI room with an optical fiber. Power supplies for the PET detectors and the data acquisition system were located outside the MRI room and connected to them through a penetration panel. The PET performance was evaluated with a ²²Na point like source. The spin echo (SE) and echo planar imaging (EPI) were used in the MRI measurement.

(4) Results

First, we evaluated performance of the PET system and influence of the MRI measurement on the performance. Energy spectra for the 511keV annihilation radiations with and without the simultaneous MRI measurements (SE and EPI) are shown in Fig. 4. Differences of light yield between the crystals were corrected for each energy spectrum. The three energy spectra were almost the same. The energy resolutions of 19.3 %, 19.3 % and 19.4 % were obtained for the measurement without the MRI measurement, with the SE method and with the EPI method, respectively.





Figure 3 Experimental setup

Fig. 5にMRI 測定無し、SE 法・EPI 法との同時測定で得られた²²Na 点線源に対する空間分解能を示す。点線源は視野中心から 20mm 間隔で 120mm の位置まで動かした。再構成には FBP と OSEM(10 反復)を用いた。どの撮像条件下でも空間分解能は FBP で 3mm、OSEM で 1.3mm 以下が得られている。また、視野の端に行っても大きく分解能は劣化しておらず、4 層 DOI 検出器の効果が得られていると考えられる。また、MRI 測定による分解能への影響は見られなかった。

最後にデレンゾファントムを用いた PET 装置としてのイメ ージング性能の評価を行った。FDG を用い、測定時間は 30 分、再構成には OSEM を用いて 10 反復後の画像を 評価した。Fig. 6にミニデレンゾファントムに対して得られた 再構成画像を示す。図の左側の 1.6mm のロッドがきれい に分かれており、優れた空間分解能が得られていることが わかる。

次に PET が MRI に与える影響について評価を行った。 Fi.g 7 に渦電流による 2 次磁界分布に示す。視野全体で ±5 μ T 以内に収まっており、カーボンファイバにより渦電 流が抑制されていることが示された。Fig. 8 に PET の電源 を off にした場合と PET との同時測定を行った場合のスピ ンエコー法によって得られた MRI のイメージを示す。それ ぞれの差分法によって得られた信号雑音比は 101.4 と 95.7 であり、僅かであるが PET 検出器からの影響がみら れた。

Figure 4 Energy spectra with and without MRI measurements

The spatial resolution of the prototype system was evaluated while moving the point-like ²²Na source on the surface of the MRI phantom from the center of the FOV to a position 120 mm from the center in 20 mm steps. Fig. 5 shows spatial resolutions at each source position without the MRI measurement, with the SE method and with the EPI method. We obtained the spatial resolutions of better than 3 mm (FBP) and 1.3 mm (OSEM) in the whole FOV. Even at the edge of the FOV, the resolution was not degraded significantly, indicating that the use of the 4-layer DOI detector was effective. No degradation of the spatial resolution was observed in simultaneous measurements at all source positions.

We evaluated imaging performance as a PET system using a Derenzo-like phantom. The phantom was filled with FDG and measured for 30 min. An image was reconstructed by the OSEM and we evaluated the image after 10 iterations. The reconstructed image of the mini Derenzo phantom is shown in Fig. 6. The 1.6-mm hot rods could be distinguished clearly. The results showed that good spatial resolution could be achieved.

Fig. 7 shows the secondary magnetic field due to the eddy current. The effect of the secondary magnetic field was suppressed below $\pm 5 \ \mu T$ by using the carbon fiber shielding box. Fig. 8 shows magnitude images measured for the cylindrical phantom by the SE method for SNR evaluation. The phantom images were measured with and without PET measurement. The SNRs of the MRI images were 101.4 and 95.7, respectively. We observed a slight influence from the PET detector.



Figure 5 Spatial resolutions with and without MRI



Figure 6 Image of mini Derenzo phantom



Figure 7 Secondary magnetic field distribution due to Eddy current

(5)まとめ

PET/RF コイルー体型アドオン PET の試作 2 号機の開 発を行い、その評価を行った。その結果、PET として十分 な性能が得られており、MRI 撮像による影響も殆ど見られ なかった。MRI 側の SNR の低下がみられており、今後も改 良をすすめていく予定である。

(5) Conclusion

Figure 8 MRI images obtained with and without MRI measurement

We developed the second prototype of the add-on PET/MRI system and evaluated its performance in simultaneous measurements with a 3T MRI system. The PET performance was enough to be used as PET/MRI. Only the SNRs of the MRI images were slightly degraded. We will continue working on improvement of the system.

3. IVR 用リアルタイム皮膚線量計の開発

(1)背景

インターベンショナルラジオロジー(IVR)は、X 線撮像装置などのイメージングを行いながら治療を行う手技であり、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。しかし X 線を用いた場合、放射線被曝による人体への影響も報告されており[4]、その被曝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件を十分に満たしているとはいえない。本研究は前述の要求を満たす 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。

3. Real-time skin dose distribution monitoring system using OPD for IVR

(1) Introduction

Interventional radiology (IVR) is a medical subspecialty of radiology to realize image-guided surgical procedures using imaging modalities, such as x-ray fluoroscopy. Recently, IVR is increasingly used in treatment of vascular lesions due to its low invasiveness. On the other hand, skin injuries by prolonged x-ray exposure during the procedure have been reported [4]. Therefore, real-time monitoring of skin dose is desired in clinical applications for reduction of excessive x-ray exposure.

In order to realize real-time skin dose distribution monitoring in IVR, we proposed the dose monitoring

そこで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を用いた、IVR 用リアルタイム線 量計の開発を富山高専との共同研究で進めている(Fig. 9)[5][6]。有機フォトダイオードは有感部に有機物を使用 しており、加えて非常に薄い電極で出来ているため、X 線 に対して透過であると考えられる。データの収集システム や電源などの X 線に対して透過性の低いものは、X 線透 視装置の視野外におく。電気信号を読み出すための導 線を X 線に透過な材質を選ぶことで、多数の検出器を X 線透視装置に写らずに被ばく線量の位置分布を得ることが 可能となる (Fig. 9)。現在、視野内に置かれる X 線検出 器の試作・評価を繰り返し、その性能向上を進めていると ころである。

(2)IVR リアルタイム線量計用検出器

実験で使用した OPD 素子は IZO (100nm)/ PEDOT: PSS (30 nm) / PCBM: P3HT (200 nm) / AI (70 nm)の 構造をもつもので、有感領域は 6 mm×4 mm となって おり、10 mm×10 mm、厚さ 1mm のプラスチックシンチレ ータ上に直接作成されている。Fig. 10 に示した長さ 35cm の極薄フレキ基板上に 3 つの OPD 素子が取り付けられて いる。基板は 50 µ m 以下であり、伸縮性・透過性ともに十 分であると考えられる。電極の接着も透過性を考慮しカー ボンペーストを使用して行っている。Fig. 10 の一番右側の 部分は視野外で読出ケーブルに接続され、最終的に電 流計で出力電流を計測を行う。 system for IVR based on organic photodiodes (OPDs) [5] directly connected to a plastic scintillator [6]. The organic photodiode is mainly composed of organic materials and a thin electrode. Therefore, the detector using the OPDs connected to a plastic scintillator is expected to have transparency to x-rays. The OPD detectors are connected to thin flexible readout cables in the FOV and the data acquisition system is outside the FOV. By putting many OPD detectors on the patient's head as shown in Fig. 9, we can obtain the exposure dose distribution in real-time. We are currently repeating the prototyping and evaluation for improving performance.

(2) Real-time dose monitoring system for IVR

The device structure of the OPD detector uses plastic scintillator (BC-408, 10 mm × 10 mm × 1 mm)/ IZO (100nm)/ PEDOT:PSS (30 nm) / PCBM: P3HT (200 nm) / AI (70 nm). The sensing area size is 6 mm × 4 mm on the plastic scintillator. Three OPD detectors are mounted on a thin flexible cable as shown in Fig. 10. The cable and the OPD are contacted with carbon grease to keep the transparency. Induced current from the OPD is measured with a picoammeter located outside the FOV.



Figure 9 Real-time dose monitoring Figure 10 system for IVR

Prototype of the real-time monitoring system consisting of three OPD detectors and a thin flexible readout cable

(3)結果

初めに臨床用 X 線透視装置を用いて透過性の評価を 行った。ボディファントム上(Fig. 11)に作成した検出器を 置き透視画像を取得した。Fig. 12 に得られた画像を示 す。赤の破線の部分に有機フォトダイオードと薄型基板が

(3) Results

First, we evaluated transparency of the proposed detector using a body phantom as shown in Fig. 11. Fig. 12 shows perspective images of the proposed detector located in the red circle in the image. The detectors were almost invisible 置かれているが、ほとんど視認することが不可能であり、 透過性は十分であるといえる。次に小動物用 CT (R_mCT2, RIGAKU)を用いて検出器の性能評価を行っ た。Fig. 13に管電流に対する出力の変化を、Fig. 14にX 線の実効エネルギーと出力の関係を示す。3つの検出器 のデータは最大値で正規化してある。図からわかる通りに 良い相関が得られていることがわかる。

and the transparency was sufficient for the purpose. Next, performances of the OPD detectors were evaluated with a small animal CT (R_mCT2, RIGAKU). Induced current of the x-ray detector for various tube currents and induced current of the x-ray detector for various x-ray effective energies are shown in Figs. 13 and 14, respectively. The data of the three detectors were normalized with their maximum value. The graphs indicated a good correlation could be achieved.

(4)まとめ

IVR 用リアルタイム線量測定システムの試作検出器を 作成し、その透過性・X線に対する応答を評価した。その 結果、IVR術中のリアルタイム測定に十分な透過性・性能 を得ることができた。

(4) Conclusion

We constructed the prototype of the real-time monitoring system for IVR and evaluated its performance in terms of its transparency and response to X-rays. The transparency and detector response for X-ray irradiation were sufficient to use in real-time monitoring in IVR.



Figure 11 Experimental setup for transparency evaluation



Figure 13 Induced current of the x-ray detector for various tube currents



Figure 12 X-ray image of the prototype detector with a body phantom



Figure 14 Induced current of the x-ray detector for various x-ray effective energies

Acknowledgements

Collaborators	[PET/MRI] Takayuki Obata, Yuma Iwao, Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Md Shahadat Hossair			
	Akram Akram Mohammadi Hidekatsu Wakizaka, Taiga Yamaya (NIRS-QST)			
	Mikio Suga, Masanori Fujiwara (Chiba University)			
	Keiji Shimizu (Hamamatsu Photonics)			
	[IVR] Eiji Takada, Mitsuhiro Nogami (National Institute of Technology, Toyama College)			
	Takeshi Moritaka (University of Occupational and Environmental Health, Japan)			
0				

Grants JSPS KAKENHI 15K08709 and 26293135

References

- [1] F. Nishikido, T. Obata, K. Shimizu, et al., Nucl. Instruments Methods. A, 756, 6 -13, 2014
- [2] T. Tsuda, H. Murayama, K. Kitamura, et al., IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 51, No. 5, pp. 2537-2542, 2004
 [3] K. Shimizu, K. Hakamata, T. Sakai, et al., 2015 IEEE NSS& MIC conf., M3CP-85, 2015, San Diego, USA
- [4] Y. Imanishi, A. Fukui, H. Niimi, et al., Eur. Radiol. 15 (2005), 41.
- [5] E. Takada, A. Takada, A. Inoue, et al., J. of Nucl. Sci. and Tech., Vol. 48, No. 8, pp. 1140-1145, 2011.
- [6] F. Nishikido, E. Takada, T. Moritake, et al., 2014 NSS & MIC, M11-117, USA, 2014

PET/MRI 用 RF 透過型 PET インサートの研究

Study on RF-penetrable PET insert for MRI systems

エムディ シャハダト ホサイン アクラム 博士研究員 Md Shahadat Hossain Akram, Postdoctoral Fellow



1. はじめに

Positron Emission Tomography (PET) & Magnetic Simultaneous imaging with a positron emission resonance imaging (MRI)の同時撮像は[1]、患者の解 剖学的情報と分子情報を同時に得ることが可能であ る。また、2つの異なるイメージングシステムを同時に 取ることで測定時間を短縮し、加えて1つのイメージン グシステムでは測定が不可能であった診断精度を高 める形態と機能情報を得ることが可能となる。しかし商 用の全身用 PET/MRI 装置は非常に価格が高く、一般 的な病院では手が届かないことが多い。全世界の病 院や研究機関では既に6万台以上の MRI システムが 導入されているため、既存の MRI システムに取り付け 可能な PET システム(PET インサート)を開発することは 導入コストの負担を大きく減らし、広い医療や研究での 利用を可能とする。

ンサートの研究を行っている[1]。PET と MRI 間の相互 電磁波干渉を避けるために、通常 PET/MRI用 PET 検 出器は銅やカーボンファイバなどの導体材料によって シールドされている[1]。これまでの PET インサートでは シールドボックスが接地されているため、PET 検出器 付近での RF フィールドが減衰してしまう(Figure 1(a))[2-4]。そのため、MRI システム既存のボディコイ ルが使用できず、PET リングの内側に別の送信(Tx)RF コイルが必要となる。RF 透過型 PET インサートでは、 PET リングのシールドはグランドから浮いた状態にされ ている[5] (Figure 1(b))。その結果、MRI ボディコイル からの Tx RF フィールドはシールドされた PET モジュー ルの間を通り抜けることが可能となる。また、前述した PET リング内で使用するための Tx RF コイルを作成す る必要無くなるため、デザイン面での難しさも低減でき る。

本研究では PET リングをグランドから浮かした RF 透 過型 PET インサートのデザインについての検討を行っ た。はじめに既存の MRI システムと組み合わせて使用 するための全身用楕円型 PET リングについて検討を 行った。この場合には、フルリングと不完全リングの両

1. Introduction

tomography (PET) system and a magnetic resonance imaging (MRI) system has made it possible to study the anatomic and molecular information of a patient in the same investigation. This reduces the time needed to image by two systems separately and, provides structural and functional information that ensures the diagnostic accuracy which is not possible with one module alone. However, available commercial body PET/MRI systems are out of reach for general hospitals and clinics because of their extremely high cost. As there are more than 60,000 MRI systems already installed in hospitals and research centers around the whole world; developing a PET system that can be 我々は radiofrequency field (RF)透過型の PETイ inserted inside an existing MRI bore would reduce the cost burden significantly and would make combined systems available for widespread medical and research applications.

> We are working on a radiofrequency field (RF) penetrable PET insert for MRI systems [1]. To avoid mutual electromagnetic interferences between PET and MRI systems, PET detectors are RF-shielded by copper, carbon fiber or similar conducting materials. Conventional PET inserts [2-4] are connected to the RF ground that attenuates the RF field near the PET modules (Figure 1(a)). For this reason, a separate transmit (Tx) RF coil needs to be used inside the PETring. In the RF-penetrable PET insert, the shielded PETring is kept electrically floating from the RF ground [5] (Figure 1(b)). As a result, the Tx RF field from the MRI body coil can penetrate through the gaps in between the shielded PET modules. This reduces the design challenges related to using a separate Tx coil inside the PET-ring.

方の PET リングについて検討を行った。円筒形の場合 This study considered several design issues related to の検討を行った。

には、単一の PET リング(リング長が長い構造と短い構 efficient RF penetration through an electrically-floating 造の 2 種類)と RF フィールドが PET リングを透過しや PET insert. At first, we considered an oval shape PET-すくするための分割 2 リングの 3 種類の構造について ring for simultaneous human body imaging with existing MRI systems. Both the full-ring and partial-ring geometries were considered. We also considered cylindrical single-ring and two-ring geometries for efficient RF field penetration through the PET-ring.



Figure 1 Schematic representation of insert PET-ring inside the MRI bore: (a) a conventional RF-grounded PET insert that needs a separate transmit (Tx) RF coil, and (b) an electrically-floating PET insert that can use the existing body RF coil as the Tx.

2. 実験手法

(1) 楕円型インサート

我々は3 T MRI(Siemens MAGNETOM Verio)とPET の全身同時イメージングを目的とした、楕円型 RF 透過 PET インサートの開発を進めている。楕円の形状は人 体に形状に近く、加えて MRI のボアへ挿入するときに 患者用のベッドに置く場合にも便利である。RF 透過性 や臨床用MRIでの使用する場合の安全性の基礎研究 のため、我々は長軸が 210mm、短軸が 140mm の小 型の試作機の開発を行った(Fig. 2)。高い RF 透過性 を得るために、イメージング領域の中心から遠い長軸 の端の部分の検出器間のギャップを広めに確保してい る。360 度を PET 用検出器で囲むため(フルリング)、 PET リングの内側の RF 磁場は弱くなってしまう。そのた め検出器リングの一部を取り去った形状(不完全リン グ)についても考察を行った。不完全リングの検討では 楕円型のリングの異なるアングルからシールドボックス を取り外し実験を行った。Figure 2(c)に不完全リングの 例を示してある。

2. Methods and Materials

(1) Oval insert

We are working on the development of an oval shape RF-penetrable PET insert for simultaneous body imaging with a 3T clinical MRI system (Siemens MAGNETOM Verio). The oval shape matches well with the human body shape and it can be inserted inside the MRI bore with the patient bed. As an initial study on RF penetration efficiency and the safety of the clinical MRI system, we developed a small prototype system of major-axis 210 mm and minor-axis 140 mm (Fig. 2). We kept wider inter-module gaps near the major-axis ends for higher RF penetration since they are farther from the center of the imaging region. For the full-ring geometry, the RF field was found weaker inside the PET-ring. For this reason, we also considered partial-ring geometries. In the partial-ring geometries we removed shielded PET modules from different angles of the oval ring (one example of a partial-ring scheme is shown in figure 2(c)).



Figure 2 (a) Schematic of the prototype oval insert with design parameters. (b) Photo of the prototype shielded oval insert with MRI phantom inside. (c) Schematic of a partial-ring geometry in which two opposite PET modules are removed from near the major-axis ends.

(2) 円筒型インサート

RFのPETリング内への透過性について研究を行った。

- (a) 単一リング(PETリングがファントムよりも長い場合)
- (b) 単一リング(PET リングがファントムよりも短い場合)
- (c) 間の空いた 2 つの PET リング (リング間距離は 5 mm、10 mm、20 mm の3 種類)

上記のPETリング形状の全ての場合について、1mm と 3mm の異なる検出器ギャップ(2 つの PET シールド ボックス間の距離)を適用した。加えて、台形(参考文 献[4]で使用)と長方形の 2 つの異なるシールドボック ス形状を用いた(Figure 3 (a)-(b))。

MRI(Siemens MAGNETOM Verio)を用いた。

(2) Cylindrical insert

円筒型 RF 透過型 PET インサートの場合には、下記 For the cylindrical RF-penetrable PET insert, we の3種類のリング形状に対して RF フィールドの影響や implemented three types of ring configurations to study the RF field effect on the ring geometry and RF penetration efficiency inside the PET-ring:

- ٠ A PET-ring axially longer than the phantom length
- A PET-ring axially shorter than the phantom length •
- Two-ring PET with three different ring gaps of 5 mm, 10 mm and 20 mm

all of the above PET-ring geometries, we implemented two different inter-module gaps (gap between two shield boxes) of 1 mm and 3 mm. In this study, we also implemented two different geometries of the shield boxes, namely, trapezoidal (implemented in 測定では放医研で利用が可能な 3 テスラ [4]) and rectangular shape shield boxes, respectively shown in figure 3 (a)-(b).

> Measurements were conducted in a 3T clinical MRI system (Siemens MAGNETOM Verio) available at our institute.



wider gap at the outer boundary



(a) PET insert with trapezoidal shield box

rectangular shield box

Figure 3 PET-ring with (a) trapezoidal and (b) rectangular shield boxes.

3. 結果

面、coronal 面での RF フィールドマップを示した。

3.1 楕円型インサート

良い RF フィールドが得られた。

3. Results

PET リング内への RF フィールドの透過効果を示すた To demonstrate the RF field penetration effect inside the めに、ここでは異なるリング形状に対する transverse PET rings, here, RF field maps for different geometries are illustrated with transverse and coronal maps.

3.1 Oval insert

Figure 4 にファントムの transverse 中央面で得られ In figure 4, RF field maps are given for the central た RF フィールドマップを示す。PET インサート無し(MRI transverse plane of the phantom. It is clearly seen that のみ)の場合と比較して、フルリング楕円型インサートを the field strength for the full-ring oval insert inside the MRI ボア内に置いたほうが RF フィールドが明らかに弱 MRI bore is weaker compared to that without the PET いことがわかる。不完全リングのフィールドマップでは insert (MRI-only) case. The partial-ring field map MRI のみのマップと良く一致し、フルリングの場合よりも showed much better response that matched well with the MRI-only maps.



Figure 4. Comparison of RF field maps for (a) MRI-only and (b), (c) different geometries of the oval PET insert.

3.2 円筒型インサート:PET リングが長い場合

ドの透過は非常に弱い。一方で長方形のシールドボッ shield box showed much higher performance. クスの場合はRF 透過率が大きく改善することが示され ている。

3.2 Cylindrical insert: long-ring

Figure 5 に単一の長い PET リング(ファントムより長 Figure 5(b) to 5(d) show the comparative RF field maps い)からなるPET インサートの場合の結果を示す。図で for the MRI-only field, and the trapezoidal and は検出器ギャップが 3mm の場合の、台形型と長方形 rectangular shape shield boxes with inter-module gap of のシールドボックスに対する RF フィールドマップが示さ 3 mm. For the trapezoidal shield box the field れている。台形のシールドボックスの場合、RF フィール penetration was very weak whereas the rectangular



Figure 5 (a) Schematic of the one-ring PET. Transverse RF field maps for the long PET insert for (c) trapezoidal and (c) rectangular shield box. Comparison should be made with the (b) MRI-only field map.

3.3 円筒型インサート:2リング形状

3.3 Cylindrical insert: two-ring

PET が長いフルリングの形状をしている場合、Fig. 5(c) For the long full-ring geometry, the RF field penetration に示すとおりRF フィールド透過は弱くなってしまう。1 つ was weak (Fig. 5(c)). One solution could be using の解決策として長さの短い複数の PET リングを並べる multiples of the short full-ring geometry. Figure 6

方法が考えられる。Figure 6 に 2 つの短いフルリング illustrates RF field maps for a two-ring geometry. Here スの性能のほうが台形の場合よりも良くなっている(Fig. the trapezoidal shield box. 6)。

の場合の RF フィールドマップを示す(coronal 面)。リン field maps are given for the coronal plane to show the グの間の領域(黒の破線の間の領域)の近くにおいて increased RF field penetration near the ring-gap region RF フィールドの透過性が増加している。また、検出器 (black dotted lines). Even for the inter-module gap of 1 ギャップが 1mm の場合でも、長方形のシールドボック mm, the rectangular shield box performed better than



Figure 6 (a) Schematic of the two-ring PET. RF field maps for two-ring PET insert geometry for (c) trapezoidal and rectangular shield boxes. Comparison should be made with the (b) MRI-only field map.





3.4 円筒型インサート:PET リングが短い場合

リングの外(白の破線の外側)では RF フィールドが強く fields. なっている。

4. 結論

良い結果が得られた。フルリングの場合、複数の短い better than the full-ring geometry. For the full-ring

3.4 Cylindrical insert: short ring

単一の短い PET リング(ファントムより短い)からなる Results for the coronal plane for one short ring (shorter PET インサートの場合の coronal 面での結果を Figure than the length of the phantom) PET insert are given in 7 に示す。シールドボックス付近で発生する RF フィー figure 7. The fields near the shield boxes were weaker ルドに対して反対向きの 2 次磁界(シールドボックス内 due to the shielding effect that arises from the opposing に発生する渦電流が原因)により、シールドボックス付 secondary magnetic field. The fields outside the PET-近で RF フィールドが弱くなっていることがわかる。PET ring (outside the white dotted lines) were strong RF

4. Conclusion

既存の MRI で使用可能な RF 透過型 PET インサー We performed a comprehensive experimental study on トの包括的な研究を行った。はじめに全身用イメージン the RF penetrable PET insert for existing MRI systems. グのための楕円型 PET インサートの提案を行った。加 An oval shape PET insert was proposed for human body えて円筒形のインサートについての研究も行った。結 imaging. We also studied cylindrical inserts. Results 果より広い検出器ギャップを持つ PET のリングの場合 indicated that the wider inter-module gap in the PET-に RF の透過性が向上することが示された。また、フル ring geometry enhanced the RF field penetration. We リングの場合と比較して、不完全リングの場合のほうが demonstrated that the partial-ring geometry performed リングを並べた構造のほうが1つの長いフルリングよりも geometry, multiples of a shorter full-ring geometry 性能が優れていた。加えて台形型の代わりに長方形 outperformed one long full-ring geometry. Also, 型のシールドボックスを使用することで RF の透過が高 implementation of the rectangular shield box instead of まった。

the trapezoidal one significantly raised the RF penetration.

References

[1] M.S.H. Akram, C. S. Levin, T. Obata, et al., An RF-penetrable oval body PET insert for MRI: initial experimental study for efficient MR imaging performance, IEEE NSS-MIC, M16E-9, 2016.

[2] M. Schmand, Z. Burbas, J. Corbeil, et al., BrainPET: First human tomograph for simultaneous (functional) PET and MR imaging, J. Nucl. Med. 48 (Suppl. 2) (2007) 45P.

[3] K.J. Hong, Y. Choi, J.H. Jung, et al., A prototype MR insertable brain PET using tileable GAPD arrays, Med. Phys. 40 (2013) 1-11. doi: 10.1118/1.4793754

[4] F. Nishikido, T. Obata, K. Shimizu, et al., Feasibility of a brain-dedicated PET-MRI system using four-layer DOI detectors integrated with an RF head coil, Nucl. Instr. Meth. Phys. A 756 (2014) 6-13.

[5] P. Olcott, E. Kim, K. Hong, et al., Prototype positron emission tomography insert with electro-optical signal transmission for simultaneous operation with MRI, Phys. Med. Biol. 60 (2015) 3459-478.

Achievements

[1] Cypos Award – JSMP (Japanese Society for Medical Physics), 2016.

- [2] ISMRM Educational Stipend ISMRM (The International Society for Magnetic Resonance in Medicine), 2016.
- [3] Trainee Grant IEEE-NSS/MIC (Nuclear Science Symposium/Medical Imaging Conference), 2016.

次世代 PET: Whole gamma imaging (WGI)の開発 Development of whole gamma imaging (WGI)

吉田英治 主幹研究員 Eiji Yoshida, Principal Researcher

1. はじめに

PET はがん診断や分子イメージングのツールとして広く 認知されている。一方、微小がん・脳内異常たんぱく質の 超早期検出など、近年高まる個々の細胞の生体内挙動 を追跡するニーズに応えるためには、PET の感度は不十 分であり、新しい原理の診断法の発明が求められる。そこ で、我々は全ガンマ線イメージング(Whole Gamma Imaging: WGI)コンセプト[1][2]を提案し、次世代画像診 断法としてインサート型 WGI の開発を進めている。本研究 では WGI コンセプトの紹介とシミュレーションによる性能予 測を行った。

2. WGI

WGIは、検出可能なすべてのガンマ線をイメージングに 利用する。散乱部として利用する追加の検出器リングを 一般的な PET 検出器リング内に挿入し、コンプトンイメー ジング[3][4]の手法によってシングルガンマ線を検出する ことができる。図1左に示すように、PET では、ポジトロン放 出核種を用いて1対の消滅放射線を同時計数し画像を 得る。しかしながら、同時計数法では1回の放射性壊変で 同時計数線上の位置までは特定できないため、カウントヒ ストグラムから画像再構成する必要がある。一方、WGI で は、1対の消滅放射線の一方だけしか検出できなくてもイ メージングに利用できる。その上、対消滅による消滅放射 線だけでなくガンマ崩壊によるガンマ線もほぼ同時に放出 する核種(例えば⁴⁴Sc: ポジトロンと1157 keV ガンマ線) を用いることによって、さらなる検出効率の向上が期待で きる。図 1 右に示すように、理論的には、1回の壊変から 同時計数線とコンプトン円錐の間の交点を算出することに よって線源位置の特定が可能である。

GEANT4を用いて、GSOZシンチレータによるPET 検出 器[5]リング内に、より高いエネルギー分解能を有する GAGG[6]シンチレータによる散乱検出器リングを挿入した WGI(図 2)を模擬した。²²Na(ポジトロンと1274 keV ガンマ

1. Introduction

PET has become a useful tool for cancer diagnosis and molecular imaging. However, sensitivity of current PET systems is not sufficient for super high-sensitivity imaging such as *in-vivo* single-cell tracking. We proposed a new concept of whole gamma imaging (WGI) [1][2], which is a novel combination of PET and Compton imaging [3][4] to break through this inherent drawback in PET. In this work, we show our WGI concept and evaluate the performance of a WGI geometry using Monte Carlo simulation.

2. WGI

The WGI concept uses all detectable gamma rays for imaging. An additional detector ring, which is used as the scatter part, is inserted in a conventional PET ring so that single gamma rays can be detected by the Compton imaging method. In PET, a coincidence event may be detected during imaging if the direction of the annihilation photons is constrained to lie along a line-of-response (LOR) as shown in Figure 1 (left). However, PET needs image reconstruction from a count histogram, because the coincidence event cannot be used to detect position on the LOR. On the other hand, the WGI can make an image from missing pairs of annihilation photons, at least one of which is undetected. In addition, we can expect further large sensitivity gain for triple gamma emitters such as ⁴⁴Sc (e⁺ and the 1157 keV gamma ray). In theory, localization from a single decay is possible by identifying the intersection point between a LOR and a Compton cone as shown in Figure 1 (right).

We simulated the WGI geometry using GEANT4 toolkit as shown in Figure 2. The WGI geometry has multiplex detector rings as the absorber part and the scatter part. The 線)点線源を視野内に配置し、同時計数線上に投影されるコンプトン円錐の線源位置の算出精度を評価した。また、511 keV 消滅放射線に対するコンプトン事象の空間 分解能を 3DLM-OSEM 法により算出した。 absorber part was based on our previously developed DOI-PET scanner. The scatter part was inserted into the DOI-PET scanner. We measured a 22 Na point source (e⁺ and the 1274 keV gamma ray).



Figure 1 Principal of WGI. Location of a triple-gamma emitter is determined (even from a single decay) by identifying the intersection point between a coincidence line and a Compton cone.

		Scatterer	Absorber
All The	Material	GAGG	GSOZ
Scatterer Scatterer	Energy res. @511keV	4.5%	8%
	Size of crystal (mm)	1.0 x 1.0 x 6.0	2.9 x 2.9 x 7.5
H 💔 🎢 👫	Number of crystal	24 x 24 x 1	16 x 16 x 4
22Na 22Na	Number of detector	20 x 2 ring	40 x 4 ring
Absorber	Ring diameter (cm)	20	66
	Axial length (cm)	5	22

Figure 2 Simulated WGI geometry.

3. 結果と考察

図3に視野中心から5 cmの位置で、コンプトン円錐を 単純に同時計数線上に投影した点線源の分布を示す。 同時計数線上の位置分解能は半値幅で7.3 mmであっ た。画像再構成に関して、コンプトン円錐を同時計数線上 に投影した後、WGI は一般的な time-of-flight (TOF)-PET とほぼ同等に扱うことができる。商用 TOF-PET の時 間分解能は約 500 ps [7]であり、同時計数線上の位置 分解能は約 15 cm となる。WGI は TOF-PET と比べて大

3. Results and discussion

At the 5 cm-off-center position, the source position distribution projected on the LOR was 7.3 mm FWHM without applying any image reconstruction as shown in Figure 3. For the triple-gamma emitter WGI concept, the image reconstruction method is almost equivalent to that of conventional time-of-flight (TOF)-PET, after the source position distribution is projected on the LOR. The most current clinical TOF-PET systems have the timing resolution of about 500 ps [7] and the source position

幅なノイズ低減が期待できる。

図4に 511 keV 消滅放射線に対するコンプトン事象の 空間分解能を示す。視野中心での空間分解能は 6 mm であった。また、散乱検出器リングに近づくにほど、空間分 解能は改善した。コンプトン事象を検出することは、シング ルガンマイメージングが可能になり感度の改善も期待でき るが、現在の検出器仕様では PET の空間分解能に及ば ず位置依存性も高いため、効果的なコンプトン事象の利 用方法について検討している。 distribution projected on the LOR is about 15 cm. WGI has a greater potential for noise reduction compared to TOF-PET.

Figure 4 shows average spatial resolutions of Compton events (511 keV) for several positions of the point source. Average spatial resolution at the center of the FOV was 6 mm. Also, as the position of the point source was close to the scatter detector ring, average spatial resolution was improved.



Figure 3 Simulation result. FWHM resolution of 7.3 mm was obtained through simple backprojection.



Figure 4 Average spatial resolutions of Compton events (511 keV) for several positions of the point source.

4. まとめ

本研究ではモンテカルロ・シミュレーションにより WGI の 有用性を示し、開発中の試作機に関する紹介を行った。

4. Conclusion

Simulation results showed the feasibility of the triplegamma WGI concept.

Acknowledgement

Collaborators

[Helmet PET] Hideaki Tashima, Mitsutaka Yamaguchi, Yuto Nagao, Naoki Kawachi, Taiga Yamaya (NIRS-QST) Yusuke Okumura, Mikio Suga (Chiba University) Makoto Sakai (Gunma University) ATOX Co., Ltd. [OpenPET-guided surgery] Yukie Yoshii, Eiji Yoshida, Yuma Iwao, Hidekatsu Wakizaka, Hiroyuki Takuwa, Aya Sugyo, Ming-Rong Zhang, Taiga Yamaya (NIRS-QST)

Grants JSPS KAKENHI 16H02641and15K08708

References

- [1] E. Yoshida, H. Tashima, C. S. Levin, K. Parodi, T. Yamaya, "Simulation Study of a DOI-Based PET-Compton Imaging System for Positron Emitters", 2015 IEEE Nuc. Sci. Sympo. & Med. Imag. Conf., M4CP-2, San Diego, CA, Dec. 1 -7, 2015.
- [2] E. Yoshida, H. Tashima, C. S. Levin, K. Parodi, T. Yamaya, "Sensitivity and Spatial Resolution Simulation of a PET-Compton Insert Imaging System", 2016 IEEE Nuc. Sci. Sympo. & Med. Imag. Conf, M04D-10, Strasbourg, France, Oct. 30 - Dec. 6, 2016.
- [3] M. Singh et al., "An electronically collimated gamma camera for single photon emission computed tomography," Med. Phys., vol. 10, no. 4, pp. 428-435, 1983.
- [4] S. Takeda, H. Aono, S. Okuyama, S.-N. Ishikawa, H. Odaka, S. Watanabe, M. Kokubun, T. Takahashi, K. Nakazawa, H. Tajima, and N. Kawachi, "Experimental Results of the Gamma-Ray Imaging Capability with a Si/CdTe Semiconductor Compton Camera," IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 56, no. 3, pp. 783-790, 2009.
- [5] T. Tsuda, H. Murayama, K. Kitamura, N. Inadama, T. Yamaya, E. Yoshida, F. Nishikido, M. Hamamoto, H. Kawai, and Y. Ono, "Performance evaluation of a subset of a four-layer LSO detector for a small animal DOI PET scanner: jPET-RD," IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 53, no. 1, pp. 35-39, 2006.
- [6] K. Kamada, T. Yanagida, T. Endo, K. Tsutsumi, Y. Usuki, M. Nikl, Y. Fujimoto, A. Fukabori, Y. Yoshikawa, 2 inch diameter single crystal growth and scintillation properties of Ce:Gd₃Al₂Ga₃O₁₂, J. Cryst. Growth, vol. 352, pp. 88–90, 2012.
- [7] S. Vandenberghe, E. Mikhaylova, E. D'Hoe, P. Mollet, and J. S. Karp, "Recent developments in time-of-flight PET," EJNMMI Physics, pp. 1-30, Feb. 2016.
- [8] E. Yoshida, K. Shimizu, T. Shinaji, F. Nishikido, T. Yamaya, "Development of a Singles-Based Scalable Data Acquisition System for the Whole-Body OpenPET", 2014 IEEE Nuc. Sci. Sympo. & Med. Imag. Conf., M11-7, Seattle, WA, Dec. 10 - 15. 2014.

Research achievements in 2016

[1] 第 111 回日本医学物理学会学術大会大会長賞"First healthy volunteer study of high sensitive helmet-chin PET prototype".

CyPos Presentation Award, 111th Scientific Meeting of the Japan Society of Medical Physics, "First healthy volunteer study of high sensitive helmet-chin PET prototype".

ロング X'tal Cube の性能評価 Performance Evaluation of the long X'tal Cube

稻玉直子 主幹研究員 Naoko Inadama, Principal Researcher

1. はじめに

X'tal cube(クリスタルキューブ)は我々のグループで開 発した PET 検出器である [1]。Figure 1 に X'tal cube の構造を示す。細かな立方体のシンチレータ結晶素子の 3 次元配列で形成されるシンチレータ部(結晶ブロック)の 全 6 面に受光素子として multi-pixel photon counters (MPPC)が結合される。結晶素子間には反射材を入れ ず、その結果 1 つの結晶素子でしたシンチレーション 光は 3 次元的に広がり、結晶ブロックの全 6 面でそこに配 置されている MPPC によって受光される。6 面すべての MPPC の信号をアンガー計算した結果を 3 次元の position histogramに表していくと、1 つ 1 つの結晶素子に 対応した応答が現れる。これらの応答が重なりなく現れれ ば対応する結晶素子が明らかに識別でき、X'tal cube は x, y, z の 3 方向に対しその結晶素子サイズの位置分解能 を有するといえることになる。

X'tal cube について、高分解能化の試みがなされた結 果 18 mm の立方体の結晶ブロックで 3 方向すべてに 1 mm の位置分解能を、13.1 mm の立方体の結晶ブロック で 0.77 mm の位置分解能を達成することができた [2,3]。高感度化の試みとしては、結晶素子をさらに足して 一方向(z 方向)に結晶ブロックを長くすることで感度を高 める研究を行った [4]。ここではこの構造の X'tal cube を long X'tal cube (long-XC)とよぶ。long-XC として 3 mm の立方体の LGSO 結晶素子を 6 × 6 × 14 配列にした。 MPPC は、Figure 1 に示す基本構造では密に配置される が、long-XC では数を減らす目的でz方向の MPPC 配列 の間隔を結晶素子サイズの 2.5 倍とした。性能評価の結 果、結晶素子の識別が可能であることを確認した。

本報では、long-XC のさらなる研究として、異なる MPPC タイプでの性能の比較、結晶素子間を光学接着 材で接着した場合としない場合の比較、3 次元の position histogram を作るためのアンガー計算に用いる MPPC 信号を選んだ場合とすべて用いた場合の比較を

1. Introduction

X'tal cube is a PET detector which we have developed [1]. As shown in Figure 1, it consists of a 3-dimensional array of small cubic scintillation crystal elements (called a crystal block) and the multi-pixel photon counters (MPPCs), as photo-detectors, on all six sides of the crystal block. There is no reflector inside the crystal block so that scintillation light generated in a crystal element spreads toward all surfaces of the crystal block and is detected by the MPPCs on the surfaces. Results of the Anger-type calculation of all MPPC signals provide responses corresponding to all crystal elements in a 3D position histogram. If responses are not overlapped and corresponding crystal elements are identified clearly, then we can recognize the X'tal cube has resolution of the crystal element size in the x-, y-, and z-directions.

We have studied how to realize higher resolution for the X'tal cube and we achieved 1 mm and 0.77 mm resolutions in all 3 directions with the 18 mm and 13.1 mm cubic crystal blocks, respectively [2,3]. We also studied achieving higher sensitivity for the X'tal cube by adding crystal elements in one direction (z-direction) [4]. As this long X'tal cube (long-XC), we fabricated a 6 × 6 × 14 array of 3 mm cubic LGSO crystal elements. Not like Figure 1 which shows a basic structure of the X'tal cube, we coupled the MPPCs in the z-direction with the interval of 2.5 times the crystal element size with the purpose of reducing the number of the MPPCs. Performance evaluation results showed that the crystal identification was possible.

Here, we report results of our further study about the long-XC. The performance was compared while changing detector parameters: MPPC type, material between crystal elements, and MPPC signals used in the Anger-type



行った結果を示す。

calculation to generate the 3D position histogram.



Figure 1 Structure of X'tal cube and explanation of positon histogram.

2. 方法

前回の実験[4]と同様に、long-XC の結晶素子として 3 mm の立方体の LGSO を用いそれを $6 \times 6 \times 14$ 配列にし て結晶ブロックとした。LGSO の表面は化学研磨された状 態であった。使用した MPPC の感度有効領域は結晶素 子表面と同じ 3 mm × 3 mm であり、90 個の MPPC を Figure 2 に示すように結晶ブロックに結合した。接着剤に は RTVゴム(KE420、信越化学社製、屈折率 1.45)を用 いた。z 方向の MPPC の間隔は結晶素子サイズの 2.5 倍 となっている。MPPC の感度有効領域以外の結晶ブロッ ク表面は反射材で覆った。反射材には multilayer polymer mirrors (住友 3M 社製、反射率 98%)を用い た。

比較した2つの MPPC はどちらも浜松ホトニクス社製で あり、マイクロピクセルサイズが 25μ m(25μ -MPPC: with 14400 of 25 µm micro-pixels; 30.8 % fill factor) 250 μ m(50 μ -MPPC: with 3600 of 50 μ m micro-pixels; 61.5 % fill factor)であった。比較した結晶素子間の条件 は、RTVゴムで接着する、接着せず空気のままとする、で あった。接着しない条件では、結晶素子がばらばらになら ないようにライトガイドの役割もする 1 mm 厚のアクリル板 で結晶ブロックの 6 面を固定した。アクリル板の表面に反 射材とMPPCを接着した。アンガー計算で用いるMPPC 信号の比較について、例えば x 方向へのアンガー計算は Figure 3 に示す同じ x 位置の MPPC の信号の和(Sx1~ Sx5)について計算される。このとき、Sx2 ~ Sx4 が直接 x の 位置を示唆するのに対し、Sx1とSx5はその比率が x の位 置を示唆することになる。そこで、性質の違う Sx1と Sx5を 除いてアンガー計算をし、加えて全信号を用いて計算し た場合の結晶素子の識別能と比較した。

性能評価実験には ¹³⁷Cs 点線源(662 keV の γ 線)と NIM、CAMAC システムを用いた。

2. Materials and methods

The same as in our previous study[4], the crystal block of the long-XC was composed of a $6 \times 6 \times 14$ array of 3 mm cubic LGSOs. Their surfaces were chemically etched. The active area of each MPPC was 3 mm × 3 mm, the same size as the surface of the crystal element. Ninety MPPCs were coupled to the crystal block as shown in Figure 2. They were coupled with RTV rubber having a refractive index of 1.45 (KE420, Shin-Etsu Chemical Co., Ltd.). In the long direction, the interval between the MPPC active areas was 2.5 times longer than the crystal element size. Multilayer polymer mirrors of 98% reflectivity (Sumitomo 3M, Ltd.) were used as the reflector to cover the area between MPPC active areas.

Two types of MPPCs were compared: 25µ-MPPC (S10931-025P, with 14400 25-µm micro-pixels; 30.8 % fill factor) and 50µ-MPPC (S10931-050P, with 3600 50-µm micro-pixels; 61.5 % fill factor). Both are products of Hamamatsu Photonics K.K.. Two conditions between crystal elements were also compared: with coupling material (RTV rubber) and without coupling material, that is, left as an air gap. For the air gap condition, the crystal block was supported by light guides (1-mm thick acrylic plates) on all sides to keep its shape and reflectors and MPPCs were coupled on the surfaces of the acrylic plates. Regarding the comparison for the Anger-type calculation, we compared performance in the cases of all MPPC signals used and of chosen MPPC signals used. For example, for x position, "all" means all sum signals (Sx1 to Sx5 in Figure 3) were used and "chosen" means only Sx2 to S_{x4} were used.

¹³⁷Cs point sources (662 keV gamma ray) and NIM and CAMAC system were used for the performance measurement.



Figure 2 Structure of the long-XC.

Figure 3 MPPC sum signals for the Anger-type calculation.

3. 結果

Figure 4a) に 25µ-MPPC と 50µ-MPPC を用いたとき に得られた3次元の position histogram を示す。6×6× 14 個の結晶素子すべての応答を含むように表示されて いる。応答の配列が見やすくなるようz方向8層目の応答 を緑の線で囲んである。結晶応答の弁別は 50µ-MPPC を用いたときの方が優れている。50µ-MPPC は 25µ-MPPC に比べ micro-pixel の数が少なく fill factor が大きいことより、fill factor の低さが性能を落としてしまっ ていると考えられる。Figure 4b) に中央付近(5, 6, 7 層 目)と端に近い部分(12層目)の結晶素子(それぞれ6× 6 配列)に対する応答を Figure 4a)の 3 次元 position histogram から切り出した 2 次元 position histogram を 示す。50µ-MPPC を用いたときの応答である。5, 6, 7 層 目は隣り合う位置であるにも関わらず応答の弁別能は 6 層目が 5,7 層目より優れている。また、Figure 2 の面 C の MPPC に近い位置である 12 層目での応答の分離は 面 C から遠い中央に位置する7 層目に似ている。Figure 2より、7層目の表面に MPPC が結合する面積は 12 層 目と同じであり、6層目では結合する面積がさらに大きく5 層目は結合されておらずすべて反射材で覆われている。 結晶応答の分離は、結晶ブロック内の位置よりこの各層 表面に MPPC が占める割合に依存するという結果となっ ている。

異なる結晶素子間の条件と異なるアンガー計算で得ら れた 5,6 層目の 2 次元 position histogram を Figure 4c) に示す。これらの結果より、結晶素子は RTV ゴムで光学 接着せず空気のままの方が性能が優れ、その場合はアン ガー計算は全 MPPC 信号を用いる方がよいことがわかる。 しかし、結晶素子間を RTV ゴムとした場合はアンガー計 算で信号を選ぶことで結晶応答の弁別が明らかに改善さ

3. Results

Figure 4a) shows the 3D position histograms obtained with the 25µ- and 50µ-MPPCs. The image is displayed including all the responses corresponding to 6 × 6 × 14 crystal elements. Responses of the 8th-layer in the z-direction are enclosed by the green lines for easy understanding of the array of responses. Much better response separation was obtained with 50µ-MPPCs. The 50µ-MPPC with the smaller number of micro-pixels and the larger fill factor than the 25 µ-MPPC was a better choice to use for the long-XC. This means that the low fill factor of the 25 µ-MPPC degraded the performance. Figure 4b) shows the 2D position histograms of central layers (the 5th-, 6th-, and 7th- layers) and a peripheral layer (the 12th-layer) extracted from the 3D histogram with the 50µ-MPPCs (Figure 4a)). Response separation for the 6th layer was better than that for the 5th- and 7th- layers even though these two layers were adjacent to the 6th-layer. On the other hand, separation was similar for the 7th- and 12th-layers despite their position difference in the crystal block. These results indicate that response separation depends only on the rate of the area covered with MPPCs on each crystal layer, which is highest at the 6th-layer, 0 at the 5th-layer, and the same at the 7th- and 12th-layers as shown in Figure 2.

The other two detector parameters were compared in Figure 4c). These results indicate that the air gap is a better choice as the condition between crystal elements. For the Anger-type calculation, using all MPPC signals was better for the air gap condition while signal choice clearly improved response separation for the RTV

れることがわかる。

エネルギー分解能について、結晶応答の弁別がやや 劣る5層目で表面のMPPCから最も離れている中央の結 晶素子のエネルギー分解能は、25µ-MPPCを用いた場 合 12.9%, 50µ-MPPCを用い結晶素子間を空気とした 場合 11.9%, RTV ゴムとした場合 12.0%であった。 condition.

The energy resolution of a central crystal element in the 5th-layer was 12.9 % for 25μ -MPPCs, 11.9 % for 50μ -MPPCs with the air gap, and 12.0 % for 50μ -MPPCs with RTV.



Figure 4 a) 3D position histograms obtained with 25µ-MPPCs and 50µ-MPPCs. b) 2D position histograms of central and peripheral layers extracted from the 3D histogram with 50µ-MPPCs in a). c) 2D position histograms obtained with the conditions of the air gap and RTV between crystal elements, and all and chosen MPPC signals used in the Anger-type calculation.

4. まとめ

Long-XC の性能向上のための研究を行った。その結果、 MPPCとしては 25µ-MPPCより50µ-MPPCを用いる方が よく、結晶素子間を RTVゴムで光学接着すると結晶素子 の識別能が大きく劣化することがわかった。アンガー計算 での工夫については、結晶素子間を RTVゴムで接着した 場合のみ性能を改善させることがわかった。

4. Conclusions

This study optimized parameters of the long-XC. As a result, the 50µ-MPPC was found to offer better performance than the 25µ-MPPC and coupling crystal elements with RTV rubber degraded crystal element identification performance more than air did. MPPC signal choice in the Anger-type calculation improved performance only when crystal elements were coupled with RTV rubber.

Acknowledgements

Collaborators Fumihiko Nishikido, Hideo Murayama, Taiga Yamaya (NiRS-QST) Yoshiyuki Hirano (Gunma-University)

References

- [1] Y. Yazaki, et al., "Development of the X'tal Cube: A 3D position-sensitive radiation detector with all-surface MPPC readout," IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 59, pp. 462-468, April 2012.
- [2] T. Yamaya, et al., "A SiPM-based isotropic-3-D PET detector X'tal cube with a three-dimensional array of 1 mm³ crystals," Phys. Med. Biol., vol. 56, pp. 6793–6807, 2011.
- [3] M. Nitta et al., "From (0.8mm)³ to (0.77mm)³: Improved X'tal Cube PET detector for better crystal identification" IEEE NSS MIC CR, M4CP-22, San Diego, CA, 2015.
- [4] N. Inadama et al., "A DOI PET Detector Having Extended X'tal Cube Structure," IEEE NSS MIC CR, M19-15, Knoxville, TN, 2010.

Research achievements in 2016

[1] N. Inadama, et al., "Development of a DOI PET detector having the structure of the X'tal cube extended in one direction," IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 63, pp. 2509-2516, Aug. 2016.

X'tal cube 検出器の結晶内散乱事象の解明 Study of inter crystal scattering events in the X'tal cube

新田宗孝 大学院課程研究員 Munetaka Nitta, Junior Researcher Associate



1. はじめに

我々は、等方位置分解能を有する PET 検出器である X'tal Cube を研究、開発してきた[1]-[4]。本検出器は、 セグメント化されたシンチレータブロックの各面に、薄型の 光検出器である Multipixel photon counter(MPPC)を接着 し作成する。図1に X'tal Cube 検出器の模式図を示す。 内部には立方体状の結晶セグメントがあり、1つのセグメン トで発光したシンチレーション光は全ての MPPC に広がる。 全 MPPC 信号に対し Anger 計算をし、その結果を 3 次元 位置ヒストグラム上に描くことで、放射線検出セグメントを 決定する(図1右)。

我々は、サブミリ等方的位置分解能を目指し、セグメン トのサイズが 0.77mm 立方の X'tal cube を試作し、性能 評価を行いサブミリの位置分解能を有していることを確認 した。一方、 r線が検出器内で複数回散乱(結晶内散 乱)し、511keV の全エネルギーを付与した場合、Anger 計算の結果は、検出器の結晶ブロック中央部分の応答 関数には、結晶内散乱イベントによるものと考えられるテ ールが見られた。PET 検出器においては、結晶内散乱イ ベントは位置弁別を誤って決定しうる雑音イベントである [5]。そこで本研究では、511keV r線のスキャニング照 射実験と、それを模擬したモンテカルロシミュレーションに より応答関数を取得し、コンプトン散乱成分の割合や分解 能への影響などを調べた。

1. Introduction

We have developed a PET detector with isotropic position resolution, the X'tal cube [1]-[4]. The X'tal cube detector is composed of a scintillator block which is segmented into small cubes and multi pixel photon counters (MPPC, Hamamatsu Photonics K.K., Japan) as photo detectors covering the surfaces of the scintillator block. Figure 1 shows an illustration of the X'tal cube detector. Scintillation lights originating at a crystal segment spread to the MPPCs on all surfaces to be detected. All MPPC signals are used for the Anger-type calculation to project onto the 3D position histogram. By drawing interaction responses, we can determine clusters in the 3D position histogram corresponding to the crystal segments (Figure 1 (right)). We identify the interaction segment from the response.

We previously developed the X'tal cube composed of segments with the size of (0.77 mm)³ to achieve isotropic sub-millimeter spatial resolution. We confirmed that the X'tal cube has almost 0.77 mm isotropic spatial resolution. However, an undesirable effect by inter crystal scattering (ICS) events at the central part of the X'tal cube detector was observed. The ICS event provides incorrect information about the interaction position as noise [5]. In this study, we conducted a scanning experiment of 511 keV gamma-ray fan-beams. We also simulated the scanning experiment to estimate the ratio of the ICS events and to evaluate their effect on detector performance.





Each response drawn in the 3D position histogram corresponds to an individual segment of the X'tal cube.

2. 方法

2. Method

(1)ファンビーム照射実験

浜松ホトニクスのレーザー加工技術により内部に 0.77mm 間隔で光学的不連続面が生成された 13.1mm 立方のLYSO(Crystal Photonics Inc. (CPI); USA)結晶ブロ ックを用いた[6]。内部には 17x17x17 のセグメントがあ る。4 x 4 アレイの MPPC(S12642-0404PB-50(X), 浜 松ホトニクス社)を光検出器として用いた。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)を使い接着した。 図 2 にファンビーム照射実験のセ ットアップを示す。 厚さ 50mm、幅 0.2mm の鉛スリット上 に²²Na 線源を取り付け、別途同時計数検出器(LGSO $(3x3x5mm^3) + MPPC(S12572-50P, Hamamatsu)$ Photonics K.K.)))を用意し、消滅放射線の同時計数をし た。移動ステージで X'tal cube を 0.2mm 間隔で移動しス キャニング照射実験をし、応答関数を得た。応答関数 は、評価するセグメントに対応する結晶応答に関心領域 (ROI)を選択し、ROI 内の光電ピークイベント数をスキャン 毎にプロットすることで得られる。応答関数に対し、真値成 分と散乱成分の2成分のガウス関数と¹⁷⁶Lu起因のバッ クグラウンドを0次関数成分として仮定し、フィッティングを 行い、その関数から分解能、結晶内散乱成分について評 価をした。

(2)シミュレーション

結晶内コンプトン散乱の応答関数への影響を調べるために、モンテカルロシミュレーションツールであるGeant4を用いて、照射実験のシミュレーションを行った。シミュレーションでは 0.77mm 立方の LYSO シンチレータを 17x17x17に配列することで検出器を模擬した。図3にシ

(1) Fan-beam irradiation experiment

We used a LYSO scintillator block (Crystal Photonics Inc.; USA) with the size of (13.1 mm)³. Inside the scintillator block, there were laser processed boundaries fabricated by Hamamatsu Photonics K.K. to make an array of 17x17x17 segments [6]. Each segment size was (0.77 mm)³. Six 4x4 MPPC arrays (S12642-0404PB-50(X), Hamamatsu Photonics K.K.) were coupled to each surface of the block to make the X'tal cube. Coupling material was RTV rubber (KE420, Shin-Etsu Chemical Co., Ltd., Japan). We prepared a lead collimator with the slit width of 0.2 mm and the thickness of 50 mm. A ²²Na source was set on the slit. We conducted a coincidence experiment to detect 511 keV annihilation photons with a coincidence detector (LGSO (3.0 x 3.0 x 5.0 mm³) + MPPC (S12572-50P, Hamamatsu Photonics K.K.)). The X'tal cube detector was set on a moving stage to scan the detector with 0.2 mm pitch to measure the response function. The response function was obtained by plotting the number of photo peak events in the region of interest (ROI) set at the response in the position histogram, which corresponds to the segment to be evaluated, for each scan position. Assuming two components of true events and ICS events and ¹⁷⁶Lu background, we fitted the response function with two Gaussian and one 0th order functions, and we evaluated its position resolution.

(2) Simulation

In order to assess the effect of the scattered events on the position resolution of the X'tal cube, we simulated the irradiation experiment using the Geant4 simulation toolkit. Figure 3 shows the set-up of the simulation. We set LYSO scintillators each with a size of $(0.77 \text{ mm})^3$ in a 17x17x17 ミュレーションのセットアップを示す。シミュレーションではコ リメータを使用する代わりに、幅 0.2mm の範囲内で一様 に 511keV r線を生成し、ファンビーム状に検出器に照 射した。各セグメントへのエネルギー付与情報を用いて重 心演算により3次元位置ヒストグラムを描き、r線検出セ グメントを決定した。描かれた応答関数のうち結晶内散乱 イベントの割合を調べた。 array as a detector. The 511 keV photons which formed a fan-beam with a thickness of 0.2mm were irradiated instead of using the collimator. . In the simulation, we used energy deposit information at each segment to calculate the center of gravity as the interaction position.



Figure 2 Illustration of experimental setup.



Figure 3 Illustration of simulation setup.

3. 結果

(1) ファンビーム照射実験

図4に、実験により得られた、結晶9列目(スキャン中間 部分)における1層目および9層目の応答関数を示す。 フィッティング関数を赤の線で示した。フィッティング関数 の半値全幅はそれぞれ、0.62mmと0.72mmであった。応 答関数には、γ線が結晶セグメントに照射されていないに もかかわらずピークの外側にイベントがプロットされ、テー ルとなっている領域がある。それらは、結晶内散乱線によ るイベントが現れたものと考えられる。9層目の応答関数 では、1層目と比べ広がっていることが分かる。

3. Result

(1) Fan-beam irradiation experiment

Figure 4 shows response functions obtained by the experiment at the 1st and 9th DOI layers of the 9th row, which was central part of the scan position. The red line is the fitted function. Full width at half maximum (FWHM) of the response function at the 1st and 9th DOI layers were 0.62 mm and 0.72 mm, respectively. There is a long tail region in the response function. Although 511 keV annihilation photons were not irradiated to the segment, events were plotted outside the peak. We considered these events as the ICS events. The response function at the 9th DOI layer was more widely spread compared to that at the 1st DOI layer.

(2)シミュレーション

図 5 にシミュレーションにより得られた結晶 9 列目にお ける1層目および9層目の応答関数を示す。青と赤で示 されるヒストグラムがそれぞれ、結晶内散乱イベントを含 めた応答関数と、それらを除去したイベントから得られた 応答関数である。9層目における応答関数には実験結果 と同様に長いテールが乗っていることが確認できる。応答 関数の半値全幅は1層目と9層目でそれぞれ、0.63mm と0.75mmであった。また、結晶内散乱を除去した応答関 数をガウス関数でフィッティングし、その半値全幅はそれ ぞれ、0.55mmと0.54mmであった。1層目と9層目でそ れぞれ、13%と27%程度の位置分解能の劣化が起きてい ると推測される。

図 6 に、各層毎のフィッティング関数の総面積に対す る、真値成分を仮定して得たガウス関数の面積の割合を 示す。左が実験、右がシミュレーションにより得られたグラ フである。この割合が低くなるにつれ、結晶内散乱事象の 影響が大きくなることを示す。実験、シミュレーションともに 同様の傾向を示しており、5 層目付近まで、結晶内散乱 の影響が増えていることが分かる。また、シミュレーション の結果、検出器内で検出された光電効果イベントの内 57.4%のイベントが結晶内散乱イベントであった。得られた 1 層目と 9 層目の応答関数ではそれぞれ、41%および 67%のイベントが検出器内で相互作用したイベントであっ た。

(2) Simulation

Figure 5 shows response functions of the 9th row at the 1st and 9th DOI layers obtained by the simulation. The blue histogram is with the ICS events and the red is without them. FWHM of the response function at the 1st and 9th DOI layers were 0.63 mm and 0.75 mm, respectively. FWHM of the response function at those positions without the ICS events were 0.55 mm and 0.54 mm, respectively. Degradations of the spatial resolution of 13% and 27% were estimated at those two positions, respectively.

Figure 6 shows the ratio of the area of the Gaussian function, which was assumed as the true component, to total area of the fitted function for each DOI layer. Left and right figures were obtained from the experiment and the simulation, respectively. Decreasing this ratio indicates the effect of the ICS is becoming higher. A similar tendency was observed both in the experiment and in the simulation. According to figure 6, the effect of the ICS increased until the 5th DOI layer. According to the simulation, 57 % of the photo peak events detected in the detector were ICS events. The ICS event ratios of the response function at the 1st and 9th DOI layers were 41% and 67 %respectively.



Figure 4 Response functions of 1st and 9th layers obtained by the experiment. The red lines show the fitted function.



Figure 5 Response functions of obtained by the simulation. Blue shows the response function

including ICS events. Red shows the response function without the ICS events.



Figure 6 Ratio of area of true component of the fitted function to the total area of the fitted function.

4. まとめ

実験とシミュレーションにより、0.77mm 角のセグメントを 持つ X'tal cube 検出器における結晶内散乱イベントにつ いて調べた。シミュレーションによると検出器の光電ピーク イベントの内、結晶内散乱イベントは57.4%であった。検出 器の中心部は表層付近と比べ、結晶内散乱イベントの割 合が多くなった。さらに中心部分では分解能にも影響を与 え、27%程度分解能が劣化してしまっていると推測され た。これは、PET イメージングにも影響を与えると予想され る。更なる高分解能化を目指した場合、その影響は相対 的に大きくなると考えられる。検出器中心部分においても サブミリ分解能は維持できていたものの、結晶内散乱イベ ントを除去することにより、分解能を改善できると考えられ るので、今後結晶内散乱イベントの除去法を開発する必 要がある。

4. Conclusions

We studied the ICS events of the X'tal cube whose segment size was (0.77 mm)³ by experiment and simulation. According to the simulation, 57% of photo peak events detected in the detector were ICS events. The degradation of the spatial resolution of 27% was estimated at the center of the detector. This may affect degradation of the PET image. We expect that the effect of the ICS will become larger when we try to develop a PET detector with higher spatial resolution. Sub-millimeter resolution was achieved at the central part of the detector but removing the ICS events may provide higher resolution; therefore, we need to develop the methods to remove these ICS events.

Acknowledgements

Collaborators

Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Taiga Yamaya (NIRS-QST) Hideyuki Kawai (Chiba University)

References

- Y. Yazaki, et al., "Development of the X'tal Cube: A 3D position-sensitive radiation detector with all-surface MPPC readout," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, 59(2), 462-468, 2012.
- [2] T. Yamaya, et al., "A SiPM-based isotropic-3D PET detector X'tal cube with a three-dimensional array of 1 mm³ crystals," *Phys. Med. Biol.*, 56, 6793-6807, 2011.
- [3] Y. Hirano, et al., "Potential for reducing the numbers of SiPM readout surfaces of laser-processed X'tal cube PET detectors", *Phys. Med. Biol.*, 58, 1361–1374, 2013.
- [4] M. Nitta et al., "From (0.8mm)³ to (0.77mm)³: Improved X'tal Cube PET detector for better crystal identification" IEEE NSS MIC CR, M4CP-22, San Diego, CA, 2015.
- [5] S. Park et al "Effect of inter-crystal Compton scatter on efficiency and image noise in small animal PET module" IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imaging 2003 Conf. 4 2272–7, 2003
- [6] T. Moriya, K. Fukumitsu, T. Yamashita, M. Watanabe, "Fabrication of Finely Pitched LYSO Arrays Using Subsurface Laser Engraving Technique with Picosecond and Nanosecond Pulse Lasers" *IEEE TNS* 61(2), 1032-1038, 2014

PET 用 MPPC モジュールの時間分解能評価 Time resolution of MPPC module for PET

田久創大 研究員 Sodai Takyu, Researcher

1. はじめに

PET では一対の消滅ガンマ線を同時計数した検出器 ペアを結んだ線上のどこかに線源があると仮定し、画像 再構成を行う。この「同時」を判定する精度を示す指標は 時間分解能(Time resolution)と言う。この精度を上げるこ とで偶発同時計数の低減や飛行時間差情報(TOF, Time of Flight)の利用等により、画像の信号対雑音比の向上 が期待できる[1]。本稿では、優れた時間応答を持つ新 型の MPPC (Multi pixel photon counter) と回路が一体化 されたモジュールを用いて構成された PET 用検出器の時 間分解能の調査結果を述べる。

2. 材料と方法

光検出素子は、浜松ホトニクス製 MPPC モジュール C13500 シリーズのカスタムメイドモデルを用いた。このシ リーズの主な特徴は、高い時間分解能を持つこと(4×4 ×20 mm³の LFS(Lutetium fine silicate)シンチレータを使 用した標準品のカタログスペックで 280ps)、TOT(Time over Threshold)法を用いて MPPC チャンネルごとにエネ ルギー情報を取得すること、MPPC や結晶サイズの組み 合わせが複数用意されていることである。さらに、この MPPC から読み出した信号はすぐ後ろの回路(Figure 1 a) の実験体系を参照)で処理され、相互作用した放射線の エネルギー情報、タイミング情報、位置情報などがリストモ ードの形式で収集される。MPPC のサイズは 4×4 mm², 75 µm pitch, 12×12 channel である。シンチレータは、標 準品とは異なる 4×4×10 mm³の LFS を 12×12 で配 列化して、MPPC のチャンネルと一対一で光学結合され ている。この検出器を2台、30cmの距離で対向する向き で配置し、中心に 3.0MBg の²²Na 点線源を置いて、30分 の同時計数測定を行った。得られたコインシデンスデータ から、各検出器の MPPC チャンネルごとに時間分解能(タ イミング(検出時刻差の)スペクトルの半値幅)を調査し



1. Introduction

PET images are reconstructed assuming that a radioactive source exists on the line connecting a detector pair which has detected annihilation gamma rays in coincidence. A performance index to indicate the accuracy to determine the 'coincidence' is defined as 'time resolution'. A good time resolution improves the signal-to-noise ratio of the PET images by the effect of using TOF information and by the reduction of random coincidence [1]. This report describes timing resolution of a PET detector constructed with a new MPPC module consisting of MPPCs and electronics circuits.

2. Material and methods

As a photo detection element, we used a custom-made model of the new MPPC module (C13500 series, Hamamatsu Photonics K.K.). Main features of the C13500 series are good time resolution (280 ps according to the catalog specifications using LFS scintillator with the crystal size of $4 \times 4 \times 20$ mm³), capability to obtain energy information of each MPPC channel by a TOT method, and optionality to combine the MPPCs and the scintillators with different sizes. This module processes all readout signals by circuits behind the detector as shown in figure 1 a) and gathers the energy, timing, and position information as a list-mode data format. The size of each MPPC is 4×4 mm² with 75 μ m pitch and 12×12 channels. The 12×12 array of 4 × 4 × 10 mm³ LFS scintillators were optically connected to MPPC channels in a one-to-one manner. These two detectors were oppositely placed at a distance of 30 cm. A ²²Na point source of 3.0 MBg was placed at the center, and coincidence measurement was performed for 30 minutes. Time resolution of each MPPC channel was obtained as the full width at the half maximum in the spectrum of the time differences in the measured

た。また、結晶ペアごとの時間差のばらつきを調べた。

coincidence data. In addition, we analyzed variation of time difference between crystal pairs.



Figure 1 a) Experimental setup. b) 2D-map of time resolution with energy cutting.

3. 結果と考察

12×12 チャンネルの時間分解能[ps]を 2 次元ヒストグ ラムで表示したものを Figure 1 b) に示す。Figure 1 b)で は各チャンネルでエネルギーウインドウを設定し、消滅放 射線の光電効果イベントのみを抽出して解析し、時間分 解能を求めている(タイミング補正はなし)。この解析を行 う前の全 144 チャンネルの時間分解能の平均は 455ps 程度であったが、補正後では 282ps 程度まで改善した。 また各チャンネルで時間分解能にばらつきがあることがわ かった。特に時間分解能が他と比較して悪いチャンネル があるが、線源の位置による影響が原因と考えられ、位 置決め精度の確認が必要である。さらに、チャンネルごと のタイムスタンプのばらつきが大きいこともわかった。もう 一方の検出器も同様の傾向を示した。

4. まとめ

C13500 シリーズの MPPC モジュールを用いた PET 用 検出器の時間分解能を調査した。各チャンネルでエネル ギーウインドウを個別設定することで、時間分解能が 280ps 台前半まで向上することが分かった。今後は各チ ャンネルのタイムスタンプのばらつきを解析して時間特性 の補正法[2]等を検討する。

3. Results and discussion

Figure 1 b) shows a 2D histogram of timing resolution of 12 \times 12 channels. This histogram was obtained after energy cutting in the range of 511 keV photopeak events (without timing correction). Average of timing resolution of all channels with energy cutting was 282 ps (without energy cutting it was 455 ps). We also noted that our detector had variation of time resolution. Some channels indicated lower timing performance compared to other channels. We speculated this was an effect of the point source position. High accuracy of positioning was required for accurate measurement. Furthermore, we found that time skew of each channel had a wide variation and using another detector had a similar tendency.

4. Conclusion

We investigated timing performance of a PET detector using the new MPPC module (C13500 series). Individual setting of the energy window for each channel led to higher timing resolution approaching 280 ps. Our future work will include correction of the time skews of each channel for improvement of timing performance [2].

Acknowledgements

Collaborators Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Taiga Yamaya (NIRS-QST), Atox Co., Ltd.

References

- [1] 澁谷憲悟,他, "TOF-PET 分解能の限界に関する実験と考察",平成 20 年度次世代 PET 研究報告書, pp. 19-23, 2009.
- [2] E. Yoshida, et al., "Parameter Optimization of a Digital Photon Counter Coupled to a Four-Layered DOI Crystal Block With Light Sharing", IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 62, no. 3, pp. 748-755, 2015.

PET 高解像度化技術と細胞イメージング応用

Improved PET spatial resolution and cell imaging application

蛭海元貴 QST リサーチアシスタント Genki Hirumi, QST Research Assistant

1. はじめに

PET(Positron Emission Tomography)は、ほぼ全身の癌 診断に有効なうえ、認知症の早期診断技術としても期待さ れている。PET 装置は、視野に分布した放射性核種(Rl: Radio Isotope)の分布を画像化する、核医学イメージング 装置の一つである。これらの装置では、特定の生体組織に 蓄積するよう開発された薬剤と組み合わせることで、代謝 などの機能観察が可能である。しかし、既存のPET 装置の 解像度では、脳や小動物の観察に不十分なため、より高 精度な検出器開発が求められる。

一方で、近年、iPS 細胞に代表されるような、細胞制御 に関する研究が世界の注目を集めている。特に、医療分 野においては、再生医療の実現が期待される。こうした背 景から、細胞の持つ特性やメカニズムを解明する手法が 求められる。そこで、核医学イメージング手法の応用が期 待されているが、PET で取り扱うγ線は透過性が高いた め、細胞レベルの観察が難しい。そこで我々は、PET で培 ったシンチレーション放射線検出器の技術を応用して、γ 線より飛程の短いβ線を対象にした、新たな細胞イメージ ング装置の開発を目指している。

本稿では、我々が進めている、PET 用検出器および、β 線検出カメラについて進捗を報告する。

2. PET 高解像度化技術

(1) 序論

PET の検出器は、放射線と反応して発光するシンチレ ータと、そこで生まれた光を取得する PMT (Photomultiplier Tube)から成る。Figure 1 に示すように、 PET では、観察対象から 180°反対方向に放たれた 2 本の放射線を、2 つの検出器で同時に検出する。このと き、シンチレータのどこで放射線を検出したか特定(位置 弁別)し、2 点を直線で結ぶことにより、観察対象の分布 が画像化される。このような撮影原理に起因し、シンチレ ータの持つ厚みが測定誤差を生む.これにより、PET の

1. Introduction

Positron emission tomography (PET) is effective for cancer diagnosis for almost the entire human body and it is expected to be effective for early diagnosis of dementia as well. PET scanners are one of the nuclear medical imaging apparatuses that image distribution of a radioisotope (RI) in the field of view. However, image resolution of conventional PET is not sufficient to be used for human brains and small animals; therefore, a higher resolution detector is required.

On the other hand, research studies on cell regulation represented by iPS cells have attracted worldwide attention recently as a means to realize regenerative medicine. Therefore, imaging methods to elucidate the characteristics and mechanism of single cells are required. However, it is difficult to image them with γ -rays, which have too much permeability. Therefore, we are developing a new imaging method for β -rays, which have a shorter distribution range than γ -rays, by applying our scintillation detector technology cultivated through PET.

Here, we report progress in the development of new radiation detectors for PET and β -ray imaging.

2. Improved PET spatial resolution

(1) Introduction

Figure 1 is an illustration of a conventional PET detector. Scintillators, which convert radiation to photons, are optically coupled to a photomultiplier tube (PMT), which generates an electrical signal. In PET, two radiation beams that are emitted from a subject are detected as a coincidence event. Then it is possible to localize the source position on the straight line connecting detected points of the coincidence event. Therefore, the size of detector



画質は不均一になるため、検出器の位置弁別精度が画 質に大きく寄与する。よって、それまでは2次元が主流だ った位置弁別を、3次元にまで拡張した DOI(depth-ofinteraction)検出器^[1-4]が開発された。

ここで、我々のオリジナルアイデアである、光分配方式 4 層 DOI 検出器^[5, 6]を Figure 2 に示す。この検出器で は、シンチレータが 4 層から構成され、各層の光学条件 パターンが重ならないような工夫から、各層の応答が重 なり合わずに取得できる。これにより、感度を落とすことな く、高解像度を実現し、世界から高く評価されている。

より高い解像度を実現するには、2次元平面内の位置 弁別精度も高める必要がある。しかし、シンチレータを細 かく分割するほど、識別が必要な応答数が増えるので、 識別が難しくなる。PMTの性能を上げることで対応も可能 だが、現状では高価な装置であることや、シンチレータの 加工コスト増加もあり、実用的な手法ではない。

その一方で、放射線の持つ特徴から、4 層 DOI 検出器 では、各層の放射線検出確率に違いがあることがわかっ ている。ここで、各層の関わる検出イベントがイベント全体 に占める割合を求めるため、厚さ5 mm の LYSO を例とし たシミュレーションを行った。その結果では、最も視野中 心に近い最上層(1 層目)の関わるイベントは、全体の約 6 割を占めることが示された。このことから、1 層目を細分 化するだけで、効率よく解像度を向上できると考えた。

以上から、本研究では、各層の検出確率の違いに注 目し、シンチレータの 1 層目だけを細分化した、全く新し い構造の DOI 検出器を提案する。また、その性能を高め るため、本来はシンチレータ後部に接続するライトガイド を、シンチレータ内部に組み込むという工夫を施した。



Figure 1 Operating principle of PET detectors.

(2) 方法

Figure 3 に、ベースとした検出器と、実際に作成した試 作器の概要を示す。この検出器では、先に述べた光分配 segments highly contributes to the image resolution of PET as well as the parallax error caused by thickness of the segments. To reduce the error, several types of depth-of-interaction (DOI) detector have been developed ^[1-4].

Our group has developed 4-layered DOI detectors based on our original light sharing method ^[5, 6] (figure 2); reflectors, which are inserted in every two lines of segments and shifted differently depending on each layer, project 3-D position information to a 2-D position histogram.

For higher image resolution, smaller segmentation is required. However, in practical use, assembling segments of a tiny size tends to cost a lot.

On the other hand, the detection efficiency of each layer depends on the DOI, and the top (1st) layer has the highest detection efficiency. For example, we simulated 4-layered DOI detectors with LYSO scintillators having a length of 5 mm. In this case, 59% of the coincidence events are related to the 1st layer. That implies that the size of segmentation of the 1st layer mostly contributes to PET image resolution.

Therefore, we proposed a more practical 4-layered DOI detector. The key idea is that the segment size of the 1st layer mostly contributes to PET spatial resolution. In this work, we explore two ideas: (1) applying 1/4 size segments only for the 1st layer; and (2) inserting a light guide between layers of scintillator.



Figure 2 Principle of our 4-layered DOI detector based on light sharing method.

(2) Method

Figure 3 is an illustration and a photograph of the developed 4-layered DOI detector. The basic design was
方式4層 DOI 検出器を基に、シンチレータの1層目のみ細 分化した。具体的には、1層目を1.4×1.4×5.0 mm³、2 層目以降の3層を2.8×2.8×5.0 mm³毎に分割した。光 分配方式では、各分割領域間の光学条件によって、得ら れる応答を調整可能である。これを応用し、1層目の識別 性能が高まるよう、最適な光学条件パターンを考案した。 また、更なる工夫として、シンチレータの1,2層間にライトガ イドを組み込んだ。ライトガイドは、シンチレータとPMTの間 に挟むことで、応答全体を拡げる役割を担っている。これを 層間に組み込んだことで、これまでにない調整ができるよう になった。また、このように作成した試作器の性能評価を 行うため、放射線の一様照射実験から得られる出力を確 認した。

the same as our previous 4-lyered DOI detector, but the 1st layer was segmented with 1/4 the size ($1.4 \times 1.4 \times 5.0$ mm³) of the other layers ($2.8 \times 2.8 \times 5.0$ mm³). For better identification of small segments of the 1st layer, we contrived the best optical condition in the 1st layer. In addition, a thin acrylic plate was inserted between the 1st and the 2nd layers as a light guide for scintillation photons from the 1st layer. For performance evaluation, we measured uniform irradiation with a prototype detector.



Figure 3 Comparison of the proposed 4-layered DOI detector with a photograph of the prototype detector and our previous DOI detector.

(3) 結果

検出器から得られた出力は、その重心を求めることに より、2 次元のポジションマップ上に投影される。このポジ ションマップ上で見られる点は、シンチレータの各素子と 対応している。試作器から得られた出力を、Figure 4 に 示す。ここでは、全層とも 2.8 mm 区切りの従来型(左)、 1層目だけ 1.4 mm 区切りに変更した提案手法型(中 央)、さらに層間ライトガイドを採用したもの(右)を載せ た。これらの結果を比較すると、細分化した1層目の応 答が重ならずに識別できたことがわかる。よって、提案し た検出器構造が実現可能であることが示された。

(3) Results

Output signals from detectors are projected to a 2-D position histogram by an Anger-type calculation. Each cluster on the 2-D position histogram corresponds to each segment of the scintillator. Then, figure 4 shows experimental results of the prototype detector (mixing 1.4 mm segments on top and 2.8 mm segments for the others) with and without the light guide compared with our previous detector (all 2.8 mm segments). Finally, all crystals were clearly identified. The light guide improved crystal identification of the 1st layer. The result showed the feasibility of our proposed detector structure.



Figure 4 2D position map of the proposed detector

(4) まとめ

4 層 DOI 検出器において、各層の検出効率が異なる 点に着目し、効率的な高解像度化に向けた手法を提 案した。また、層間ライトガイドの採用により、その高い識 別性能が実証できた。

(4) Conclusion

We proposed the novel DOI detector with the 1/4-size segmented top layer. The developed DOI detector showed good performance in terms of identifying scintillator segments by inserting the light guide between layers.

3. 細胞イメージング応用

(1) 序論

細胞の観察には光学顕微鏡による蛍光イメージングが よく用いられるが、我々は、核医学の技術を応用した細 胞機能イメージングに向けた研究を進めている。そのた めには、10 μ m 程度の解像度を持ち、リアルタイムでの 動態観察が可能な測定装置が必要となる。核医学で よく利用される PET や SPECT などの γ 線検出によるイ メージングでは、数 mm 程度の解像度しか得られず、細 胞観察に十分な性能を得ることが難しい。一方で、物 体を透過する距離が γ 線よりも短い β 線検出によるイ メージングでは、原理的により高い解像度が得られる。 その例として、オートラジオグラフィが挙げられるが、この 手法では、一度感光デバイスに転写したものを読み込 むため、リアルタイムでの動態観察が不可能である。

本研究では、 β 線源の分布を直接観察するために、 科学計測用の sCMOS (Scientific CMOS)カメラと薄いシ ンチレータを用いた装置の開発を行う。

3. Cell Imaging application

(1) Introduction

Fluorescent imaging with an optical microscope is the standard for cell observation. On the other hand, we are aiming at applying our technology for functional imaging of single cells. For this application, a measurement system that has high resolution (10 μ m order) and real-time capability is required. Conventional nuclear medical imaging systems that capture γ -rays cannot achieve enough resolution for cell observation. On the other hand, imaging methods for β -rays, which have a shorter distribution range than γ -rays, in principle have a potential to achieve higher imaging resolution. Autoradiography is commonly used as a β -ray imaging system; however, this method does not have dynamic imaging capability because the subject is transferred onto photosensitive devices before read-out.

In this study, we developed a system that takes real-time cell functional images by direct observation of the β -ray source distribution using a thin scintillator and a scientific CMOS (sCMOS) image sensor.

(2) 方法

Figure 5 に、開発した β 線検出カメラの概要を示す。 この装置によるイメージングでは、まず、観察対象から 放出された β 線を、光ファイバープレート付き Csl シンチ レータへ入射させる。このシンチレータプレートは、150 μ m 厚の Csl シンチレータと、6 μ m 径の光ファイバープ レートが貼りあわされたもので、Csl と β 線の相互作用で 発生したシンチレーション光はファイバー側から取り出 す。最終的にレンズを取り付けた sCMOS カメラにより、 この光を撮影する。なお、レンズ系における工夫として、 シャッター速度短縮のために集光率の高いハイスピード レンズを、作動距離の調整を加えて接続した。

試作したβ線検出カメラを用いて、用意したサンプル の撮影実験を行った。サンプルには放射性薬剤(¹⁸F, 線源強度180 kBq/mm³, 半減期110分)を、均一な 厚さになるよう細胞観察器材のマイクロスライドに入れ、 シンチレータと接する面は厚さ12.5μmのポリイミドフィ ルムでカバーした。そして、暗箱内において、サンプルと プレートを接触させ、放出されたシンチレーション光から 画像を取得した。なお、この実験では、1画素あたり6.5 μm角の解像度で、10秒の露光時間で撮影した。

(2) Method

Figure 5 shows a photograph of our prototype β -ray imaging camera. In this system, first, a fiber optic plate with CsI scintillator emits light when it interacts with a β -ray. This scintillator plate is made of a CsI scintillator (thickness: 150 μ m) and optical fiber tubes (diameter: 6 μ m), and the emitted light is captured from the fiber side. Next, the emitted light is focused through lenses on the sCMOS camera. This camera has a high image resolution of 6.5 μ m/pixel, and its exposure time is 10 s. In order to achieve high sensitivity for weak light, we used a high-speed lens having a large maximum aperture, the original purpose of which was to shorten exposure time.

We took β -ray images of a sample ¹⁸F solution (activity, 180 kBq/mm³; half-life, 110 min) using the prototype camera. The surface of the scintillator touching the sample was covered with polyimide film (thickness, 12.5 µm). Then, the sample solution was contacted with the scintillator plate in a black box, and an image was obtained from the emitted scintillation light.



Figure 5 Photograph and schematic illustration of the prototype of the proposed β -ray imaging camera.

(3) 結果

Figure 6 に、実験で得られた結果を示す。ここで、(a) は照明光を当てた状態での撮影、(b)は遮光した状態 で、 β 線によるシンチレーション光のみを撮影したもので ある。これらを比較すると、 β 線のイメージングにより、 線源の存在する領域を特定できていることがわかる。よ って、提案した β 線検出カメラにより、視野内の β 線源 分布を画像化できたといえる。

(3) Results

Figure 6 shows two images; (a) was taken in a bright field and (b) was taken using emitted light to detect β -rays. In figure 6a, the activity area is indicated by the red frame. Our prototype camera discriminated between the signal of the active area and the background. We concluded that our camera has a capability to image the distribution of β -ray sources in the field of view.



Figure 6 (a) Sample solution in a bright field image and (b) image of β -rays at the start time.

(4) まとめ

細胞レベルでの機能画像を取得することを目的として、sCMOSによる β 線検出カメラを提案した。細胞観察に向けた足掛かりとして、試作機による実験では、 β 線源のイメージングが可能であることを確認できた。よって、今後は細胞レベルでの性能評価を進めていく。

(4) Conclusion

We proposed a β -ray imaging camera having the sCMOS sensor to obtain functional images of single cells. As the first step toward single-cell observation, the results of an experiment with the prototype showed that the proposed camera had good performance. For future tasks, evaluation at a single-cell order is required.

Collaborators

[Improved PET spatial resolution]
Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, and Taiga Yamaya, (NIRS-QST)
Hideaki Haneishi, and Munetaka Nitta (Chiba Univ.)
[Cell imaging application]
Fumihiko Nishikido, Hideaki Tashima, Hidekatsu Wakizaka, and Taiga Yamaya, (NIRS-QST)
Hideaki Haneishi (Chiba Univ.), Takahiro Higuchi (Univ. of Wuerzburg)

Grants

Genki Hirumi, IEEE NSS-MIC 2016 Trainee Grant (500 Euros)

References

- [1] Y. Yang, et al., "Tapered LSO arrays for small animal PET", *Phys. Med. Biol.*, vol. 56, pp. 139–153, 2010.
- [2] R. S. Miyaoka and T. K. Lewellen, "Effect of detector scatter on the decoding accuracy of a DOI detector module", IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 47, no. 4, pp. 1614–1619, 2000.
- [3] Y. Shao, et al., "Design studies of a high resolution PET detector using APD arrays", *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 47, pp. 1051–1057, 2000.
- [4] M. Ito, et al., "Continuous depth-of-interaction measurement in a single-layer pixelated crystal array using a single-ended readout", *Phys. Med. Biol.*, vol. 58, pp. 1269–1282, 2013.
- [5] T. Tsuda, et al., "A Four-Layer Depth of Interaction Detector Block for Small Animal PET", *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 51, 2537–42, 2004.
- [6] T. Yamaya, et al., "A prototype of a novel transformable single-ring OpenPET", IEEE NSS & MIC, M07-1, 2013.

イメージング物理研究チーム研究業績 2016(2016 年 1 月~2016 年 12 月) Achievements of Imaging Physics Team in 2016 (Jan. 2016 – Dec.2016)

1. 研究成果 Resarch achievements

- 1.1 原著論文 Peer-reviewed articles (7)
- Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Yasunori Nakajima, Hidekatsu Wakizaka, Tetsuya Shinaji, Munetaka Nitta, Shoko Kinouchi, Mikio Suga, Hideaki Haneishi, Taku Inaniwa, Taiga Yamaya, "Development of a small single-ring OpenPET prototype with a novel transformable architecture," Phys. Med. Biol., Vol. 61, pp. 1795-1809, 2016.
 Contured on medical physics use huiselished on medical physics use huises.

Captured on medicalphysicsweb, Highlighted on medicalphysicsweb review

< http://medicalphysicsweb.org/cws/article/research/64410>

<a>http://iopp.fileburst.com/mpw/review/MPWreview-issue2-2016.pdf>

- [2] Yoshiyuki Hirano, Hiroyuki Takuwa, Eiji Yoshida, Fumihiko Nishikido, Yasunori Nakajima, Hidekatsu Wakizaka, Taiga Yamaya, "Washout rate in rat brain irradiated by a ¹¹C beam after acetazolamide loading using a small single-ring OpenPET prototype," Phys. Med. Biol., Vol. 61, pp. 1875–1887, 2016.
- [3] Yoshiyuki Hirano, Munetaka Nitta, Fumihiko Nishikido, Eiji Yoshida, Naoko Inadama, Taiga Yamaya, "Induced radioactivity of a GSO scintillator by secondary fragments in carbon ion therapy and its effects on in-beam OpenPET imaging," Phys. Med. Biol., Vol. 61, pp. 4870-4889, 2016.
- [4] Yoshiyuki Hirano, Fumihiko Nishikido, Daisuke Kokuryo, Taiga Yamaya, "After-pulsing, cross-talk, dark-count, and gain of MPPC under 7-T static magnetic field," Radiological Physics and Technology, Radiol. Phys. Technol., 9, pp. 245-253, 2016.
- [5] Hideaki Tashima and Taiga Yamaya, "Proposed helmet PET geometries with add-on detectors for high sensitivity brain imaging" Phys. Med. Biol., 61, 7205-7220, 2016.

Captured on medicalphysicsweb<http://medicalphysicsweb.org/cws/article/research/66679>

- [6] Naoko Inadama, Yoshiyuki Hirano, Fumihiko Nishikido, Hideo Murayama, Taiga Yamaya, "Development of a DOI PET detector having the structure of the X'tal cube extended in one direction," IEEE Transactions on Nuclear Science, Vol. 63, No. 5, pp. 2509-2516, OCTOBER 2016.
- [7] Hiroyuki Takuwa, Yoko Ikoma, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Hidekatsu Wakizaka, Tetsuya Shinaji, Taiga Yamaya, "Development of a simultaneous optical/PET imaging system for awake mice," Phys. Med. Biol., 61, pp. 6430-6440, 2016.

1.2 査読付プロシーティング Peer-reviewed proceedings (0)

1.3 査読なしプロシーティング Proceedings (13)

- [1] 川口拓之,小畠隆行,佐野ひろみ,吉田英治,菅幹生,生駒洋子,谷川ゆかり,山谷泰賀,"PET 減弱補 正のための骨盤部 MRI の自動領域分割法,"信学技報 IEICE Technical Report, Vol. 115, No. 401, pp. 51-54, 2016 (メディカルイメージング連合フォーラム 2016(JAMIT フロンティア 2016), 2016/1/19, poster, 那覇)
- [2] 篠原滉平, 菅幹生, 吉田英治, 田島英朗, Jiang Jianyong, Ahmed Abdella Mohammednur, 山谷泰賀, "多層 検出器を用いたコンプトン PET の実現可能性の検討," 信学技報 IEICE Technical Report, Vol. 115, No. 401, pp. 55-58, 2016 (メディカルイメージング連合フォーラム 2016(JAMIT フロンティア 2016), 2016/1/19, poster, 那覇)
- [3] Taiga Yamaya, "PET Innovations at NIRS How Imaging Improes Quality of Life," proceedings for the 5th Intl. Conf. on Informatics, Electronics & Vision (ICIEV), 2016 (2016/5/14@U. Dhaka, invited, oral)
- [4] Md Shahadat Hossain Akram, Takayuki Obata, Mikio Suga, Fimihiko Nishikido, Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, "An RF coil integrated PET insert for MRI system," proceedings for the 5th Intl. Conf. on Informatics, Electronics & Vision (ICIEV), 2016. (2016/5/14@U. Dhaka, oral)
- [5] A. Mohammadi, E. Yoshida, H. Tashima, F. Nishikido, T. Inaniwa, A. Kitagawa, T. Yamaya, "Improvement of Purity of Produced ¹⁵O Beams for OpenPET," Conf. Rec. 2015 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, J3D1-2, 2016.
- [6] K. Shimizu, K. Hakamata, T. Sakai, H. Yamauchi, H. Uchida, M. Hirayanagi, S. Nakamura, F. Nishikido, E. Yoshida, M. Suga, T. Obata, T. Yamaya, "Multi-Pixel Photon Counter Module for MRI Compatible Application," Conf. Rec. 2015 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M3CP-85, 2016.
- [7] H. Tashima, E. Yoshida, F. Nishikido, H. Wakizaka, M. Nitta, A. M. Ahmed, A. Mohammadi, S. Tazawa, Y. Kimura, T. Suhara, Y. Fujibayashi, T. Yamaya, "Development of the Helmet-Chin PET Prototype," Conf. Rec. 2015 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M3CP-97, 2016.
- [8] E. Yoshida, H. Tashima, C. S. Levin, K. Parodi, T. Yamaya, "Simulation Study of a DOI-Based PET-Compton Imaging System for Positron Emitters," Conf. Rec. 2015 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M4CP-2, 2016.

- [9] M. Nitta, N. Inadama, F. Nishikido, E. Yoshida, H. Tashima, H. Kawai, T. Yamaya, "From (0.8mm)³ to (0.77mm)³: Improved X'tal Cube PET Detector for Better Crystal Identification," Conf. Rec. 2015 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M4CP-22, 2016.
- [10] E. Yoshida, H. Tashima, F. Nishikido, M. Nitta, K. Shimizu, T. Inaniwa, T. Yamaya, "Development of a Whole-Body Single-Ring OpenPET for in-Beam Particle Therapy Imaging," Conf. Rec. 2015 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M4CP-314, 2016.
- [11] H. Tashima, C. Kurz, E. Yoshida, J. Debus, K. Parodi, T. Yamaya, "Patient Data-Based Monte Carlo Simulation of in-Beam Single-Ring OpenPET Imaging," Conf. Rec. 2015 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M5A1-4, 2016.
- [12] M. S. H. Akram, T. Obata, M. Suga, F. Nishikido, E. Yoshida, T. Yamaya, "Evaluation of the Effects of PET Modules on the RF Field Distribution of an Integrated PET/RF-Coil Modality," Conf. Rec. 2015 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M5BP-83, 2016.
- [13] A. M. Ahmed, H. Tashima, E. Yoshida, F. Nishikido, T. Yamaya, "Sensitivity Comparison of the Helmet-Chin PET with a Cylindrical PET: a Simulation Study," Conf. Rec. 2015 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M6A2-6, 2016.

1.4 学会発表 Conference reresentations (51)

・国際会議(ロ頭発表) International conference (oral presentations) (13)

- [1] Fumihiko Nishikido, Eiji Takada, Takashi Moritake, Taiga Yamaya, "X-ray transparent detector for IVR dosimeter using organic photodiodes combined to plastic scintillators," Micro-Mini & Nano-Dosimetry and Innovative Technologies in Radiation Oncology (MMND-ITRO) Conference 2016. (2016/1/26, Hobart, oral)
- [2] Md Shahadat Hossain Akram, Takayuki Obata, Mikio Suga, Fumihiko Nishikido, Eiji Yoshida, Hiromi Sano, Taiga Yamaya, "MRI performance evaluation of an integrated head PET/RF-coil modality," International Symposium Radiation Detectors and Their Uses (ISRD2016) Abstract Book, p.14, 2016 (oral, 2016/1/19, KEK)
- [3] Akram Mohammadi, Naoko Inadama, Eiji Yoshida, Fumihiko Nishikido, Keiji Shimizu, Taiga Yamaya, "Optimization of a four layer DOI detector performance using different optical coupling conditions between crystals," International Symposium Radiation Detectors and Their Uses (ISRD2016) Abstract Book, p.15, 2016 (oral, 2016/1/19, KEK)
- [4] Md Shahadat Hossain Akram, Takayuki Obata, Mikio Suga, Fimihiko Nishikido, Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, "An RF coil integrated PET insert for MRI system," abstract book for the 5th Intl. Conf. on Informatics, Electronics & Vision (ICIEV), S242-2 #672, p. 137, 2016 (2016/5/14@U. Dhaka, oral)
- [5] F. Nishikido, M. Suga, K. Shimizu, M. Fujiwara, T. Obata, E. Yoshida, H. Tashima, T. Yamaya, "Performance evaluation of a second prototype PET-MRI system based on four-layer DOI-PET detectors integrated with a RF coil," 5th Conference on PET/MR and SPECT/MR Book of Abstracts, 2016 (PSMR2016, oral, 2016/5/23@Maritim Hotel Cologne)
- [6] E. Yoshida, H. Tashima, F. Nishikido, T. Yamaya*(speaker), "Development of open-type PET scanners with single-ring and dual ring geometries," J. Nucl. Med., vol. 57, no. supplement 2, 105, 2016 (SNMMI Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging Annual Meeting, No. 105, Oral, Highlighted, San Diego, 2016/6/12)
- [7] F. Nishikido, M. Suga, K. Shimizu, T. Obata, E. Yoshida, H. Tashima, T. Yamaya*(speaker), "Second "add-on" PET prototype: a head coil with PET to upgrade existing MRI to PET/MRI," J. Nucl. Med., vol. 57, no. supplement 2, 110, 2016 (SNMMI Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging Annual Meeting, No. 110, Oral, Highlighted, San Diego, 2016/6/12)
- [8] H. Tashima, E. Yoshida, F. Nishikido, H. Wakizaka, Y. Iwao, A. M. Ahmed, A. Mohammadi, Y. Kimura, T. Suhara, Y. Fujibayashi, Tazawa, T. Yamaya;" Initial clinical test of the first Helmet-Chin PET prototype for highly sensitive brain imaging," J. Nucl. Med., vol. 57, no. supplement 2, 254, 2016 (SNMMI Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging Annual Meeting, No. 254, Oral, Highlighted, San Diego, 2016/6/13)
- [9] Hideaki Tashima, Yukie Yoshii, Yuma Iwao, Eiji Yoshida, Hiroyuki Takuwa, Hidekatsu Wakizaka, Taiga Yamaya, "Development of an open PET system for image-guided surgery," International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery (Int. J. CARS), Vol. 11, Suppl. 1, pp. 562-563, June 2016. (Oral, CARS2016, Computer Assisted Radiology and Surgery 30th Inernational Congress and Exhibition, 2016/6/25)
- [10] Hideaki Tashima, Yukie Yoshii, Yuma Iwao, Eiji Yoshida, Hidekatsu Wakizaka, Hiroyuki Takuwa, Taiga Yamaya, "Development of a Prototype OpenPET-Guided Surgery System," 2016 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M17-5, 2016. (oral, 2016/11/5, Strasbourg)
- [11] Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Yuma Iwao, Hidekatsu Wakizaka, Shusaku Tazawa, Chie Seki, Yasuyuki Kimura, Tetsuya Suhara, Taiga Yamaya, "First Clinical Test of the Helmet-Chin PET Prototype," 2016 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M17-2, 2016. (oral, 2016/11/5, Strasbourg)
- [12] F. Nishikido, E. Takada, M. Nogami, T. Maeda, T. Moritake, T. Yamaya, "X-ray transparent multi-channel dosimeter based on organic photodiodes and plastic scintillators for real-time IVR monitoring," 2016 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, R15-1, 2016. (oral, 2016/11/4, Strasbourg)
- [13] Genki Hirumi, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, Munetaka Nitta, Hideaki Haneish, Taiga Yamaya, "A new four-layered DOI detector with quadrisected top layer crystals," 2016 IEEE Nuclear Science

Symposium and Medical Imaging Conference, M08-8, 2016. (oral, 2016/11/3, Strasbourg)

・国際会議(ポスター発表) International conference (poster presentations) (16)

- [1] Taiga Yamaya, Fumihiko Nishikido, Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Md Shahadat Hossain Akram, Mikio Suga, Hideaki Haneishi, Keiji Shimizu, Tomio Inoue, Takayuki Obata, "Add-on PET concept: a head coil with PET to upgrade existing MRI to PET/MRI," The Sixteen Conference of Peace Through Mind/Brain Science Abstracts, p-1, 2016 (poster, 2016/2/23, Hamamatsu)
- [2] Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, Hidekatsu Wakizaka, Yuma Iwao, Shusaku Tazawa, Taiga Yamaya, "Helmet-Chin PET prototype for high sensitivity brain imaging," The Sixteen Conference of Peace Through Mind/Brain Science Abstracts, p-2, 2016 (poster, 2016/2/23, Hamamatsu)
- [3] Md Shahadat Hossain Akram, Craig S. Levin, Takayuki Obata, Fumihiko Nishikido, Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, "Concept of an RF penetrable oval PET insert for MRI system: initial study of the shielding effect," International Society for Magnetic Resonance in Medicine (ISMRM) 24th Annual Meeting, 2016. (poster #2187, 2016/5/11, Singapore)
- [4] Md Shahadat Hossain Akram, Takayuki Obata, Mikio Suga, Fumihiko Nishikido, Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, "Bo and SAR calculation for a full-ring human head PET system integrated with an 8-element Birdcage coil at 3T," International Society for Magnetic Resonance in Medicine (ISMRM) 24th Annual Meeting, 2016. (poster #2193, 2016/5/11, Singapore)
- [5] Hiroshi Kawaguchi, Tkayuki Obata, Hiromi Sano, Eiji Yoshida, Mikio Suga, Yoko Ikoma, Yukari Tanikawa, Taiga Yamaya, "A hybrid-segmentation atlas method to construct the attenuation correction factor for human pelvic PET/MRI," International Society for Magnetic Resonance in Medicine (ISMRM) 24th Annual Meeting, 2016. (poster #2186, 2016/5/11, Singapore)
- [6] Md Shahadat Hossain Akram, Craig S. Levin, Takayuki Obata, Taiga Yamaya, "Experimental study for efficient RF field penetration with optimized shielding design for an RF penetrable oval PET insert," 5th Conference on PET/MR and SPECT/MR, poster, 2016.
- [7] E. Yoshida; Y. Iwao; H. Tashima; Y. Nagai; C. Seki; T. Minamimoto; Y. Fujibayashi, T. Yamaya (presenter), "Demonstration of the OpenPET for dynamic entire-body monkey imaging," 2016 World Molecular Imaging Congress, LBAP032, 2016 (2016/9/8, poster, NY)
- [8] Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Craig S. Levin, Katia Parodi, Taiga Yamaya, "Sensitivity and spatial resolution simulation of a PET-Compton insert imaging system," 2016 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M04D-10, 2016. (poster, 2016/11/2, Strasbourg)
- [9] F. Nishikido, M. Suga, K. Shimizu, M. Fujiwara, T. Obata, E. Yoshida, H. Tashima, T. Yamaya, "Development of the second "add-on PET" prototype: a head coil with DOI-PET detectors for MRI," 2016 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M13C-10, 2016. (poster, 2016/11/4, Strasbourg)
- [10] Akram Mohammadi, Eiji Yoshida, Fumihiko Nishikido, Taiga Yamaya, "Development of an Isotropic DOI Detector Based on a Dual-Ended Readout and Subsurface Laser Engraving Technique," 2016 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M04B-15, 2016. (poster, 2016/11/2, Strasbourg)
- [11] Abdella M. Ahmed, Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, "The "bed-PET": a proposed geometry for a highly sensitive and affordable whole body PET scanner," 2016 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M16E-6, 2016. (poster, 2016/11/4, Strasbourg)
- [12] Abdella M. Ahmed, Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, "Detector size and geometry optimization for the helmet-chin PET," 2016 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M13C-11, 2016. (poster, 2016/11/4, Strasbourg)
- [13] Md Shahadat Hossain Akram, Craig S. Levin, Takayuki Obata, Taiga Yamaya, "An RF-penetrable oval body PET insert for MRI: initial experimental study for efficient MR imaging performance," 2016 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M16E-9, 2016. (poster, 2016/11/4, Strasbourg)
- [14] Md Shahadat Hossain Akram, Takayuki Obata, Taiga Yamaya, "Improving RF field (B1) penetration efficiency by implementing concept of multiple full-ring PET insert for MRI system," 2016 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M13E-18, 2016. (poster, 2016/11/4, Strasbourg)
- [15] Md Shahadat Hossain Akram, T. Obata, M. Suga, F. Nishikido, E. Yoshida, K. Shimizu, M. Fujiwara, A. Mohammadi, Taiga Yamaya, "Development of the second prototype of the RF coil integrated DOI-PET insert: MRI compatibility study," 2016 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M16E-10, 2016. (poster, 2016/11/4, Strasbourg)
- [16] Masanori Fujiwara, Mikio Suga, Fumihiko Nishikido, Munetaka Nitta, Yoshihiko Kawabata, Taiga Yamaya, Takayuki Obata, "Assessment of shielding materials for the add-on PET at different magnetic field strengths of MRI," 2016 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M13C-3, 2016. (poster, 2016/11/4, Strasbourg)

・国内会議 Domestic conference (22)

[1] 川口拓之,小畠隆行,佐野ひろみ,吉田英治,菅幹生,生駒洋子,谷川ゆかり,山谷泰賀, "PET 減弱補 正のための骨盤部 MRI の自動領域分割法," 信学技報 IEICE Technical Report, Vol. 115, No. 401, pp. 51-54, 2016 (メディカルイメージング連合フォーラム 2016(JAMIT フロンティア 2016), 2016/1/19, poster, 那覇)

- [2] 篠原滉平, 菅幹生, 吉田英治, 田島英朗, Jiang Jianyong, Ahmed Abdella Mohammednur, 山谷泰賀, "多 層検出器を用いたコンプトン PET の実現可能性の検討," 信学技報 IEICE Technical Report, Vol. 115, No. 401, pp. 55-58, 2016 (メディカルイメージング連合フォーラム 2016(JAMIT フロンティア 2016), 2016/1/19, poster, 那覇)
- [3] 新田宗孝, 稲玉直子, 錦戸文彦, 吉田英治, 田島英朗, 河合秀幸, 山谷泰賀, "サブ mm 等方分解能を目 指した PET 検出器 X' tal Cube の結晶弁別能の改善," 第 63 回応用物理学会春季学術講演会 講演予 稿集, 02-055, 2016. (21p-P12-5, 2016/3/21, 大岡山, poster)
- [4] 錦戸文彦, 菅幹生, 藤原理伯, 清水啓司, 小畠隆行, 田島英朗, 吉田英治, 山谷泰賀, "頭部用 RF コイ ルー体型 PET 装置の2次試作機を用いた性能評価,"第63回応用物理学会春季学術講演会 講演予稿 集, 02-114, 2016. (22a-W833-8, 2016/3/22, 大岡山)
- [5] 山谷泰賀,吉田英治,田島英朗,錦戸文彦, Mohammadi Akram, 脇坂秀克,稲庭拓,北川敦志, "重粒子 線照射野イメージングのための single-ring OpenPET 実証機開発,"第 63 回応用物理学会春季学術講 演会 講演予稿集, 02-115, 2016. (22a-W833-9, 2016/3/22,大岡山)
- [6] Hideaki Tashima, Christopher Kurz, Eji Yoshida, Wenjing Chen, Julia Bauer, Jürgen Debug, Katia Parodi, Taiga Yamaya, "In-beam OpenPET imaging simulation based on patient data," 医学物理, 第 36 巻 Sup. 1 (第 111 回日本医学物理学会学術大会報文集), p. 96, 2016. (O-052, パシフィコ横浜, 2016/4/14) (大会長賞受賞)
- [7] Akram Mohammadi, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, Atsushi Kitagawa, Taiga Yamaya, "Optimization of ¹⁵O beam for in-beam PET imaging," 医学物理, 第 36 巻 Sup. 1 (第 111 回日本医学物理 学会学術大会報文集), p. 97, 2016. (O-053, パシフィコ横浜, 2016/4/14) (大会長賞受賞)
- [8] Md Shahadat Hossain Akram, Takayuki Obata, Mikio Suga, Fumihiko Nishikido, Eiji Yoshida, Hiromi Sano, Taiga Yamaya, "Development of a PET/RF-coil integrated system for MRI: comparative MRI study for withand without-PET modules," 医学物理, 第 36 巻 Sup. 1 (第 111 回日本医学物理学会学術大会報文集), p. 177, 2016. (O-133, パシフィコ横浜, 2016/4/16) (大会長賞受賞)
- [9] Chie Toramatsu, Eiji Yoshida, Yoko Ikoma, Hidekatsu Wakizaka, Akram Mohammadi, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, Taku Inaniwa, Atsushi Kitagawa, Taiga Yamaya, "In-beam OpenPET measurement of washout rate in rabbits using ¹⁰C, ¹¹C and ¹⁵O ion beams," 医学物理, 第 36 巻 Sup. 1 (第 111 回日本医学物 理学会学術大会報文集), p. 178, 2016. (O-134, パシフィコ横浜, 2016/4/16)
- [10] Genki Hirumi, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, Munetaka Nitta, Hideaki Haneishi, Taiga Yamaya, "Improved spatial resolution of the 4-layered DOI-PET detector by the quadrisected top layer crystals," 医学物理, 第 36 巻 Sup. 1 (第 111 回日本医学物理学会学術大会報文集), p. 179, 2016. (O-135, パシフィコ横浜, 2016/4/16)
- [11] Abdella M. Ahmed, Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, "Feasibility study of a pixilated mouth-insert detector in the helmet PET," 医学物理, 第 36 巻 Sup. 1 (第 111 回日本医学物理学会学術大会報文集), p. 182, 2016. (O-138, パシフィコ横浜, 2016/4/16) (英語プレゼンテーション賞受賞)
- [12] Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Yuma Iwao, Shusaku Tazawa, Yasuyuki Kimura, Taiga Yamaya, "First healthy volunteer study of high sensitivity helmet-chin PET prototype," 医学物理, 第 36 巻 Sup. 1 (第 111 回日本 医学物理学会学術大会報文集), p. 183, 2016. (O-139, パシフィコ横浜, 2016/4/16) (大会長賞受賞)
- [13] Yuma Iwao, Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Hiromi Sano, Yasuyuki Kimura, Taiga Yamaya, "Development of attenuation correction method for helmet-chin PET prototype using CT images," 医学物理, 第 36 巻 Sup. 1 (第 111回日本医学物理学会学術大会報文集), p. 184, 2016. (O-140, パシフィコ横浜, 2016/4/16)
- [14] Jianyong Jiang, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Kohei Shinohara, Mikio Suga, Taiga Yamaya, "Geant4 simulation study of a Compton-PET imaging system using advanced 3D positioning detectors," 医学物理, 第 36 巻 Sup. 1 (第 111 回日本医学物理学会学術大会報文集), p. 190, 2016. (O-146, パシフィコ横浜, 2016/4/17)
- [15] 吉井幸恵,田島英朗,岩男悠真,田桑弘之,吉田英治,脇坂秀克,須尭 綾,張明栄,山谷泰賀,"位置特 定が困難な腫瘍の正確な摘出に向けた PET ガイド手術システムの実現可能性,"第35回日本医用画 像工学会大会予稿集(CD-ROM), OP1-5, 2016 (2016/7/21, oral, @千葉大)
- [16] 田島英朗,吉田英治,岩男悠真,山谷泰賀, "ヘルメット型 PET における画像再構成法の開発," 第35 回日本医用画像工学会大会予稿集(CD-ROM), OP2-6, 2016 (2016/7/21, oral, @千葉大)
- [17] Md Shahadat Hossain Akram, Takayuki Obata, Mikio Suga, Fumihiko Nishikido, Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, "Development of a PET/RF-coil integrated system: Evaluation of MR imaging," 第 35 回日本医用画像工学 会大会予稿集(CD-ROM), PP-19, 2016 (2016/7/22, poster, @千葉大)
- [18] Yoshiyuki Hirano, Munetaka Nitta, Fumihiko Nishikido, Naoko Inadama, Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, "Effects of induced radioactivity of scintillators on in-beam OpenPET dedicated for dose verification in heavy ion theray," 医学物理, 第 36 巻, Sup. 3, p. 135, 2016. (第 112 回日本医学物理学会学術大会, O-102, 2016/9/10@沖縄

コンベンションセンター)

- [19] 田島英朗,吉井幸恵,岩男悠真,吉田英治,田桑弘之,脇坂秀克,山谷泰賀,"OpenPET ガイド手術シ ステムの提案と小型試作機による実証,"第77回応用物理学会秋季学術講演会講演予稿集,16a-A37-11,2016 (2016/9/16, oral,朱鷺メッセ)
- [20] 錦戸文彦,藤原理伯,菅幹生,清水啓司,小畠隆行,田島英朗,吉田英治,山谷泰賀,"頭部用 RF コイ ルー体型 PET 装置の 2 次試作機のイメージング性能評価,"第 77 回応用物理学会秋季学術講演会講 演予稿集, 16a-A37-12, 2016 (2016/9/16, oral,朱鷺メッセ)
- [21] 小畠隆行, 錦戸文彦, 田島英朗, 吉田英治, 菅幹生, 羽石秀昭, 清水啓司, 高橋浩之, 井上登美夫, 山谷泰賀, "アドオン PET/MRI: PET 検出器一体型の MRI 用頭部 RF コイルの 2 次試作," 第 56 回日本 核医学会学術総会, M3VIIIC1, 2016/11/5 (名古屋国際会議場)
- [22] 岩男悠真,山谷泰賀,吉田英治,田島英朗,関千江,木村泰之,須原哲也,山下大地,田沢周作,"ヘルメット型 PET 試作機による健常ボランティアの脳イメージング,"第 56 回日本核医学会学術総会, M3VIIIC2, 2016/11/5 (名古屋国際会議場)

1.5 研究会 Workshop presentations (15)

- [1] 山谷泰賀, "生体イメージング技術開発研究チームの5年間,"次世代 PET 研究会 2016 講演予稿集, pp. 1-7, 2016. (次世代 PET 研究会 2016, oral, 2016/1/15, 秋葉原)
- [2] 吉田英治,田島英朗, 錦戸文彦, 稲庭拓,山谷泰賀, "OpenPET 実証機の開発," 次世代 PET 研究会 2016 講演予稿集, pp. 10-11, 2016. (次世代 PET 研究会 2016, oral, 2016/1/15, 秋葉原)
- [3] 田島英朗,吉田英治,錦戸文彦,脇坂秀克,岩男悠真, Abdella M. Ahmed, Akram Mohammadi, 木村泰之,田沢周作,山谷泰賀, "ヘルメット PET 実証機開発,"次世代 PET 研究会 2016 講演予稿集, pp. 14-15, 2016. (次世代 PET 研究会 2016, oral, 2016/1/15, 秋葉原)
- [4] 錦戸文彦, 菅幹生, 清水啓司, 酒井利明, 小畠隆行, 吉田英治, 山谷泰賀, "PET/RF コイルー体型アド オン PET/MRI の実証機開発," 次世代 PET 研究会 2016 講演予稿集, pp. 16-17, 2016. (次世代 PET 研究 会 2016, oral, 2016/1/15, 秋葉原)
- [5] 山谷泰賀,吉田英治,生駒洋子,錦戸文彦,田島英朗,Akram Mohammadi,稲玉直子,"PET イノベーション:ハードウェアの開発から脳神経伝達機能の画像化まで,"第3期中期計画成果発表会 放射線科 学 未来へのメッセージ, p. 31, 2016 (2016/1/26 東京国際フォーラム,ポスター発表)
- [6] 山谷泰賀, "頭部用 PET-MRI の開発,"千葉大学 戦略的重点研究強化プログラム「マルチモーダル計 測医工学」キックオフシンポジウム, 2016/3/8 (千葉大学).
- [7] Taiga Yamaya, "Introduction of imaging physics research at NIRS," 4th SNU-NIRS Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and Technology, 2016/4/19. (oral, Jeju)
- [8] Hideaki Tashima, Christopher Kurz, Eiji Yoshida, Wenjing Chen, Julia Bauer, Jürgen Debus, Katia Parodi, Taiga Yamaya, "Patient data-based in-beam OpenPET simulation," Proceedings of the 4th SNU-NIRS Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and Technology, pp. 7-10, 2016. (2016/4/19, oral, Jeju)
- [9] F. Nishikido, M. Suga, K. Shimizu, M. Fujiwara, T. Obata, E. Yoshida, H. Tashima, T. Yamaya," Development of a second prototype PET-MRI system based on four-layer DOI-PET detectors integrated with a RF coil," Proceedings of the 4th SNU-NIRS Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and Technology, pp. 16-19, 2016. (2016/4/19, oral, Jeju)
- [10] Abdella M. Ahmed, Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, "Feasibility study of a pixelated mouthinsert detector in the helmet PET," Proceedings of the 4th SNU-NIRS Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and Technology, pp. 31-35, 2016. (2016/4/19, oral, Jeju)
- [11] Akram Mohammadi, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, Taku Inaniwa, Atsushi Kitagawa, Taiga Yamaya, "¹⁵O production for in-beam PET imaging," Proceedings of the 4th SNU-NIRS Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and Technology, pp. 42-47, 2016. (2016/4/19, oral, Jeju)
- [12] Md Shahadat Hossain Akram, Takayuki Obata, Mikio Suga, Fumihiko Nishikido, Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, "MRI compatibility study of a cylindrical PET/Birdcage-coil multimodal system," Proceedings of the 4th SNU-NIRS Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and Technology, pp. 58-61, 2016. (2016/4/20, oral, Jeju)
- [13] Munetaka Nitta, Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Hideyuki Kawai, Taiga Yamaya, "Spatial resolution evaluation of the X'tal cube detector of 0.77 mm cubic segments," Proceedings of the 4th SNU-NIRS Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and Technology, pp. 67-70, 2016. (2016/4/20, oral, Jeju)
- [14] 山谷泰賀, 吉田英治, 錦戸文彦, 田島英朗, Akram Mohammadi, 稲玉直子, 寅松千枝, Abdella M. Ahmed, 岩男悠真, Md Shahadat Hossain Akram, 田久創大, 脇坂秀克, 新田宗孝, 蛭海元貴," 平成 28 年度 QST 研究交流会 ポスター発表, 2016/12/7 (高崎研)
- [15] H. Tashima, Y. Yoshii, Y. Iwao, E. Yoshida, H. Wakizaka, H. Takuwa, and T. Yamaya, "Demonstration of a Prototype OpenPET Surgery System Toward Conquest of Refractory Cancer," 平成 28 年度 QST 研究交流会

ポスター発表, 2016/12/7 (高崎研)

1.6 特許 Patents (6)

・出願 Application (1)

[1] 吉田英治,山谷泰賀,"積層型放射線 3 次元位置検出器,"特願 2016-073372,2016/3/31 出願 (Q00508JP)

・登録 Registered (5)

- [1] Hideaki Tashima, Taiga Yamaya, "HELMET-TYPE PET DEVICE," US9,226,717, 2016/1/5 登録 (474US)
- [2] 山谷泰賀, 小畠隆行, 菅野巖, 高山卓三, 山形仁, 岡本和也, "PET 装置、PET-MRI 装置および画像処 理方法," CN 102725657 B, 2016/1/13 登録 (398CN)
- [3] 山谷泰賀, 小畠隆行, "PET 装置," 第 5939549 号, 2016/5/27 登録 (383.1).
- [4] 山谷泰賀,田島英朗,東又厚,"楕円軌道回転装置及び PET 装置,"特許第 6010815 号, 2016/9/30 登録. (429JP)
- [5] Taiga Yamaya, Fumihiko Nishikido, Takayuki Obata, Mikio Suga, Kazuyuki Saito, Mitsuo Watanabe, Eiichi Tanaka, "INTEGRATED PET/MRI SCATTER," US9,510,797, 2016/12/6 登録 (394US)

2. 成果普及などへの取り組み Outreach actions

2.1 研究会などの開催 Workshop hosting (2)

- [1] "次世代 PET 研究会 2016"を主催, 2016/1/15 秋葉原, 参加者数 132 名(所外 101 名)
- [2] 研究会"4th SNU-NIRS Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and Technology" を主催 (2016/4/19-21, Jeju)

2.2 セミナー開催 Seminar hosting (1)

[1] "国際オープンラボラトリ・ジョイントセミナー Radiation Damage Detection in Polymers/Biomolecules and Imaging in Particle Therapy"を主催 2016/3/8, 放医研.

2.3 報告書出版 Annual report publishing (1)

[1] 山谷泰賀 編, 平成 27 年度次世代 PET 研究報告書, NIRS-R-69, 2016/3/31 刊行

2.4 総説 Review articles (7)

- [1] 山谷泰賀, "進化型 PET カメラ," 放射線科学, Vol. 59, 第1号, p. 61, 2016.
- [2] 山谷泰賀, "次世代の PET とその可能性," 中外医学社 Clinical Neuroscience, vol. 34, no. 6, 20, pp. 651-654, 2016.
- [3] 山谷泰賀, "粒子線治療における照射場のイメージング技術," 放射線と産業, No. 140, pp. 2-3, 2016.
- [4] 山谷泰賀, "粒子線治療の照射場のイメージングのための"OpenPET"装置の開発," 放射線と産業, No. 140, pp. 14-18, 2016.
- [5] 山谷泰賀, "ヘルメット型 PET 装置の開発 –高性能・小型の頭部専用機で認知症早期診断の普及へ-," Isotope News, 2016 年 8 月号, No. 746, pp. 6-9, 2016.
- [6] 山谷泰賀, "がん診断・治療融合のための次世代 PET 装置およびシステムの研究,"一般財団法人丸文 財団設立 20 周年記念 丸文学術賞・丸文研究奨励賞 記録集, pp. 100-101, 2016.
- [7] 田島英朗, "PET 装置の構成要素と基本原理(3) PET イメージングに必要なデータ補正と画像再構成," Medical Imaging Technology, Vol. 34, No. 5, pp. 287-291, 2016.

2.5 講義・講演 Lectures (15)

・シンポジウム等における招待講演 Invited talks at symposium (7)

- [1] Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Fumihiko Nishikido, Hideaki Tashima, Akram Mohammadi, Yuma Iwao, Chie Toramatsu, Atsushi Kitagawa, Taku Inaniwa "OpenPET: a novel open-type PET system for 3D dose verification in particle therapy," Micro-Mini & Nano-Dosimetry and Innovative Technologies in Radiation Oncology (MMND-ITRO) Conference 2016. (2016/1/28, Hobart, oral, invited)
- [2] 山谷泰賀, "PMT から SiPM へ? 未来の PET 装置について考える,"日本放射線技術学会第72回総会 学術大会教育講演1 [核医学部会], 2016/4/15. (パシフィコ横浜)
- [3] Taiga Yamaya, "PET Innovations at NIRS How Imaging Improves Quality of Life," abstract book for the 5th Intl. Conf. on Informatics, Electronics & Vision (ICIEV), IS211-1, p. 33, 2016 (2016/5/14@U. Dhaka, invited, oral)
- [4] T. Yamaya, "Development of OpenPET for 3D in-beam imaging," Workshop on in-vivo dose monitoring, 2016. (LMU, Garching, 2016/5/20, invited, oral)

- [5] Taiga Yamaya, "Innovation in PET and SPECT instrumentations," JSMI Report, vol. 9, no. 2, p. 78, 2016. (第 11 回日本分子イメージング学会総会・学術集会, S-11, invited, 2016/5/28, 神戸国際会議場)
- [6] Taiga Yamaya, "OpenPET enabling PET imaging during radiotherapy," International Nuclear Physics Conference (INPC2016), abstract #524, 2016. (invited, oral, Adelaide, 2016/9/12)
- [7] 山谷泰賀, "次世代検出器が切り拓く未来 PET 機器開発,"第16回放射線プロセスシンポジウム講演 要旨・ポスター発表要旨集, S7-2, pp. 37-38, 2016. (2016/11/9,東京大学弥生講堂)

・講演 Lectures (3)

- [1] Taiga Yamaya, "PET Innovations for Earlier Diagnosis and Particle Therapy Imaging," seminar at TUDelft, 2016/3/1.
- [2] Taiga Yamaya, "PET Innovations for Earlier Diagnosis and Particle Therapy Imaging," Lecture at UCSF Department of Radiology & Biomedical Imaging, 2016/3/28.
- [3] 山谷泰賀, "ヘルメット型 PET- the best PET for brain imaging-,"「認知症の最近動向と今後について」 講演会, 2016 (2016/12/14,株式会社アトックス本社)

・講義 Educational lectures (5)

- [1] 山谷泰賀, "PET 計測の原理と PET イノベーション," 放射線医学総合研究所第 10 回画像診断セミナ ー, 2016/2/1 (放医研).
- [2] 山谷泰賀,"放射線医工学,"千葉大学大学院講義,2016年度前期毎週月曜 16:10-17:40
- [3] 山谷泰賀, "未来のPET 装置について考える,"横浜市大医学研究科分子イメージング講義, 2016/11/24.
- [4] 山谷泰賀, "PET innovation: 未来の PET 装置について考える"九州大学大学院医学研究院分子機能画 像科学論 2016/12/5.
- [5] 吉田英冶,"核医学物理学,"第12回医学物理コース,2016/7(放医研)

2.6 著書 Book chapters (1)

 Taiga Yamaya, "PET Imaging Innovation by DOI detectors", book chapter, Perspectives on Nuclear Medicine for Molecular Diagnosis and Integrated Therapy (Springer), pp. 39-49, 2016.

2.7 プレス・広告物掲載 Public relations activities (13)

- [1] "がん粒子線治療中に撮影 放医研 装置開発、照射正確に,"日本経済新聞 12版 13面, 2016/2/8.
- [2] "認知症、「脳のごみ」除き予防 アルツハイマー病の前兆を捉える 検査装置や治療薬 開発進む,"日本経済新聞 12版 23 面, 2016/2/4.
- [3] "既存 MRI に PET 機能 放医研など新手法 頭部映像を同時撮影,"日刊工業新聞, 21 面, 2016/2/12.
- [4] "次世代の先導者 山谷泰賀氏 がん治療時に使える PET 常識疑い精度向上実現,"日経産業新聞,8 面 (先端技術), 2016/2/18.
- [5] "Dual-mode PET enhances *in vivo* dosimetry," medicalphysicsweb に掲載, 2016/3/22 < http://medicalphysicsweb.org/cws/article/research/64410>
- [6] NHK news 7 にて新機構記念式典紹介ニュースにおいてヘルメット PET インタビューが紹介される, 2016/4/3.

<http://www3.nhk.or.jp/news/html/20160403/k10010466531000.html?utm_int=news-culture_contents_listitems_002>

- [7] "放射線医学総合研究所の山谷泰賀氏とアトックスが共同開発したヘルメット型 PET 装置," 週刊東 洋経済 2016.4.9 号 p. 91, 2016.
- [8] "早期発見に繋がる最新技術,"週刊現代 5 月 7・14 日合併号, p. 30, 2016/5/14.
- [9] "シリーズ「認知症」この人に注目!山谷泰賀さん",健康 365 2016 年 8 月号, pp. 162-163, 2016.
- [10] NHK World Medical Frontiers, "Targeting Proteins, Fighting Dementia", 2016/7/5 放送 http://www3.nhk.or.jp/nhkworld/en/vod/medicalfrontiers/20160705.html
- [11] "OpenPET offers in vivo dosimetry," medicalphysicsweb review, issue 2, p. 1, 2016. http://iopp.fileburst.com/mpw/review/MPWreview-issue2-2016.pdf
- [12] "水落敏栄文部科学副大臣が放射線医学総合研究所を視察されました,"量子科学技術研究開発機構
 ニュースにヘルメット型 PET 見学のご様子が紹介される,2016/9/9.
 http://www.qst.go.jp/information/itemid047000703.html
- [13] "High-sensitivity PET targets brain imaging," medicalphysicsweb に掲載, 2016/10/21 <http://medicalphysicsweb.org/cws/article/research/66679> the top 5 most popular articles of the month
- 2.8 出展など Exhibition (1)
- [1] 平成 28 年度一般公開にてラボ公開, 2016/4/24.

2.9 その他報告書 Other reports (0)

2.10 海外ゲスト対応 Foreign guest scientists (4)

- [1] 2016/1/14-17 Stanford University School of Medicine, Prof. Craig Levin
- [2] 2016/3/6-11 LMU Prof. Dr. Katia Parodi, Dr. Peter Thirolf, M.Sc. Saad Aldawood, M.Sc. Silvia Liprandi, M.Sc. Ingrid Valencia Lozano
- [3] 2016/4/24 Australian Nuclear Science and Technology Organization (ANSTO) Dr. Marie-Claude Gregoire
- [4] 2016/5/31-6/10 CERN/LMU Ricardo dos Santos Augusto

2.11 見学対応 Lab tours for visitors (21)

- [1] 2016/2/1 第 10 回画像診断セミナー受講生 22 名
- [2] 2016/2/9 東京ビデオセンター土井研吾氏ほか1名
- [3] 2016/2/15 理化学研究所脳科学総合研究センター北城圭一氏・大分大学工学部電気電子工学科末谷大道氏
- [4] 2016/4/3 文部科学大臣 馳浩 衆議院議員
- [5] 2016/4/4 週刊現代取材
- [6] 2016/4/15 公益財団法人高輝度光科学研究センターSpring8 常務理事 藤田浩氏・総務課長代理 國武 新氏
- [7] 2016/6/7 Bruker BioSpin, President, Dr. Rene Lenggenhager 氏ほか5名
- [8] 2016/7/7 JST 研究開発戦略センター中村亮二氏ほか1名
- [9] 2016/7/22 熊本大学教授白石順二氏ほか1名
- [10] 2016/8/18-19 桐蔭学園高校高校1年生10名
- [11] 2016/8/26 リトアニア大使 Egidjus MEILŪNAS 氏ほか1名
- [12] 2016/8/31 水落敏栄文部科学副大臣ほか5名
- [13] 2016/9/14 日立製作所 研究開発グループ テクノロジーイノベーション統括本部青木雅博統括本部 長ほか3名
- [14] 2016/9/26 三井物産戦略研究所 技術・イノベーション情報部 越田誠室長ほか3名
- [15] 2016/9/28 株式会社アトックス矢口敏和取締役社長ほか3名
- [16] 2016/10/11 University of Wollongong Linh Tran 氏
- [17] 2016/10/31 The Christie NHS Foundation Trust Samuel Peter Ingram 氏
- [18] 2016/11/18 Lithuanian University of Health Sciences 副学長, Renaldas Yurkevicius 教授ほか2名
- [19] 2016/11/22 敦賀市役所 鈴木裕氏ほか4名
- [20] 2016/11/24 飯山満中学校2年生3名
- [21] 2016/12/3 放医研 PET 装置開発研究ラボ見学会参加者 10 名

3. 外部評価(表彰) Awards (11)

- [1] 山谷泰賀, "ヘルメット型 PET 装置の開発,"平成 28 年理事長表彰, 2016/7/1.
- [2] 田島英朗, "In-beam OpenPET imaging simulation based on patient data," 第111 回日本医学物理学会 大会長賞受賞, 2016.
- [3] Akram Mohammadi, "Optimization of 15O beam for in-beam PET imaging," 第111 回日本医学物理学会 大会長賞受賞, 2016.
- [4] Md Shahadat Hossain Akram, "Development of a PET/RF-coil integrated system for MRI: comparative MRI study for with- and without-PET modules," 第 111 回日本医学物理学会 大会長賞受賞, 2016.
- [5] 吉田英治, "First healthy volunteer study of high sensitive helmet-chin PET prototype," 第 111 回日本医学物 理学会 大会長賞受賞, 2016.
- [6] Abdella M Ahmed, "Feasibility study of a pixilated mouth-insert detector in the helmet PET," 第 111 回日本 医学物理学会 英語プレゼンテーション賞受賞, 2016.
- [7] Md Shahadat Hossain Akram, ISMRM Educational Stipend (475\$), ISMRM 24th Annual Meeting & Exhibition, 7-13 May 2016.
- [8] Genki Hirumi, IEEE NSS-MIC 2016 Trainee Grant (500 Euro).
- [9] Md Shahadat Hossain Akram, IEEE NSS-MIC 2016 Trainee Grant (500 Euro).
- [10] Abdella M Ahmed, IEEE NSS-MIC 2016 Trainee Grant (500 Euro).
- [11] 田島英朗, "ヘルメット型 PET における画像再構成法の開発," 第 35 回日本医用画像工学会大会 奨励 賞, 2016/9/21.

次世代 PET 研究報告書 2016

2016 Report on PET Imaging Physics Research

2017 年 2 月 27 日刊行 (Publication on Feb. 27, 2017)

編 集 山谷 泰賀 (Taiga Yamaya) jpet@qst.go.jp

 発行 国立研究開発法人 量子科学技術研究開発機構 放射線医学総合研究所 National Institute of Radiological Sciences, National Institutes for Quantum and Radiological Science and Technology
 住所 〒263-8555 千葉県千葉市稲毛区穴川4丁目9番1号

印 刷 株式会社 さくら印刷

©2017 国立研究開発法人量子科学技術研究開発機構