

次世代PET

研究報告書2017

2017 Report on PET Imaging Physics Research

目次 Contents

イメージング物理研究チーム 研究活動報告 2017	Imaging Physics Team: Research action report 2017	山谷泰賀 Taiga Yamaya	1
改良型ヘルメット PET: Chin 検出器 vs. Neck 検出器	Improved helmet-type PET: chin detector vs. neck detector	田島英朗 Hideaki Tashima	13
ヘルメット型 PET 試作機の 性能評価	Performance evaluation of the helmet-neck PET prototype	赤松 剛 Go Akamatsu	18
頭部 PET 吸収補正マップ 自動位置合わせ手法の開発	Automated image fusion algorithm of emission images and attenuation maps for brain PET	岩男悠真 Yuma Iwao	23
ヘルメット型 PET 装置における TOF 情報の有用性	Feasibility of a helmet-type PET with TOF information	田久創大 Sodai Takyu	25
MRI 同時撮像のための 全身用楕円 PET インサートの検討	A prototype oval PET insert for MRI systems targeted for body imaging	エムディ シヤハダト ホサイン アクラム Md Shahadat Hossain Akram	28
OpenPET技術の未来展開: in-beam PET研究とDOI検出器開発	In-beam PET study of RI beams and detector development	モハマディ アクラム Akram Mohammadi	32
ウサギ脳における生体内洗い出し効 果の解明: ¹¹ C 照射と ¹⁵ O 照射を比 較する in-beam PET 実験	Washout effect in rabbit brain: in-beam PET measurements using ¹¹ C and ¹⁵ O ion beams	寅松千枝 Chie Toramatsu	37
結晶底面への反射材挿入による PET 検出器の性能改善	Improved PET detector by coupling reflectors on the bottom of a crystal block	稲玉直子 Naoko Inadama	40
検出器内散乱事象が PET 画像へ与える影響	Effect of the inter-crystal scattering on PET images	新田宗孝 Munetaka Nitta	42
有機フォトダイオード検出器を用いた 重粒子線ビームの計測	Organic photodiode detector for heavy ion beam	錦戸文彦 Fumihiko Nishikido	46
細胞の動態観察に向けた マイクロβイメージング装置の開発	Development of a micro imaging system for dynamic observation of cells	蛭海元貴 Genki Hirumi	50
イメージング物理研究チーム 研究業績 2017	Achievements of Imaging Physics Team in 2017		55

イメージング物理研究チーム 研究活動報告 2017

Imaging Physics Team: Research action report 2017

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。放射線医学総合研究所(放医研)は、1979年に日本初のPET装置を開発して以来、PET研究を続け、今や分子イメージング研究の世界的リーディング機関のひとつとなった。

PET装置については、空間分解能や感度、コストなど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。イメージング物理研究チームは、独自アイデアの創出と実用化を二本柱に、核医学物理研究を推進している。2017年の成果のハイライトは以下のとおりである。

- ・ 新コンセプト whole gamma imaging (WGI)の初号試作機開発に成功
- ・ Depth-of-interaction (DOI)検出器の実用化について「産学官連携功労者表彰厚生労働大臣賞」受賞
- ・ OpenPETの研究開発について「科学技術分野の文部科学大臣表彰科学技術賞(研究部門)」受賞

DOI検出器およびOpenPETは、それぞれ2000年度および2007年度から着手したテーマであり、長年に渡り継続してきた研究開発が評価されたものである。収穫を祝うと同時に、次期シーズの創出を忘れてはならない。

1. Introduction

Positron emission tomography (PET) plays important roles in cancer diagnosis, neuroimaging and molecular imaging research. The National Institute of Radiological Sciences (NIRS) has been focusing on PET research since 1979 when NIRS developed the first PET scanner in Japan. Now NIRS is recognized as one of the world's leading institutions in the field of molecular imaging research.

Regarding instrumentations, potential points remain for which big improvements could be made, including spatial resolution, sensitivity and manufacturing costs. Therefore, research on next generation PET technologies remains a hot topic worldwide. The Imaging Physics Team (IPT) is engaging in nuclear medicine physics research by realizing innovative ideas. Highlights of achievements in 2017 are:

- ・ **First prototyping of the novel concept “whole gamma imaging”**
- ・ **Recognized as a Person of Collaboration Merits by the Minister of Health, Labour and Welfare, for the realization of a depth-of-interaction (DOI) detector**
- ・ **Awarded the Science and Technology Prize by the Minister of Education, Culture, Sports, Science and Technology, for research on OpenPET**

Both DOI and OpenPET are long-term research projects which were started in 2000 and 2007, respectively. These awards, which celebrate the fruits of our labor, remind us to plant new seeds for the next generation research.



Figure 1 Award ceremonies: recognizing our works for DOI realization (left) and for OpenPET research (right).

2. これまでの研究の流れ (2001-2017)

放医研第一期中期計画(2001-2005 年度)において、イメージング物理研究チームは、空間分解能と感度を両立する4層 DOI 検出器を世界に先駆けて開発した。DOI 検出器は、その後、株式会社島津製作所により乳房専用 PET 装置として実用化された。

放医研第二期中期計画(2006-2010 年度)では、DOI 検出器を応用した新発想の PET 装置の研究開発に着手した。具体的には、世界初となる開放型 PET 装置「OpenPET」を考案した。また、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、PET の理論限界分解能の実現を目指し、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(2011-2015 年度)では、2012 年のドイツノバ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、このフレキシブルな放射線検出器システムを応用して、独自アイデアである頭部専用のヘルメット型 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、既存 MRI を PET/MRI に拡張できる「アドオン PET」を可能にした。

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ア WGI の研究開発をスタートした。

2. Historical overview (2001-2017)

In the first midterm plan of NIRS (2001-2005), IPT succeeded in developing a novel 4-layered DOI detector, which is a key technology to get any significant improvement in sensitivity while maintaining high spatial resolution. This DOI detector is the base for Shimadzu's new line of positron emission mammography products.

In the second midterm plan of NIRS (2006-2010), IPT expanded PET application fields by making full use of DOI detectors. IPT invented the world's first, open-type PET geometry OpenPET, which is expected to lead to PET imaging during treatment. The DOI detector itself evolved through application of recently developed semiconductor photodetectors, i.e., silicon photomultipliers (SiPMs). We developed a SiPM-based DOI detector X'tal cube to achieve the theoretical limitation of PET imaging resolution.

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 OpenPET prototype enabled realization of an innovative brain scanner; 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.

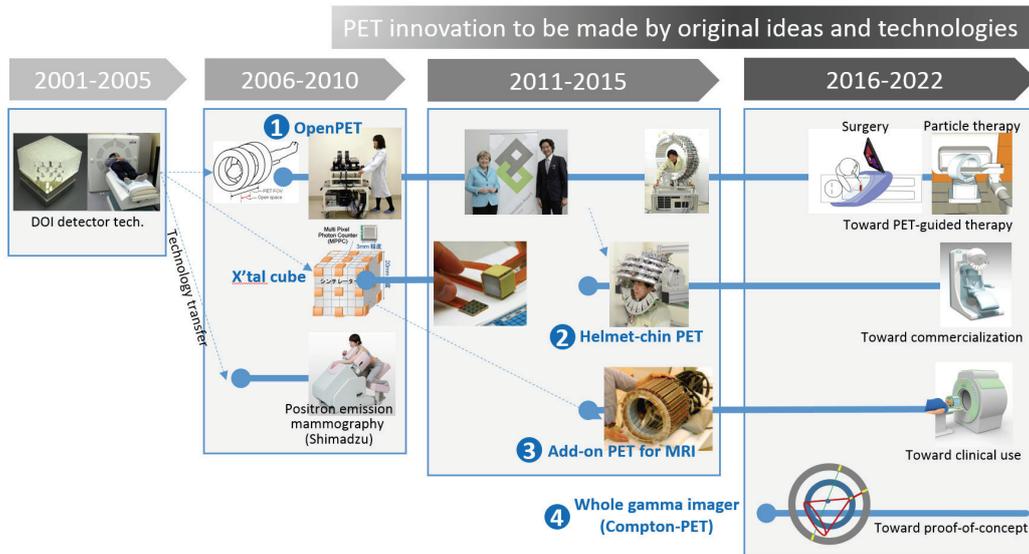


Figure 2 Historical overview of research projects done by the Imaging Physics Team

3. Whole gamma imaging (WGI)コンセプト

PET の技術が成熟に向かう今、単一細胞レベルのセル・トラッキングなどの新たなニーズに応えるためには、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 理事長ファンドなどの支援のもと、ミュンヘン大学(LMU)Katia Parodi 教授らのグループと共同で、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)の装置開発を 2016 年度に開始した。

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。幅広い核種がイメージング対象になるため、標的アイソトープ治療薬の可視化に役立つ。さらに、対象核種を、 ^{44}Sc 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(^{44}Sc の場合 1157keV)を放出する 3 ガンマ核種に置き換える。すると、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、核種位置が特定されるため、理屈の上では、1 回の壊変からでも位置が特定できる。

開発 2 年目となる今年度は、初年度のシミュレーション結果に基づいて装置試作を行い、放医研標識薬剤開発部の協力のもと、WGIのコンセプト実証(^{44}Sc イメージング)に成功した。具体的には、線と円錐表面の交点として、半値幅 12.7mm の位置特定精度が得られた。今後は、検出器の改良などにより、精度改善を図っていく予定である。

3. Whole gamma imaging (WGI) concept

PET is recognized as a successful imaging method, but in order to meet emerging demands such as *in-situ* single-level cell tracking, we need to break through an inherent limitation in the principle of PET itself. Therefore, in collaboration with Prof. Katia Parodi at Ludwig-Maximilians-Universität München and others, with support by the NIRS International Open Laboratory program and the QST President Grant, IPT started realization of the new concept of whole gamma imaging (WGI) in 2016.

WGI is a concept utilizing all detectable gamma rays for imaging by combining PET and Compton 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. As a wide range of radioisotopes can be visualized, WGI is expected to enable imaging of the targeted radioisotope therapy. In addition, triple gamma emitters such as ^{44}Sc , that emits a pair of 511 keV photons and a 1157 keV gamma ray almost at the same time, are selected as an imaging target. In theory, localization from a single decay is possible by identifying the intersection point between a coincidence line and a Compton cone.

In 2017, following the simulation we accomplished in 2016, we succeeded in prototyping the first WGI system and showed a proof-of-concept of WGI, by visualizing a ^{44}Sc source generated by the Department of Radiopharmaceuticals Development at NIRS. We showed the localization accuracy of the 12.7mm FWHM which was obtained as the intersection point between a coincidence line and a Compton cone. Further improvement will be possible by optimizing the detectors.

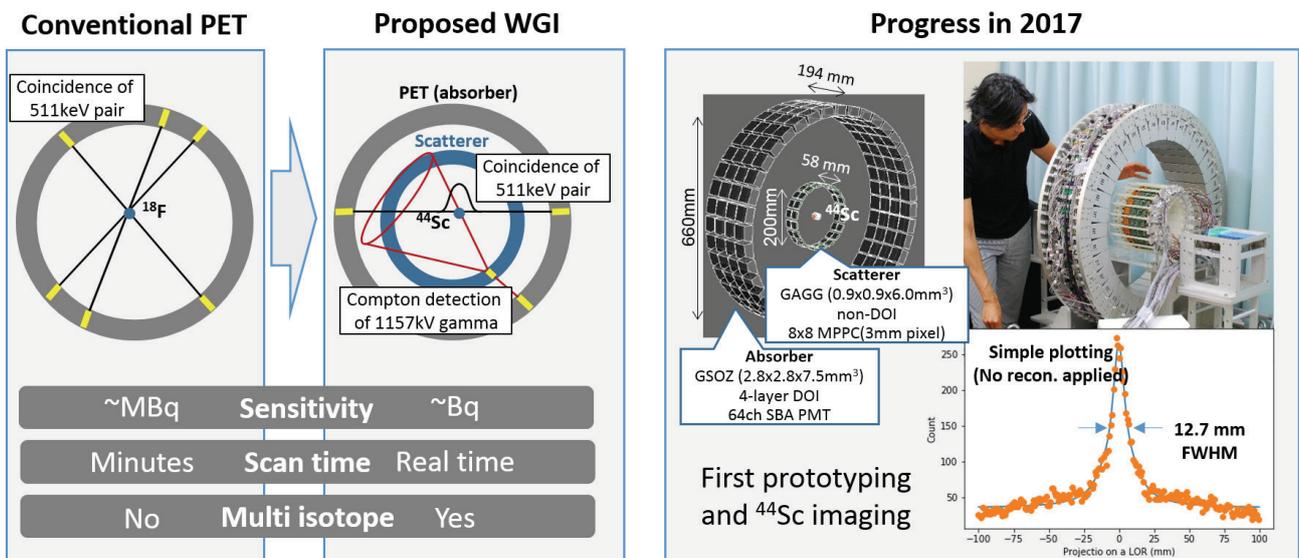


Figure 3 Realization of the whole gamma imaging (WGI) concept

4. ヘルメット型 PET 装置の開発

高齢化が進む中、認知症患者数の急増が社会問題化している。脳 PET 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。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。

2017 年度は、より圧迫感がなくなるように、あご部検出器を後頭部に移す改造を行った。これは、追加検出器は、数が同じであれば効果は位置に依存しないというシミュレーション結果に基づいたものである。実際には、後頭部検出器では、あご部検出器時に設けていたマージンが不要になったため、改造により約 7% 感度が上がった。

4. Brain dedicated helmet-type PET

Life extension 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 prototypes 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, high-resolution, and low-cost brain PET imaging.

In 2017, progressing towards a more patient-friendly system, we moved the chin detector unit to the back of the neck position. This change was based on our simulation, which showed that the effect of additional detectors depends on the number of detectors and does not depend significantly on their position. In practice, a 7% improvement in sensitivity was obtained because the safety margin, which was required for the chin-detectors, could be removed for the neck detectors.

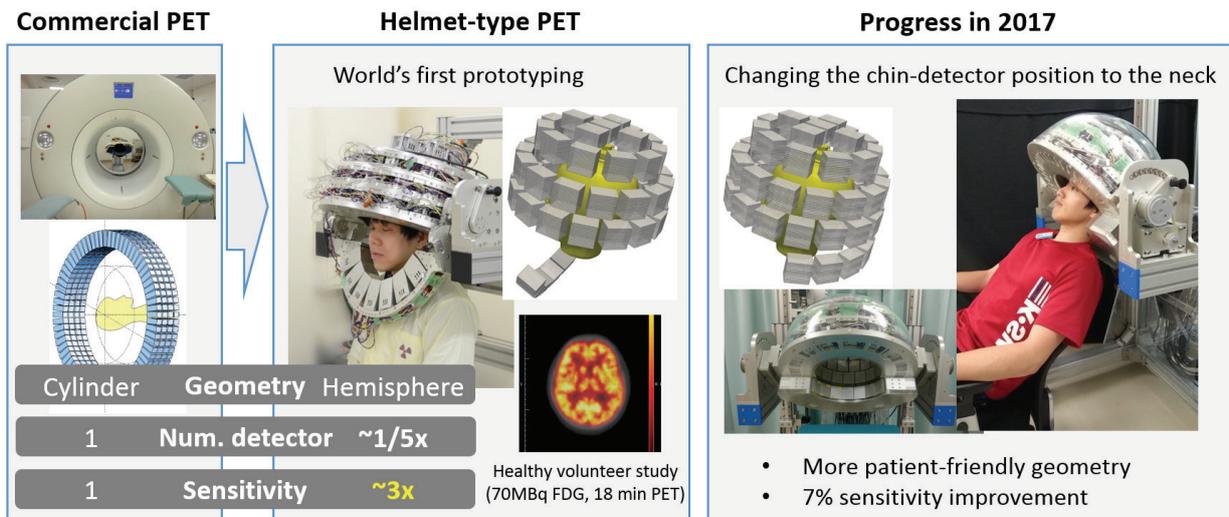


Figure 4 Helmet PET project

5. 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

5. Add-on PET to upgrade existing MRI

One of the major innovations made in recent years is the combined PET/MRI, but utilization of DOI detectors has not been studied well. DOI measurements are essential for PET in order to exploit the 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

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、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したい。

頭部サイズのプロトタイプ開発に成功した昨年度に続き、今年度は、全身展開に向けた要素技術を開発した。具体的には、体幹部にフィットする楕円形検出器配置において、MRI 影響、特に RF 透過性について試験した。

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 stuck 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.

Following the development of a head-sized prototype in 2016, an oval detector arrangement was investigated, in particular we focused on the RF transmission performance, for the potential extension to whole-body PET/MRI imaging.

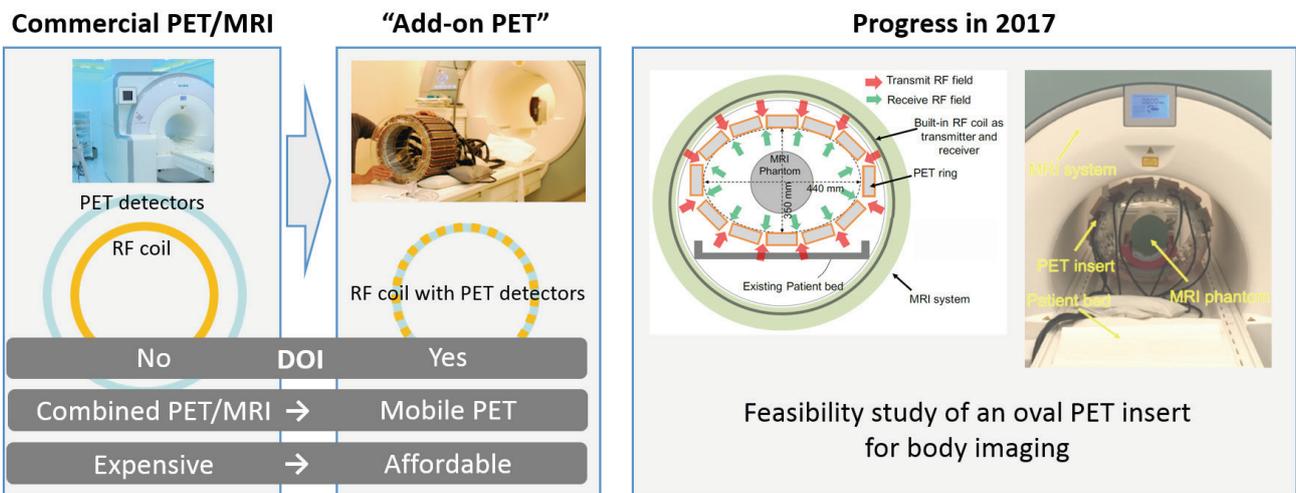


Figure 5 Add-on PET (PET/MRI) project

6. 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、核破碎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。昨年度には、 ^{15}O ビーム照射法を確立し、ビーム自体を PET 核種とすることで、線量ピーク位置と PET 画像ピーク位置の差が 1mm 以下になることを示した。

2017 年度の主な進捗は、国際的な共同研究の推進である。OpenPET ならではの意欲的な実験を HIMAC にて行った。具体的には、通常の安定核ビーム(^{12}C ビームなど)照射における PET-dose 変換法(LMU)や、モンテカル

6. 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 ^{12}C ion irradiation. Even with a full-ring geometry, the OpenPET has an open gap through which the treatment beam passes. In 2016, IPT showed that the difference between a PET peak position and a dose peak position could be smaller than 1 mm with the newly established ^{15}O beam irradiation.

In 2017, IPT continued its international collaboration. Outstanding HIMAC experiments which made full use of the potential of the OpenPET system were done. A PET-dose conversion method not only for RI beams but also for stable (^{12}C etc.) beams was studied in collaboration with Ludwig-Maximilians-Universität München. Validation of Monte Carlo

ロシミュレーションコードの検証(ANSTO/ウーロンゴン大学)などである。これらの成果は、IEEE MIC2017で口頭発表に選定されるなど、高い評価を受けた。

codes was investigated in collaboration with Australian Nuclear Science and Technology Organisation (ANSTO) / University of Wollongong. These results were presented at IEEE MIC 2017 as oral presentations, which were demonstrating the high quality and impact of these works.

Commercial PET

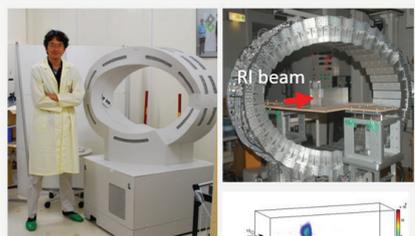


Large, closed

No Portability Yes

No DOI Yes

OpenPET



Compact, open

RI (¹⁵⁰) beam phantom test

Progress in 2017

International collaboration with LMU, ANSTO and U. Wollongong



Multiple presentations at IEEE MIC2017

Figure 6 OpenPET project

7. まとめ

本報告では、イメージング物理研究チームの2017年度成果についてまとめた。一部成果については、2018年1月22日開催の次世代PET研究会2017にて詳しく報告した(Figure 7)。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。

7. Conclusion

This report has summarized major research activities of IPT. Some of the research results have been presented in the “Jisedai PET Kenkyu-kai 2018” workshop on January 22, 2018 (Figure 7). In 2018, 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.



次世代PET研究会 2018

平成30年1月22日(月)
13:30-17:00 (受付開始13:10)
ベルサール八重洲
会議室Room A+B+C (2階)
(東京駅徒歩3分、日本橋駅直結)
参加費無料 (事前登録不要)

先駆者の英知に学び、未来を創る

【特別講演】
核医学物理学の生い立ち
田中栄一 放医研名誉研究員

【招待講演】 PET用DOI検出器開発の歴史
村山秀彦 茨城県立医療大学 客員教授

【招待講演】 近接型PET装置の現状と将来展望
中本裕士 京都大学 准教授

イメージング物理研究チームの成果報告
山谷崇実(放医研)、ほか

主催 量子科学技術研究開発機構 放射線医学総合研究所
jpet@qst.go.jp
www.nlr.qst.go.jp/information/event/2018/01_22.html

Figure 7 Poster advertising the “Jisedai PET Kenkyu-kai 2018” workshop

2017年度 イメージング物理研究チーム まとめ

チームメンバー

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	田島英朗(7月に研究員より昇進)
主任研究員(短時間)	寅松千枝
研究員	錦戸文彦、Akram Mohammadi、田久創大、新田宗孝(10月採用)
技術員	脇坂秀克
技術員(短時間)	小島藤乃
博士研究員	Abdella M. Ahmed(4月退職)、岩男悠真、Md Shahadat Hossain Akram、赤松 剛(7月採用)
リサーチアシスタント	蛭海元貴
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)	
猪田敬弘	株式会社アトックス
小尾高史	東京工業大学
熊谷雅章	株式会社アトックス
澁谷憲悟	東京大学
島添健次	東京大学
菅 幹生	千葉大学
鈴木裕之	東京工業大学
高田英治	富山高等専門学校
田沢周作	株式会社アトックス
田中常稔	株式会社アトックス
長谷川智之	北里大学
羽石秀昭	千葉大学
山下大地	株式会社アトックス
Mitra Safavi-Naeini	ANSTO

実習生(受入学生)(50音順、敬称略)	
上ノ町水紀	東京大学(高橋研究室 M2)
大鷹豊	東京大学(高橋研究室 M2)、首都大
奥村勇介	千葉大学(菅研究室 M1)
小山晃広	東京大学(高橋研究室 D2)
鋪田 巖	富山高専(高田研究室 専攻科 1)
鈴木海斗	千葉大学(山谷研究室 B3)
田中理紗子	東京工業大学(小尾研究室 M2)
新田宗孝	千葉大学(河合研究室 D4, 9月まで)
Andrew Chacon	ANSTO(Naeini lab.)
Theresa Hofmann	ミュンヘン大学(Parodi lab. M2)
Harley Rutherford	ANSTO(Naeini lab.)

招へい外国人	
Victor I. J. Strijbis	デルフト工科大(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(M2 田中理紗子、M1 吳博文)
2	河合秀幸(千葉大理学研究科)	DOI 検出器の研究(D4 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(M2 藤原理伯) コンプトン-PET シミュレーション(M1 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(M1 鋪田巖)
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 (三好寿顕研究員、D2 小山晃広、M2 大鷹豊)
6	吉川 彰・鎌田 圭(東北大学)	新シンチレータ応用の研究
7	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(M2 蛭海元貴) 頭部体動計測システムの研究(B3 鈴木海斗)
8	Craig Levin(スタンフォード大)	コンプトン PET の研究
9	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(IOL)・Whole Gamma Imaging 研究
10	Anatoly Rosenfeld(ウーロンゴン大学) Mitra Safavi-Naeini(ANSTO)	In-beam PET シミュレーション
11	Dennis Schaart(デルフト工科大)	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	浜松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 2017(H29)年度 研究費

運営費交付金(原則、人件費除く) [千円]

予算名	概要	金額	内人件費分	チーム外の主な協力者
1	手術を伴わない新たながん治療薬の開発(BIAA1)	10,000	0	
2	光・量子イメージング技術を用いた疾患診断研究(BIAB1)	9,601	0	
3	理事長ファンド創成(ABACA)	6,000	0	辻厚至, 永津弘太郎, 小島隆行(放医研), 河地有木, 山口充孝, 長尾悠人(高崎研)
4	脳機能の画像化による認知症やうつ病の新しい診断法の確立	1,000	0	
5	国際オープンラボ(IOL) 研究交流旅費	1,000	0	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	3,479	0	
7	共同研究費間接経費戻し分	664	0	
合計		31,744	0	

外部資金 [千円]

	事業	課題名	直接経費		間接経費	チーム内メンバー (代表者下線)	チーム外の共同研究者
			内人件費	内他機関分			
1	科学研究費 基盤研究(A) 16H02641	次世代PETコンセプト「Whole Gamma Imaging」の実証	14,000	1,011	2,600	4,200	山谷泰賀, 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), 小島隆行, 辻厚至, 永津弘太郎(放医研), 島添健次(東大)
2	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	13,273	5,626	0	1,327	—
3	科学研究費 若手研究(B) 17K18377	Basic development for the world's first wireless PET system	2,600	0	0	780	—
4	科学研究費 若手研究(B) 16K21637	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	1,800	0	0	540	田島英朗
5	科学研究費 若手研究(B) 17K18376	安価な計測装置を用いた非接触・非拘束・モーションフリーPETシステムの開発	1,600	0	0	480	岩男悠真
6	科学研究費 若手研究(B) 17K18378	TOF計測とDOI計測の両立が可能なPET用次世代検出器の開発	1,600	0	0	480	田久創大
7	科学研究費 基盤研究(C) 17K09076	A direct range visualization method by C-10 3-gamma Compton-PET for C-ion therapy	900	0	0	270	Mohammadi Akram
8	科学研究費 挑戦的萌芽研究 16K12886	生細胞マイクロRi動態イメージングへの挑戦	800	0	300	240	山谷泰賀, 錦戸文彦, 金子純一, 中西貴之(北大), 樋口隆弘(ヴェルツブルク大)
9	科学研究費 基盤研究(G) 15K08708	コンプトンカメラ型PET装置の基礎的検討	700	0	0	210	吉田英治
10	科学研究費 基盤研究(C) 15K08709	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	700	0	0	210	錦戸文彦, 盛武敬(産業医科大), 高田英治(富山高専), 松丸祐司(虎ノ門病院), 掛田伸吾(産業医科大)
11	科学研究費 若手研究(B) 16K19882	アミロイドPETにおける自動定量評価法の開発	695	0	0	209	赤松剛
12	科学研究費 若手研究(B) 16K19241	Investigation of spatial resolution improvement by use of mouth-insert detector in the helmet PET	667	0	0	200	Ahmed Abdella Mohammednur
13	科学研究費 基盤研究(B)分担 26293135	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, 盛武敬, 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(中中記念成人病研), 松原俊二(川崎医科大)
合計			39,385	6,637	2,900	9,161	

Imaging Physics Team FY2017

Team members

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

Visiting Researchers	
Takahiro Ida	ATOX Co., Ltd.
Takashi Obi	Tokyo Inst. Tech.
Masaaki Kumagai	ATOX Co., Ltd.
Kengo Shibuya	University of Tokyo
Kenji Shimazoe	University of Tokyo
Mikio Suga	Chiba University
Hiroyuki Suzuki	Tokyo Inst. Tech.
Eiji Takada	NIT, Toyama College
Shusaku Tazawa	ATOX Co., Ltd.
Tsunetoshi Tanaka	ATOX Co., Ltd.
Tomoyuki Hasegawa	Kitasato University
Hideaki Haneishi	Chiba University
Taichi Yamashita	ATOX Co., Ltd.
Mitra Safavi-Naeini	ANSTO

Trainee (Internship)	
Mizuki Uenomachi	University of Tokyo (Takahashi-lab. M2)
Yutaka Otaka	University of Tokyo (Takahashi-lab. M2)
Yusuke Okumura	Chiba University (Suga-lab. M1)
Akihiro Koyama	University of Tokyo (Takahashi-lab. D2)
Gen Shikida	NIT, Toyama College (Takada-lab. M1)
Kaito Suzuki	Chiba University (Yamaya-lab. B3)
Risako Tanaka	Tokyo Inst. Tech. (Obi-lab. M2)
Munetaka Nitta	Chiba University (Kawai-lab. D4, until Sep.)
Andrew Chacon	ANSTO (Naeini-lab.)
Theresa Hofmann	Ludwig-Maximilians-Universität München (Parodi-lab. M2)
Harley Rutherford	ANSTO (Naeini-lab.)

Visiting Foreign Scientist	
Victor I. J. Strijbis	Delft University of Technology (Schaart-lab. M2)

Major collaborators

	Collaborators	Themes
1	Takashi Obi (Tokyo Inst. Tech.)	Joint estimation of emission and attenuation (M2 Risako Tanaka, M1 Wu Bowen)
2	Hideyuki Kawai (Chiba U Faculty of Sci.)	Research on DOI detectors (D4 Munetaka Nitta)
3	Mikio Suga (Chiba U CFME)	Development and evaluation of shield box for PET/MRI (M2 Masanori Fujiwara), Compton-PET simulation (M1 Yusuke Okumura)
4	Eiji Takada (NIT, Toyama College)	Medical application of organic semiconductor detectors (M1 Gen Shikida)
5	Hiroyuki Takahashi, Kenji Shimazoe (University of Tokyo)	Research on radiation resistant ASIC, read-out circuit for Si-detectors, etc. (Researcher Hiroaki Miyoshi, D2 Akihiro Koyama, M2 Yutaka Otaka)
6	Akira Yoshikawa, Kei Kamada (Tohoku U)	Application of new scintillators
7	Taiga Yamaya (Chiba U CFME)	DOI detectors and a micro RI imager (M2 Genki Hirumi) Head movement measurement system (B3 Kaito Suzuki)
8	Craig Levin (Stanford U)	Research on Compton-PET
9	Katia Parodi (Ludwig-Maximilians-Universität München)	In-beam PET simulation, International Open Lab-WGI development
10	Anatoly Rosenfeld (U. of Wollongong), Mitra Safavi-Naeini (ANSTO)	In-beam PET simulation
11	Dennis Schaart (Delft University of Technology)	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	Development Bureau, Hamamatsu Photonics K. K.	No	Fundamental research on next-generation PET detectors

FY2017 (H29) Imaging Physics Team Grants

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

	Budget	Note	Amount	Ind. Labor	Main collaborators outside the team
1	Research on new cancer radiopharmaceutical drugs (BIAA1)	For Ingegration Plan A	10,000	0	
2	Research on diagnosis methods using photon and quantum imaging technologies (BIAB1)	For team operation	9,601	0	
3	QST President's Fund (ABACA)	Internal competitive grant	6,000	0	Atsushi Tsuji, Kotaro Nagatsu, Takayuki Obata (NIRS), Naoki Kawachi, Mitsutaka Yamaguchi, Yuto Nagao (Takasaki)
4	Realization of a new imaging-based diagnostic method for dementia and depression	For Ingegration Plan D	1,000	0	
5	NIRS International Open Laboratory (IOL)	Internal competitive grant	1,000	0	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	3,479	0	
7	Returned indirect expense for collaborative research	50% of indirect→BIAB1	664	0	
Total			31,744	0	

Competitive grants [x1,000 yen]

	Project	Theme	Direct expense		Indirect expense	Members in the team (PI underlined)	Collaborators outside the team	
			Labor	Distributed				
1	JSPS KAKENHI Grant-in-Aid for Scientific Research (A) 16H02641	Demonstration of "whole gamma imaging," a concept for the next generation PET	14,000	1,011	2,600	4,200	<u>Taiga Yamaya</u> , Eiji Yoshida, Fumihiko Nishikido, Hideaki Tashima, Mohammadi Akram	Hiyori Takahashi (U Tokyo), Mikio Suga (Chiba U), Takayuki Obata, Atsushi Tsuji, Kotaro Nagatsu (NIRS), Kenji Shimazoe (U Tokyo)
2	Collaborative research ATOX Co., Ltd.	Research on practical realization of the helmet PET	13,273	5,626	0	1,327	<u>Taiga Yamaya</u> , Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Mohammadi Akram, Ahmed Abdella Mohammednur, Md Shahadat Hossain Akram, Yuma Iwao, Go Akamatsu, Hidekatsu Wakizaka, Fujino Obata, Soudai Takyu, Munetaka Nitta	—
3	JSPS KAKENHI Grant-in-Aid for Young Scientists (B) 17K18377	Basic development for the world's first wireless PET system	2,600	0	0	780	<u>Md Shahadat Hossain Akram</u>	—
4	JSPS KAKENHI Grant-in-Aid for Young Scientists (B) 16K21637	Basic study on new helmet-PET enabling quantitative measurement of brain functions in a short time	1,800	0	0	540	<u>Hideaki Tashima</u>	—
5	JSPS KAKENHI Grant-in-Aid for Young Scientists (B) 17K18376	Contactless, non-binding, motion-free PET system using affordable measurement equipment	1,600	0	0	480	<u>Yuma Iwao</u>	—
6	JSPS KAKENHI Grant-in-Aid for Young Scientists (B) 17K18378	Next generation PET detectors for TOF and DOI measurement capability	1,600	0	0	480	<u>Soudai Takyu</u>	—
7	JSPS KAKENHI Grant-in-Aid for Scientific Research (C) 17K09076	A direct range visualization method by C-10 3-gamma Compton-PET for C-ion therapy	900	0	0	270	<u>Mohammadi Akram</u>	—
8	JSPS KAKENHI Grant-in-Aid for Challenging Exploratory Research 16K12886	Live-cell micro-RI dynamic imaging for application development	800	0	300	240	<u>Taiga Yamaya</u> , Fumihiko Nishikido	Junichi Kaneko, Takayuki Nakanishi (Hokkaido U), Takahiro Higuchi (U Würzburg)
9	JSPS KAKENHI Grant-in-Aid for Scientific Research (C) 15K08708	Basic study on Compton camera type PET	700	0	0	210	<u>Eiji Yoshida</u>	—
10	JSPS KAKENHI Grant-in-Aid for Scientific Research (C) 15K08709	Development of a real-time dose distribution measurement system for IVR using organic photodiodes	700	0	0	210	<u>Fumihiko Nishikido</u>	Takashi Moritake (UOEH), Eiji Takada (NIT, Toyama College), Yuji Matsumaru (Toranomon Hospital), Shingo Kakeda (UOEH)
11	JSPS KAKENHI Grant-in-Aid for Young Scientists (B) 16K19882	Development of an automatic quantitative evaluation method for Amyloid PET	695	0	0	209	<u>Go Akamatsu</u>	—
12	JSPS KAKENHI Grant-in-Aid for Young Scientists (B) 16K19241	Investigation of spatial resolution improvement by use of mouth-insert detector in the helmet PET	667	0	0	200	<u>Ahmed Abdella Mohammednur</u>	—
13	JSPS KAKENHI Grant-in-Aid for Scientific Research (B) (Shared) 26293135	Formulation of reference level for head IVR and evaluation of radiation exposure on the crystalline lens of operator using solid state dosimeters	50	0	0	15	Fumihiko Nishikido	<u>Takashi Moritake</u> , Ryuji Okazaki (UOEH), Kouichi Chida (Tohoku U), Shinji Yoshinaga (NIRS), Keiichi Watanuki (Saitama U), Yuji Matsumaru (OMIMR), Sunji Matsubara (Kawasaki Medical School)
Total			39,385	6,637	2,900	9,161		

Data of Imaging Physics Team (FY2009–FY2017)

Fiscal year	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015	2016	2017
1. Research budget [x1,000 yen]	48,913	61,869	144,380	108,649	134,001	121,711	117,564	76,145	71,129
└ Internal budget (excluding labor)	17,666	8,092	102,350	92,730	86,482	55,299	36,973	16,658	20,601
└ Internal competitive grant	17,445	16,812	1,170	0	0	0	3,000	6,000	7,000
└ Competitive grant	13,802	36,965	40,860	15,919	47,519	66,412	77,591	53,487	43,528
└ for internal use			28,460	14,919	35,269	33,234	42,935	50,287	40,628
└ for distribution			12,400	1,000	12,250	33,178	34,656	3,200	2,900
2. Full-time researchers	4	6	6	6	6	7.4	8.7	8.0	9.3
└ Permanent staff	1	1	1	1	1	1	2	2	2
└ Non-permanent staff	3	4	3	3	3	3.5	2.7	3.0	4.5
└ Postdocs (+JSPS fellows)	0	1	2	2	2	2.9	4	3	2.8

3. Achievement (集計は年度ではなく年単位)									
Conference presentations	41	56	54	63	72	48	58	51	50
per researcher	10.3	9.3	9.0	10.5	12.0	6.5	6.7	6.4	5.4
expense [x1,000 yen]/presentation	1,193	1,105	2,674	1,725	1,861	2,536	2,027	1,493	1,423
Peer-reviewed articles	9	9	5	7	11	14	4	7	11
per researcher	2.3	1.5	0.8	1.2	1.8	1.9	0.5	0.9	1.2
expense [x1,000 yen]/article	5,435	6,874	28,876	15,521	12,182	8,694	29,391	10,878	6,466
Patents	7	13	5	13	14	5	14	8	8
└ Applications	4	11	3	6	1	2	0	1	2
└ Registered	3	2	2	7	13	3	14	7	6
per researcher	1.8	2.2	0.8	2.2	2.3	0.7	1.6	1.0	0.9
expense [x1,000 yen]/patent	6,988	4,759	28,876	8,358	9,572	24,342	8,397	9,518	8,891
Evaluation and outreach activities									
└ Awards	2	3	5	4	6	2	3	11	8
└ Invited talks	4	14	2	1	2	7	4	7	11
└ Book chapters, review articles	6	3	2	11	6	5	7	8	5
└ Public relations activities	4	5	20	30	6	11	11	13	5
└ Lectures	9	2	20	20	10	13	12	8	13

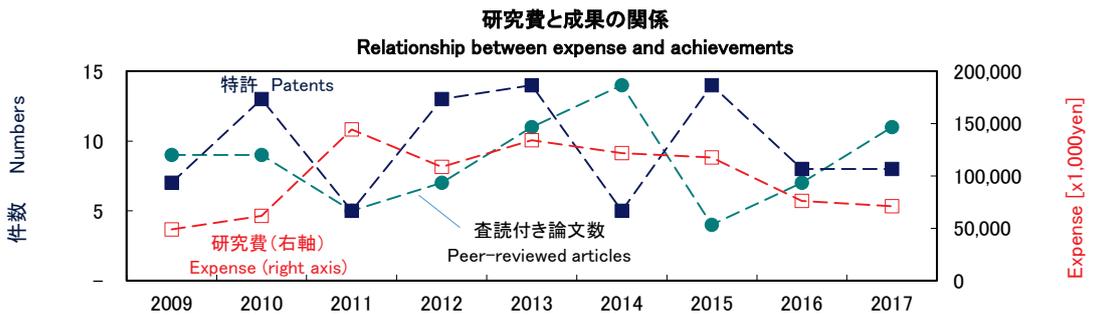
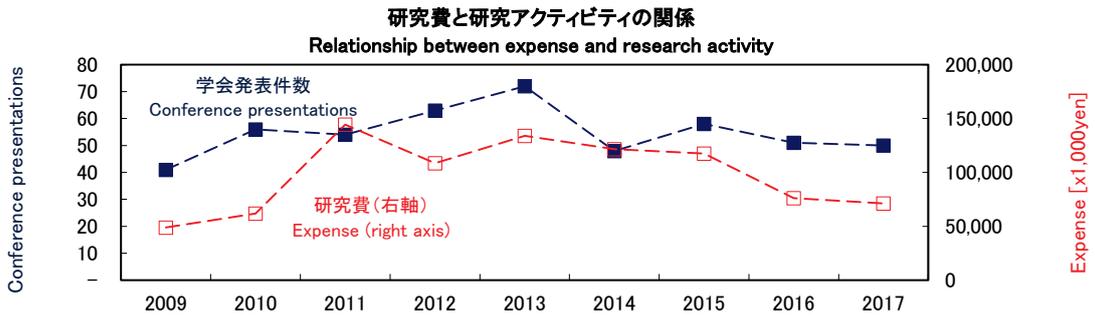
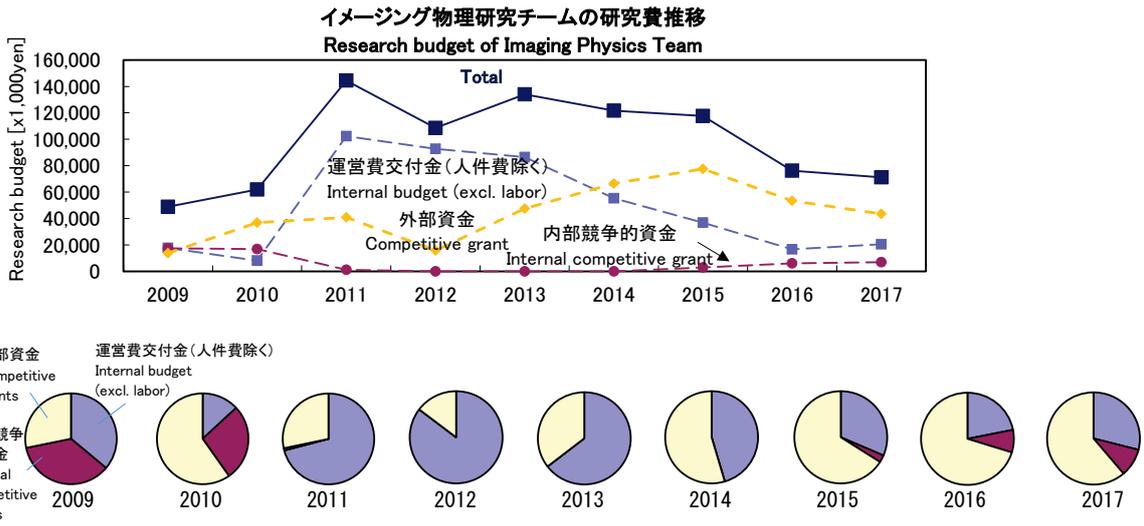
Fiscal year	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015	2016	2017
-------------	------	------	------	------	------	------	------	------	------

Team members

Staff

山谷泰賀 Taiga Yamaya	Team Leader (permanent)									
吉田英治 Eiji Yoshida	Researcher	Senior Researcher					→(permanent) Principal Res.			
田島英朗 Hideaki Tashima	—	Postdoc	JSPS Fellow (-2014/9)			→Researcher (2014/10-)		Senior Res. (July-)		
錦戸文彦 Fumihiko Nishikido	Researcher									
Akram Mohammadi	—	—	—	—	—	Postdoc (-2015/7)	Researcher (2015/8-)			
稲玉直子 Naoko Inadama	Researcher	Senior Researcher					→(part-time) Principal Researcher			
寅松千枝 Chie Toramatsu	—	—	—	—	—	—	Senior Res. (part-time) 2016/10-			
田久創大 Sodai Takyu	—	—	—	—	—	—	Researcher (2016/11-)			
新田宗孝 Munetaka Nitta	—	—	—	—	—	—	Res. (Oct-)			
Abdella M. Ahmed	—	—	—	—	—	Postdoc (2014/5-2017/4)				
岩男悠真 Yuma Iwao	—	—	—	—	—	—	Postdoc			
Md Shahadat Hossain Akram	—	—	—	—	—	—	Postdoc			
赤松 剛 Go Akamatsu	—	—	—	—	—	—	Postdoc (July-)			
脇坂秀克 Hidekatsu Wakizaka	Technical Assistant				Technical Staff					
小島藤乃 Fujino Obata	—	—	Assistant (part-time)		Technical Staff (part-time)					
阿部貴之 Takayuki Abe	—	—	Res. (part-time, 2011/9-2012/1)		—	—	—	—		
中島靖紀 Yasunori Nakajima	—	—	—	—	Researcher (part-time)		—	—		
平野祥之 Yoshiyuki Hirano	—	—	Postdoc (2011/7-2014/10)		—	—	—	—		
Jiang Jianyong	—	—	—	—	—	Postdoc (2015/10-2016/3)				
Students (pre-doctoral fellows)										
矢崎祐次郎 Yujiro Yazaki	Junior Res. Associate		—	—	—	—	—	—	—	
木内尚子 Shoko Kinouchi	—	Junior Res. Associate		—	—	—	—	—	—	
品地哲也 Tetsuya Shinaji	—	—	—	Junior Res. Associate		Res. (part-time)		—	—	
新田宗孝 Munetaka Nitta	—	—	—	Junior Res. Associate		—				
蛭海元貴 Genki Hirumi	—	—	—	—	—	—	QRA (2016/11-2018/1)			

Res. = Researcher or Research
QRA = QST Research Assistant

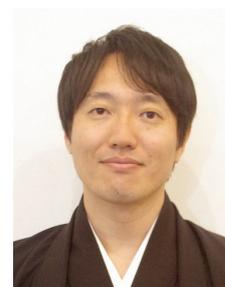


改良型ヘルメット PET: Chin 検出器 vs. Neck 検出器

Improved helmet-type PET: chin detector vs. neck detector

田島英朗 主任研究員

Hideaki Tashima, Senior Researcher



1. はじめに

放医研では、高性能かつコストを抑えた普及型の頭部専用の PET (Positron Emission Tomography) 装置として、脳 PET に特化したヘルメット PET の開発を進めている [1-5]。ヘルメット PET の特徴は、ヘルメット検出器として半球状に PET 検出器を並べ、頭頂部の感度を大幅に向上させることと、ヘルメット検出器だけでは低感度領域になってしまう半球中央部の感度を追加検出器によって大きく向上させることである。昨年度の報告では、追加検出器を Chin 検出器としてあごのまわりに配置した Helmet-chin PET の試作機を開発し、健康者ボランティア試験などの評価実験を行い、高い感度と良好なイメージング性能を実現可能なことを示した。一方で、追加検出器の位置はあごの位置でも首の後ろ(後頭部)でも同程度の感度向上効果があることを解析的に示している。後頭部の場合、患者のセットアップの際にも動かす必要がないため、より検査の利便性が高まることが期待される。そこで、本報告では、追加検出器を Neck 検出器として首の後ろに配置した Helmet-Neck PET 試作機を開発し、性能評価を行った。

2. 方法

(1) 試作機の開発

ヘルメット PET 試作機は、頭部にフィットするようにコンパクトな設計となっており、検出器を近づけても分解能の劣化が少ない DOI (Depth of Interaction) PET 検出器を 54 個用いて開発した。54 個のうち、47 個をヘルメット検出器、7 個を追加検出器として構成した。DOI 検出器は放医研独自の光分配方式で、 $16 \times 16 \times 4$ 配列の Zr 添加 GSO 結晶 ($2.8 \times 2.8 \times 7.5 \text{ mm}^3$) 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) を用いた。追加検出器をあごの位置とした Helmet-chin PET 試作機を開発したのち、ガントリーを改造し、Chin 検出器を Neck 検出器として後頭部に移動させる改造を試作機に施すことで Helmet-

1. Introduction

We are developing a helmet-type positron emission tomography (PET), which is specialized for brain imaging, as a high-performance and low-cost dedicated brain PET system for widespread applications [1-5]. The main characteristics of the helmet-type PET are improved sensitivity for the top region of the head achieved by a helmet detector having a hemispherical arrangement of the PET detectors and for the central area, where the sensitivity is still low with only the helmet detector, achieved by an add-on detector. We reported last year that we had developed the helmet-chin PET prototype having the add-on detector at the chin position (chin detector), and we showed its high sensitivity and good imaging performance by experimental evaluations including a healthy volunteer study. On the other hand, our numerical analysis showed that the same sensitivity improvement as the chin detector can be achievable with a neck detector positioned at the neck position (the back of the head). Because the neck detector does not require anything be moved for patient setup, we can expect an improved convenience for measurements. In this report, we developed a helmet-neck PET prototype, which has the add-on detector at the neck position (neck detector), and we evaluated its performance.

2. Method

(1) Development of the prototypes

The helmet-type PET prototype has a compact gantry design so that it fits the patient head. We have developed the prototype using depth-of-interaction (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 $16 \times 16 \times 4$ array of Zr-doped GSO crystals ($2.8 \times 2.8 \times 7.5 \text{ mm}^3$) 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 add-on detector. After we first developed the helmet-chin PET prototype, we developed the helmet-neck PET prototype by

Neck 試作機の開発を行った。

remodeling the chin detector to the neck detector (Figure 1).

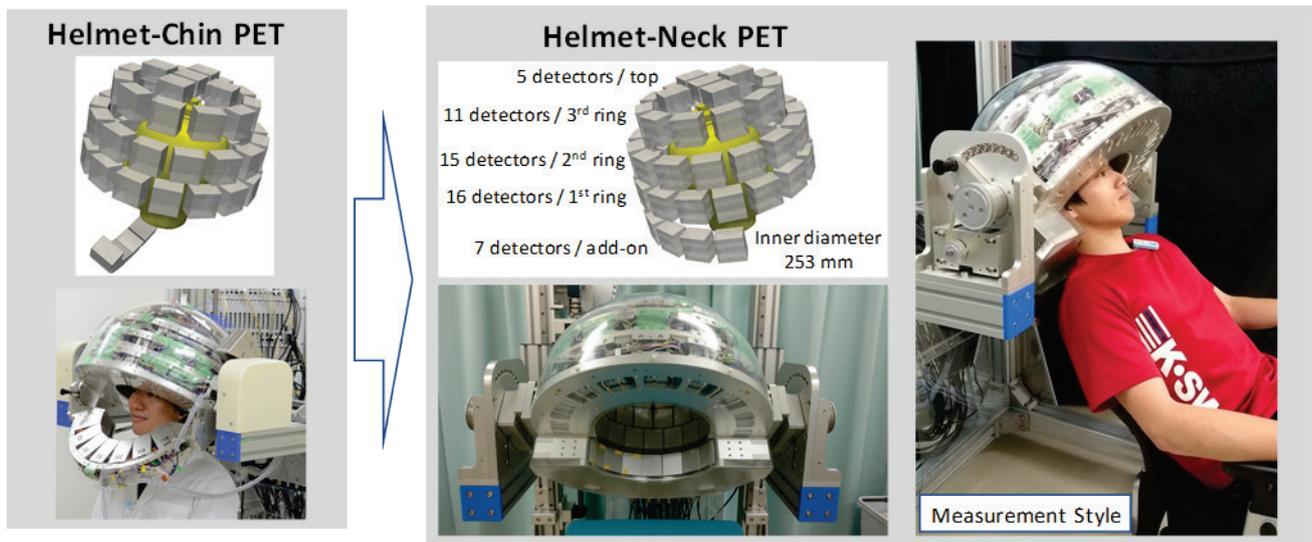


Figure 1 The helmet-chin PET prototype (left) and the helmet-neck prototype (right).

(2) 感度比較

脳 PET のイメージング領域に対する感度を比較するため、放射能分布が直径 20cm の半球プールファントムを ^{18}F 水溶液で満たし試作機によって測定した。Helmet-Chin PET、Helmet-Neck PET 及び、追加検出器で測定されたデータを除いたヘルメット検出器のみ (Helmet Only) の感度を比較した。

(3) 健常者ボランティア試験

Helmet-Neck 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。高い感度を有することから、通常の検査よりも低い投与量として ^{18}F -FDG を 72MBq 投与し、その 140 分間後に Helmet-Neck PET 試作機で 26 分間測定した。そして、リストモード OSEM (Ordered Subset Expectation Maximization) 法により画像再構成を行った。その際、サブセット数は 21、反復回数は 3 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]。ヘルメット PET は、コンパクトな装置コンセプトのため、CT などの他のモダリティのない、PET 単体の構成となっているため、減弱補正と散乱補正には位置合わせした別途撮影した CT 画像を用いた。本試験は、倫理審査委員会の承認を得て行った。

(2) Sensitivity comparison

We measured a hemispherical pool phantom with the diameter of 20 cm filled with ^{18}F solution using the prototypes to compare the sensitivity for the brain PET imaging region. We compared the sensitivity with the helmet-chin PET, the helmet-neck PET, and the helmet detector only (helmet only) where the data acquired by the add-on detector were excluded.

(3) Healthy volunteer study

We conducted the first clinical test using the helmet-neck prototype with a healthy volunteer. Because the helmet-neck PET prototype has high sensitivity, the injection activity was lowered compared with a normal scan. The volunteer was measured for 26 min using the helmet PET prototype 140 min after injection of ^{18}F -FDG of 72 MBq. 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 3. We applied normalization, random correction, attenuation correction, and scatter correction as data correction methods [6]. Because the helmet-type PET was a stand-alone system based on a compact design concept without other modalities such as CT, a separately acquired CT image was used for the attenuation and scatter corrections. This study was approved by the institutional review board.

3. 結果

(1) 感度比較

Figure 2 に感度比較に用いた半球プールファントムの写真と、感度測定結果を示す。ヘルメット検出器のみの時と比較して、Helmet-Chin PET は感度の向上が 12%であったのに対し、Helmet-Neck PET は 20%の感度向上を達成することができた。

(2) 健常者ボランティア試験

Figure 3 に Helmet-Neck PET 試作機による最初の臨床試験で得られた ^{18}F -FDG 画像を示す。健常者の場合、 ^{18}F -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。

3. Results

(1) Sensitivity comparison

Figure 2 shows the hemispherical pool phantom used for the sensitivity comparison and the results of the sensitivity measurements. Compared with the helmet detector only, the helmet-chin PET increased the sensitivity by 12%, and the helmet-neck PET increased it by 20%.

(2) Healthy volunteer study

Figure 3 shows the ^{18}F -FDG image obtained in the first clinical test of the helmet PET prototype. As the ^{18}F -FDG was distributed throughout the entire brain in the case of the healthy subject, the obtained image showed detailed structures of the brain clearly.

Hemispherical Pool Phantom

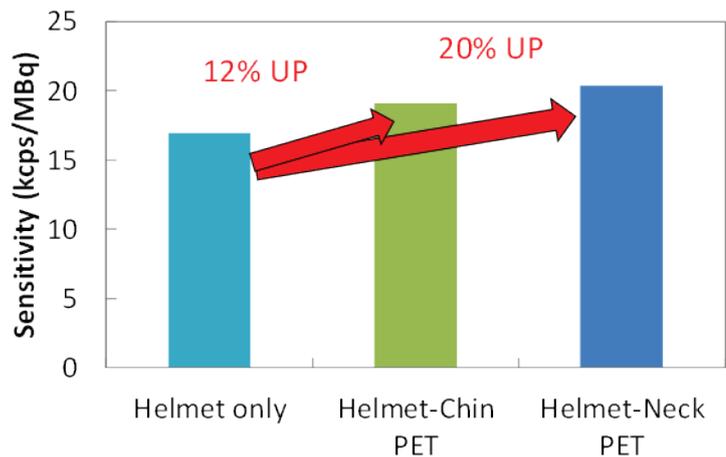
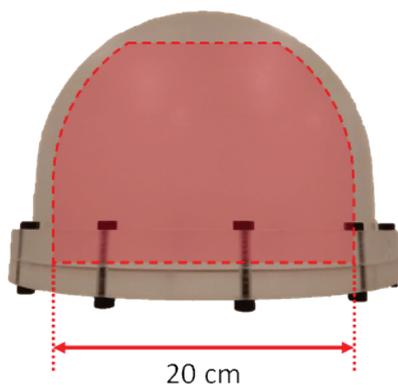


Figure 2 Sensitivity comparison using a hemispherical phantom (left) indicating the brain imaging region measured by the prototype with the chin detector, with the neck detector, and without any add-on detector (right). The area indicated by the dashed red line was filled with ^{18}F solution.

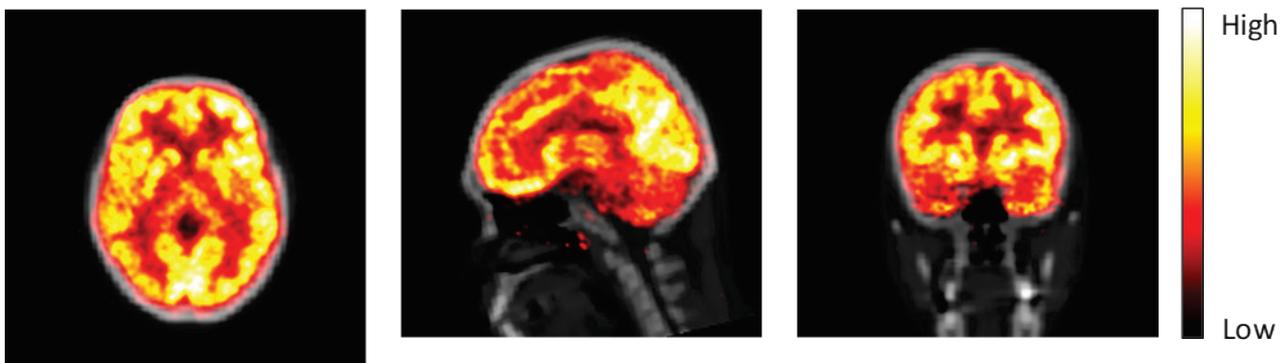


Figure 3 The first clinical image obtained by the helmet-neck PET prototype fused on the CT image.

4. 考察

感度比較の結果、追加検出器はあごの位置よりも後頭部の位置の方が高い感度向上効果を得られることが明らかになった。これは、あご場合、セットアップ時や測定時の被験者の安全のため、ある程度マージンを設けて検出器を配置するように設計しなければならなかったのに対し、後頭部の場合には、追加検出器の可動部をなくすことができ、脳領域へ近づけることができたためである。また、ヘルメット検出器と後頭部の Neck 検出器の間隙をできるだけ小さくすることで、後頭部方向への視野拡大効果も期待できる。

開発したヘルメット 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 ^{18}F -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。そのため、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。また、PET 装置のコストは検出器数に大きく依存しているが、ヘルメット PET は、全身用 PET 装置の約 1/4 の検出器数で実現できるため、コストを抑えることが可能である。よって、低コストかつ高性能な普及型 PET として期待できる。

5. まとめ

ヘルメット PET 試作機の追加検出器をあごの位置から後頭部の位置に移植し、可動部を減らしつつ検出器を脳領域に近づけられる改良を行った。その結果、脳領域に対する感度がさらに向上し、視野拡張効果も得ることができた。Helmet-Neck PET は高精度な脳イメージングを低コストで実現可能である。

Acknowledgements

Collaborators Eiji Yoshida, Yuma Iwao, Hidekatsu Wakizaka, Go Akamatsu, Takamasa Maeda, Yuhei Takado, Chie Seki, Makoto Higuchi, Tetsuya Suhara, Taiga Yamaya (NIRS-QST)
ATOX Co., Ltd.
Grants JSPS KAKENHI 16K21637

References

- [1] H. Tashima, H. Ito, T. Yamaya, "A proposed helmet-PET with a jaw detector enabling high-sensitivity brain imaging," 2013 IEEE NSS/MIC, Seoul, 2013, pp. 1-3. DOI: 10.1109/NSSMIC.2013.6829074.
- [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, 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.
- [4] H. Tashima, E. Yoshida, F. Nishikido, H. Wakizaka, Y. Iwao, A. Ahmed, A. Mohammadi, Y. Kimura, T. Suhara, Y. Fujibayashi, S. Tazawa, T. Yamaya, "Initial clinical test of the first Helmet-Chin PET prototype for highly sensitive brain imaging," J. Nucl. Med. Vol. 57 suppl. 2, p. 254, 2016.
- [5] H. Tashima, E. Yoshida, Y. Iwao, H. Wakizaka, Y. Takado, C. Seki, T. Suhara, T. Yamashita, T. Yamaya, "Development of the helmet-neck PET prototype for high sensitivity brain imaging," ECR 2017, B-0798, 2017. DOI:

4. Discussion

The sensitivity comparison revealed that the add-on detector positioned at the neck position has a higher effect for improving the sensitivity than that at the chin position. This is because the chin detector requires a safety margin for patient setup and measurement in the design, while the neck detector can be placed closer to the brain region. Also, we can remove moving parts for the add-on detector. The effect of expanding the FOV toward the neck detector was achievable.

The developed helmet-neck 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 ^{18}F -FDG. Because we could obtain high definition images with significantly lower injection dose, we can expect reductions of not only the patient dose, but also, the cost for tracer drugs and measurement time. We concluded that the helmet PET can provide highly accurate brain function measurements with about one-fourth the number of detectors 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.

5. Conclusions

We remodeled the helmet-type PET prototype by changing the add-on detector position from the chin position to the neck position, reducing the number of moving parts. As a result, the sensitivity for the brain region was further increased, and we could obtain a good effect from the FOV expansion. The helmet-neck PET is a promising tool for realizing high-accuracy brain imaging at low cost.

10.1594/ecr2017/B-0798

- [6] 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).

Research achievements in 2017

- [1] Abdella M. Ahmed, Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Fumihiko Nishikido, Taiga Yamaya, "Simulation study comparing the helmet-chin PET with a cylindrical PET of the same number of detectors," *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 62, pp. 4541-4550, 2017.
- [2] Abdella M. Ahmed, Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, "Investigation of the optimal detector arrangement for the helmet-chin PET – A simulation study," *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, Vol. 858, pp. 96-100, 2017.
- [3] Abdella M. Ahmed, Hideaki Tashima, Taiga Yamaya, "Investigation of spatial resolution improvement by use of a mouth insert detector in the helmet PET scanner," *Radiological Physics and Technology*, 2017. DOI: 10.1007/s12194-017-0425-2.
- [4] T. Inaniwa, H. Tashima, N. Kanematsu, "Optimum size of a calibration phantom for x-ray CT to convert the Hounsfield units to stopping power ratios in charged particle therapy treatment planning," *Journal of Radiation Research*, pp. 1–9, Oct. 2017.
- [5] 山谷泰賀, 吉田英治, 田島英朗, 平成 29 年度科学技術分野の文部科学大臣表彰科学技術賞研究部門, "開放型 PET 装置の発明と粒子線がん治療可視化法の研究," 2017/4/19.
- [6] 田島英朗, 第 113 回医学物理学会学術大会英語プレゼンテーション賞, "Development of a small prototype system toward real-time OpenPET image-guided surgery," 2017/4/16.
- [7] 山谷泰賀, 田島英朗, "部分リング PET 装置及び PET 装置," 特願 2017-29405, 2017/2/20 出願
- [8] 田島英朗, 山谷泰賀, "ヘルメット型 PET 装置," 特願 2017-58848, 2017/3/24 出願

ヘルメット型 PET 試作機の性能評価

Performance evaluation of the helmet-neck PET prototype

赤松 剛 博士研究員

Go Akamatsu, Postdoctoral Researcher



1. はじめに

世界に先駆けて超高齢社会を迎えた本邦において、認知症は大きな社会問題となっている。そのため、厚生労働省を中心に「認知症施策推進総合戦略(新オレンジプラン)～認知症高齢者等にやさしい地域づくりに向けて～」が策定されるなど、認知症対策が急ピッチで進められている [1]。

このような社会的情勢を鑑み、放射線医学総合研究所(以下、放医研)では認知症に対して画像診断技術の面から貢献すべく、これまでにないヘルメット型のPET装置を提案した [2]。頭部PET撮像に特化した本装置は、従来の円筒型のPET装置と比べ、小型で高感度・高分解能・低コストの実現が期待できる。すでに試作機を開発してヒトでの臨床試験を実施済みであり [3]、現在は株式会社アトックスと共同で医薬品医療機器等法における医療機器としての承認を目指している。

医療機器として承認、実用化されるためには、当該医療機器の有効性及び安全性を客観的に示す必要がある。診断用核医学装置の有効性を示すためには、認知された規格に従い、人体を模擬したファントムを用いて装置の性能を評価しなければならない。しかし、ヘルメットPETはコンパクトかつ半球状の検出器配置を有するため、既存のファントムを用いた性能評価手法を適用することができず、実用化への障壁となっている。そのため、新たな性能評価用ファントムを開発する必要がある。

本稿では、放医研にて開発したヘルメットPET試作機の性能評価について、新たなファントムの開発を中心に報告する。

1. Introduction

Dementia is a huge social issue in Japan, as it is in many other advanced countries. The Ministry of Health, Labour and Welfare of Japan has suggested a comprehensive strategy to accelerate dementia countermeasures (the New Orange Plan) [1]. It is required to establish a mechanism to enable society to provide long-term care to elderly people.

From a consideration of social situations, the National Institute of Radiological Sciences (NIRS) proposed a new helmet-shape positron emission tomography (PET) concept as an innovative functional imaging tool for dementia [2]. We have already developed the world's first helmet-neck PET prototype, which has high sensitivity and high resolution [3]. Currently, in collaboration with ATOX Co., Ltd., we are working toward obtaining regulatory approval for the helmet-neck PET as a medical device

Safety and utility of the device are important matters to secure the regulatory approval for a medical device. Therefore, we have to objectively evaluate imaging performance of the helmet-neck PET scanner using a well-established and a widely known methodology. However, the only existing standard method is for whole-body PET scanners. Standard phantoms, which simulate an actual human body, are not applicable to brain-dedicated compact PET scanners. Therefore, new standard phantoms are required for objective performance evaluation of the helmet-neck PET prototype.

Here, we report the development of two types of new brain phantoms for performance evaluation of the helmet-neck PET prototype.

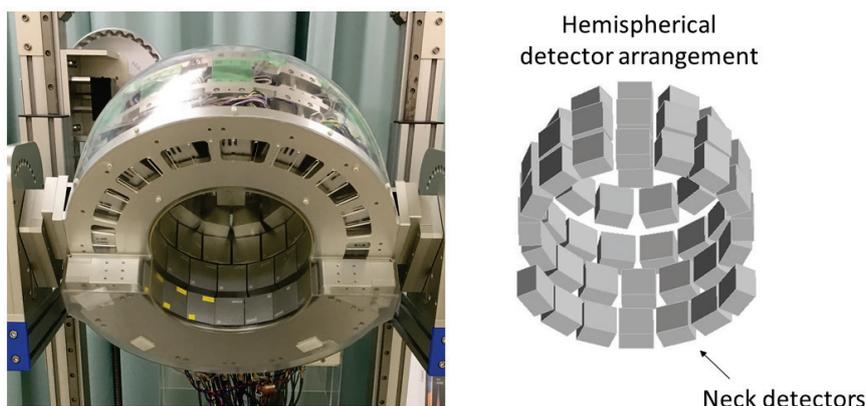


Figure 1 Photograph (left) and schematic drawing of the detector arrangement (right) of the helmet-neck PET prototype.

2. 方法

(1) ヘルメット PET 試作機

ヘルメット PET 試作機は放医研独自の検出器を搭載し、ガントリ径が 25.3 cm とコンパクトな設計となっている(Figure 1)。詳細については、田島らの報告(本誌前項)を参照されたい。

(2) コントラストファントム

PET 装置の基本性能として、陽性小病変の検出能はきわめて重要である。一般的な PET 性能評価規格である NEMA(National Electrical Manufacturers Association) NU-2 [4] では、胴体を模擬した最大径 30 cm のアクリル樹脂製容器に 6 つの球体(直径 37, 28, 22, 17, 13, 10 mm)が封入されたファントム(NEMA body ファントム)を使用する。しかし、コンパクトな検出器配置を有するヘルメット PET 試作機では適切な撮像位置にファントムを配置できないことに加え、頭部ではなく胴体を模擬したファントムであることから、本試作機の性能評価にこのファントムを用いるのは適切ではない。

そこで我々は、頭部サイズを模擬した直径 16.5 cm のアクリル樹脂製容器を作成し、より小さな陽性病変を模擬した 6 つの球体(直径 22, 17, 13, 10, 8, 5 mm)が封入された新しいファントム(コントラストファントム)を作成した(Figure 2)。6 つの球体のうち、4 つは上記 NEMA body ファントムの球体を流用した。NEMA 規格に準じた種々のサイズの球体を使用することが可能であり、NEMA 規格と同様の性能評価を実施することが可能である。

実際にヘルメット PET 試作機を用いてコントラストフ

2. Methods

(1) Helmet-neck PET prototype

Figure 1 shows the helmet-neck PET prototype which has a compact helmet-shape detector arrangement. Detail specifications are described in the former report (Tashima, et al.) on this journal.

(2) A small sphere contrast phantom

Small lesion detectability is an essential metric as one of the imaging performance characteristics. In the National Electrical Manufacturers Association (NEMA) NU-2 which is a standard PET performance measurement [4], spheres of different diameters (37, 28, 22, 17, 13 and 10 mm) in a simulated body phantom (NEMA body phantom) are scanned to evaluate image contrast, background variability, and accuracy of the attenuation and scatter corrections. However, the NEMA body phantom cannot be inserted into the gantry of the helmet-neck PET prototype because the detector arrangement is very compact. In addition, the phantom simulates a body-size, which is not suitable for the brain-dedicated PET scanner.

Therefore, we developed a small sphere contrast phantom by attaching the lid of the NEMA body phantom onto a cylindrical container. Inner diameters of the six spheres are 22, 17, 13, 10, 8 and 5 mm. Spheres are exchangeable and compatible with the NEMA standards.

We scanned the small sphere contrast phantom using the helmet-neck PET prototype. The phantom was filled with an ^{18}F -solution. The background activity was 1.32 kBq/mL. Six spheres were filled with three times the activity concentration of the background. PET scanning

ファントムの撮像を行った。 ^{18}F 溶液を使用し、バックグラウンド領域の放射能濃度は 1.32 kBq/mL 、球体とバックグラウンド領域の放射能濃度比は 3 とした。20 分間のリストモード収集を行い、OSEM(Ordered Subset Expectation Maximization)法にて画像再構成した。サブセット数 8、反復回数 10 とし、平滑化フィルタとして半値幅 5 mm の Gaussian filter を使用した。また、減弱補正と散乱同時計数補正には別途 PET/CT 装置にて撮像された CT 画像を使用した。

was performed for 20 min in list-mode. PET data were reconstructed using the ordered subset expectation maximization (OSEM) algorithm with 10 iterations and 8 subsets. A Gaussian filter with 5 mm full width at half maximum (FWHM) was applied to the PET image. Attenuation and scatter corrections were performed with the CT images obtained by another PET/CT scanner.

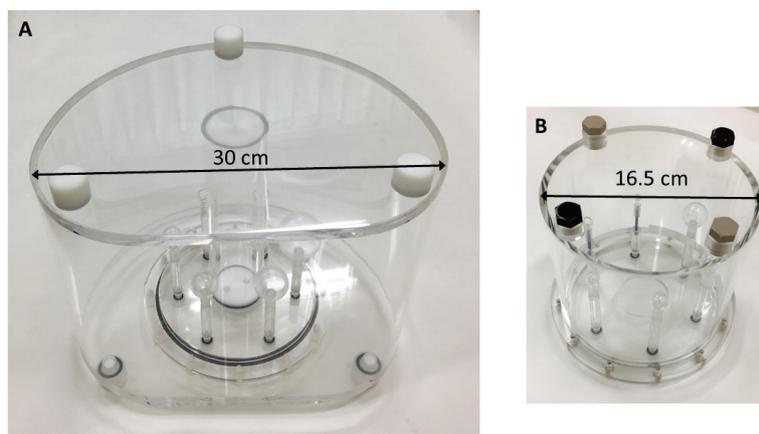


Figure 2 An original NEMA body phantom (A) and the developed brain phantom (small sphere contrast phantom) (B) in which the lid of the original NEMA body phantom was used.

(3) 半球状 Hoffman 3D 脳ファントム

頭部 PET 撮像の画質評価には、Hoffman 3D 脳ファントム(以下、Hoffmanファントム) [5] が広く使用されており、いわばデファクトスタンダードとして扱われている。特に認知症を対象として脳 PET 撮像を実施する臨床研究の多くは、Hoffmanファントムを用いて PET 装置の画質評価および撮像条件の適正化が実施されている [6, 7]。

Hoffmanファントムは、脳実質を模擬した放射能分布が描出されるプレート構造を有しており、灰白質相当部分と白質相当部分の放射能濃度比が理想的には 4 となる設計になっている。しかし、Hoffmanファントムは円筒型の構造を有しており、特に吸収補正や散乱線補正の評価を行う際に、正しく頭部を模擬しているとは言えない。加えて、NEMA body ファントムと同様に、ヘルメット PET 試作機では適切な撮像位置にファントムを配置することができない(Figure 3)。そこで、Hoffmanファントムのプレートを頭頂部に行く

(3) A hemispherical Hoffman 3D brain phantom

The three-dimensional (3D) Hoffman brain phantom (Hoffman phantom) [5] has been widely used for performance evaluation of brain PET imaging. In clinical multi-center brain PET studies primarily on dementia, the Hoffman phantom has been used for quality control of PET scanners and optimizing scanning and reconstruction parameters [6, 7].

The Hoffman phantom has well-designed structures simulating gray and white matters with 4:1 activity concentrations. However, its cylindrical external form, which is different from an actual head shape, may emphasize attenuation and scattering. In addition, it is not applicable to the helmet-neck PET prototype due to its hemispherical detector geometry. Therefore, we cut off inner plates so that the diameter decreased on going to the top of the head and then developed a 3D "hemispherical" Hoffman brain phantom (hemispherical Hoffman phantom) (Figure 3). The hemispherical Hoffman

に従って径が小さくなるように加工し、プレートを封入する外側の半球状容器を新たに作成することによって半球状の Hoffman ファントム (半球 Hoffman ファントム) を作成した。脳実質を模擬した領域はオリジナルの Hoffman ファントムと変わらないため、Hoffman ファントムと同様の画質評価が可能である。

ヘルメット PET 試作機にて半球 Hoffman ファントムの撮像を行った。 ^{18}F 溶液を 10 MBq 封入し、30 分間のリストモード撮像を行った。画像再構成は前述したコントラストファントムの場合と同様の条件にて行った。

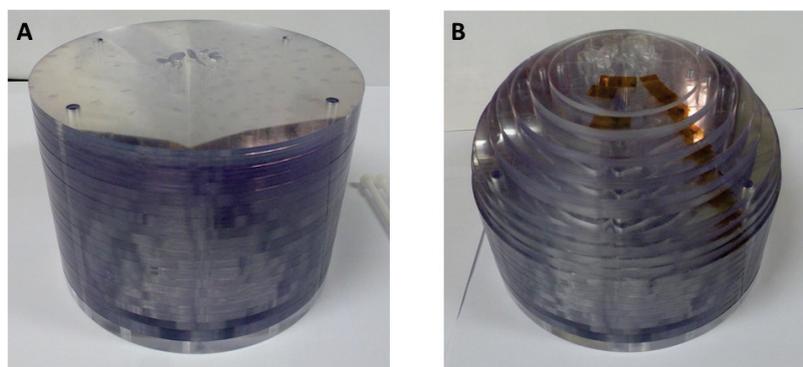


Figure 3 Inner plates of the original (A) and the hemispherical (B) Hoffman 3D brain phantoms.

4. 結果・考察

ヘルメット PET 試作機の性能評価用ファントムとして、コントラストファントムと半球 Hoffman ファントムを開発した。また、ヘルメット PET 試作機を用いてこれらのファントムの撮像を行い、性能評価が実施できることを確認した。

コントラストファントムの PET 画像を Figure 4 に示す。直径 8 mm のホット球が明瞭に描出されており、高い病変検出能を示した。また、バックグラウンド領域を使用して、画像の均一性やノイズを評価することも可能である。

Figure 5 に半球 Hoffman ファントムの PET 画像を示す。灰白質領域と白質領域が視覚的に分離されており、十分なコントラストが得られることが示された。

今後は定量的な評価指標を算出するとともに、既存の PET/CT 装置と性能を比較することにより、ヘルメット型 PET 装置の有効性を示す予定である。

phantom was compatible with the original one because original structures which simulate brain regions were not modified.

We scanned the hemispherical Hoffman phantom using the helmet-neck PET prototype. The phantom was filled with ^{18}F -solution of 10 MBq. The PET scan was performed for 30 min in list-mode. Image reconstruction parameters were the same as mentioned earlier.

4. Results and Discussion

We developed two types of adaptive brain phantoms for a compact helmet-shape PET scanner. In addition, we actually acquired PET images using the helmet-neck PET prototype.

Figure 4 shows a PET image of the small sphere contrast phantom. The 8-mm-diameter hot sphere was clearly visualized. Furthermore, the background area of the phantom can be used for evaluating uniformity and image noise level.

Figure 5 shows a PET image of the hemispherical Hoffman phantom. The PET image, with visually clear contrast between gray and white matters, was obtained by the helmet-neck PET prototype.

In the near future, we are to evaluate the phantom images quantitatively and to compare the performance between the helmet-neck PET prototype and a commercial PET/CT scanner.

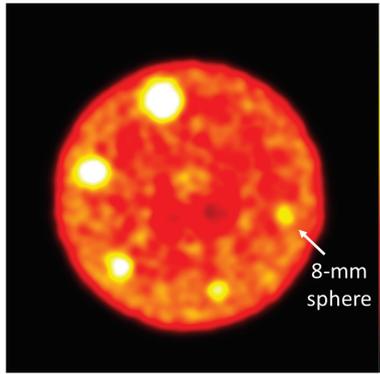


Figure 4 PET image of the small sphere contrast phantom obtained by the helmet-neck PET prototype.



Figure 5 PET image of the hemispherical Hoffman phantom obtained by the helmet-neck PET prototype.

5. まとめ

ヘルメット型 PET 試作機における性能評価について、新たなファントムの開発を中心に報告した。これらのファントムを用いることで、標準的な PET 性能評価および適切な撮像条件・画像再構成条件の検討を行うことが可能となり、ヘルメット PET の実用化への道筋が示された。

5. Conclusions

We developed two types of adaptive brain phantoms for a compact helmet-shape PET scanner. These new phantoms are applicable to the helmet-neck PET prototype for evaluating the imaging performance, determining appropriate scanning and reconstruction parameters, and comparing the imaging performance with that of general whole-body scanners. These phantoms are expected to facilitate commercialization of the helmet-neck PET.

Acknowledgements

Collaborators Hideaki Tashima, Yuma Iwao, Hidekatsu Wakizaka, Takamasa Maeda, Eiji Yoshida, Taiga Yamaya (NIRS-QST)
ATOX Co., Ltd.

References

- [1] 厚生労働省. 認知症施策推進総合戦略(新オレンジプラン)～認知症高齢者等にやさしい地域づくりに向けて～. 2015年1月.
- [2] 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.
- [3] H. Tashima, E. Yoshida, Y. Iwao, H. Wakizaka, T. Maeda, Y. Takado, C. Seki, M. Higuchi, T. Suhara, T. Yamashita, T. Yamaya, "Development of the helmet-neck PET prototype: comparison with the helmet-chin PET," *IEEE NSS&MIC Conf. Rec.*, M-09-6, Oct. 26, 2017.
- [4] National Electrical Manufacturers Association. Performance measurements of positron emission tomographs. NEMA Standards Publication NU 2-2012. Rosslyn, USA: National Electrical Manufacturers Association. 2012.
- [5] E. Hoffman, P. Cutler, T. Guerrero, W. Digby, J. Mazziotta. "Assessment of accuracy of PET utilizing a 3-D phantom to simulate the activity distribution of [¹⁸F]fluorodeoxyglucose uptake in the human brain," *J. Cereb. Blood. Flow. Metab.*, Vol. 11, No. 2, pp. A17-A25, 1991.
- [6] W. Jagust, S. Landau, R. Koeppe, E. Reiman, K. Chen, C. Mathis, J. Price, N. Foster, A. Wang, "The Alzheimer's Disease Neuroimaging Initiative 2 PET core: 2015," *Alzheimers Dement.* Vol. 11, No. 7, pp. 757-771, 2015.
- [7] A. Joshi, R. Koeppe, J. Fessler, "Reducing between scanner differences in multi-center PET studies," *Neuroimage.* Vol. 46, No. 1, pp. 154-159, 2009.

頭部 PET・吸収補正マップ自動位置合わせ手法の開発

Automated image fusion algorithm of emission images and attenuation maps for brain PET



岩男悠真 博士研究員

Yuma Iwao, Postdoctoral Researcher

1. はじめに

近年、アルツハイマー病を始めとする認知症の早期診断において、アミロイド β などをターゲットとした陽電子放射断層撮像法(PET)が注目されている。そこで、我々は、半球状の検出器配置を特徴とする頭部専用のヘルメット型PETの開発に取り組んでいる[1]。

コンパクトなヘルメット型PETは、CTを持たないPET単体の構成となっている。一方で、PET画像の再構成における吸収補正には、撮像時の体内の吸収率分布を表す減弱係数マップ(μ マップ)が必要である。ヘルメット型PETでは、別途撮像したCT画像などから生成した μ マップを用いる必要があるが、被験者の姿勢や位置が異なるため、 μ マップとPET画像との位置合わせが必要となる。そこで、本研究では、 μ マップに対して、吸収補正無しで再構成されたPET画像(Initial-PET)の自動位置合わせを行う手法を開発した。

1. Introduction

Recently, positron emission tomography (PET), which visualizes tau protein or amyloid beta plaque in the brain, is expected to enable earlier diagnosis of dementia, in particular for Alzheimer's disease. Therefore, we are developing a brain-dedicated, helmet-type PET system based on our novel hemispherical detector arrangement [1].

The developed helmet-type PET does not include a CT system to ensure the system is compact. On the other hand, the attenuation correction, which is essential in the PET image reconstruction process, requires attenuation factor maps (μ -maps). However, in the helmet-type PET, we need to use the μ -map measured by the other modality (CT or MRI), and we need to do an accurate alignment of the μ -map and the PET image. In this study, therefore, we developed an automated image fusion algorithm between a PET image with no attenuation correction (referred to as initial-PET) and a μ -map. Then, we evaluated the proposed algorithm by comparing its results with manual alignment results.

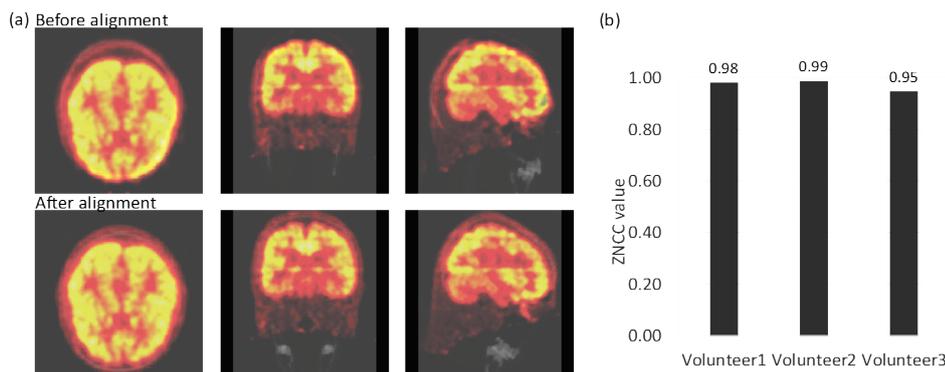


Figure 1 Alignment results: (a) Before and after alignment slice of volunteer data and (b) ZNCC value of 3 volunteers

2. 方法

Initial PET と μ マップとの位置合わせに際し、頭部は剛体とみなせるため、求める位置合わせパラメータは、 x, y, z 方向の平行移動と、それぞれの軸に対する回転量の計6つとなる。提案手法では、それぞれのパラメータで座標変

2. Methods

In the process of an initial-PET and a μ -map alignment, the head can be considered to have a rigid structure. Then, alignment parameters are reduced to 3 shift values of the x, y, z directions and 3 other rotation values in each axis. In the proposed method, a μ -map is translated using these 6

換した μ マップと、PET画像との重なり具合を正規化相互情報量(Normalized Mutual Information : NMI) [2]で評価し、このNMIが最も高くなるパラメータを導出する。具体的には、各パラメータが取りうる値の範囲で最もNMIの値が大きくなる値を初期値として設定し、この初期値をもとにNelder-Mead法[3]による最適化計算を行った。

3. 結果と考察

ヘルメットPETによる3名の健常者ボランティアFDG試験データを用いて、開発した手法の評価を行った。最初にInitial PETとして吸収補正無しで再構成したデータを作成し、市販のPET-CT一体型装置によって取得した μ マップとの位置合わせを行った。結果の評価のため、放射線技師の協力のもと、マニュアルによる位置合わせを行った。自動位置合わせされた μ マップと、マニュアルにより位置合わせされた μ マップとの類似性をゼロ平均正規化相互相関量によって定量的に評価した。

結果の1例の位置合わせ前後の画像と、ゼロ平均正規化相互相関量の一覧をFigure1に示す。Figure1(a)より、初期状態で大きなずれがあったInitial PETと μ マップに対し、位置合わせ処理後は適切に重なっていることがわかる。マニュアル位置合わせの結果との比較についても、ゼロ平均正規化相互情報量0.95以上と非常に高い類似性を示している(Figure1(b))。

4. まとめ

ヘルメットPETにおける吸収補正のための μ マップ自動位置合わせ手法の開発を行った。今後は、アミロイド β やタウタンパク用の標識薬剤によって撮像されたPETデータについて、提案手法が有効に働くかを検討し、ロバスト性の向上を図る。

Acknowledgements

Collaborators Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Hidekatsu Wakizaka, Takamasa Maeda, Fumihiko Nishikido, and Taiga Yamaya (NIRS-QST)
ATOX Co., Ltd.

Grants JSPS KAKENHI 17K18376.

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] P. Viola, W. M. Wells III, "Alignment by Maximization of Mutual Information," *Int. J. Comput. Vis.*, vol. 24, no. 2, pp. 137–154, 1997.
- [3] J. A. Nelder, R. Mead, "A Simplex Method for Function Minimization," *Comput. J.*, vol. 7, no. 4, pp. 308–313, 1965.

parameters, and the similarity with the PET image is calculated by the normalized mutual information (NMI) [2]. Then the alignment parameters with the highest NMI value are obtained. At first we change each parameter in the possible range to detect the highest NMI value in each parameter, and we use this value as an initial value of optimization, then the parameters is optimized by the Nelder-Mead algorithm[3].

3. Results and discussion

We evaluated the developed alignment method using 3 data sets obtained in a healthy volunteer study of the helmet-type PET. In the volunteer study, we use fludeoxyglucose (FDG) tracers which are used in cancer diagnosis. First, we reconstructed a PET image without attenuation correction and we used it as the initial-PET, then we aligned it with the mu-map obtained using a commercial PET-CT system. We calculated the alignment parameters of initial-PET and mu-map using the developed method. Furthermore, to evaluate the alignment accuracy, a radiologist performed the manual alignment for each data set. Then, we compared the Zero-means Normalized Cross-Correlation (ZNCC) of the mu-maps aligned by the developed method and by the manual operation.

Figure 1 shows one set of example images before and after the alignment and summary of ZNCC values. In Figure 1 (a), there were big position gaps in the initial-PET and the mu-map before the alignment. On the other hand, after alignment, 2 images were well overlapped. In the comparison of the manual alignment, the ZNCC value was higher than or equal to 0.95, showing very high similarity (Figure 1 (b)).

4. Conclusions

We developed the automated mu-map alignment method for the helmet-type PET. We applied the method to the data obtained in a volunteer study, and we showed its good alignment performance. In the future work, we will test the PET tracer for the amyloid beta or tau protein, and we will increase the robustness of the proposed method.

ヘルメット型 PET 装置における TOF 情報の有用性

Feasibility of a helmet-type PET with TOF information

田久創大 研究員

Sodai Takyu, Researcher



1. はじめに

PET による認知症早期診断において、高性能かつ低コストの実用的な頭部用 PET 装置が求められている。そこで我々は、半球状に配置した検出器ユニットと追加検出器ユニットからなる、頭部専用の小型・高感度のヘルメット型 PET 装置を開発している [1]。これまでに、ガンマ線の相互作用位置を三次元的に特定できる 4 層 DOI (depth of interaction) 検出器 ($2.8 \times 2.8 \times 7.5 \text{ mm}^3$ GSOZ シンチレータ+ 64 ch マルチアノード光電子増倍管, R10551-00-M64)を用いて、追加検出器をあごの位置に配置した Helmet-Chin PET 装置 [2]及び後頭部に配置した Helmet-Neck PET 装置 [3]の試作を行い、優れた性能が得られることを示している。

一方で、近年では優れた時間応答特性を持つ受光素子の出現を受け、TOF(time-of-flight)情報を利用した PET 装置の実用化が進んでいる [4]。TOF 情報とは、一対の消滅ガンマ線の検出時刻(飛行時間)差の情報である。TOF-PET では、この TOF 情報を利用して消滅ガンマ線の発生位置を特定することで、従来の PET 装置と比較して SN 比の良い画像を得ることができる。しかし、その効果は、小さい測定対象に対しては少ないことが知られている。そこで本研究では、ヘルメット型 PET 装置に対する TOF 情報の有用性を検討した。

2. シミュレーションによる画質評価

TOF-PET 検出器として、MPPC (multi-pixel photon counter) TOF PET module (C13500-4075LC-12) [5]をベースにした装置構成と現在の試作機の構成をモンテカルロシミュレーションにより比較した。本モジュールは、 12×12 にアレイ化された 4.1 mm 角の LFS (lutetium fine silicate) が MPPC と一対一結合されており、DOI 情報は取得できないが、標準品の 20 mm 厚さの LFS にて半値幅 280 ps CRT (coincidence resolving time) の高い時間分解能(カタログ値)を有する。

1. Introduction

There is a strong demand for a high-performance and affordable brain-dedicated PET scanner to enable early diagnosis of dementia. Therefore, we are developing a compact and high-sensitivity brain-dedicated PET scanner helmet-type PET, which consists of a hemispherically arranged detector unit and an add-on detector unit [1]. We have developed the prototypes of the helmet-chin PET and the helmet-neck PET, having the respective add-on detector at a chin position [2] and at a neck position [3], using the 4-layered depth-of-interaction (DOI) detector (with $2.8 \times 2.8 \times 7.5 \text{ mm}^3$ sized Zr-doped GSO (GSOZ) scintillators and a 64-ch PMT, R10551-00-M64), which can identify the three-dimensional interaction positions of gamma rays, and we showed the prototype has good imaging performance.

On the other hand, PET scanners using time-of-flight (TOF) information are being commercialized due to the recent emergence of photo sensors with excellent timing performance [4]. The TOF information is defined as the difference in detection time (flight time) of a pair of annihilation gamma rays. The TOF-PET scanner is able to obtain an image with a better SN ratio by using the TOF information to identify the position where the annihilation gamma rays are generated, compared with conventional PET scanners. However, the image quality improvement effect by TOF information is known to be small for small measurement objects. Therefore, in this report, we investigate the feasibility of a helmet-type PET with TOF information.

2. Imaging simulation

As a TOF-PET detector, we considered using a MPPC (multi-pixel photon counter) TOF PET module (C13500-4075LC-12) [5]. The configuration based on this module was compared with that of the current prototype by Monte Carlo simulation. This module has a 12×12 array of 4.1 mm sized lutetium fine silicate (LFS) scintillators which is coupled to a 12×12 array of MPPCs in a one-to-one manner. Although this module cannot obtain DOI information, it is able to achieve a 280 ps (FWHM) coincidence resolving time (CRT) according to the catalog specifications when using a 20-mm scintillator crystal length.

At first, the helmet-neck TOF-PET with a 20-mm crystal length

まず LFS 厚さを 20 mm とした場合のヘルメット TOF-PET (TOF 20 mm)を GEANT4 にてモデル化し、試作機 (non-TOF, DOI)と画質を比較するシミュレーションを行った。Table 1 はシミュレーションに用いたパラメータの表である。コントラストファントムの再構成画像において、ノイズ変動係数 (COV)とコントラスト回復係数 (CRC)の関係を各放射能球で比較した。再構成画像の例を Fig. 1 a)に、10 mm 放射能球における CRC 対 COV の関係のグラフを Fig. 1 b)に示す。Fig. 1 b) において TOF 20 mm では、TOF 情報による画質改善効果が non-DOI による分解能低下によって打ち消される傾向がみられた。そこで、non-DOI による分解能低下を抑制するために LFS 厚みを分解能低下が少ない 10 mm (TOF 10 mm) にしたところ、最良の CRC 対 COV の関係が得られた。すべての大きさの放射能球において、同様の傾向を確認した。

(TOF 20 mm) was modeled as the helmet-type TOF PET in GEANT4, and the performance results were compared with those of the current helmet-neck PET prototype (non-TOF, DOI). Table 1 summarizes simulation parameters. We simulated the contrast phantom shown in Fig. 1 a) and we evaluated a trade-off between the coefficient of variation (COV) and the contrast recovery coefficient (CRC) for the region-of-interest (ROI) for the sphere of each diameter. Fig. 1 b) shows image quality evaluation results for the 10-mm sphere. In the case of TOF 20 mm, the image quality improvement effect by using TOF information was canceled due to the parallax error by non-DOI information. Therefore, we shortened the crystal length to 10 mm (TOF 10 mm), which can reduce the parallax error, and that crystal size gave the best image quality. In summary, we found the image quality of TOF 10 mm was the best among the spheres of all six diameters in the contrast phantom, compared with TOF 20mm and non-TOF, DOI.

Table 1 Parameters of the simulated geometries

	Crystal size [mm ³]	Scintillator	Array	DOI	TOF	No. of detectors
TOF 10 mm	4.1 x 4.1 x 10	LFS	12 x 12 x 1	No	280 ps	48
TOF 20 mm	4.1 x 4.1 x 20	LFS	12 x 12 x 1	No	280 ps	48
non-TOF, DOI	2.8 x 2.8 x 7.5	GSOZ	16 x 16 x 4	4	No	54

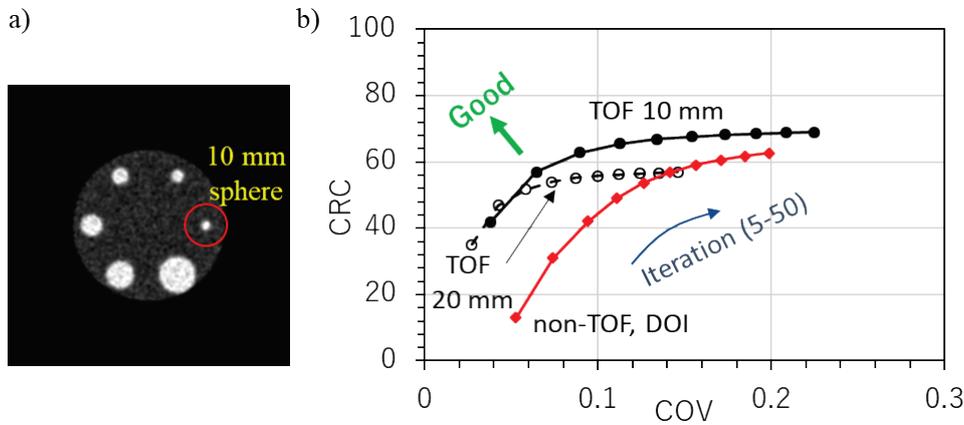


Figure 1 An example reconstructed image of the contrast phantom for TOF 10mm (a) and image quality evaluation result obtained through the simulation for the 10-mm sphere (b).

3. 検出器性能評価

シミュレーション結果に基づき、10 mm 厚さの LFS を用いた TOF 検出器を 1 ペア試作(Fig. 2 a))し、基本性能を測定した [6]。まず、エネルギーの異なる線源 (²²Na、¹³⁷Cs、⁵⁴Mn、¹³³Ba)を用いてガンマ線のエネルギー情報と ADC チャンネルの関係性を求め、エネルギー校正を行った。校正後に算出した 511 keV ガンマ線におけるエネルギー分解能は、全結晶の平均で 11.7 ± 0.7 %であった

3. Detector performance

Based on the simulation results, we developed a one-pair prototype of the MPPC TOF PET module with a 10-mm crystal length (Fig. 2 a) and we evaluated its basic performance [6]. For energy correction, a relationship between gamma ray energy and the ADC channel was investigated using point sources with different energies (²²Na, ¹³⁷Cs, ⁵⁴Mn and ¹³³Ba). The averaged energy resolution at 511 keV after the energy correction was 11.7 ± 0.7 %. Next, timing spectrum for each

た。次に、 ^{22}Na 線源を中心に配置して 10 分間の同時計数測定を行い、個々のチャンネルでのタイミングスペクトルを取得した。光電ピークに設定したエネルギーウィンドウにおける CRT は、全結晶の平均で半値幅 250.8 ± 8.4 ps であった(Fig. 2 b))。

channel was obtained from the coincidence measurement data for 10 minutes in which a ^{22}Na point source was placed at the center. The averaged CRT value at the range of the photoelectric peak was 250.8 ± 8.4 ps (FWHM) (Fig. 2 b)).

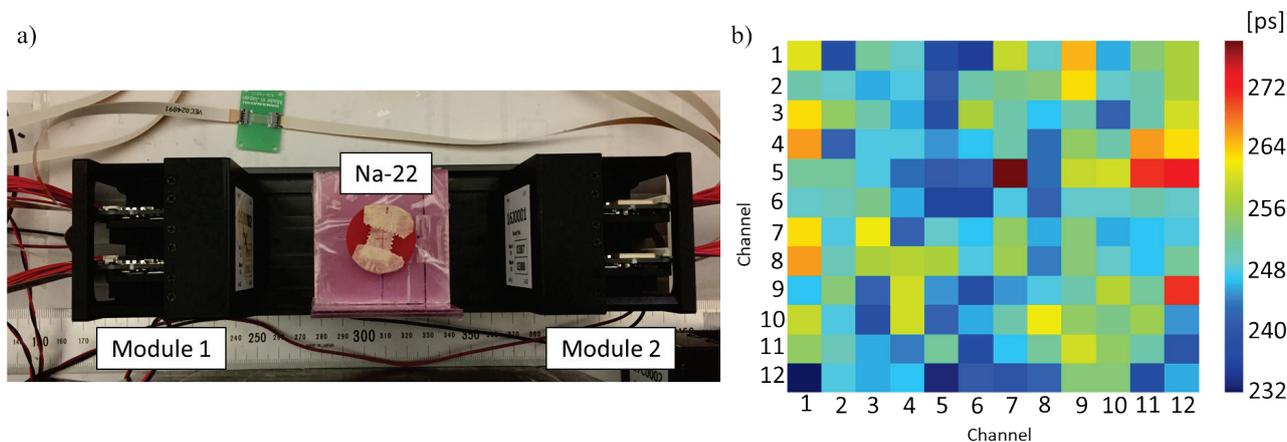


Figure 2 A photo of the experimental setup (a) and the 2D-distribution of CRT values (b).

4. まとめ

MPPC TOF PET module を用いたヘルメット型 TOF-PET 装置を検討した。シミュレーションによる試作機との画質比較を行い、LFS の厚みを 10 mm とした検出器が良いことを確認した。その構成の試作検出器を評価し、250 ps CRT の時間分解能を得た。これらの結果から、ヘルメット型 TOF-PET 装置の有用性が明らかになった。

4. Conclusion

We confirmed the feasibility of a helmet-type PET with TOF information. In the simulation, the helmet-neck TOF-PET with a 10-mm LFS length showed better imaging quality than the current helmet-neck PET prototype. A 250 ps CRT value was obtained for the prototype module with a 10-mm LFS length.

Acknowledgements

Collaborators Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Abdella Ahmed, Taiga Yamaya (NIRS-QST)
ATOX Co., Ltd.
Grants JSPS KAKENHI 17K18378

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, et al., "Development of the helmet-neck PET prototype for high sensitivity brain imaging," *ECR 2017*, B-0798, doi:10.1594/ecr2017/B-0798, 2017.
- [4] S. Vandenberghe, et al., "Recent developments in time-of-flight PET," *EJNMMI Physics*, vol. 3, no.3, pp. 1-30, 2016.
- [5] <http://www.hamamatsu.com/jp/en/community/mppc/4411.html>.
- [6] S. Takyu, "Time resolution of MPPC module for PET," 2016 Report on PET Imaging Physics Research, pp. 66-67, 2017.
- [7] A. Abdella, et al., "Investigation of the optimal detector arrangement for the helmet-chin PET – A simulation study," *Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. A*, 858 (2017) 96-100.

MRI 同時撮像のための全身用楕円 PET インサートの検討

A prototype oval PET insert for MRI systems targeted for body imaging

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 Researcher



1. はじめに

陽電子放出断層撮影法(PET)と磁気共鳴画像法(MRI)の同時イメージングは神経、腫瘍、心臓分野での診断において相補的な効果を示すことがわかってきている[1-3]。PET では放射性薬剤(トレーサ)を用いて、病気ごとに異なる様子を示す代謝機能を中心に画像化を行う。一方で MRI では原子や機能イメージングに優れている。PET-MRI 同時イメージングは、一回の測定でそれらの相補的な情報を同時に取得することができ、病気の進行の研究において、その理解を向上させる。

しかしながら、6万台以上のMRIシステムが世界中で導入されている一方で、商用の PET/MRI 装置は研究施設を中心に約 70 台程度しか導入されていない[4]。その理由として装置が非常に高価であること、新しい PET/MRI システムの導入には余分なスペースや手間が必要になってくることが挙げられる。現実的な解決策の一つは既に導入されている MRI システムに挿入することが可能な PET 装置(PET インサート)を開発することである。これは MRI 撮像においてよく行われる、装置に内蔵されているものとは別の RF コイルをベッド上に設置して測定する場合と似たアプローチとなる。

我々は過去の研究で、3テスラの臨床用 MRI 装置へ挿入可能な頭部用 PET インサートシステムの開発を行ってきた[5-6]。本報告では人体、小児のイメージングを目的として、既存の MRI のベッド上に置くことが可能な、楕円形 PET インサート装置についての報告を行う。楕円形はヒトの体や頭の形に似ているため、検出器を撮像領域近くに配置することが可能であり、PET 装置として高い感度と空間分解能を向上させることが可能となる。

2. 手法

楕円形 PET インサートの試作装置は 12 個の RF シールドを施された PET 検出器モジュールで構成されている。そのうちの 8 個は過去の研究で開発された円形の頭部用 PET インサートで使用したものである[5-6]。その他の 4 個はダミーモジュールでシンチレータや読み出し回路は入っ

1. Introduction

Simultaneous positron emission tomography (PET) and magnetic resonance imaging (MRI) systems have shown complementary benefits of diagnostic imaging, especially, in the fields of neurology, oncology and cardiology [1-3]. PET uses radioisotope tracers to image the metabolic function related to different diseases. On the other hand, MRI is superior in anatomic and functional imaging. Simultaneous PET/MR imaging can provide these complementary data in one patient set-up to better understand the disease progression. Since its adoption in 2010, only around 70 commercially-available body PET/MRI systems have been installed, mostly in research centers [4]; this is in sharp contrast to the more-than 60,000 MRI systems that are already installed around the world. One of the reasons for this scarcity is the extremely high cost of this multimodal system. Another reason is that the installation of new PET/MRI systems requires extra space and logistics. One potential affordable alternative solution is to develop PET as an insert for the already-installed MRI systems – an approach similar to using different RF coils with the patient bed of the MRI systems. Previously, we reported on the PET insert for brain imaging with a 3 Tesla clinical MRI system [5-6]. In this report, we introduce an oval shape prototype PET insert [7] targeted for body imaging or pediatric imaging with the existing patient bed of already-installed MRI systems. The oval shape matches well with the human body as well as head shapes. With this shape, the detectors become closer to the imaging region, thereby increasing the sensitivity and spatial resolution in PET.

2. Materials and Methods

The prototype oval PET insert was developed using 12 radio frequency (RF) shielded PET detector modules in which 4 modules were implemented as dummies. The other 8 detector modules had been previously implemented for a cylindrical brain PET insert [5-6] and were reused here. The oval insert

ていない。楕円型PETインサートは内径が440 mm(長軸)と350 mm(短軸)、外形が520 mm(長軸)と430 mm(短軸)となっている(図1)。評価実験は3テスラの臨床用MRI (Siemens MAGNETOM Verio)を用いて行った。ボア径は700 mm、ベッドの位置はボアの底から160 mmである。PET検出器には4層DOI方式を用いた。シンチレータは2 mm X 2 mm X 5 mmのLYSOを6 X 6 X 4のアレイ状に組み上げており、ブロック全体での体軸方向の長さは12 mmとなる。シールドボックスの長さは225 mmであり、中に光検出器であるMPPCアレイとPET検出器用のフロントエンド回路が含まれている。

MRIの基礎特性評価として一様ファントムを用いた測定を行った。ファントムは160 mm径で体軸方向の長さが27 mmの円筒形をしている。MRIシステムに内蔵されているボディコイルを送受信コイルとして使用した。MRI装置内臓のコイルを使用するため、PET用のRFシールドボックスはMRI装置のグラウンドから電氣的に浮いた状態になっている(図1)。その結果、RF磁場はシールドされたPETモジュールの間を通過して内側に入ることが可能となる。図2に実験セットアップを示す。

(Figure 1) had the inner dimensions of major axis 440 mm and minor axis 350 mm; and outer dimensions of major axis of 520 mm and minor axis of 430 mm. The insert was tested in a clinical 3 Tesla MRI system (Siemens MAGNETOM Verio) of bore diameter 700 mm with patient bed height of 160 mm. Each PET detector module was implemented as a 4-layer LYSO scintillation DOI detector of axial-extent 12 mm and each crystal in the detector block had dimensions of 2 mm X 2 mm X 5 mm. The axial-extent of each shield box was 225 mm and the box contained separate photo-sensors (MPPCs) and PET front-end readout circuit boards.

We performed a uniform phantom study for the MRI feasibility test. The phantom used was a 160-mm diameter and 27-mm axially-long cylindrical phantom. The MRI system built-in body RF coil was used both as transmitter and receiver. To make use of the MRI built-in RF coil, we electrically floated [8-9] the RF shielded PET modules from the RF ground of the MRI system (Figure 1). As a result, RF field can pass through the narrow gap in between the shielded PET modules (Figure 1). The experimental set-up is illustrated in Figure 2(a).

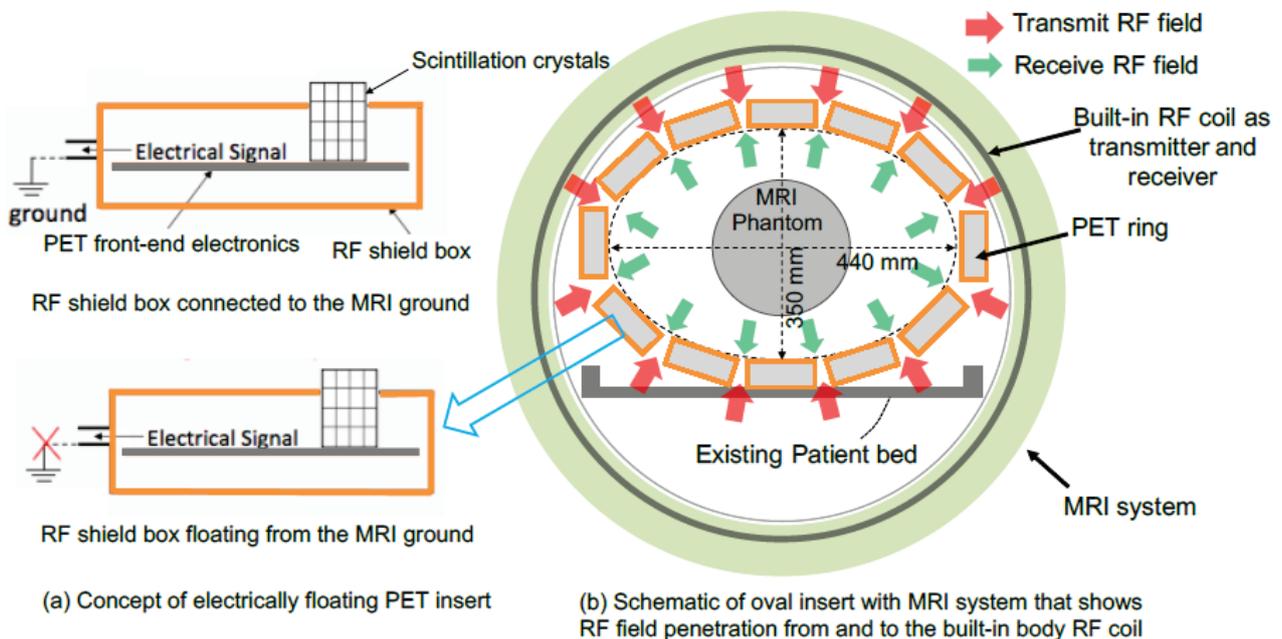


Figure 1 Schematic drawings showing the concept of the electrically floating RF-penetrable PET insert (a) and the oval insert (b) inside the MRI system in which the MRI built-in body RF coil was used both as transmitter and receiver.

3. 結果

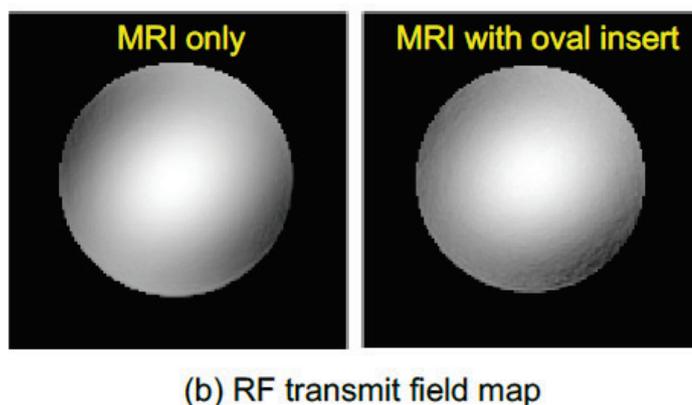
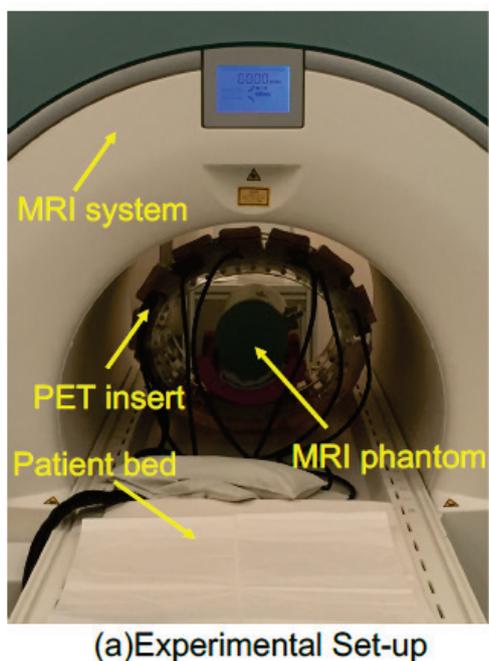
楕円型 PET インサート無し(MRIのみ)と有りの場合のRF磁場の一様性を示す。楕円形ファントムの中心スライスの直径 150 mm の部分が図示されている。楕円型 PET インサートを挿入することで、(特に端の領域で)わずかに一様性の低下がみられている。

表 1 にスピネコー法を用いて得られた、異なる 2 つの Z 座標面に対する信号雑音比の値を示す。楕円型 PET インサートが有る場合、ない場合と比較して 50 % の信号雑音比の低下がみられた。本実験では MRI 装置内蔵の RF コイルを使用しているため、RF コイルとファントムの間にあるシールド材の影響で受信感度が低下してしまい信号雑音比も減少したと考えられる[8-9]。実際の MRI イメージングでは受信感度の高いサーフェイス受信コイルがよく利用されており、本研究でも将来的にはサーフェイス受信コイルを使用する予定である。サーフェイス受信コイルは PET インサートの内側で使用するため受信感度の低下が起こらず信号雑音比が改善すると考えられる。

3. Results

Transverse RF field maps (Figure 2(b)) both without (MRI-only) and with the oval insert are given for the 150-mm diameter central plane of the cylindrical phantom. A slight decrease in field homogeneity was seen for the oval insert, especially near the periphery.

Table 1 lists the SNR values for the spin-echo transverse images taken at two different positions in the longitudinal direction. For the oval insert case, the SNR values were reduced by about 50% from the MRI-only values. We used the MRI built-in body RF coil also as receiver. Because of the shielding materials in between the phantom and the body RF coil, the received sensitivity was low and that lowered the SNR values [8-9]. In practical MR imaging a surface receiver coil is usually used for better received sensitivity. We expect that using the receiver coil inside the PET insert would improve SNR values and we will investigate this in our future study.



Z-axis	MRI-only	MRI with oval insert
-60 mm	505±35	265±44
0 mm	545±21	299±6

Figure 2 The experimental set-up of oval insert inside the MRI system (a) and results of RF transmitted field and SNR (b).

4. 考察とまとめ

臨床用 MRI 装置を用いて評価を行った結果、12 個のシールドされた PET 検出器からなる楕円型 PET インサートシステムが PET/MRI としての適合性があることを示すことができた。しかし、今回の評価では PET 装置としての評価は行っておらず、加えて 4 個の検出器はダミー検出器で

4. Discussion and conclusion

The oval insert with 12 RF shielded PET detector modules was installed inside an existing clinical MRI system and showed compatibility as a PET insert. A study on PET performance is yet to be done. Presently, the system includes 4 dummy modules to complete the full ring. In the future, we

あったため、今後の研究では全てを PET 検出器とし PET 装置としての評価も行っていくことを予定している。また、現在の体軸方向の視野はわずか 12mm と短く、ファントムや実際の人を測定するためには十分ではないため、今後は視野の拡張も行っていく予定である。

plan to develop a full-ring geometry with all the PET detector modules and conduct the PET study. We also plan to extend the PET axial FOV (which is now only 12 mm). This extension is needed to perform phantom and patient studies.

Acknowledgements

Collaborators Takayuki Obata, Fumihiko Nishikido, Genki Hirumi, Taiga Yamaya (NIRS-QST)
Craig S. Levin (Department of Radiology, Stanford University School of Medicine, USA)
Grants JSPS KAKENHI 17K18377

References

- [1] A. Drzezga, M. Souvatzoglou, M. Eiber, First clinical experience with integrated whole-Body PET/MR: comparison to PET/CT in patients with oncologic diagnoses, *J. Nucl. Med.* 53 (2012) 845–855. doi: 10.2967/jnumed.111.098608
- [2] C. Catana, A. Drzezga, W.D. Heiss, et al., PET/MRI for neurologic applications, *J. Nucl. Med.* 53 (2012) 1916 – 1925. doi: 10.2967/jnumed.112.105346
- [3] R. LaForest, P.K. Woodard, R.J. Gropler, Cardiovascular PET/MRI: challenges and opportunities, *Nucl. Cardiol.* 34 (2016) 25 – 35. doi: 10.1016/j.ccl.2015.08.002
- [4] C. Spick, K. Herrmann, J. Czernin, 18F-FDG PET/CT and PET/MRI perform equally well in cancer: evidence from studies on more than 2,300 patients, *J. Nucl. Med.* 57 (2016) 1–11. doi:10.2967/jnumed.115.158808
- [5] F. Nishikido, M. Fujiwara, H. Tashima, et al., Development of a full-ring “add-on PET” prototype: A head coil with DOI-PET detectors for integrated PET/MRI, *Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. A* 863 (2017) 55–61.
- [6] M.S.H Akram, T. Obata, M. Suga, et al., MRI compatibility study of an integrated PET/RF-coil prototype system at 3 T, *Jour Magn Reson*, 283 (2017) 62–70.
- [7] M.S.H. Akram, C.S. Levin, T. Obata, et al., Study on a prototype oval body PET insert for a 3T MRI system, Conference record, IEEE NSS-MIC 2017, M-03-037.
- [8] 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.
- [9] M.S.H. Akram, C.S. Levin, T. Obata, et al., Experimental study for efficient RF-penetration through electrically-floating PET insert for MRI systems, ISMRM 2017.

Research achievements in 2017

- [1] M.S.H Akram, T. Obata, M. Suga, et al., MRI compatibility study of an integrated PET/RF-coil prototype system at 3 T, *Jour Magn Reson*, 283 (2017) 62–70.
- [2] The ISMRM Summa Cum Laude Merit Award, Development and performance evaluation of the second prototype of a RF-coil integrated PET insert for existing 3T MRI systems, ISMRM 2017, USA.

OpenPET 技術の未来展開 : in-beam PET 研究と DOI 検出器開発

In-beam PET study of RI beams and detector development

モハマディ アクラム 研究員

Akram Mohammadi, Researcher

1. はじめに

粒子線治療において、効果的に治療を行うためには患者体内でのイオンビームの飛程確認が重要である。また、PET は核破砕反応で生成される陽電子放出核の分布を可視化できると期待されている[1,2]。そこで我々は、depth-of-interaction (DOI) 検出器を用いることで実現可能になった特化型 PET システム、OpenPET の開発を進めている。本研究では、OpenPET システムのインビーム応用と検出器性能向上の進捗を報告する。

インビーム PET に残された課題の一つは、PET のピーク位置と線量のピーク位置が異なるため、PET 画像の解釈が困難であることである[2,3]。我々は、この問題を解決するために、ビームの停止位置を直接可視化することが可能な radioactive ion (RI) ビームを使う[4]。これまでに、OpenPET を使った ^{10}C 、 ^{11}C 、及び ^{15}O イオンの RI ビームのインビーム PET 研究により、このアイデアの実現可能性を示してきた[5,6]。しかしながら、ビームの停止位置と線量のピーク位置には、小さな差異があることが観測された。2017 年、我々はこの差異の潜在的な原因の解析を行った。また、DOI 検出器自体についても、time-of-flight (TOF) 計測の機能を加えることで性能向上を行った。

2. RI ビームによるインビーム PET 研究

HIMAC において、エネルギー 312 MeV/u の ^{15}O ビームを PMMA ファントムに照射し、OpenPET で PET 画像を取得した [7]。インビーム PET イメージングと線量計測の実験セットアップを図 1 に示す。線量プロファイルは水ファントム中のクロスモニタを用いて測定した。

PET 画像中で計測された放射能を各深さの断面内で積算することで、面内積分放射能分布を求め、測定した PMMA 等価の相対線量と比較した結果を Figure 2 に示す。約 2 mm の差異がビーム停止位置と線量ピークの間で観測された。

次に、RI ビームのエネルギーの広がりの影響を解析し

1. Introduction

Range verification of incident ion beams in a patient body is important for effective treatment in ion therapy. PET is expected to enable visualization of the distribution of positron emitters produced through fragmentation reactions [1-2]. Therefore, we are developing a dedicated PET system OpenPET, which is being realized by the use of depth-of-interaction (DOI) detectors. In this study, we report our progress in the in-beam application and detector improvement of the OpenPET system.

One of the remaining issues in in-beam PET is the difference between a PET peak position and a dose peak position, which is preventing straight forward understanding of PET images [2-3]. For this problem, our solution is the use of a radioactive ion (RI) beam, which enables direct visualization of the beam stopping position [4]. We have shown feasibility of this idea through an in-beam PET study for ^{10}C , ^{11}C and ^{15}O ion radioactive beams using the OpenPET system [5, 6]. However, a small difference between the beam stopping position and the dose peak was observed. In 2017, we analyzed potential reasons for this difference. The DOI detector itself was also improved by adding capability of time-of-flight (TOF).

2. In-beam PET study of RI beams

A PMMA phantom was irradiated by a ^{15}O beam with the energy of 312 MeV/u in the HIMAC, and the PET images were obtained by the OpenPET [7]. The experimental setup for in-beam PET imaging and dose profile measurement are shown for both ion beams in Figure 1. The dose profile was measured using a cross monitor in a water phantom.

Planar integrated activity distributions were derived by integrating the measured activity from PET images over a transverse plane at various depths, and they were compared with the measured relative dose in an equivalent PMMA in Figure 2. A difference of around 2 mm was observed between the beam stopping position and the dose peak.

Next, we analyzed the effect of energy spread of RI beams.

た。汎用モンテカルロ粒子輸送シミュレーションコードである particle and heavy ion transport code system (PHITS) を使用した[8]。様々な半値幅 (full width at half maximum: FWHM) ΔE のガウス分布に従ったエネルギーの広がりを持つ 200 MeV/u の ^{15}O ビームをシミュレーションした。ブラッグピーク位置とビーム停止位置の差異を Figure 3 に示す。その結果から、単一エネルギーのビームではその差異がゼロであるが、エネルギーの広がりが大きくなるほどその差異も大きくなることが示された。

本研究では、イオンビームのエネルギーが広がると、ブラッグピーク位置と陽電子放出核破砕片が最大になる位置の差異が増大することを確認した。一方で、理想的な単一エネルギーのビームの場合にはその際はほぼゼロである。本研究の次のステップとして、実際のエネルギー分布を持つ RI ペンシルビームにおいて、PET のピーク位置をブラッグピーク位置に変換するアルゴリズムの開発を行う予定である。

We used the particle and heavy ion transport code system (PHITS), which is a general-purpose Monte Carlo particle transport simulation code [8]. We simulated a ^{15}O beam of 200 MeV/u with a Gaussian energy distribution of various full widths at half maximum (fwhm, ΔE). The differences between the Bragg peak position and beam stopping position is shown in Figure 3. The results showed that the difference was zero for the mono-energy beam and it was increased by increasing the energy spread.

In this work, we observed an increase of differences between the Bragg peak position and the position of the maximum positron-emitting fragments when the energy of the ion beam was broadened, although the differences were almost zero for the ideal mono-energy beam. In the next step of this research, we will focus on developing a conversion algorithm from the PET peak position to the Bragg peak position for a radioactive ion pencil beam with practical energy spread.

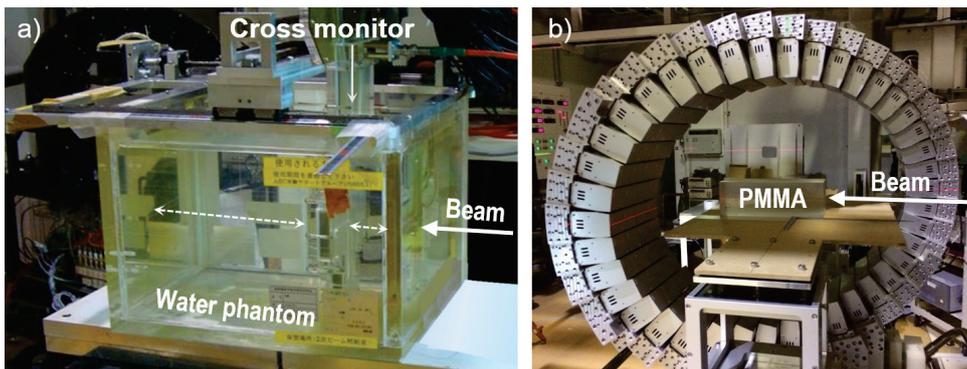


Figure 1. Dose measurement in a water phantom by a cross monitor (a) and experimental setup for in-beam PET imaging by the OpenPET (b) and for a ^{15}O beam.

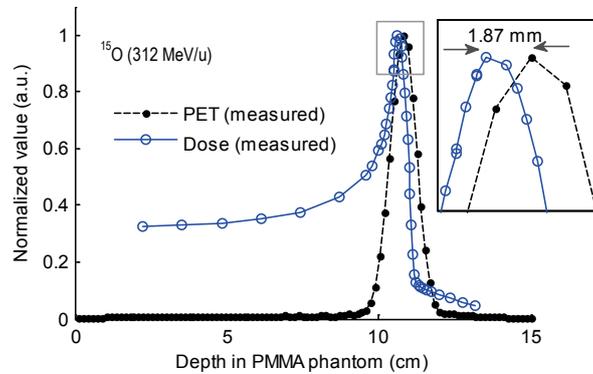


Figure 2. Comparison of relative measured dose in equivalent PMMA with planar integrated activity distribution from PET image in an irradiated PMMA with a ^{15}O beam of 312 MeV/u.

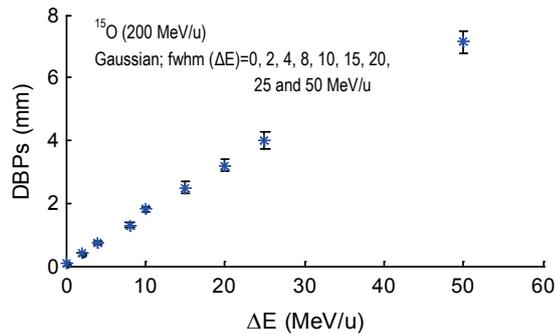


Figure 3. The differences between the Bragg peak and beam stopping position (DBPs) in mm for a ^{15}O beam of 200 MeV/u with various ΔE (fwhm).

3. DOI-TOF 検出器の開発

TOF 情報は、信号対雑音比を大幅に改善し、PET の画質を大きく高めることが可能である。さらに、DOI 情報は PET 画像の空間分解能を向上させる。したがって、TOF と DOI の情報は、PET 画像の画質と均一性を大幅に高めることができる [9]。

様々な形式の DOI 検出器が PET 用として提案されており、モノリシックシンチレータを用いたものや、小さい結晶素子からなる分割されたシンチレータ配列を用いたものがある[10–14]。我々は近年、セグメント化された結晶棒を用いた両端読み出し型検出器を開発した[15]。セグメント化された結晶棒の製作は、従来複雑な結晶切り出しや組み立てのステップが必要であったが、我々は効率的かつ正確な製作が可能なる subsurface laser engraving (SSLE)技術[16]を用いることで、セグメント化された結晶棒を作り出すことが可能となった。我々はこれまでに、13 層の DOI セグメントの識別が multi pixelated photon counter (MPPC)の二面読み出しにより可能であることを示した。2017 年は、この DOI 検出器に TOF 計測の機能を追加した。

Lutetium fine silicate (LFS)のシンチレーション結晶棒 ($3 \times 3 \times 20 \text{ mm}^3$)を高さ方向に SSLE 技術によりセグメント化した。結晶棒は 2 つ、または 4 つの DOI セグメントに等分割した。また、浜松ホトニクス社製 TOF-PET モジュール C13500-4075LC-12 の一部である MPPC 配列モジュールを使用した。MPPC は through silicon via (TSV)タイプで、有感領域が $4 \times 4 \text{ mm}^2$ 、サブピクセルのピッチは 0.075 mm である。

Figure 4 に示す実験セットアップで、DOI セグメント数の異なる結晶棒の同時計数時間分解能 (coincidence resolving time: CRT)を測定した。LFS 結晶の側面と上面は鏡面反射材によって覆われており、底面は MPPC モジ

3. DOI-TOF detector development

TOF information can greatly enhance PET image quality due to significant improvement of the signal to noise ratio. Moreover, DOI information increases spatial resolution of PET images. Therefore, TOF and DOI information can significantly enhance quality and uniformity of PET images [9].

Several types of DOI detectors have been proposed using monolithic scintillators or segmented scintillator arrays composed of small crystal elements for PET detectors [10-14]. We recently developed a dual-ended detector using segmented crystal bars [15]. Conventional fabrication of segmented crystal bars needs complicated crystal cutting and assembly steps; however, we obtained the segmented bars by using the subsurface laser engraving (SSLE) technique which provides efficient and precise fabrication [16]. We identified 13 DOI segments by two-sided readout of the multi pixelated photon counter (MPPC). In 2017, we added TOF capability to the DOI detector.

Scintillation crystal bars ($3 \times 3 \times 20 \text{ mm}^3$) of lutetium fine silicate (LFS) were segmented in the height direction using the SSLE technique. The crystal bars were segmented into two or four DOI segments with an equal height. We used the MPPC array module which was a part of a Hamamatsu TOF-PET module, C13500-4075LC-12. The MPPCs were TSV (through silicon via) type with an effective area of $4 \times 4 \text{ mm}^2$ and 0.075 mm pitch sub pixels.

Coincidence resolving time (CRT) of each crystal bar with different numbers of DOI segments was measured using the experimental setup in figure 4. The lateral and top surfaces of the LFS crystals were wrapped in mirror reflectors and the bases were optically coupled to one channel of the MPPC module at the middle of the array. A crystal bar of LFS without

ユールの配列の中央部の1つのチャンネルに光学的に接続されている。DOI セグメント化なしの LFS 結晶棒 ($3 \times 3 \times 20 \text{ mm}^3$) をもう一つの MPPC モジュールに接続し、リファレンス検出器として用いた。

2 分割と 4 分割の DOI セグメントの検出器の各セグメントの CRT を Figure 5 に示す。Top セグメントは第 1 層の DOI セグメントで、MPPC に接続されている base セグメントは最後のセグメントである。Top セグメントが最も大きな CRT の値を示し、MPPC に接続されているセグメントが最小の CRT を示した。つまり、base セグメントの CRT は、top セグメントと比較して 10% 向上した。このセグメント化された結晶棒の一面読み出し検出器の時間分解能は、両面読み出し検出器とすることで向上すると期待できる。

DOI segment ($3 \times 3 \times 20 \text{ mm}^3$) was coupled to another MPPC module, and it was used as a reference detector.

The CRT for each segment of the detectors with two and four DOI segments are shown in figure 5. The top segment was the first DOI segment and the base segment, which was coupled to the MPPC, was the last segment. The top segment showed the highest value of the CRT and the segment coupled to the MPPC showed the minimum CRT. In other words, the CRT of the base segment was improved 10% compared with the top segment. We expect the timing resolution of the single-readout detector composed of a segmented crystal bar will be improved by changing it to a dual-ended detector.

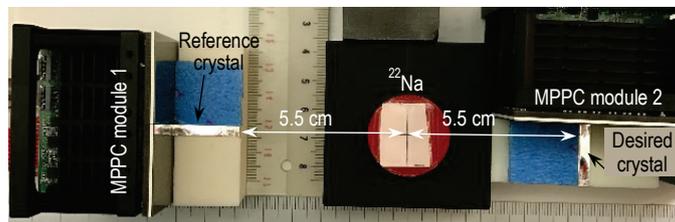


Figure 4. Experimental setup for CRT measurement for each DOI segment of the crystal bar.

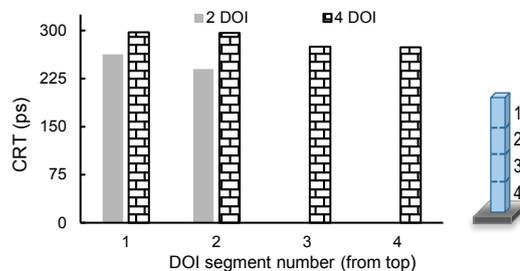


Figure 5. CRT for each DOI segment of detectors with two and four DOI segments. The 2nd DOI segment of the crystal with two DOI segments and the 4th segment of the crystal with four DOI segments were coupled to the MPPC.

Acknowledgements

Collaborators Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, Munetaka Nitta, Sodai Takyu, Atsushi Kitagawa and 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] A. Mohammadi et al., Nucl Instrum Methods Phys Res A, 849, pp 76-82, 2017
- [7] E. Yoshida et al., Conf Rec IEEE NSS-MIC 2015 M4CP-314, 2015.
- [8] T. Sato et al., Nucl Sci Technol, 50, pp 913-923, 2013.
- [9] V. C. Spanoudaki et al., Phys Med Biol., 56, pp 735-56, 2011.
- [10] S. Yamamoto, H. Ishibashi, IEEE Trans Nucl Sci., 45, pp 1078-1082, 1998.
- [11] R. S. Miyaoka et al., IEEE Trans Nucl Sci., 45, pp 1069-1073, 1998.
- [12] T. Tsuda T et al., IEEE Trans Nucl Sci., 5, pp2537-2542, 2004.
- [13] Y. Yang et al., IEEE Trans Nucl Sci., 56, pp 2594-9, 2009.
- [14] D. R. Schaart et al., Phys. Med. Biol., 54, pp 3501-12, 2009.
- [15] A. Mohammadi et al., Phys. Med. Biol., in press <https://doi.org/10.1088/1361-6560/aa9d03>.
- [16] T. Moriya et al., IEEE Trans Nucl Sci., 61, pp 1032-38, 2014.

Research achievements in 2017

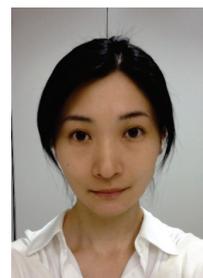
- [1] Akram Mohammadi, Naoko Inadama, Eiji Yoshida, Fumihiko Nishikido, Keiji Shimizu and Taiga Yamaya “Improvement of crystal identification performance for a four-layer DOI detector composed of crystals segmented by laser processing”, Nuclear Inst. and Methods in Physics Research, A 866 (2017) 29–35.
- [2] Akram Mohammadi, Eiji Yoshida, Fumihiko Nishikido, Munetaka Nitta, Keiji Shimizu, Toshiaki Sakai and Taiga Yamaya “Development of a dual-ended readout detector with segmented crystal bars made using subsurface laser engraving technique”, Phys. Med. Biol., in press <https://doi.org/10.1088/1361-6560/aa9d03>

ウサギ脳における生体内洗い出し効果の解明： ^{11}C 照射と ^{15}O 照射を比較する in-beam PET 実験

Washout effect in rabbit brain: in-beam PET measurements using ^{11}C and ^{15}O ion beams

寅松千枝 主任研究員

Chie Toramatsu, Senior Researcher



1. はじめに

粒子線治療において、PET(Positron Emission Tomography)イメージングを応用した非侵襲的な生体内線量測定の実現が期待されている。具体的には、入射ビームと体内の原子核との核破砕反応により、 ^{11}C や ^{15}O 等のポジトロン核種が生じるが、これを PET で検出することにより線量分布の検証が可能になる。しかし、粒子線によるエネルギー付与とポジトロン核種生成の物理過程が異なるため、両者の分布は完全には一致しない。よって一般的には、モンテカルロシミュレーション(MC)により推定されたポジトロン核種分布を参照画像として、線量検証が行われている。しかし、正確な MC モデルの構築には生体内における RI の生物学的洗い出し効果(biological washout)の補正が必須である。そこで我々は、 ^{11}C ビームや ^{15}O ビームをウサギの脳に照射し、高い検出感度を有する OpenPET 試作機を用いて washout 速度を測定する研究を行ってきた。今回は、データの量と質を高めた実験を行い、washout の機序の解明に向けた検討を行ったので報告する。

2. 方法

本実験では HIMAC の二次ビームラインで生成した ^{11}C 、 ^{15}O ビームをウサギの脳に照射した。測定には、臨床サイズの OpenPET 試作機を利用したが、実験期間の途中で、4号機から5号機へのバージョンアップが行われている。4号機は2リング式 OpenPET であり、開放空間(90 mm のギャップ)を含めた広い範囲を撮影することが可能である [1]。5号機は1リング式 OpenPET であり、視野をターゲットに集中させ、高い感度を実現できる。 ^{11}C ビームと ^{15}O ビームは、それぞれを別の個体に照射し、4号機により2羽ずつ、5号機により更に1羽ずつ、合計6羽のデータを取得した。深麻酔下にて照射後、 ^{11}C ビーム照射の場合は42分間測定、 ^{15}O ビーム照射の場合には20分間測定を行い、その後、麻酔薬静注により屠殺した。そして再度同様の照射実験を行うことで、生存時と死亡時の洗い出し効果を測定した。取得したリストモードデータは30秒ずつフレーム分けし、OSEM法(ordered subset expectation

1. Introduction

Positron emission tomography (PET) can be applied for *in-situ* noninvasive confirmation of particle beam delivery. During ion beam irradiation, positron (β^+) emitters, such as ^{11}C and ^{15}O , are produced by nuclear fragmentation, and they can be imaged by PET. The β^+ -activity spatial distribution, however, does not directly match the dose distribution due to the different physical processes underlying β^+ -emitter production and energy deposition. Therefore, the verification is usually carried out by comparing observed PET images with predicted images calculated by Monte Carlo (MC) simulations. To establish an accurate MC model, correction of the biological washout effect in a living body is necessary. For this purpose, we measured the biological washout rate of implanted ^{11}C and ^{15}O beams to rabbit brains. We employed our OpenPET prototypes, which allow detection of β^+ -emitters with good statistics. In FY2017, we have confirmed the reproducibility and quality of our data and discussed the mechanism of biological washout.

2. Methods

Radionuclide beams of ^{11}C and ^{15}O were generated as secondary beams in the Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba (HIMAC). And these two radionuclide beams were used to irradiate the rabbit brain. The biological washout rate for a total of 6 rabbits (3 for ^{11}C irradiation and 3 for ^{15}O irradiation) was measured by our OpenPET prototypes. During this series of experiments, the OpenPET system was upgraded from the 4th prototype to the 5th prototype. The OpenPET 4th prototype consisted of dual detector rings, each 660 mm in diameter, and had a wide axial field of view (FOV) including the 90-mm gap between the two rings [1]. The OpenPET 5th prototype has a single detector ring, which enables high efficiency measurement [2]. The data of 3 rabbits for each irradiation (^{11}C and ^{15}O) were acquired by the 4th prototype (2 rabbits for each beam) and the 5th prototype (1 rabbit for each beam). Irradiation and measurement (42 min for ^{11}C irradiation and 20 min for ^{15}O irradiation) were performed under two conditions, live and dead. The acquired data were divided into frames with

maximization method)により画像再構成を行った。再構成画像上のターゲット位置にVOI(Volume of Interest)を置き、そのVOI中の放射線強度の減衰曲線を求めた。そして multi component model [3]を仮定することでwashout速度を導出した。

3. 結果

Figure.1(a)および(b)に、OpenPET4 号機にて測定された ^{11}C ビームおよび ^{15}O ビーム照射後のポジロン核種の分布を示す。また、Figure.1(c)および(d)に、それぞれの照射実験で得られた 3 羽ずつのデータの減衰曲線を示す。生存時(麻酔時)と死亡時の比較で、ターゲット中におけるポジロン核種の分布や VOI 中の放射線強度の変化に優位な差が確認され、洗い出し効果が測定できたことがわかる。また、減衰曲線の傾きは個体や装置によらず一致する結果であった。Multi component modelによる解析の結果を Table.1 に示す。 ^{11}C の washout の中間速度成分と遅い速度成分の生物学的崩壊係数は、それぞれ $0.30 \pm 0.1 \text{ min}^{-1}$ 、 $0.004 \pm 0.001 \text{ min}^{-1}$ であった。これは1対のシンチレーションカメラによるウサギの washout 測定の結果[3]や、小動物用 OpenPET によるマウスの washout 測定実験の結果[4]と一致する。また、 ^{15}O の washout の中間速度成分と遅い速度成分の生物学的崩壊係数はそれぞれ $0.72 \pm 0.006 \text{ min}^{-1}$ 、 $0.024 \pm 0.002 \text{ min}^{-1}$ であった。

4. 考察と結論

本照射実験により、ウサギの脳における ^{15}O 照射した場合の washout 速度には、 ^{11}C 照射した場合よりも早い成分があることが確認された。 ^{15}O で標識した H_2O^{15} を用いた脳血流速度測定の結果によると、げっ歯類の脳血流は $0.3 \sim 1.4 \text{ ml min}^{-1} \text{ g}^{-1}$ の範囲である[5,6,7]。また、酸素の分配係数は 0.73 程度[7]であることから、その脳血流速度は $0.3 \sim 1.9 \text{ min}^{-1}$ 程度であると考えられる。これは、本実験で得られた ^{15}O の washout の中間速度成分と一致する値である。また、今回、視野の広い OpenPET4 号機によりウサギの全身画像を得たが、 ^{15}O ビームを照射した後、血液体積の高い領域にポジロン核種の分布が集中しているのが観察された。これらの結果は、入射 ^{15}O ビームは体内で H_2O^{15} の化学系となり、血液循環に組み込まれて washout される事を示唆している。

適切な washout モデルの構築は PET イメージング法による粒子線治療の線量検証を実用化する上で重要である。本実験により、washout 機序の解明に有用なデータが得られた。

30 s duration. For each frame, the ordered subset expectation maximization method (OSEM) algorithm was applied. The volumes of interest (VOIs) were selected based on the hot region, and time activity curves (TACs) for one set of measurements were generated. Then we applied the multiple component model [3] to derive the washout rate.

3. Results

Figures 1 (a) and (b) show 2-dimensional spatial distributions in the rabbit brain measured by the OpenPET 4th prototype. Due to the washout effect, the intensity of the hot region in the live scan was significantly lower than that of the dead scan. TACs of each irradiation data set of ^{11}C and ^{15}O with fit curves measured by the OpenPET 4th and 5th prototypes are shown in Figures 1 (c) and (d). Due to the washout effect, VOI values rapidly decreased for the live scan compared with those of the dead scan. The TACs of the VOI could be well fitted to the multiple exponential functions (fast, medium and slow) for the ^{11}C irradiation. The observed biological decay constants are summarized in Table 1. Washout rates of the medium and slow components were $0.30 \pm 0.10 \text{ min}^{-1}$ and $0.004 \pm 0.001 \text{ min}^{-1}$, respectively. These values were consistent with the results of previous rat and rabbit studies [3,4]. The observed medium and slow biological decay constants of the ^{15}O beam were $0.72 \pm 0.006 \text{ min}^{-1}$ and $0.024 \pm 0.002 \text{ min}^{-1}$.

4. Discussion and Conclusion

This report represented the first study on the difference of washout rates in ^{11}C and ^{15}O beams in the rabbit brain. The observed biological washout of the ^{15}O irradiation was faster than that of the ^{11}C irradiation. The cerebral blood flow (CBF) values in rabbits, which was measured by dynamic PET with ^{15}O -labeled water [5-7], ranged from 0.3 to 1.4 $\text{ml min}^{-1} \text{ g}^{-1}$. Because the partition coefficient was found to be 0.73 [7], the value that was the efflux to the blood was estimated to range from 0.3 to 1.9 min^{-1} . This value is equivalent to medium biological washout rate of the ^{15}O irradiation. Furthermore, the observed β^+ -emitter distribution in the whole body of the rabbit was concentrated in the regions that had high blood volume. These results suggested that implanted ^{15}O ions formed H_2O^{15} , and they were washed out by blood flows.

In summary, we have provided important data to investigate the biological washout mechanism. These results should help to establish an accurate washout correction model.

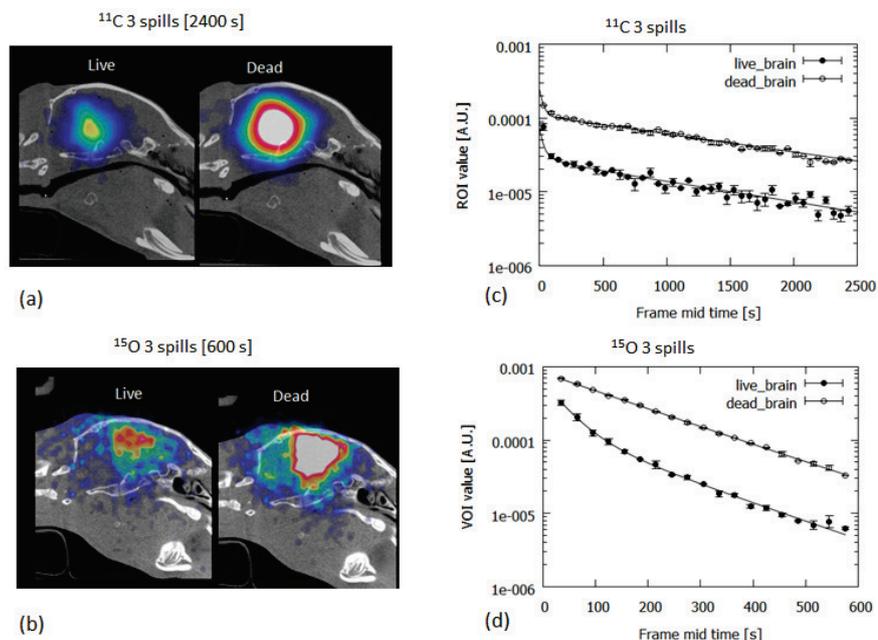


Figure 1. Summed sagittal images acquired by the whole-body OpenPET prototype fused with CT images for rabbit brain. Live and dead rabbit images of the ^{11}C irradiation (a) and the ^{15}O irradiation (b) are shown. TACs of the ^{11}C irradiation (c) and the ^{15}O irradiation (d) with fitting results obtained using the multiple component model are also shown.

Table 1. Observed biological decay constant of the ^{11}C beam and the ^{15}O beam.

Beam	Biological Decay Constant (min^{-1})	
	$\lambda_{bio(Cm)}$	$\lambda_{bio(Cs)}$
^{11}C	0.30 ± 0.02	0.004 ± 0.001
^{15}O	0.72 ± 0.006	0.024 ± 0.002

Acknowledgements

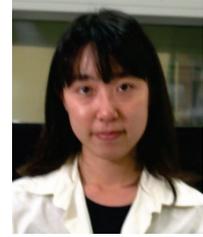
Collaborators Eiji Yoshida, Yoko Ikoma, Hidekazu Wakizaka, Akram Mohammadi, Munetaka Nitta, Yuma Iwao, Go Akamatsu, Genki Hirumi, Soudai Takyu, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, Atsushi Kitagawa, Taiga Yamaya (NIRS-QST)

References

- [1] Yamaya T *et al* 2011 Development of a small prototype for a proof-of-concept of OpenPET imaging *Phys. Med. Biol.* 56 1123–1137
- [2] Yoshida E *et al* 2015 Development of a whole-body single-ring OpenPET for in-beam particle therapy imaging, in: Proceedings of the IEEE NSS-MIC 2015 M4CP-314, San Diego, USA
- [3] Mizuno, H., *et al* 2003 Washout measurement of radioisotope implanted by radioactive beams in the rabbit. *Phys. Med. Biol.* 48 2269–81
- [4] Hirano Y, Kinouchi S, Ikoma Y, Yoshida E, Wakizaka H, Ito H and Yamaya T 2013 Compartmental analysis of washout effect in rat brain: in-beam OpenPET measurement using a ^{11}C beam. *Phys. Med. Biol.* 8 8281
- [5] Yee SH, Jerabek PA and Fox PT 2005 Non-invasive quantification of cerebral blood flow for rats by microPET imaging of ^{15}O labelled water: the application of a cardiac time-activity curve for the tracer arterial input function *Nucl. Med. Commun.* 26 903–911
- [6] Weber B, Spath N, Wyss M, Wild D, Burger C, Stanley R and Buck A 2003 Quantitative cerebral bold flow measurements in the rat using a beta-prove and H215O *J. Cereb. Blood Flow Metab.* 23 1455–1460
- [7] Ose T, *et al* 2012 Quantification of regional cerebral blood flow in rats using an arteriovenous shunt and micro-PET *Nucl. Med. Biol.* 39 730–741

結晶底面への反射材挿入による PET 検出器の性能改善

Improved PET detector by coupling reflectors on the bottom of a crystal block



稲玉直子 主幹研究員

Naoko Inadama, Principal Researcher

1. はじめに

微小なシンチレータ位置を大きな光電子増倍管 (PMT)の信号から推定するテクニックとして、Figure 1(a)に示すように、アクリル板などをライトガイドとして結晶ブロックの底面に結合して、シンチレーション光を複数の PMT に行き渡らせる方法が広く使われている。しかし、ライトガイドはシンチレーション光を減衰させてしまう。本研究では、ライトガイドを用いずに、PET 検出器の位置弁別性能を高める独自の方法を提案する。具体的には、Figure 1(b)に示すように、結晶間の反射材を取り除いた結晶ブロックの底面に部分的に反射材(水平反射材と呼ぶ)を貼り、結晶ブロック内で光を広げる。

1. Introduction

In a PET detector composed of large photomultiplier tubes (PMTs), there is a general technique to determine the scintillation crystal element of radiation detection that consists of coupling a transparent plate such as an acrylic plate under the scintillation crystal block as a light guide to promote scintillation light spread to neighboring PMTs (Figure 1(a)). The light guide plates, however, tend to cause a decrease of light output. We proposed to have light spread not in the light guide plate but inside the crystal block by removing reflectors from between scintillation crystals and putting additional reflectors on part of the crystal block bottom (Figure 1(b)). We call the bottom reflectors parallel reflectors because they are set parallel to PMT surfaces.

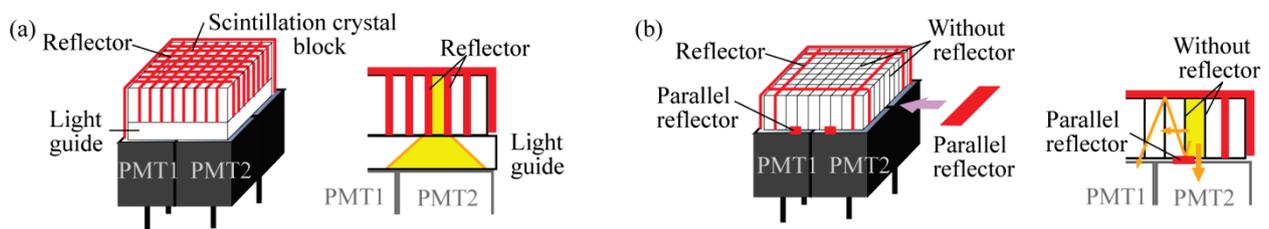


Figure 1 (a) Conventional detector structure with a light guide. (b) Proposed detector structure with parallel reflector insertion.

2. 手法

検出器を試作して水平反射材の効果を検証した。具体的には、Figure 2(a)に示すように、dual-photocathode PMT (R1548, 浜松ホトニクス社製)を2つ並べて、 $2.45 \times 5.00 \times 15.00$ mmのLGSO結晶(日立化成製)を 9×10 に配列した結晶ブロックを結合した。結晶の表面状態は化学研磨である。反射材にはMultilayer polymer mirrors(住友3M、反射率98%、厚さ0.067 mm)を用いた。Figure 2(b)に示す結晶・PMTの位置関係が示すとおり、適切なライトガイドがないと位置弁別は難しい。具体的には、隣の結晶(端の結晶)との識別に最も光広がりが必要とする端から2番目の結晶では、x, y方向それぞれ7 mm, 18 mm以上の光広がりが必要

2. Methods

We prepared a PET detector to measure the effect of the parallel reflectors. In the detector, a 2×2 PMT array was formed with two dual-photocathode PMTs (R1548, Hamamatsu Photonics K.K.) as shown in Figure 2(a). The crystal block was composed of a 9×10 array of $2.45 \times 5.00 \times 15.00$ mm LGSO crystals with chemical etched surface (Hitachi Chemical Co., Ltd.). The reflectors used were multilayer polymer mirrors (Sumitomo 3M, Ltd., 98% reflectivity, 0.065 mm thickness). Figure 2(b) shows the location of each crystal on the PMTs. It suggests that the light from the second outer crystals needed to spread at distances of 7 mm and 18 mm in the x and y directions, respectively,

となる。また、結晶ブロックの端部と中央部の大部分では、各結晶の底面の約半分が PMT の有感エリアから外れている。y 方向では、PMT の境目が結晶の境目と一致している。そして、 ^{137}Cs 点線源からの 662 keV の γ 線を一様照射し、 2×2 の PMT 信号の重心演算によって得られる 2D position histogram の比較より、水平反射材の結晶識別能を評価した。2D position histogram 内にある各結晶に対応する response に重なりがなければ、検出器は結晶サイズの位置分解能を有することとなる。

3. 結果

水平反射材で結晶の底を覆い過ぎると光量が減少するため、まず結晶間物質(空気や光学グリース)の工夫で結晶ブロック内の光広がりを調節し、広がりが足りない部分に水平反射材を挿入した。Figure 3(a), 3(b)に水平反射材挿入有無の 2D position histogram 比較を示す。Figure 3(a)では、中央の response の間隔が広くなり、その分他の response が重なり合っているが、Figure 3(b)ではそれが改善され、response が分離し結晶識別が可能になることがわかる。

以上の結果より、水平反射材はシンチレーション光の広がりを促し既存のライトガイドと同等な効果をもたらすことがわかった。

which would be difficult without an appropriate light guide. Figure 2(b) also shows that central and outer crystals located half out of the PMT useful area. And in the y direction, the boundary of the center elements was located on the PMT boundary. We irradiated 662 keV gamma-rays from ^{137}Cs point sources and obtained 2D position histograms by using the center of gravity calculation with the four PMT signals. Crystals can be identified in case corresponding responses in the 2D position histogram are not overlapped.

3. Results

Because covering too much of the crystal block bottom with parallel reflectors will reduce light output, we first chose air or optical grease between crystal boundaries appropriately and then inserted parallel reflectors to get further light spread. Figures 3(a) and 3(b) show the histograms without and with parallel reflectors. In Figure 3(a), we saw a large distance between center responses in the y direction, which caused overlap of other responses. The distance was caused by the location of the center crystal boundary which was just on the PMT boundary. Parallel reflectors decreased the distance enough to get response separation (Figure 3(b)).

These results proved that the parallel reflectors were effective enough to replace for a light guide.

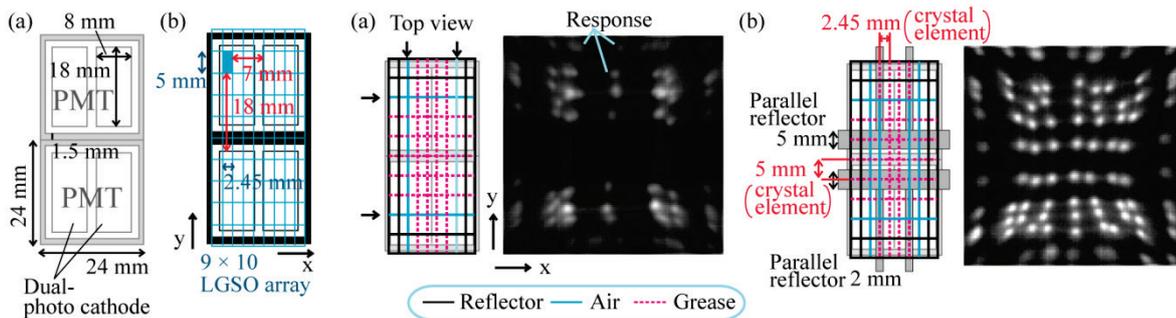


Figure 2 (a) Dimensions of the PMT.

(b) Location of crystals on the PMT.

Figure 3 2D position histograms (a) without and (b) with parallel reflectors.

検出器内散乱事象がPET 画像へ与える影響

Effect of the inter-crystal scattering on PET images

新田宗孝 研究員

Munetaka Nitta, Researcher



1. はじめに

我々は、サブミリ分解能 PET の実現に向けて、等方位分解能を有するPET 検出器「X'tal cube」を開発してきた[1]-[4]。X'tal cube は、LYSO シンチレータブロックと受光素子 multi pixel photon counter(MPPC、浜松ホトニクス)アレイから構成され、シンチレータブロックの 6 面すべてに MPPC アレイを光学結合している(Figure 1)。シンチレータブロック内部には、浜松ホトニクスのレーザー加工技術により、光学的不連続面からなる立方体状のセグメントを生成した[5]。γ線検出位置は、全 MPPC 信号から 3 次元の Anger 計算を行うことで、3 次元位置ヒストグラム上にプロットされる(Figure 1 (右))。我々はこれまでに、縦横深さともに 0.77mm ピッチで 17x17x17 にセグメント化された世界最高分解能の X'tal cube の開発に成功している[4]。

その一方で、高位置分解能の検出器の能力を最大限に活かすためには、結晶内散乱(inter crystal scattering, ICS)事象を考慮する必要がある[6]-[8]。ICS 事象は、複数のセグメントでシンチレーション光を発生させ、Anger 計算による γ線検出位置に誤差を与える(Figure 2)。そこで、本報告では、モンテカルロシミュレーションにより X'tal cube 検出器を用いたPET 装置を模擬し、ICS 事象が再構成画像にどのように影響を与えるかを調べた。

1. Introduction

We have developed the PET detector named X'tal cube to achieve isotropic sub-millimeter spatial resolution [1-4]. The X'tal cube is composed of a LYSO scintillator block and multi pixel photon counter (MPPC, Hamamatsu Photonics K.K.) as the photo detector. Six MPPC arrays are optically coupled on six surfaces of the scintillator block (Figure 1). Segmentation of the LYSO scintillator block was done by the laser engraving technique of Hamamatsu Photonics K.K. [5]. All MPPC signals are used for the Anger-type calculation which is plotted onto the 3D position histogram as the detection position of the gamma-rays (Figure 1 right). We previously succeeded in developing the finest position resolution X'tal cube which was segmented into the 17 x 17 x 17 array of segments with the size of $(0.77 \text{ mm})^3$ [4].

On the other hand, inter-crystal scattering (ICS) events must be considered to bring out the maximum performance of the high spatial resolution PET detector [6-8]. The ICS events produce scintillation light at multiple crystal segments. The results of the Anger type calculation of the ICS events lead to incorrect information for the gamma-ray interaction position (Figure 2). In this report, we simulated PET measurements with the X'tal cube and investigated the effect of the ICS events on reconstructed images.

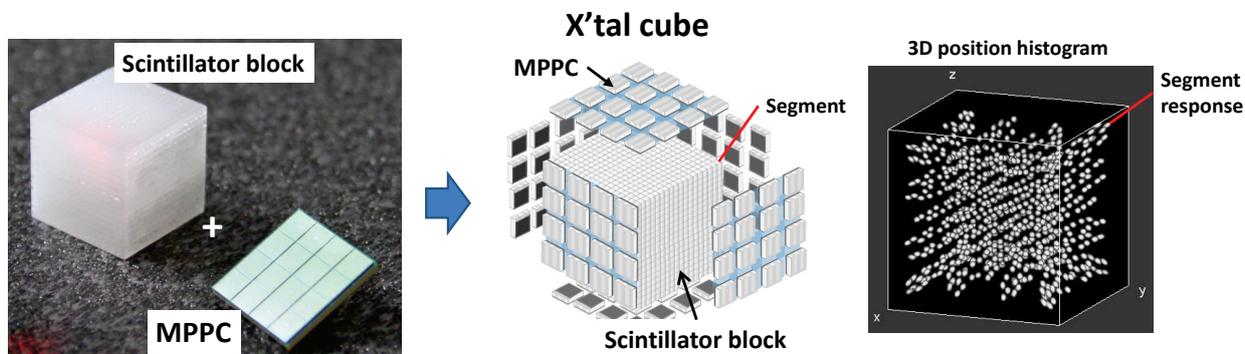


Figure 1 Photo of the LYSO scintillator block and MPPC (left), illustration of the X'tal cube (center) and the 3D position histogram obtained by the Anger calculation (right).

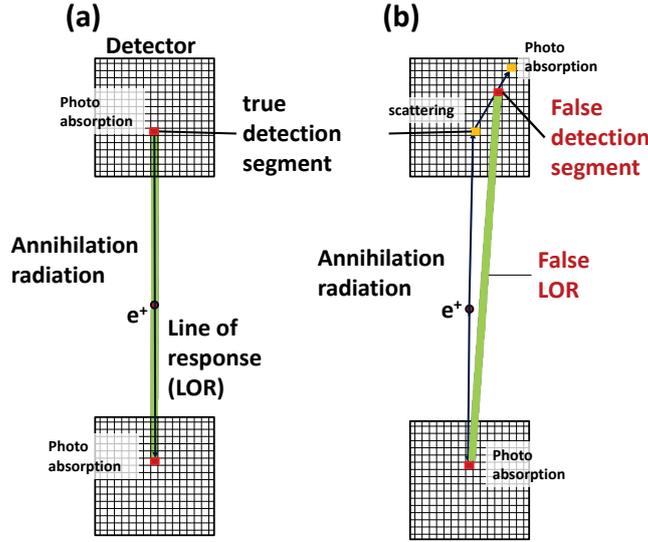


Figure 2 Schematic illustration the ICS events providing incorrect information for the interaction position.

2. 方法

Geant4 により、 $(0.77\text{mm})^3$ の LYSO シンチレータセグメントを $17 \times 17 \times 17$ に配列した X'tal cube 検出器をシミュレーションした。今回は γ 線のみをトレースし、シンチレーション光はモデル化していない。そのため、ICS 事象の検出位置は、各セグメント位置に付与された γ 線のエネルギーを重み付けした重心点とした。Figure 3 に示したように、10 個の検出器からなる直径 50mm の 3 リング PET 装置を模擬した。リング間のギャップは 3.0 mm である。そして、直径 15 mm、高さ 10 mm の円筒形水ファントムの中心部に、球状のホットスポット(直径 0.8 mm~1.8 mm)を置いた。バックグラウンド(BG)源として、一様に陽電子をファントム内に分布させ、ホットスポットと BG 源の単位体積当たりの粒子数が 5:1 となるように、 1×10^8 個の陽電子を発生させた。規格化用のリファレンス測定として、一様線源のみでもデータを取得した。そして、ICS 事象を除去した場合としてない場合の 2 パターンで画像再構成を行った。画像再構成として、リストモード OSEM (Ordered Subset Expectation Maximization) 法を用いた。その際、voxel 数 $115 \times 115 \times 117$ 、voxel サイズを $(0.385 \text{ mm})^3$ とした。また、サブセット数は 8、反復回数は 10 とした。コントラスト回復係数 (contrast recovery coefficient, CRC) を (1) 式のように定義した。ここで、 P_s はホットスポットのピーク値、 M_{BG} は一様分布線源の再構成画像中心直径 3.0mm 内の領域の平均値、 r_s は設定した信号対 BG 源の線源密度の比 ($r_s=5$) である。理想的には、CRC は 1 となる。

$$CRC = \left(\frac{P_s}{M_{BG}} - 1 \right) / (r_s - 1) \quad (1)$$

2. Method

We simulated the X'tal cube with the segment array of $17 \times 17 \times 17$ whose crystal size is $(0.77 \text{ mm})^3$ with Geant4. We traced only gamma ray interactions and did not model the scintillation light. Therefore, the interaction position of the gamma ray was determined by using the center of mass of energy deposited in the segment. Figure 3 shows schematic illustrations of the simulation geometry. We simulated the PET device composed of 3 rings, each with a diameter of 50 mm. The gap of each ring was 3.0 mm. Then a water phantom with the diameter of 15 mm and thickness of 10 mm was set at the center of the PET. A sphere hot spot with diameter of 0.8 mm -1.6 mm positron source was placed at the center of the water phantom. We set background (BG) source outside of the hot spot in the water phantom. The ratio of the density of generated particles of the hot spot to BG was 5 : 1. We generated 1×10^8 particles. We also set a uniform distribution of sources in the phantom as the reference. We reconstructed images from the acquired data both with and without the ICS events. The ordered subset expectation maximization (OSEM) algorithm was used for the reconstruction. The number of voxels was $115 \times 115 \times 117$. Voxel size was $0.385 \text{ mm} \times 0.385 \text{ mm} \times 0.385 \text{ mm}$. The number of subsets was 8 and the number of iterations was 10 for the reconstruction. The contrast recovery coefficient (CRC) was defined as equation (1). P_s is peak value of the hot spot, M_{BG} is mean value inside the region of the circle with diameter of 3.0 mm at the center of the uniform distribution source and r_s is the ratio of density of generated particles of the hot spot to the background ratio ($r_s = 5$). Ideally, the value of CRC is 1.

3. 結果

Figure 4 に、直径 0.8、1.0、1.2、1.4、1.6mm のホットスポットに対し、ICS 事象の除去前後の再構成画像を示す。それぞれホットスポットが分布するスライス画像が描かれている。Figure 5 に、それぞれの再構成画像の CRC 値をまとめた。いずれの線源径の場合でも ICS 事象の除去により、CRC が 2 倍程度改善されていることが分かる。ホットスポット径が 1.6mm の場合、CRC が 1 以上になっているのは、 P_s 値のバラつきのためである。

3. Results

Figures 4 show reconstructed images with and without the ICS events for the hot spot with sizes of 0.8, 1.0, 1.2, 1.4 and 1.6 mm. Each image was a slice in which there was a hot spot. We summarized the CRC values and that is plotted in Figure 5. The CRC values were improved about two times after eliminating the ICS events for each signal source. The CRC value of the hot spot with the diameter of 1.6 mm exceeded 1 because of deviation of the P_s .

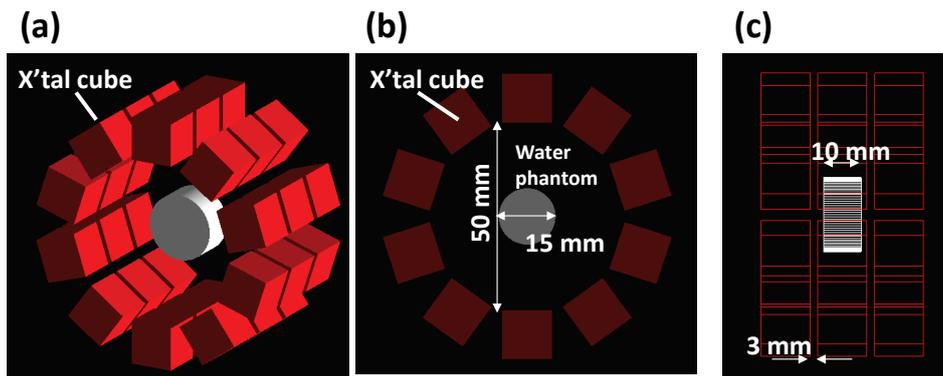


Figure 3 (a) Over view of the simulation setup. (b) Frontal view of the setup. Diameters of the PET rings and the phantom were 50 mm and 15 mm respectively. (c) Side view of the PET ring. The gap between the rings was 3 mm.

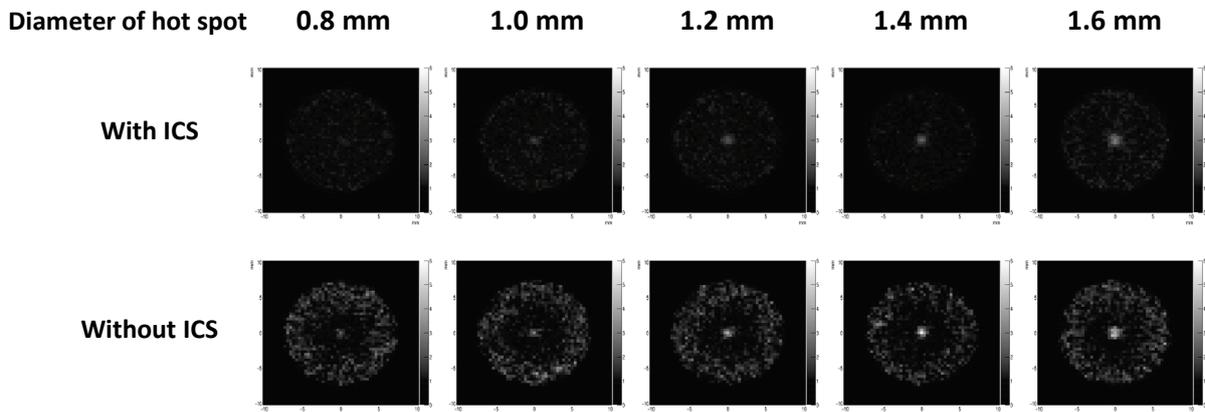


Figure 4 Reconstructed images of the water phantom with and without the ICS events. Hot spot diameters of 0.8 mm, 1.0 mm, 1.2 mm, 1.4 mm and 1.6 mm were placed in the phantom with the diameter of 15 mm. The signal to BG ratio was 5:1.

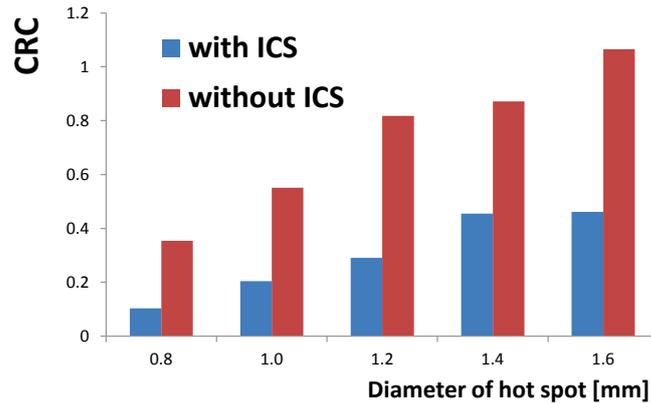


Figure 5 Constant recovery coefficients of the images with and without the ICS events for the hot spots with diameters of 0.8 mm – 1.6 mm.

4. 考察とまとめ

部分容積効果のため、ICS 事象を全て除去したとしても、線源径が小さい場合、CRC が1にはならない。しかし、ICS 事象は線源強度を過小評価させることが示された。

サブミリ等方位分解能を有する X'tal cube を模擬した PET 装置で、ICS 事象の再構成画像への影響をシミュレーションした。ICS 事象を除去することで、PET 再構成画像のコントラストを 2 倍程度向上させることが可能であることが分かった。今後は、X'tal cube の ICS 事象を除去する手法を開発する予定である。

4. Discussion and conclusions

The CRC value of 1 was not obtained even if we eliminated all ICS events for the small hot spot due to the partial volume effect. However, we found that the ICS events provided underestimation of the signal value of the hot spot.

In summary, we simulated the effect of ICS events on reconstructed images with PET measurements using the X'tal cube with the position resolution of sub-millimeter level. The simulation results indicated that elimination of the ICS events improved the contrast of the reconstructed image two-fold. Next, we are going to develop the method to eliminate the ICS events.

Acknowledgements

Collaborators Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Hideaki Tashima, Taiga Yamaya (NIRS-QST)

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., 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 Nuclear Science Symposium Conference Record, M4CP-22, 2015.
- [5] 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.
- [6] Sang-June Park, W. L. Rogers and Neal H. Clinthorne, "Effect of Inter-Crystal Compton Scatter on Efficiency and Image Noise in Small Animal PET Module", IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, 4, 2272 – 2277, 2003.
- [7] J. R. Stickel and S. R. Cherry "High-resolution PET detector design: modelling components of intrinsic spatial resolution", Phys. Med. Biol. 50, 179-195, 2005.
- [8] N. Ghazanfari, M.R. Ay, N. Zeraatkar, S. Sarkar, and G. Loudos, "Quantitative Assessment of the Influence of Crystal Material and Size on the Inter Crystal Scattering and Penetration Effect in Pixelated Dual Head Small Animal PET Scanner", International Federation for Medical and Biological Engineering, Proceedings 35, 712-715, 2011

有機フォトダイオード検出器を用いた重粒子線ビームの計測

Organic photodiode detector for heavy ion beam

錦戸文彦 研究員

Fumihiko Nishikido, Researcher



1. はじめに

近年、有機材料を用いたデバイスの開発が非常に盛んになってきている。例えば有機 EL、有機太陽電池、有機トランジスタや様々なイメージングデバイスなどが研究・商用化されている。これらの有機デバイスは、非常に薄く軽量の素子が作成可能であること、形状の可変性が高く大面積化できること、インクジェットプリンタを用いた微細かつ複雑な加工も可能である等の特徴を持っている。有機デバイスの一つである有機フォトダイオードは、基本的な振る舞いは通常のフォトダイオードと同様であり、放射線検出器としての利用が可能であると考えられる。もし、放射線検出器として十分な性能が得られれば、前述の特徴を生かし様々な新しい放射線検出器の実現が可能となる。そのため、最近では放射線検出器としての有機フォトダイオードの研究が進められている。

我々のグループでは、重粒子線がん治療における線量計測への応用を目的として、有機フォトダイオードを用いた高エネルギー重粒子線計測法の研究を進めている。有機フォトダイオードを用いた放射線計測は、X線や α 線などの低エネルギー放射線に対する研究は先行例があり、我々も有機フォトダイオードとプラスチックシンチレータを用いた X線用のシンチレーション検出器の開発を行ってきた[1][2]。一方で、世界的に見ても、高エネルギー領域の重粒子線を有機フォトダイオードで直接測定した報告はほとんど無い。そこで本研究では、有機フォトダイオードの重粒子線に対する基礎特性評価を行った。

2. 手法

評価実験に使用した有機フォトダイオードを Figure 1(a) に示す。有機フォトダイオードの各層の厚さは IZO (100nm) / PEDOT: PSS (30 nm) / PCBM: P3HT (200 nm) / Al (70 nm)となっている。有感領域は 6 mm × 4 mm となっている。ベースには重粒子線入射による発光の影響を除去するために黒色の ABS 樹脂(10 mm × 10 mm)を用い、その上にスピコート法を用いて有機層フォト

1. Introduction

Recently, many groups have been developing organic devices such as photodiodes, electroluminescence cells, photovoltaic cells, and transistors as various imaging devices. These organic devices have some advantages compared with other devices: for example, they are thinner, more flexible and less expensive and they are printable. If they can be used in radiation measurements, it is expected that many innovative radiation detectors can be fabricated due to their favorable characteristics. Especially, organic photodiodes (OPDs) work like conventional Si semiconductor photodiodes. Therefore, radiation detectors using the OPDs for radiation measurements have been researched for some years.

We are testing the feasibility of making measurements with the OPD detectors for heavy high energy ion beam irradiation in order to apply the OPD detector as a dosimeter in the carbon therapy. There are some reports about radiation measurements with the OPD detector for low energy α -rays and X-rays [1]. We have also developed an x-ray detector which consisted of a plastic scintillator and an OPD working as a photo detector [1][2]. On the other hand, direct measurements of heavy ions in the high energy region have not been investigated in detail.

Currently, we are testing OPD detectors using the 290 MeV/n carbon ion beam which is typically used in carbon ion therapy. In this report, we describe the details of an evaluation experiment and its results.

2. Material and methods

A photograph of the OPD is shown in Figure 1 (a). The OPD detector consisted of layers of IZO (100 nm) / PEDOT: PSS (30 nm) / PCBM: P3HT (200 nm) / Al (70 nm). The size of the sensing surface areas for the evaluated detectors was 8 mm × 4 mm. The OPDs were fabricated by spin coating on 10 mm × 10 mm black ABS boards. The fabrication was done 3 days before an experiment.

ダイオードを直接作成した。評価実験では、有機フォトダイオードは Figure 1(b)のようにアルミ製のシールドボックスに入れ測定を行った。電極と読み出し線の接続には銀ペーストを用いた。また、今回の実験では有機フォトダイオードに電圧を掛けなかった。

In the evaluation experiment, the OPD detectors were placed in aluminum boxes for shielding as shown in Figure 1 (b). The Al and IZO electrodes were connected to readout wires with silver paste. No bias voltage was applied in any measurements.

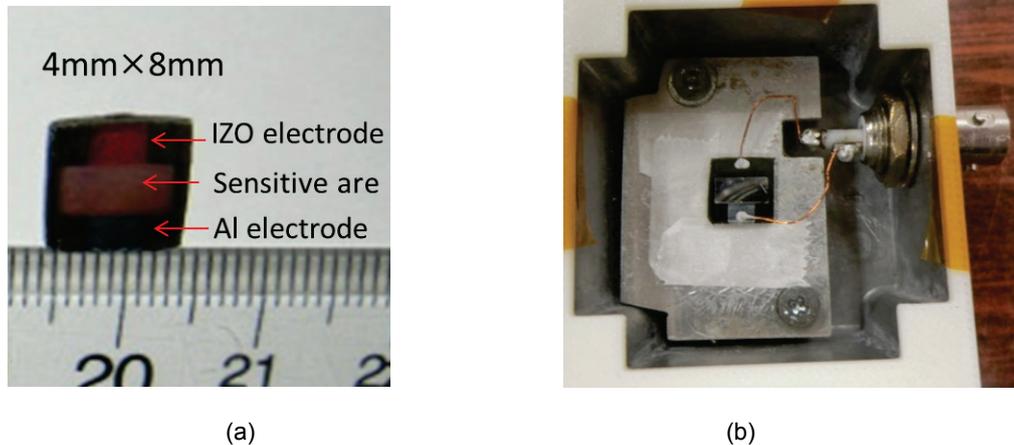


Figure 1 (a) A photograph of the organic photodiode. (b) The experimental setup for the OPD detector.

実験は、放医研の重粒子線がん治療装置HIMACの物理コース(PH2)を用いて、重粒子線を有機フォトダイオードに直接入射させ、0.1秒ごとに出力電荷を測定した。有機フォトダイオードの前には、入射粒子数の校正用に電離箱を設置した。重粒子線は、エネルギー290MeV/n、ビーム強度は 10^8 particle per second (pps)となるように調整した。ビームサイズは、有感領域全体に重粒子線が当たるように、直径約1cmとした。プラグカーブの測定でのみ、アクリルブロックを電離箱と有機フォトダイオードの間に設置し、アクリルブロックの厚さを変えることで入射粒子のエネルギーを変化させた(Figure 2 左)。

The measurements were performed in the PH2 course of HIMAC at NIRS (Figure 2 right). The OPDs were irradiated by the ^{12}C beam that passed through an ionization chamber to normalize the number of irradiated particles. The energy of the ^{12}C beam was 290 MeV/u. The intensity of the carbon beam was 10^8 particles per second (pps). The diameter of the ^{12}C beam was 1 cm at the OPD which was larger than the sensitive regions of all the OPD detectors. Finally, induced charges of the OPD were recorded at 0.1-s intervals. In the Bragg curve measurement, acryl blocks having various thicknesses were put between the ionization chamber and the OPD detector to change incident energy as shown in Figure 2 (left).

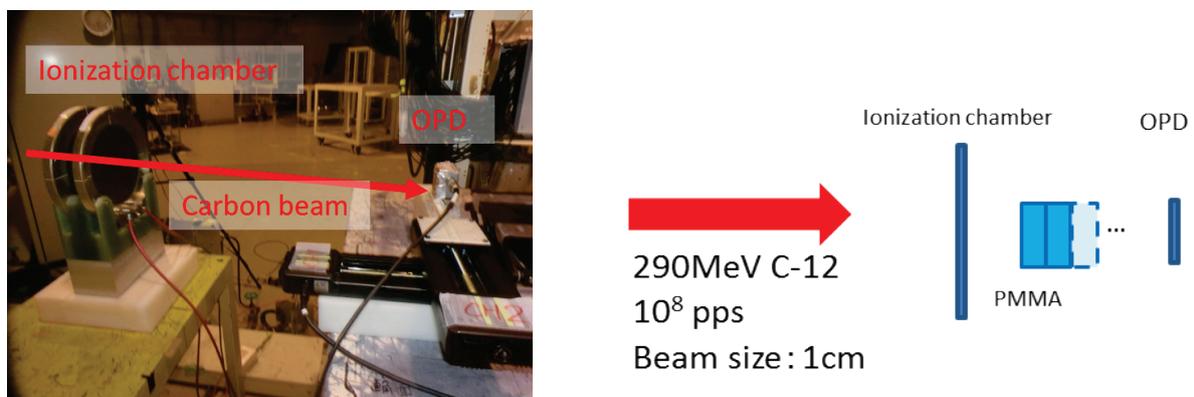


Figure 2 Photograph of the measurement setup and the OPD in the aluminum shielding box (left) and a schematic of beam line setup for evaluation of the OPD detectors (right).

3. 結果

Figure 3(a)に、0.1 秒間隔で得られた電離箱(上)と有機フォトダイオード(左)からの出力電荷量を示す。電離箱で得られた信号と同じく、有機フォトダイオードでも、HIMACからの3.3秒周期のビーム構造が得られていることがわかる。有機フォトダイオードの場合、ビーム off の間にも電荷が得られているが、これは暗電流の成分である。この結果結果から、有機フォトダイオードが重粒子線計測用の検出器として十分な性能を持っていることが期待できる。

Figure 3(b)に、有機フォトダイオードのサイズ、ビーム強度を変えて測定したブラッグカーブを示す。縦軸はアクリルの厚さが 0mm の時のデータでノーマライズされている。どの条件でも同様の曲線となっている。リファレンス用の電離箱と比較してピーク付近で大きく出力が下がっており、加えてフラグメントによるテールの部分の出力は大きくなっている。この結果から、本素子は LET 依存性を持っているといえる。本測定はバイアス電圧をかけておらず、電子・正孔の移動度が非常に低いため、電離密度の高いブラッグピーク付近での再結合が非常に高くなることでブラッグピーク付近での出力が大きく落ちていると考えられる。そのため、バイアス電圧を掛ける等の対策を行うことで改善されると考えられる。

3. Results

Figure 3(a) shows collected charges in the ionization chamber (top) and the 8 mm × 4 mm OPD (bottom) obtained during each 0.1 s period. Beam spill structure of the 3.3 s cycle could be clearly observed. The collected charges between each beam extraction were due to the dark current of the OPD. This result indicates that the OPD detector is useful for heavy ion beam measurements.

Figure 3(b) shows the Bragg curves measured with the OPDs and the reference ionization chamber (Cross Monitor). All data were normalized at 0 mm. Similar Bragg curves were observed and Bragg peaks were found for all measurement conditions. However, compared with the reference ionization chamber, the results of the OPDs were saturated around the Bragg peaks which were in the high LET region. In the tail of the Bragg curve for the OPDs, their induced charge was overestimated. This means that the OPD detectors have high LET dependence. In the measurements, no bias voltage was applied. Therefore, recombination probability is high due to the low velocity of the electrons and holes around the Bragg curve. It is expected that the high LET dependence can be resolved by applying bias voltage.

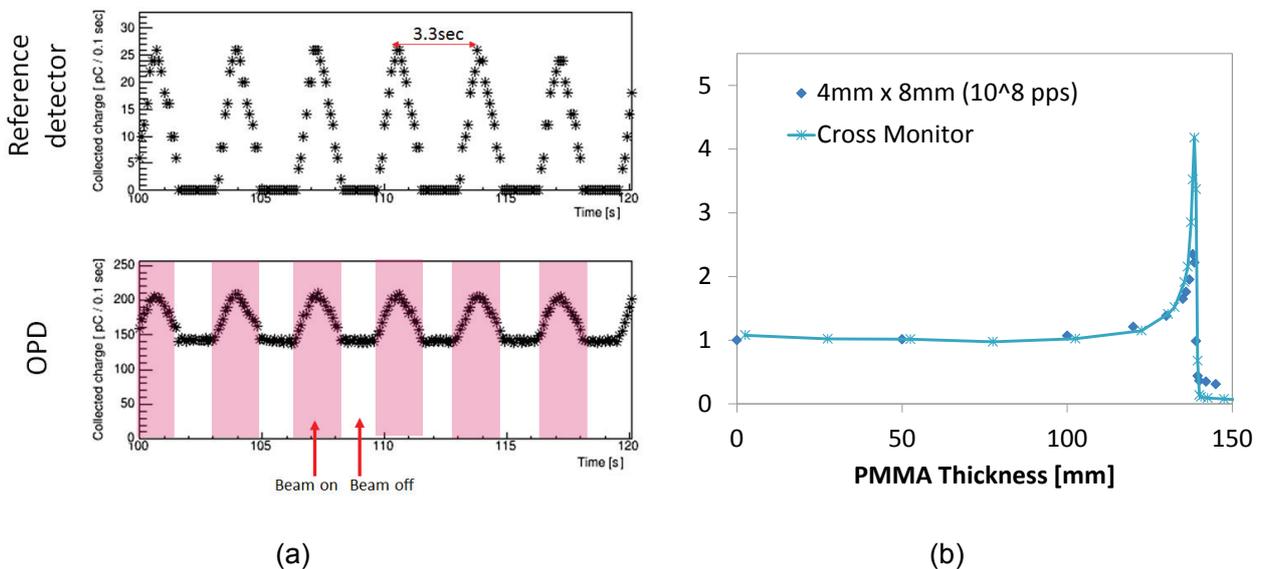


Figure 3 Measurement results. (a) Collected charges in the ionization chamber and OPD during the carbon beam irradiation. (b) Bragg curve measured with the OPD detector and cross monitor.

4. まとめ

本研究では、有機フォトダイオードを用いて重粒子線の計測を試みた。その結果、290MeV/n の重粒子線由来の信号を得ることに成功し、HIMAC のビームスピル構造を再現することができた。このことから有機フォトダイオードが重粒子線計測用の検出器として十分な性能を持っていることを示唆する。一方でブラッグカーブの測定では高いLET 依存性を示しており、バイアス電圧をかけて測定するなどの測定法の改良の必要がある。

4. Conclusion

We tested use of OPD detectors for a carbon ion dosimeter and we successfully obtained the signal from the 290 MeV/n carbon beam. Our results indicate that the OPD detector is useful for heavy ion beam measurements. On the other hand, saturations were observed in the Bragg curve measurements. In the future, we plan to apply bias voltages to improve the performance of the OPD detectors.

Acknowledgements

Collaborators Eiji Takada, Gen Shikida, Mitsuhiro Nogami (National Institute of Technology, Toyama College)
Munetaka Nitta, Taiga Yamaya (NIRS-QST)
Grants JSPS KAKENHI 16K21637

References

- [1] E. Takada, A. Takada, A. Inoue et al., "Application of Organic Photodiodes to X-ray Measurements - Feasibility Study.", J. of Nucl. Sci. and Tech. [Online]. 48 (8), pp. 1140-1145.
- [2] F. Nishikido, E. Takada, T. Moritake et al., "X-ray transparent detector for IVR dosimeter using organic photodiodes combined to plastic scintillators". MMND International workshop (MMND 2016).

Research publications and awards in 2017

- [1] F. Nishikido, M. Fujiwara, H. Tashima, A. Hossain, M. Suga, T. Obata, T. Yamaya, "Development of a full-ring "add-on PET" prototype: A head coil with DOI-PET detectors for integrated PET/MRI", Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, (863), 55 - 61, 2017
- [2] 錦戸文彦, 第 113 回医学物理学学会学術大会 CyPos 大会長賞

細胞の動態観察に向けたマイクロ β イメージング装置の開発

Development of a micro imaging system for dynamic observation of cells

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

高度な再生医療実現への期待から、iPS 細胞に代表されるような、細胞制御の研究が世界中で注目を集めている。こうした背景から、細胞の特性やメカニズムの解明に向け、細胞のイメージング技術が要求されている。細胞イメージングでは、蛍光観察がこの用途でよく用いられているが、ここで利用されるトレーサの分子量は比較的大きいため、細胞が薬剤を取り込む様子の直接観察は難しい。よって、生体細胞とほぼ同じ性質のトレーサを利用可能な核医学イメージングを、細胞観察に対応させることで、より多様な観察ができるようになると考えた。

観察対象の細胞は、約 10 μm 程度の大きさであり、空間分解能がミリ単位の PET 装置では、このイメージングは難しい。一方で、高解像の核医学イメージング手法として、オートラジオグラフィが挙げられる。しかし、オートラジオグラフィは、 β 線などのエネルギーをイメージングプレートと呼ばれる感光デバイスへ転写しておき、これを紫外線照射などで励起させ、線源分布を画像化するものである。このように、間接的な観察を行う手法であることから、オートラジオグラフィの動態観察への適応は困難である。

以上から、本研究では、放射線との相互作用で発光するシンチレータと、その発光を撮影するイメージングセンサによる、新しい核医学イメージング手法を提案した。本年度は、CMOS カメラを用いた提案手法のイメージング性能を、実験から評価した。そして、更なる性能向上に向け、シミュレーションによるシンチレータ検討を行った。

2. 試作装置

Figure 1 に、試作装置の概要と、その外観を示す。本装置は、薄いシンチレータと CMOS カメラで構成されている。観察対象から放出された β 線が、シンチレータと相互作用を起こすことで発生したシンチレーション光を CMOS カメラで撮影することで、線源分布を画像化する。

1. Introduction

Studies on cell regulation, for example iPS cells, are attracting worldwide attention in order to realize regenerative medicine. Therefore, imaging of single cells is required to elucidate their characteristics and mechanisms. Fluorescence microscopy is commonly used to realize these purposes, but the tracers that are used have large molecular masses and they may not be able to confirm cellular uptake directly. Therefore, as an alternative to them, a nuclear medicine imaging technique, which can use tracers having substantially the same composition as a target biomolecule, is required.

The size of the target cells is about 10 μm . Therefore, PET systems that have a few mm spatial resolution are not useful for this purpose. Autoradiography is a high-resolution nuclear medicine imaging method. In this method, a distribution of radiation sources is transcribed onto an imaging plate (IP) by β -rays or γ -rays emitted from radiation sources. After that, the IP is irradiated with ultraviolet radiation to excite it, and then an image is obtained from the luminescence that was generated. This method does not have a dynamic imaging capability.

The purpose of this study is to develop a nuclear medicine imaging system consisting of an imaging device and a thin scintillator for dynamic cell observations. In this report, we describe the experimental confirmation of the imaging capability of the proposed method with a CMOS camera. In addition, we optimize the scintillator for cell imaging by simulation to improve S/N ratio for clearer imaging.

2. Prototype device

Figure 1 has a schematic illustration and a photograph of our prototype system. This system consisted of a thin scintillator, lenses and a CMOS camera. At first, β -rays from the observed object interacted in the scintillator. Then scintillation light was generated in the scintillator. Finally, the scintillation photons were detected by a CMOS camera.

シンチレータの厚みにより、発光点の分布が拡がることで分解能や感度が低下するため、薄いシンチレータを用いる方が好ましい。そこで、試作装置のシンチレータとしては、150 μm 厚の CsI を用いた。このシンチレータ後部には、直径 6 μm の光ファイバー群が接着されており、シンチレーション光はこれを介して出力される。また、イメージングセンサには、一般的な CMOS センサと比較して低ノイズである科学計測用 sCMOS (Scientific Complementary MOS) (C11440-22CU, 浜松ホトニクス) を採用した。さらに、カメラレンズには、明るさの優れたハイスピードイメージングレンズを採用し、作動距離や倍率を調整したうえで、感度の向上を図った。

In order to prevent broadening of the scintillation position because of β -ray spreading in the scintillator, thin scintillator is better for detecting β -rays. The scintillator of our prototype was a CsI crystal with 150 μm thickness connected to an optical fiber array 6 μm in diameter. A scientific CMOS camera (C11440-22CU, HAMAMATSU) with low readout noise was used to detect scintillation light as the imaging sensor. A high-speed imaging lens and a conversion lens were used as imaging lens. Working distance and rate of magnification of the lenses were adjusted to change the optimum conditions.

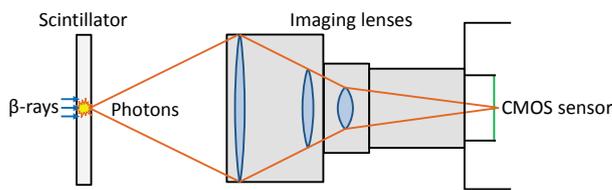


Figure 1 Schematic illustration and photograph of the prototype of the proposed imaging system

3. 実験

(1) 方法

実験に用いた撮影用サンプルを、Figure 2 に示す。撮影用のサンプル線源には、0.4 mm の均一な厚みの ^{18}F 薬剤を用いた。このとき、サンプルとシンチレータの接触面は、厚さ 7.5 μm のポリイミドフィルムで覆った。そして、カメラの画素サイズは 6.5 μm 角に設定し、露光時間 10 秒の画像 6 枚を重ね合わせることで、60 秒間のイメージングを行った。

3. Experiment

(1) Methods

Figure 2 shows a photograph and illustration of the sample source for this measurement. The sample object consisted of ^{18}F -solution molded with 0.4 mm thick by a chamber. Then, the bottom surface that contacted with the scintillator was covered with polyimide film of 7.5 μm thickness. Imaging resolution was adjusted to 6.5 \times 6.5 mm^2 per pixel. Images were taken for 60 s.

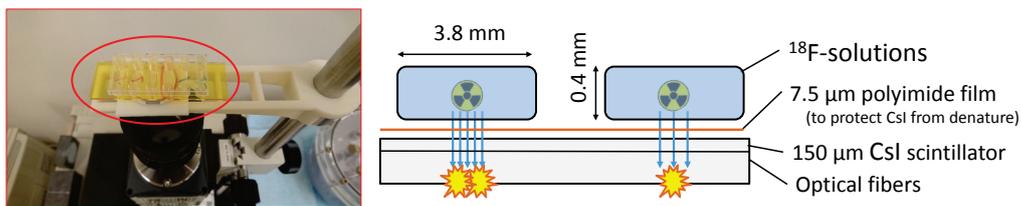


Figure 2 Photograph and illustration of the imaging sample containing ^{18}F solution in 0.4 mm thick

(2) 結果

細胞へのトレーサ取り込み量について、 2×10^5 個の細胞に対し 250~400 kBq の薬剤を与え、そのうち 0.2~1.0% が取り込まれるとする。これを基に、本装置によるイメージングでは、3.5 MBq/mL (1 細胞あたり 0.2 Bq 程度) 程度の強度のトレーサを測定可能とする必要がある。

(2) Results

As an example of a cell uptake measurement, we assumed that cells incubate 0.2-1.0 % of the radiopharmaceuticals of 250 to 400 kBq. For this condition, the required sensitivity was 3.5 MBq / mL (0.2 Bq per single cell) for our imaging system. Figure 3 shows the imaging results at the time when the activity of the ^{18}F -solution was 3.5 MBq / mL. In this image, the

Figure 3に、線源強度が約 3.5 MBq/mL となった時点のイメージング結果を示す。図の左側に示した領域において、明らかにバックグラウンドと区別可能な出力が得られたことがわかる。また、Figure 4に、線源強度と CMOS センサで得られた出力の関係についてまとめる。このグラフから、本装置によるイメージングが 3.5MBq/ml 付近で線形性を持っており、期待通りの感度を有していたことがわかった。

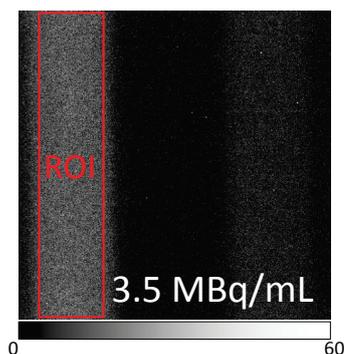


Figure 3 Imaging results

shape of the active area 3.5 MBq / mL surrounded by red line was clearly imaged. Figure 4 shows the relationship between activity and the average of the image value of the ROI area in Figure 3. From this graph, we saw that sufficient linearity was obtained around 3.5 MBq / mL. These results confirmed that our system had the required imaging capability.

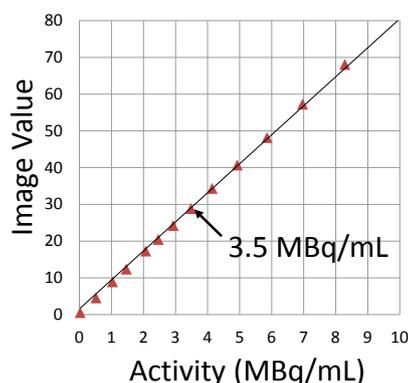


Figure 4 Relationship between activity and average of the image value of the ROI area

4. シンチレータ仕様の検討

シンチレータの材質と厚みが、イメージングの空間分解能や感度に大きく影響すると考えられる。そこで、より高いイメージング性能を実現するためには、シンチレータ仕様の検討を行った。

具体的には、CsI と GPS (Gadolinium pyro silicate: $\text{Ce:Gd}_2\text{Si}_2\text{O}_7$) の 2 種類のシンチレータについて、Geant4 を用いてシミュレーションを行い、異なる厚さに対する性能の変化を見積もった。GPS とは、CsI と比較して高密度かつ高出力で、吸湿性を持たないシンチレータである。また、 $50\ \mu\text{m}$ 程度の厚みの加工実績があり、実用性も十分なものであると考えた。

(1) 手法

まず、Geant4 上の計算から、シンチレータ内部の β 線によるエネルギー付与分布を作成した。このとき、シンチレータには 10^6 イベントの β 線を照射し、シンチレータ内部でエネルギーが付与された位置と、そこでのエネルギー値を記録した。次に、このエネルギー付与の分布を用いて、実際のイメージングと対応する画像を作成した。シンチレータの厚みは、レンズの焦点深度に比べて十分に小さい。そのため、エネルギー付与分布を厚み方向へ投影したものが、実際のイメージング結果と対応する。そこで、

4. Simulation for optimizing scintillators

The material and the thickness of the scintillator greatly influence the spatial resolution and the sensitivity. In order to achieve higher imaging capability, we optimized the scintillator as our next development step.

We evaluated the imaging performance of two scintillators (CsI and GPS) which had different thicknesses by a simulation with Geant4. GPS scintillator has to be processed as a crystal thinner than around $50\ \mu\text{m}$. GPS has both a higher density and a higher light yield than CsI does, and it is not hygroscopic. In addition, because GPS can be thinly machined, we expect that it will allow improvement of the spatial resolution of the images.

(1) Methods

At first, distributions of energy deposition inside the scintillator were calculated by Geant4. Then, β -rays were emitted to the scintillator in 10^6 events. Deposited energy and the interaction position were recorded. Next, from the distributions of the energy deposition, the relative pixel value for measurements with our system was calculated. The thickness of the scintillator was much smaller than the focal depth of the imaging lens. Therefore, the projection of the distributions in the thickness direction corresponds to the actual imaging

最終的なイメージング結果と対応する結果は、投影像とシンチレータの光出力比(CsI : GPS = 1 : 1.65)から算出した。なお、投影像の解像度は $1 \mu\text{m}$ 角に設定した。

(2) 結果

Figure 5 に、CsI と GPS 双方について、厚みごとの空間分解能の変化を示す。半値幅(FWHM)と 10 分の 1 幅(FWTM)の双方において、シンチレータ厚が薄くなるに従い、分解能が改善していることがわかる。さらに、Figure 6 に、CsI と GPS 双方の厚みごとにカメラで得られると期待される出力量(光量)を示す。この結果では、どちらのシンチレータにおいても、 $40 \mu\text{m}$ の厚みで光量は飽和していた。また、GPS の性能上、少なくとも CsI の 1.65 倍の光量が期待されており、シミュレーションでは約 2.5 倍の光量を示した。これは、シンチレータの密度の違いから、 β 線の飛程が抑えられ、単位面積当たりの発光量が増えたためだと考えられる。

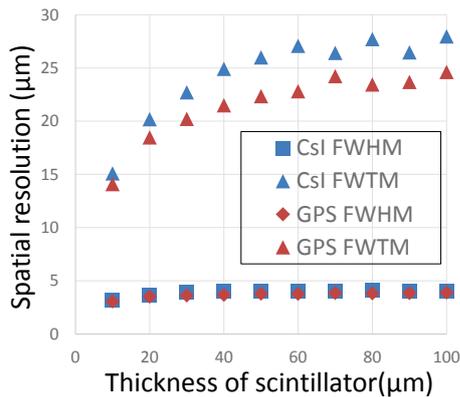


Figure 5 Spatial resolution in simulation results

5. まとめ

細胞の動態観察に向けた高解像核医学イメージングを目的とし、薄膜シンチレータと CMOS センサを用いたイメージング装置を開発した。試作装置による実験から、要求される性能を満たしていたことがわかった。また、S/N 比の向上に向け、シミュレーションによるシンチレータ仕様の検討を行い、GPS では現状の 2.5 倍の光量が期待できることがわかった。今後は、北大の金子教授によって開発された薄型 GPS を用いて装置の改良を行い、性能評価や実際の細胞観察による実証試験を進める。

results. Expected images were calculated from the projected image and the ratio of light yield (CsI : GPS = 1 : 1.65). Pixel size of the projected images were $(1 \mu\text{m})^2$.

(2) Results

Figure 5 shows the spatial resolution of CsI and GPS for each thickness. Full width at half-maximum (FWHM) and full width at tenth maximum (FWTM) were improved for the scintillator crystals thinner than $50 \mu\text{m}$. Figure 6 shows the relative light output of both scintillator materials from the simulation. The output value saturated at $40 \mu\text{m}$. In this simulation, the relative light output of GPS was around 2.5 times higher than that of CsI. That Improvement was higher than the specification (i.e. 1.65 times higher than that of CsI). The reason for the difference was the higher density of GPS than that of CsI. Spreading of the beta ray range was suppressed by the higher density GPS. Then the light output on the unit area was increased.

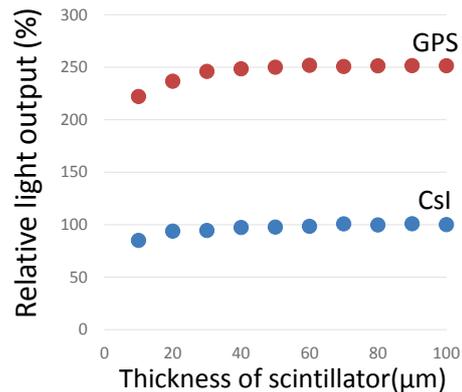


Figure 6 Total light output at each thickness of scintillators

5. Conclusions

We proposed a β -ray imaging system to obtain functional images of single cells. In the performance evaluation experiment, the results showed that the prototype system had sufficient sensitivity for single cell observation. Simulation results showed that the GPS scintillator had more than 2.5 times higher light output than CsI did. For future tasks, we will evaluate the new scintillator made by Prof. Kaneko of Hokkaido University. Also, we want to observe real cells for performance evaluation.

Acknowledgements

Collaborators	Fumihiko Nishikido, Hidekatsu Wakizaka, Hideaki Tashima, and Taiga Yamaya (NIRS-QST) Hideaki Haneishi (Chiba University) Takahiro Higuchi (NCVC) Junichi Kaneko (Hokkaido University)
Grants	Genki Hirumi, IEEE NSS-MIC 2017 Trainee Grant (\$500) Genki Hirumi, Chiba University SEEDS Fund (150,000 yen)

References

- [1] G. Pratz, K. Chen, C. Sun, et al., "Radioluminescence Microscopy: Measuring the Heterogeneous Uptake of Radiotracers in Single Living Cells", PLOS ONE, vol.7, No 10, 2012.
- [2] D. Sengupta and G. Pratz, "Single-Characterization of ^{18}F -FLT Uptake with Radioluminescence Microscopy", the Journal of Nucl. Med., vol.57, No.7, 2016.
- [3] J. Haruna, J. Kaneko, M. Higuchi, et al., "Response function measurement of $\text{Gd}_2\text{Si}_2\text{O}_7$ scintillator for neutrons", NSS CR, 2007.

イメージング物理研究チーム研究業績 2017 (2017年1月 - 2017年12月) Achievements of Imaging Physics Team in 2017 (Jan. 2017 – Dec. 2017)

1. 研究成果 Research achievements

1.1 原著論文 Peer-reviewed articles (11)

- [1] Akram Mohammadi, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, Taku Inaniwa, Atsushi Kitagawa, Taiga Yamaya, "Production of an ^{15}O beam using a stable oxygen ion beam for in-beam PET imaging," Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 849, pp. 76–82, 2017.
- [2] Abdella M. Ahmed, Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, " Investigation of the optimal detector arrangement for the helmet-chin PET – A simulation study," Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 858, pp. 96–100, 2017.
- [3] Abdella M Ahmed, Hideaki Tashim, Taiga Yamaya, "Simulation study of a D-shape PET scanner for improved sensitivity and reduced cost in whole-body imaging," Phys. Med. Biol., Vol., 62, pp. 4107-4117, 2017.
- [4] Abdella M Ahmed, Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Fumihiko Nishikido, Taiga Yamaya, "Simulation study comparing the helmet-chin PET with a cylindrical PET of the same number of detectors," Phys. Med. Biol., vol. 62, pp. 4541-4550, 2017.
- [5] Akram Mohammadi, Naoko Inadama, Eiji Yoshida, Fumihiko Nishikido, Keiji Shimizu, Taiga Yamaya, "Improvement of crystal identification performance for a four-layer DOI detector composed of crystals segmented by laser processing," Nuclear Inst. and Methods in Physics Research, A 866, pp. 29–35, 2017.
- [6] F. Nishikido, M. Fujiwara, H. Tashima, M. S. H. Akram, M. Suga, T. Obata, T. Yamaya, "Development of a full-ring "add-on PET" prototype: A head coil with DOI-PET detectors for integrated PET/MRI," Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, A 863, pp. 55–61, 2017.
- [7] Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Tetsuya Shinaji, Keiji Shimizu, Hidekatsu Wakizaka, Akram Mohammadi, Fumihiko Nishikido, Taiga Yamaya, "Development of a whole-body dual ring OpenPET for in-beam PET," IEEE Transactions on Radiation and Plasma Medical Sciences, Vol. 1, No. 4, pp. 293-300, July 2017.
- [8] A. Koyama, H. Miyoshi, K. Shimazoe, Y. Otaka, M. Nitta, F. Nishikido, T. Yamaya, H. Takahashi, "Radiation stability of an InGaZnO thin-film transistor in heavy ion radiotherapy," Biomed. Phys. Eng. Express, 3, 045009, 2017.
- [9] Md Shahadat Hossain Akram, Takayuki Obata, Mikio Suga, Fumihiko Nishikido, Eiji Yoshida, Kazuyuki Saito, Taiga Yamaya, "MRI compatibility study of an integrated PET/RF-coil prototype system at 3 T," Journal of Magnetic Resonance 283, pp. 62-70, 2017.
- [10] T. Inaniwa, H. Tashima, N. Kanematsu, "Optimum size of a calibration phantom for x-ray CT to convert the Hounsfield units to stopping power ratios in charged particle therapy treatment planning," Journal of Radiation Research, pp. 1–9, Oct. 2017.
- [11] Abdella M. Ahmed, Hideaki Tashima, Taiga Yamaya, "Investigation of spatial resolution improvement by use of a mouth insert detector in the helmet PET scanner," Radiol. Phys. Technol. (on line first on Oct. 6, 2017).

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

1.3 査読なしプロシーディング Proceedings (7)

- [1] Hideaki Tashima, Yoshii Yukie, Yuma Iwao, Eiji Yoshida, Hidekatsu Wakizaka, Hiroyuki Takuwa, Taiga Yamaya, "Demonstration of a prototype OpenPET surgery system toward conquest of refractory cancer," QST 研究交流会 ポスター発表 プロシーディングス, NP-03, 2017.
- [2] Taiga Yamaya, "OpenPET: a novel open-type PET system for 3D dose verification in particle therapy," Journal of Physics: Conf. Series 777, 012023, pp. 1-4, 2017.
- [3] Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Craig S. Levin, Katia Parodi, Taiga Yamaya, "Sensitivity and spatial resolution simulation of a PET-compton insert imaging system," Conf. Rec. 2016 IEEE Nuclear Science Symposium, Medical Imaging Conference and Room-Temperature Semiconductor Detector Workshop (NSS/MIC/RTSD), 2017.
- [4] Genki Hirumi, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, Munetaka Nitta, Hideaki Haneishi, Taiga Yamaya, "A new four-layered DOI detector with quadrisectioned top layer crystals," Conf. Rec. 2016 IEEE Nuclear Science Symposium, Medical Imaging Conference and Room-Temperature Semiconductor Detector Workshop (NSS/MIC/RTSD), 2017.
- [5] F. Nishikido, M. Suga, K. Shimizu, M. Fujiwara, H. Tashima, T. Obata, E. Yoshida, M. S. H. Akram, T. Yamaya, "Development of the second "add-on PET" prototype: A head coil with DOI-PET detectors for MRI," Conf. Rec. 2016 IEEE Nuclear Science Symposium, Medical Imaging Conference and Room-Temperature Semiconductor Detector Workshop (NSS/MIC/RTSD), 2017.
- [6] Abdella M. Ahmed, Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, "Detector size and geometry optimization

for the helmet-chin PET," Conf. Rec. 2016 IEEE Nuclear Science Symposium, Medical Imaging Conference and Room-Temperature Semiconductor Detector Workshop (NSS/MIC/RTSD), 2017.

- [7] 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," Conf. Rec. 2016 IEEE Nuclear Science Symposium, Medical Imaging Conference and Room-Temperature Semiconductor Detector Workshop (NSS/MIC/RTSD), 2017.

1.4 学会発表 Conference presentations (50)

・ 国際会議 (口頭発表) International conference (oral presentations) (17)

- [1] Abdella M. Ahmed, Hideaki Tashima, Taiga Yamaya, "Imaging simulation of a D-shape PET scanner for improved sensitivity and reduced cost in a whole-body imaging," International Forum on Medical Imaging in Asia (IFMIA) 2017, O6-4, 2017. (2017/1/20, oral, Naha)
- [2] H. Tashima, E. Yoshida, Y. Iwao, H. Wakizaka, Y. Takado, C. Seki, T. Suhara, T. Yamashita, T. Yamaya, "Development of the helmet-neck PET prototype for high sensitivity brain imaging," ECR2016 Book of abstracts, B-0798, S355, 2017. (2017/3/3, oral, Vienna)
- [3] Md Shahadat Hossain Akram, Fumihiko Nishikido, Takayuki Obata, Mikio Suga, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Keiji Shimizu, Masanori Fujiwara, Akram Mohammadi, Taiga Yamaya, "Development and performance evaluation of the second prototype of a RF-coil integrated PET insert for existing 3T MRI systems," ISMRM 25th Annual Meeting & Exhibition, #0762, 2017. (oral + poster, selected for Electronic Power Pitch Poster, 2017/4/26, Honolulu, Awarded for ISMRM Summa Cum Laude Merit Award)
- [4] Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Atsushi Tsuji, Kotaro Nagatsu, Mitsutaka Yamaguchi, Naoki Kawachi, Yusuke Okumura, Mikio Suga, Katia Parodi, "Whole gamma imaging (WGI) concept: simulation study of triple-gamma imaging," J. Nucl. Med., vol. 58, no. supplement 1, 152, 2017 (SNMMI 2017 Annual Meeting, oral, No. 152, 2017/6/12, Denver, Highlighted)
- [5] Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Yuma Iwao, Hidekatsu Wakizaka, Takamasa Maeda, Yuhei Takado, Chie Seki, Tetsuya Suhara, Taichi Yamashita, Shusaku Tazawa, Taiga Yamaya, "Add-on detector position for the second helmet PET prototype: chin vs. neck," J. Nucl. Med., vol. 58, no. supplement 1, 431, 2017 (SNMMI 2017 Annual Meeting, oral, No. 431, 2017/6/13, Denver, Highlighted)
- [6] Yukie Yoshii, Hideaki Tashima, Yuma Iwao, Hiroyuki Takuwa, Eiji Yoshida, Hidekatsu Wakizaka, Taiga Yamaya, Mitsuyoshi Yoshimoto, Hiroki Matsumoto, Ming-Rong Zhang, Aya Sugyo, Atsushi B. Tsuji, Tatsuya Higashi, "Feasibility of a PET-guided surgery system with ⁶⁴Cu-PCTA-cetuximab for accurate resection of intraperitoneal tumors in a mice model of peritoneal seeding," J. Nucl. Med., vol. 58, no. supplement 1, 528, 2017 (SNMMI 2017 Annual Meeting, oral, No. 528, 2017/6/13, Denver)
- [7] Chie Toramatsu, Eiji Yoshida, Hidekazu Wakizaka, Akram Mohammadi, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, Atsuchi Kitagawa, Taku Inaniwa, Kumiko Karasawa, Taiga Yamaya, "In-beam PET measurements of washout in rabbit using ¹⁰C, ¹¹C and ¹⁵O ion beams," American Association of Physics in Medicine (AAPM) 59th Annual Meeting & Exhibition, WE-F-201-4, 2017 (2017/8/2, Denver)
- [8] Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Kotaro Nagatsu, Hideaki Tashima, Yusuke Okumura, Mikio Suga, Naoki Kawachi, Kei Kamada, Peter G. Thirolf, Katia Parodi, "Whole gamma imaging (WGI) concept: demonstration of ⁴⁴Sc triple gamma imaging," 2017 World Molecular Imaging Congress Program Schedule and Abstract Book, LBA 24, 2017. (oral, 2017/9/14, Pennsylvania Convention Center, Philadelphia)
- [9] Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Yusuke Okumura, Mikio Suga, Naoki Kawachi, Katia Parodi, "Whole gamma imaging: a simulation study of a novel combination of PET and Compton imaging," The 12th Asia Oceania Congress of Nuclear Medicine and Biology (AOCNMB 2017), BM1VIID-02, 2017. (2017/10/5, oral, Pacifico Yokohama)
- [10] Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Yuma Iwao, Hidekatsu Wakizaka, Takamasa Maeda, Yuhei Takado, Chie Seki, Makoto Higuchi, Tetsuya Suhara, Taichi Yamashita, Taiga Yamaya, "First healthy volunteer study of the helmetneck PET prototype," The 12th Asia Oceania Congress of Nuclear Medicine and Biology (AOCNMB 2017), BM1VIID-03, 2017. (2017/10/5, oral, Pacifico Yokohama)
- [11] Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Yusuke Okumura, Mikio Suga, Naoki Kawachi, Kei Kamada, Katia Parodi, Taiga Yamaya, "Concrete realization of the whole gamma imaging concept," 2017 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M-21-2, 2017. (2017/10/28, oral, Atlanta)
- [12] Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Fumihiko Nishikido, Hideaki Tashima, Akram Mohammadi, Yuma Iwao, Md Shahadat Hossain Akram, Munetaka Nitta, Takayuki Obata, "NIRS brain PET prototypes with the 4-layer DOI detector technology," 2017 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, DBIS-01-2, 2017. (2017/10/28, oral, Atlanta)
- [13] F. Nishikido, E. Takada, M. Nogami, G. Shikida, M. Nitta, G. Hirumi, T. Yamaya, "Organic photodiode detectors for heavy ion beam measurement," 2017 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, R-16-1, 2017. (2017/10/26, oral, Atlanta)
- [14] H. Tashima, E. Yoshida, Y. Iwao, H. Wakizaka, T. Maeda, Y. Takado, C. Seki, M. Higuchi, T. Suhara, T. Yamashita, T. Yamaya, "Development of the helmet-neck PET prototype: comparison with the helmet-chin PET,"

2017 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M-09-6, 2017 (2017/10/26, oral, Atlanta)

- [15] T. Hofmann, A. Fochi, M. Pinto, A. Mohammadi, M. Nitta, F. Nishikido, Y. Iwao, H. Tashima, E. Yoshida, M. Safavi-Naeini, A. Chacon, A. Rosenfeld, T. Yamaya, K. Parodi, "Dose Reconstruction from PET Images in Carbon Ion Therapy: A Deconvolution Approach Using an Evolutionary Algorithm," 2017 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M-11-2, 2017. (2017/10/27, oral, Atlanta)
- [16] A. Chacon, M. Safavi-Naeini, D. Bolst, S. Guatelli, A. Mohammadi, T. Yamaya, M. - C. Gregoire, A. Rosenfeld, "Radioactive Primary Beams for Treatment Delivery in Heavy Ion Therapy," 2017 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M-11-3, 2017. (2017/10/27, oral, Atlanta)
- [17] G. Akamatsu, Y. Ikari, H. Wakizaka, T. Yamaya, Y. Kimura, K. Oda, M. Senda, "Phantom test procedures and criteria for standardization of brain PET imaging across different cameras," 2017 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, DBIS-01-6, 2017. (2017/10/28, oral, Atlanta)

・国際会議（ポスター発表） International conference (poster presentations) (15)

- [1] Md Shahadat Hossain Akram, Craig Levin, Takayuki Obata, Genki Hirumi, Taiga Yamaya, "Experimental study for efficient RF-penetration through electrically-floating PET insert for MRI systems," ISMRM 25th Annual Meeting & Exhibition, #2699, 2017. (poster, 2017/4/26, Honolulu).
- [2] A. Mohammadi, E. Yoshida, H. Tashima, F. Nishikido, A. Kitagawa, T. Yamaya, "Range verification of ¹⁵O beam using OpenPET," the 56th Annual Conference of the Particle Therapy Co-operative Group (PTCOG56), P 320, 2017. (poster, 2017/5/12, Pacifico Yokohama)
- [3] Masao Yoshino, Kei Kamada, Yasuhiro Shoji, Yuki Furuya, Shunsuke Kurosawa, Yuui Yokota, Akira Yoshikawa, Fumihiko Nishikido, Taiga Yamaya, "Scintillation and timing characteristics of 1-inch diameter CeBr₃ scintillator single crystal," Programme book of SCINT2017 - 14th Int. Conference on Scintillating Materials and their Applications, p. 87, 2017 (SCINT2017, poster #42, 2017/9/21, Chamonix)
- [4] Koyama, K. Shimazoe, H. Miyoshi, Y. Otake, M. Nitta, F. Nishikido, T. Yamaya, H. Takahashi, "Stability of IGZO based thin film transistors under heavy ion irradiation," 2017 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, N-23-121. (2017/10/25, poster, Atlanta)
- [5] G. Hirumi, F. Nishikido, H. Tashima, H. Wakisaka, T. Higuchi, H. Haneishi, T. Yamaya, "Development of a dynamic micro RI imaging system for single cells," 2017 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M-03-005. (2017/10/25, poster, Atlanta)
- [6] M. S. H. Akram, T. Obata, C. S. Levin, F. Nishikido, T. Yamaya, "Study on a prototype oval body PET insert for a 3T MRI system," 2017 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M-03-037. (2017/10/25, poster, Atlanta)
- [7] G. Akamatsu, H. Tashima, H. Wakizaka, T. Maeda, Y. Iwao, E. Yoshida, T. Yamashita, T. Yamaya, "New brain phantoms suitable for brain scanners with hemisphere detector arrangement," 2017 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M-03-065. (2017/10/25, poster, Atlanta)
- [8] S. Takyu, S. Liprandi, F. Nishikido, A. Mohammadi, E. Yoshida, S. Aldawood, T. Binder, M. Mayerhofer, R. Lutter, I. I. Valencia Lozano, G. Dedes, K. Kamada, K. Parodi, P. G. Thirolf, T. Yamaya, "Development of a DOI-based Compton camera for nuclear medicine application," 2017 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M-08-003. (2017/10/26, poster, Atlanta)
- [9] S. Liprandi, S. Takyu, S. Aldawood, T. Binder, G. Dedes, K. Kamada, R. Lutter, M. Mayerhofer, A. Miani, A. Mohammadi, F. Nishikido, D. R. Schaart, I. I. Valencia Lozano, E. Yoshida, T. Yamaya, K. Parodi, P. G. Thirolf, "Characterization of a Compton camera setup with monolithic LaBr₃(Ce) absorber and segmented GAGG scatter detectors," 2017 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M-08-110. (2017/10/26, poster, Atlanta)
- [10] M. Safavi-Naeini, A. Chacon, H. Rutherford, S. Guatelli, A. Mohammadi, M. Nitta, F. Nishikido, Y. Iwao, H. Tashima, E. Yoshida, T. Yamaya, T. Hofmann, M. Pinto, K. Parodi, M. - C. Gregoire, A. Rosenfeld, "Evaluation of Geant4 Monte Carlo toolkit physics models for use in heavy ion therapy," 2017 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M-08-122. (2017/10/26, poster, Atlanta)
- [11] S. Takyu, A. M. Ahmed, E. Yoshida, H. Tashima, T. Yamashita, T. Yamaya, "Suitability of a 280 ps-CRT non-DOI detector for the helmet-neck PET," 2017 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M-15-001. (2017/10/27, poster, Atlanta)
- [12] A. Mohammadi, S. Takyu, E. Yoshida, F. Nishikido, K. Shimizu, T. Sakai, T. Yamaya, "Timing performance of a DOI detector using crystal bars with subsurface laser engraving," 2017 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M-15-009. (2017/10/27, poster, Atlanta)
- [13] Y. Iwao, H. Tashima, E. Yoshida, H. Wakizaka, F. Nishikido, T. Yamashita, T. Yamaya, "Seated vs. supine: optimum measurement pose for brain-dedicated PET," 2017 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M-15-058. (2017/10/27, poster, Atlanta)
- [14] R. S. Augusto, A. Mohammadi, H. Tashima, E. Yoshida, A. Ferrari, K. Parodi, T. Yamaya, "Hadrontherapy with radioactive ion beams: Performance evaluation using FLUKA," 2017 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M-15-107. (2017/10/27, poster, Atlanta)
- [15] A. Mohammadi, E. Yoshida, H. Tashima, F. Nishikido, A. Kitagawa, T. Yamaya, "Potential of radioactive ion

beams for therapy and PET imaging," 2017 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, M-15-108. (2017/10/27, poster, Atlanta)

・国内会議 Domestic conference (18)

- [1] 蛭海元貴, 錦戸文彦, 脇坂秀克, 樋口隆弘, 羽石秀昭, 山谷泰賀, "シンチレータと CMOS カメラを用いた β 線細胞イメージングシステムの開発," 第 64 回応用物理学会春季学術講演会, 2017 (16a-E204-7, 2017/3/16, パシフィコ横浜)
- [2] 錦戸文彦, 高田英治, 野上光博, 新田宗孝, 山谷泰賀, "炭素線測定への応用に向けた有機フォトダイオードの特性評価," 第 64 回応用物理学会春季学術講演会, 2017 (16p-E204-1, 2017/3/16, パシフィコ横浜)
- [3] 三好寿顕, 小山晃広, 大鷹豊, 島添健次, 蛭海元貴, 新田宗孝, 錦戸文彦, 山谷泰賀, 尾上孝雄, 高橋浩之, "酸化半導体を用いた重粒子線検出器の開発," 第 64 回応用物理学会春季学術講演会, 2017 (16p-E204-2, 2017/3/16, パシフィコ横浜)
- [4] 田島英朗, 吉田英治, 岩男悠真, 脇坂秀克, 山下大地, 田沢周作, 山谷泰賀, "ヘルメット PET 装置の開発: 追加検出器位置の最適化," 第 64 回応用物理学会春季学術講演会, 2017 (17a-E204-13, 2017/3/17, パシフィコ横浜)
- [5] Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Yuto Nagao, Mitsutaka Yamaguchi, Naoki Kawachi, Makoto Sakai, Yusuke Okumura, Mikio Suga, Katia Parodi, "Whole gamma imaging concept: feasibility study of triple-gamma imaging," 医学物理, Vol. 37, Sup. 1, p. 55, 2017. (第 113 回日本医学物理学会学術大会, O-038, 2017/4/13, English oral, パシフィコ横浜, Awarded for English Presentation Prize)
- [6] Yusuke Okumura, Mikio Suga, Hideaki Tashima, Makoto Sakai, Mitsutaka Yamaguchi, Yuto Nagao, Naoki Kawachi, Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, "Whole gamma imaging concept: Compton-PET imaging simulation for positron emitters," 医学物理, Vol. 37, Sup. 1, p. 56, 2017. (第 113 回日本医学物理学会学術大会, O-039, 2017/4/13, oral, パシフィコ横浜)
- [7] Fumihiko Nishikido, Masanori Fujiwara, Yuma Iwao, Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Mikio Suga, Keiji Shimizu, Takayuki Obata, Taiga Yamaya, "Development of second add-on PET/MRI prototype: Evaluation of PET imaging performance," 医学物理, Vol. 37, Sup. 1, p. 60, 2017. (第 113 回日本医学物理学会学術大会, O-043, 2017/4/13, oral, パシフィコ横浜, Awarded for CyPos Prize)
- [8] Yuma Iwao, Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, "Development of a head motion tracking system for the helmet PET," 医学物理, Vol. 37, Sup. 1, p. 61, 2017. (第 113 回日本医学物理学会学術大会, O-044, 2017/4/13, oral, パシフィコ横浜)
- [9] Risako Tanaka, Hideaki Tashima, Abdella M. Amed, Taiga Yamaya, Takashi Obi, "Joint estimation of activity and attenuation for a compact brain TOF-PET system : a simulation study," 医学物理, Vol. 37, Sup. 1, p. 64, 2017. (第 113 回日本医学物理学会学術大会, O-047, 2017/4/13, oral, パシフィコ横浜)
- [10] Genki Hirumi, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, Yuma Iwao, Munetaka Nitta, Hideaki Haneishi, Taiga Yamaya, "Development of a four-layered DOI-PET detector with quadrisectioned crystals on the top layer," 医学物理, Vol. 37, Sup. 1, p. 67, 2017. (第 113 回日本医学物理学会学術大会, O-050, 2017/4/13, English oral, パシフィコ横浜)
- [11] Akram Mohammadi, Eiji Yoshida, Fumihiko Nishikido, Keiji Shimizu, Toshiaki Sakai, Taiga Yamaya, "Development of an isotropic DOI detector based on two-sided photon readout," 医学物理, Vol. 37, Sup. 1, p. 68, 2017. (第 113 回日本医学物理学会学術大会, O-051, 2017/4/13, English oral, パシフィコ横浜)
- [12] Hideaki Tashima, Yukie Yoshie, Yuma Iwao, Eiji Yoshida, Hidekatsu Wakizaka, Hiroyuki Takuwa, Aya Sugyo, Min-Rong Zhang, Taiga Yamaya, "Development of a small prototype system toward real-time OpenPET image-guided surgery," 医学物理, Vol. 37, Sup. 1, p. 71, 2017. (第 113 回日本医学物理学会学術大会, O-054, 2017/4/13, English oral, パシフィコ横浜, Awarded for English Presentation Prize)
- [13] 田島英朗, 吉田英治, 岩男悠真, 脇坂秀克, 前田貴雅, 高堂裕平, 関千江, 樋口真人, 山下大地, 山谷泰賀, "改良型ヘルメット PET 装置の試作と健常者ボランティア試験," 第 36 回日本医用画像工学会予稿集, pp. 225-228, 2017. (oral, OP5-4, 2017/7/28, じゅうろくプラザ)
- [14] 蛭海元貴, 錦戸文彦, 樋口隆弘, 羽石秀昭, 山谷泰賀, " β 線による細胞機能イメージングに向けたシンチレータ評価," 第 78 回応用物理学会秋季学術講演会, 5p-S43-1, 2017. (2017/9/5, 福岡国際会議場)
- [15] 錦戸文彦, 高田英治, 敷田巖, 野上光博, 新田宗孝, 蛭海元貴, 田久創大, 山谷泰賀, "炭素線に対する形状の異なる有機フォトダイオードの特性の違いの評価," 第 78 回応用物理学会秋季学術講演会, 6a-S43-1, 2017. (2017/9/5, 福岡国際会議場)
- [16] 奥村勇介, 吉田英治, 田島英朗, 菅幹生, 河地有木, Katia Parodi, 山谷泰賀, "新しいコンプトン PET 装置の 3 ガンマイメージングシミュレーション," 第 78 回応用物理学会秋季学術講演会, 7a-A401-1, 2017. (2017/9/5, 福岡国際会議場)

- [17] 田久創大, Abdella M. Ahmed, 吉田英治, 田島英朗, 熊谷雅章, 山下大地, 山谷泰賀, "ヘルメット PET 装置のための time of flight 型検出器の検討," 第 78 回応用物理学会秋季学術講演会, 7a-A401-2, 2017. (2017/9/5, 福岡国際会議場)
- [18] 田島英朗, 吉田英治, 岩男悠真, 脇坂秀克, 前田貴雅, 高堂裕平, 関千江, 樋口真人, 須原哲也, 山下大地, 山谷泰賀, "Helmet-Neck PET 試作機による健常者ボランティア試験," 第 78 回応用物理学会秋季学術講演会, 7a-A401-3, 2017. (2017/9/5, 福岡国際会議場)

1.5 研究会 Workshop presentations (8)

- [1] 山谷泰賀, "イメージング物理研究チームの成果報告," 次世代 PET 研究会 2017, 2017/2/27 (ベルサール八重洲).
- [2] Akram Mohammadi, "Potential of radioactive ion beams for therapy and PET imaging," 次世代 PET 研究会 2017, 2017/2/27 (ベルサール八重洲).
- [3] 田島英朗, "正確な腫瘍切除を可能とする OpenPET ガイド手術システムの開発," 次世代 PET 研究会 2017, 2017/2/27 (ベルサール八重洲).
- [4] 吉田英治, "次世代 PET: Whole gamma imaging (WGI)の開発," 次世代 PET 研究会 2017, 2017/2/27 (ベルサール八重洲).
- [5] Taiga Yamaya, Katia Parodi, "Whole gamma imaging," International Open Laboratory Symposium 2017 Abstracts, pp. 11-12, 2017 (2017/2/28 @NIRS)
- [6] Hideaki Tashima, Yukie Yoshii, Yuma Iwao, Eiji Yoshida, Hidekatsu Wakizaka, Hiroyuki Takuwa, Aya Sugyo, Min-Rong Zhang, Taiga Yamaya, "OpenPET surgery for accurate tumor resection toward conquest of refractory cancer," Abstracts of the 1st QST International Symposium Quantum Life Science, p. 9, 2017 (Tokyo Bay Makuhari Hall, P-18, poster)
- [7] Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Yuma Iwao, Hidekatsu Wakizaka, Takamasa Maeda, Yuhei Takado, Chie Seki, Makoto Higuchi, Tetsuya Suhara, Taichi Yamashita, Taiga Yamaya, "Helmet PET enabling high sensitivity brain imaging toward early diagnosis of dementia," Abstracts of the 1st QST International Symposium Quantum Life Science, p. 10, 2017 (Tokyo Bay Makuhari Hall, P-19, poster)
- [8] 藤原理伯, 菅幹生, 錦戸文彦, 新田宗孝, 川畑義彦, 山谷泰賀, 小島隆行, "PET/MRI 一体型検出器の開発: 静磁場強度が異なる MRI におけるシールド性能評価," 第 15 回千葉大学医工学シンポジウム, no. 12, 2017 (2017/11/14, poster, 千葉大学)

1.6 特許 Patents (8)

・出願 Application (2)

- [1] 山谷泰賀, 田島英朗, "部分リング PET 装置及び PET 装置," 特願 2017-29405, 2017/2/20 出願 (Q20005JP)
- [2] 田島英朗, 山谷泰賀, "ヘルメット型 PET 装置," 特願 2017-58848, 2017/3/24 出願 (474JP.1)

・登録 Registered (6)

- [1] Taiga Yamaya, Takayuki Obata, Mikio Suga, Hiroshi Kawaguchi, Yoshiyuki Yamakawa, "Method for generating image for PET attenuation correction from MR image and computer program," US9342903 B2, registerd on 2016/5/17 (428US) *omission in the 2016 report*
- [2] Taiga Yamaya, Hideaki Tashima, Mitsuo Watanabe, Eiichi Tanaka, "INCLINED PET DEVICE AND PET COMBINED DEVICE," US 9,538,964 B2, registerd on 2017/1/10 (415US)
- [3] 菅野巖, 小島隆行, 山谷泰賀, 岡本和也, 高山卓三, 山形仁, "PET-MRI 装置," CN 102695450A, registerd on 2017/2/15 (Q00399China)
- [4] 田島英朗, 山谷泰賀, "ヘルメット型 PET 装置," JP-特許第 6124216, registerd on 2017/4/14 (474JP)
- [5] 山谷泰賀, 小島隆行, 菅幹生, 川口拓之, 山川善之, "基干 MR 图像的 PET 吸収構成画像生成方法," ZL201380017570.5, registerd on 2017/5/17 (428China)
- [6] Taiga Yamaya, Hideo Murayama, "PET DEVICE AND METHOD FOR DETERMINING ARRANGEMENT OF DETECTORS," EP2267483B1, registered on 2017/6/14 (314EP)

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 Hosted workshops (1)

- [1] “次世代PET 研究会 2017”を主催, 2017/2/27 (バルサール八重洲)(参加者数計 117名, 内訳:外部 87名、NIRS 25名、高崎研 2名、本部 2名)

2.2 セミナー開催 Hosted seminars (2)

- [1] Simultaneous brain PET and behavioral response measurements in conscious unrestrained laboratory animals (Steven Meikle, University of Sydney), 2017/8/28.
 [2] Vision-based Activity Recognition & Other Works (Md. Atiqur Rahman Ahad, Dept. of Electrical and Electronic Engineering, University of Dhaka), 2017/12/22.

2.3 報告書出版 Annual report publishing (1)

- [1] “次世代PET 研究報告書 2016,” QST-R-4, 2017/2/27.

2.4 総説 Review articles (3)

- [1] 山谷泰賀(共同執筆), "生体計測分析技術・医療機器," 研究開発の俯瞰報告書 ライフサイエンス・臨床医学分野 2017年, pp. 326-452, 2017.
 [2] 山谷泰賀, "DOI 検出器が切り拓く次世代の PET 装置の研究開発," 放射線医学総合研究所創立 60周年記念誌, pp. 16-17, 2017.
 [3] 三輪建太, 我妻慧, 山尾天翔, 上高祐人, 松原佳亮, 赤松剛, 今林悦子, “アミロイドPET の定量評価に関する研究,” 日本放射線技術学会雑誌. Vol. 73, pp. 1165-1174, 2017.

2.5 講義・講演 Lectures (24)

・シンポジウム等における招待講演 Invited talks at symposium (11)

- [1] Taiga Yamaya, “PET Innovation being made at NIRS,” OIST Mini Symposium - Radiation sensors and emerging applications in medical imaging, space science and materials science, 2017 (invited, 2017/1/16@OIST Seaside House).
 [2] Taiga Yamaya, “Development of the next generation positron emission tomography,” abstract book of IEEE Int Conf on Imaging, Vision & Pattern Recognition (icIVPR) 2017, p. 7, 2017. (invited, plenary talk, oral, 2017/2/13. University of Dhaka)
 [3] Md. Shahadat Hossain Akram, "State of the art brain PET inserts for the existing MRI system," abstract book of IEEE Int Conf on Imaging, Vision & Pattern Recognition (icIVPR) 2017, p. 14, 2017. (invited, key note talk, oral, 2017/2/13. University of Dhaka)
 [4] 山谷泰賀, “頭部専用 PET 装置の未来,” 第 73 回日本放射線技術学会総会学術大会シンポジウム 1 「医用工学と放射線技術科学との融合: 期待される新技術」招待講演, 2017 (2017/4/14, パシフィコ横浜).
 [5] Taiga Yamaya, “Development of the OpenPET: a novel in-beam PET for carbon ion therapy imaging,” International Conference on Advancements in Nuclear Instrumentation Measurement Methods and Their Applications (ANIMMA2017), 2017. (invited, oral, 2017/6/21, Liege)
 [6] 山谷泰賀, “次世代の SPECT・PET 装置の展望,” 第 12 回中国四国医療画像カンファレンス(MICCS) 特別講演, 2017/7/29 (岡山国際交流センター)
 [7] 赤松剛, "アミロイド PET の定量解析," PET サマーセミナー2017, 2017/8/26 (ホテル日航奈良)
 [8] 山谷泰賀, “Whole gamma imaging (WGI)コンセプト -PET とコンプトンイメージングを組み合わせた新手法への挑戦-,” 信学技報(IEICE Technical Report), Vol. 117, No. 220, pp. 13-14, 2017. (電子情報通信学会 医用画像研究会(MI), 特別講演, 2017/9/25@千葉大学西千葉キャンパス)
 [9] Go Akamatsu, Keiichi Matsumoto, Kazufumi Suzuki, Naoki Shimada, Keiichi Oda, Michio Senda, "The JSNM strategies for standardization and harmonization of quantitative whole-body FDG-PET studies," The 57th Annual Scientific Meeting of the Japanese Society of Nuclear Medicine (JSNM 2017), JSNM-JSNMT Joint Symposium, 2017. (2017/10/6, oral, Pacifico Yokohama)
 [10] 山谷泰賀, “医療計測レビュー 次世代 PET 装置開発研究の紹介,” SMART2017 (Scintillator for Medical, Astroparticle and environmental Radiation Technologies), 2017 (2017/11/13, 蔵王温泉, invited).
 [11] 山谷泰賀, "シンチレータ単結晶は適材適所!? 陽電子断層撮影法(PET)の次世代機の研究開発," 結晶成長の科学と技術第 161 委員会第 102 回研究会「放射線と結晶を用いた分析技術」, 2017. (invited, 2017/11/24, 株式会社島津製作所本社)

・講演 Lectures (9)

- [1] 山谷泰賀, “頭部専用 PET 装置の未来,” 琉球大学放射線科講演 2017/5/10.

- [2] Taiga Yamaya, "Whole gamma imaging (WGI) concept: simulation study of triple-gamma imaging," lecture at Craig Levin lab. in Stanford University, 2017/6/14.
- [3] Hideaki Tashima, "Add-on detector position for the second helmet PET prototype: chin vs. neck," lecture at Craig Levin lab. in Stanford University, 2017/6/14.
- [4] Taiga Yamaya, "PET Imaging physics research at NIRS: DOI, OpenPET and WGI," Talk at LMU, June 19, 2017.
- [5] 山谷泰賀, "次世代 PET 装置の開発研究の紹介," 信州大学 臨床検査技術科学専攻 授業, 2017/7/21.
- [6] Taiga Yamaya, "PET Innovation being made at NIRS," Presentaion for AINSE guests, 2017/9/25 (NIRS).
- [7] 山谷泰賀, "次世代核医学イメージング機器開発研究の紹介~PET、そしてコンプトンカメラとの融合へ~," 国立循環器病研究センター 画像診断医学部 第 2 回分子イメージング研究会, 2017/10/12 (国立循環器病研究センター).
- [8] 山谷泰賀, "PET イメージング物理研究のこれまでとこれから," 脳機能イメージング研究部定例会, 2018/11/8 (放射線医学総合研究所)
- [9] 山谷泰賀, "頭部専用 PET 装置の未来," 東京女子医科大学画像診断学・核医学講座にてプレゼン, 2017/11/15 (東京女子医科大学病院)

・講義 Educational lectures (4)

- [1] 山谷泰賀, "放射線医工学," 千葉大学大学院講義, 2017 年度前期毎週月曜 16:10-17:40
- [2] 吉田英治, "核医学物理学," 第 13 回医学物理コース, 2017/7/13 (放射線医学総合研究所)
- [3] 山谷泰賀, "未来の PET 装置について考える," 横浜市大医学部 先端的画像医学 講義, 2017 (2017/11/16, 横浜市大病院)
- [4] 山谷泰賀, "Development of the next generation positron emission tomography" 九州大学大学院医学系学府 H29 分子機能画像科学論, 2017/12/11.

2.6 著書 Book chapters (2)

- [1] Taiga Yamaya, Hideaki Tashima, "OpenPET enabling PET imaging during radiotherapy," Book capter in Personalized Pathway-Activated Systems Imaging in Oncology: Principal and Instrumentation, Springer, pp. 55-84, 2017.
- [2] 山谷泰賀, "世界初の開放型 PET 装置の研究開発", 科学立国日本を築く part II 次代を拓く気鋭の研究者たち, pp. 202-210, 2017 (日刊工業新聞社)

2.7 プレス・広告物掲載 Public relations activities (5)

- [1] 千葉大学と量子科学技術研究開発機構との包括的連携協力に関する協定書の締結について, プレスリリース, 2017/2/2
<http://www.qst.go.jp/information/itemid034-001721.html>
(翌日の千葉日報、日刊工業、日経産業に展示した OpenPET 試作機とともに「がん治療技術 確立へ」などのヘッドラインで紹介)
- [2] "画像見てがん除去 量研機構が取りこぼし防ぐシステム," 日刊工業新聞 1 面, 2017/3/21.
- [3] 放射線医学総合研究所の研究員が平成 29 年度文部科学大臣表彰科学技術賞を受賞しました, ニュースリリース, 2017/4/19
<http://www.qst.go.jp/information/itemid047-002154.html>
- [4] "第 113 回日本医学物理学学会学術大会の CyPos 大会長賞と英語プレゼンテーション賞を受賞しました," ニュースリリース, 2017/5/16
http://www.nirs.qst.go.jp/information/news_prize/2017/0516.html
- [5] "乳房専用 PET 装置「Elmammo」の研究・開発で「産学官連携功労者表彰 厚生労働大臣賞」を受賞” ニュースリリース, 2017/8/21
<http://www.qst.go.jp/information/itemid034-002617.html>

2.8 出展など Exhibition (1)

- [1] 平成 29 年度一般公開にてラボ公開, 2017/4/23.

2.9 その他報告書 Other reports (1)

- [1] 山谷泰賀, 吉田英治, 錦戸文彦, 田島英朗, A. Mohammadi, 辻厚至, 脇坂秀克, 北川敦志, 稲庭拓, 佐藤眞二, 島添健次, 小山晃広, "重粒子線照射野イメージングのための OpenPET 装置開発に関する研究(14H285)," 平成 28 年度放射線医学総合研究所重粒子線がん治療装置等共同利用研究報告書, pp. 188-189, 2017.

2.10 海外ゲスト対応 Foreign guest scientists (5)

- [1] 2017/1/31-2017/4/28 Theresa Hofmann (LMU)
- [2] 2017/2/8-2017/9/18 Victor I. J. Strijbis (TU Delft)
- [3] 2017/2/12-2017/2/16 Mitra Safavi-Naein, Harley Rutherford, Andrew Chacon (ANSTO)
- [4] 2017/8/28 Steven Meikle (University of Sydney)
- [5] 2017/12/22 Md. Atiqur Rahman Ahad (University of Dhaka)

2.11 見学対応 Lab tours for visitors (31)

- [1] 2017/1/13 関靖直 文部科学省研究振興局長ご一行(計3名)
- [2] 2017/1/19 高谷浩樹 文部科学省研究振興局研究振興戦略官
- [3] 2017/2/8 庄野逸 電通大学教授・中嶋憲一 金沢大学准教授
- [4] 2017/2/24 Emma Louise Dyke 氏 University Hospitals Bristol
- [5] 2017/3/10 橋本一郎 文部科学省科学技術・学術政策局研究基盤開発課量子研究推進室室長補佐ご一行(計3名)
- [6] 2017/3/13 島尻安伊子 内閣府大臣補佐官ご一行(計6名)
- [7] 2017/4/11 公益社団法人日本アイソトープ協会 松本氏ご一行(計3名)
- [8] 2017/5/12 Dr. Charalampos (Harry) Tsoumpas, University of Leeds
- [9] 2017/5/15 木村文一 信州大学医学部保健学科講師
- [10] 2016/6/7 浩志会御一行
- [11] 2016/6/9 HIMAC 共同利用研究運営委員会施設見学
- [12] 2017/6/29 Mr. Rezky Anggakusuma, National Nuclear Energy Agency of Indonesia,
Mr. Qusai Al-Rhaifeh, Radiation protection officer Ministry of health (Kingdom of Jordan)
- [13] 2017/6/27 植村家忠高取町長ご一行(計4名)
- [14] 2017/7/4 QST 部会委員ご一行(計6名)
- [15] 2017/7/19 Carl Blake 氏・Dr. Robert Chang 氏
- [16] 2017/7/27 第1回 QST 国際シンポジウム放射線医学総合研究所見学会ご一行(計10名)
- [17] 2017/7/27 西山崇志 文部科学省科学技術・学術政策局研究基盤開発課量子研究推進室長ご一行(計4名)
- [18] 2017/8/23-24 桐蔭学園高校職場訪問(計9名)
- [19] 2017/9/4 文部科学省インターンシップ生ご一行
- [20] 2017/9/11 高城亮 文部科学省研究振興局研究振興戦略官付 先端医科学研究企画官ご一行(計3名)
- [21] 2017/9/13 九州大学有村研究室 Mazen Soufi 氏
- [22] 2017/9/25 Ms. Michelle Durant, Managing Director, The Australian Institute of Nuclear Science & Engineering (AINSE)(計7名)
- [23] 2017/9/29 University of Wollongong 学生ご一行(計12名)
- [24] 2017/10/6 Dr. Soren Mattsson (Lund University), Dr. Glenn Flux (Royal Marsden Hospital & Institute of Cancer Research)計6名
- [25] 2017/10/13 Dr. Feliksas Jankevičius (Director of National Cancer Institute of Lithuania)ほか計5名
- [26] 2017/10/16 JASTJ(日本科学技術ジャーナリスト会議)科学ジャーナリスト塾生11名
- [27] 2017/10/18 内閣府政策統括官(原子力防災担当)付参事官(総括担当)溝口宏樹様ほか計21名
- [28] 2017/11/15 高洲第二中学校二年生2名,
- [29] 2017/11/27 放医研創立60周年記念講演会招待客見学7名
- [30] 2017/12/8 田川博雅 文部科学省研究振興局研究振興戦略官付専門官ご一行(計5名)
- [31] 2017/12/12 内閣府原子力防災内閣府政策統括官(原子力防災担当)付
／参事官(地域防災・訓練担当)付・地域原子力防災推進官 高畑康之様ご一行(計5名)

3. 外部評価（表彰） Awards (8)

- [1] 山谷泰賀, 吉田英治, 田島英朗, "開放型 PET 装置の発明と粒子線がん治療可視化法の研究," 平成 29 年度科学技術分野の文部科学大臣表彰科学技術賞(研究部門)受賞 (2017/4/19).
Taiga Yamaya, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, "Invention of an open-type PET instrumentation and research on visualization of particle therapy," Awarded the Science and Technology Prize by the Minister of Education, Culture, Sports, Science and Technology, April 19, 2017.
http://www.mext.go.jp/b_menu/houdou/29/04/1384228.htm
<http://www.qst.go.jp/information/itemid047-002154.html>
- [2] 山谷泰賀, 中本裕士, 北村圭司, "乳房専用 PET 装置「Elmammo」の開発に係る産学官連携," 第 15 回産学官連携功労者表彰 厚生労働大臣賞 受賞 (2017/9/1).
Taiga Yamaya, Yuji Nakamoto, Keishi Kitamura, "Industry-academia-government collaboration for the development of a breast dedicated PET, Elmammo," Recognized as a Person of Collaboration Merits by the Minister of Health, Labour and Welfare, September 1, 2017.
<http://www8.cao.go.jp/cstp/sangakukan/index2.html>
<http://www.qst.go.jp/information/itemid034-002617.html>
- [3] 錦戸文彦, "Development of second add-on PET/MRI prototype: Evaluation of PET imaging performance," O-043, 第 113 回日本医学物理学会学術大会 CyPos 大会長賞
Fumihiko Nishikido, the CyPos General Chair Award by the 113th Scientific Meeting of the Japan Society of Medical Physics
- [4] 田島英朗, "Development of a small prototype system toward real-time OpenPET image-guided surgery," O-54, 第 113 回日本医学物理学会学術大会 英語プレゼンテーション賞
Hideaki Tashima, the English Presentation Award by the 113th Scientific Meeting of the Japan Society of Medical Physics
- [5] 山谷泰賀, "Whole gamma imaging concept: feasibility study of triple-gamma imaging," O-38, 第 113 回日本医学物理学会学術大会 英語プレゼンテーション賞
Taiga Yamaya, the English Presentation Award by the 113th Scientific Meeting of the Japan Society of Medical Physics
http://www.jsmp.org/conf/113/e_presentation.html
http://www.nirs.qst.go.jp/information/news_prize/2017/0516.html
- [6] Md Shahadat Hossain Akram, Awarded to "ISMRM Summa Cum Laude Merit Award" for his presentation "Development and performance evaluation of the second prototype of a RF-coil integrated PET insert for existing 3T MRI systems,"
 (Given to Trainee Members whose abstracts score in the top 5% within a major subject review category)
http://www.nirs.qst.go.jp/information/news_prize/2017/0602.html
- [7] Md Shahadat Hossain Akram, IEEE NSS-MIC 2017 Trainee Grant (\$500).
- [8] Paper listed in "PMB Highlights in 2016"
 < http://iopscience.iop.org/journal/0031-9155/page/Highlights_of_2016 >
 Hideaki Tashima, ..., Taiga Yamaya, "Development of a small single-ring OpenPET prototype with a novel transformable architecture," Phys. Med. Biol., Vol. 61, pp. 1795-1809, 2016

次世代 PET 研究報告書 2017
2017 Report on PET Imaging Physics Research

2018 年 1 月 22 日刊行 (Publication on Jan. 22, 2018)

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