



次世代PET

研究報告書2025

2025 Report on PET Imaging Physics Research



国立研究開発法人 量子科学技術研究開発機構 量子医科学研究所
Institute for Quantum Medical Science,
National Institutes for Quantum Science and Technology

目次 Contents

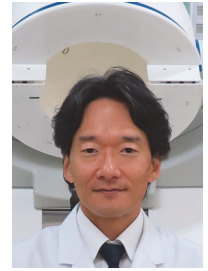
イメージング物理研究グループ 研究活動報告2025	Imaging Physics Group: Research action report 2025	山谷 泰賀 Taiga Yamaya	1
高精度脳PETによるアミロイド/FDG-PET臨床研究	Amyloid/FDG-PET using high resolution brain PET	高橋 美和子 Miwako Takahashi	13
励起 — 仁科芳雄と日本の現代物理学(伊藤憲二著) — その中にみる核医学		高橋 美和子	17
高速・高精度な頭部PET体動補正法の開発	Development of a fast and accurate brain PET motion correction method	岩男 悠真 Yuma Iwao	19
CLS検出器を用いた7リング頭部PET試作機の開発	A seven-ring brain PET prototype with CLS detectors	成田 胡桃 Kurumi Narita	23
全身用PETでのCLS検出器の効果:シミュレーション研究	Design simulation of a whole body PET with CLS detectors	古田 瑞貴 Mizuki Furuta	27
動物用TOF-DOI PET開発と Cherenkov PET検出器モデル化	Development of animal TOF-DOI PET and simulation of Cherenkov PET detector	石川 大洋 Taiyo Ishikawa	29
深層学習を用いたPET検出器内の光子挙動の解析	Deep learning-based photon analysis in PET detectors	大西 佑弥 Yuya Onishi	33
多核種WGIの実証: $^{89}\text{Zr}/^{18}\text{F}$ 同時撮像	Multi-isotope WGI: $^{89}\text{Zr}/^{18}\text{F}$ simultaneous imaging	赤松 剛 Go Akamatsu	37
相乗的WGI画像再構成法の実験的検証	Experimental validation of synergistic WGI reconstruction	田島 英朗 Hideaki Tashima	41
全身用WGI装置の設計シミュレーション	Design simulation of a whole-body WGI system	宮原 瑞季 Mizuki Miyahara	45
SPECT核種を想定した頭部用WGIのシミュレーション設計	Design simulation of brain WGI for SPECT tracers	阿部 椋伍 Ryogo Abe	49
ガンマ線ビームを用いた陽電子寿命イメージング	Positron lifetime imaging using a gamma-ray beam	田久 創大 Sodai Takyu	53
マウス脳専用のサブ0.5mm空間分解能PETの開発	Development of a sub-0.5 mm resolution preclinical PET	カン ハンギョ Han Gyu Kang	57
共晶体結晶を用いたマイクロRIイメージングシステムの 開発	Micro RI cell imaging system using eutectic scintillator	錦戸 文彦 Fumihiko Nishikido	61
重粒子線治療時の飛程検証PETによる腫瘍診断: 臨床研究へ	Potential tumor diagnosis using range-verification PET in carbon-ion therapy: from animal to clinical studies	寅松 千枝 Chie Toramatsu	65
鉗子型ミニPETのイメージング機能の開発	Introducing imaging functionality into the forceps-type PET	大橋 遼太郎 Ryotaro Ohashi	69
イメージング物理研究グループ 研究業績2025	Achievements of Imaging Physics Group in 2025		73

イメージング物理研究グループ 研究活動報告 2025

Imaging Physics Group: Research action report 2025

山谷 泰賀 次長/グループリーダー

Taiga Yamaya, Deputy Director / Group Leader (On behalf of the Imaging Physics Group)



求められる PET の高度化と普及

我々が PET にこだわるのは、病気の upstream に迫るさまざまなバイオマーカーを画像化できるという高い潜在能力にあるが、現在の PET 装置の分解能は CT より数倍劣り、普及台数も CT の約 1/25 に留まっている。そこで QST では、日本の強みである量子科学の力を活かして PET の高度化と普及を目指しているが、研究成果の社会実装には大きな壁がある。

それは、日本固有の厳格な放射性同位元素規制が PET 検査を高コスト化する一方で、皆保険制度下ではコスト増を吸収しにくいという現実である。事業化障壁は日本の PET の 9 割は輸入という数字にも表れており、自国において産業界が伸びないと、人材供給源であるアカデミアの活力も低下してしまう。

国のために必要な課題だが、企業や大学が単独では解決できない—この負のスパイラルを打破できるとすれば、あとは国研以外にないだろう。本稿では、病気で困らない未来の実現を諦めないイメージング物理研究グループの 2025 年成果をまとめた。

The pressing need for PET innovation and accessibility

Our commitment to PET research is driven by its unique capability to visualize biomarkers that reflect the upstream mechanisms of disease. However, the current resolution of PET is several times inferior to that of CT, and in Japan, the number of PET scanners installed remains at about one twenty-fifth the number of CT scanners. At QST, we aim to advance PET by leveraging Japan's strength in quantum science, but there are significant barriers to implementing research results in society.

One major challenge is that Japan's uniquely strict regulations on radioisotopes make PET costly and it is difficult to absorb these increased costs under the government's health insurance system. This business barrier is reflected in the fact that about 90% of PET scanners employed in Japan are imported. If the domestic industry does not grow, the vitality of academia - the source of human resources - will also decline.

There is a critical issue for the public, yet it cannot be solved by companies or universities alone - breaking this negative spiral will likely require the involvement of national research institutes. In this report, we summarize the 2025 achievements of the Imaging Physics Group, which remains committed to realizing a future free from the burden of disease.

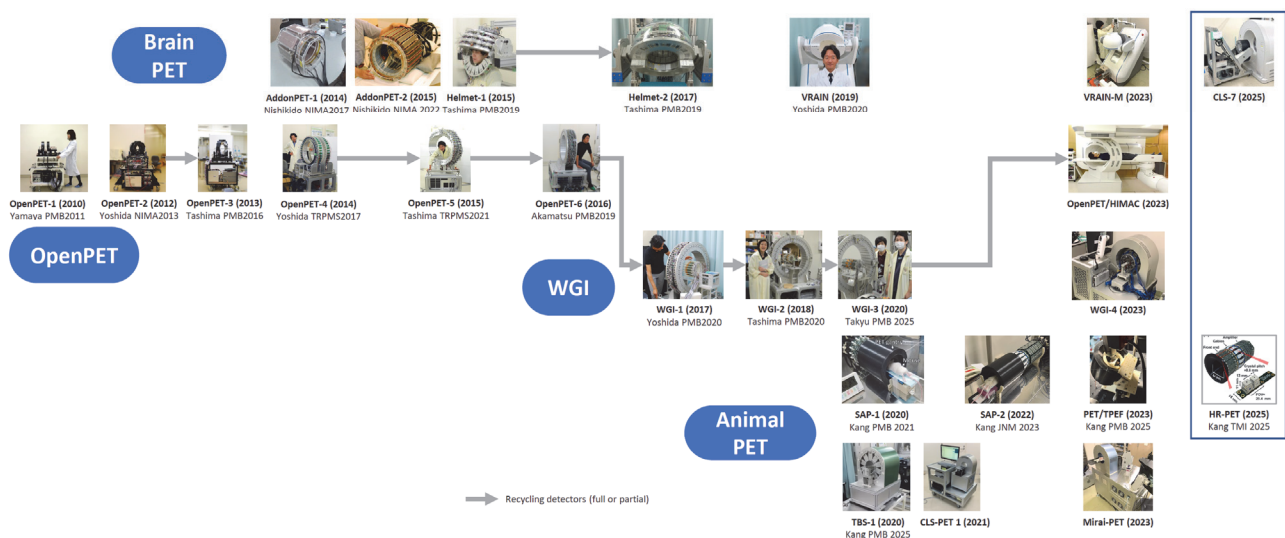


Figure 1 Overview of the novel systems developed by the Imaging Physics Group. In 2025, two new prototypes were developed, bringing the total number of innovative devices developed since 2009 to 25.

臨床研究で見えてきた VRAIN の真価

VRAIN は 2022 年に製品化に成功した世界初のヘルメット型 PET 装置である。従来の円筒型 PET 装置と比べて、より少ない検出器で高感度と高い空間分解能を実現している。さらに、トップクラスの time-of-flight (TOF) 分解能も高画質化に大きく貢献している。

アミロイド PET 検査とアルツハイマー型認知症 (AD) 進行抑制薬の保険適用から約 2 年が経過した。アミロイド PET は、AD の症状が出る前から蓄積するアミロイド β の脳内分布を画像化できる検査である。AD の早期診断や他の認知症との鑑別に有用であり、治療開始の判断や治療効果の判定に欠かせない。

軽度認知症疑いの患者を対象にしたアミロイド PET 臨床研究では、従来 PET で陰性の症例が、VRAIN では陽性と判定される例が確認された。白質への強い非特異的集積がある中で、わずか数 mm の大脳皮質への集積を見極めることが求められ、VRAIN が持つ高い潜在能力が示された (高橋美和子, p. 13)

しかし、装置の優れた分解能も頭が動いてしまっただけでは意味がない。そこで重要となるのが体動補正技術である。我々は、外部センサーを必要とせず、画像ノイズを増やさず処理時間も短いという理想的な体動補正法の開発に成功した (岩男悠真, p. 19)。

VRAIN's potential uncovered by clinical research

VRAIN is the world's first hemispherical PET scanner, successfully commercialized in 2022. Compared with conventional cylindrical PET scanners, it achieves high sensitivity and superior spatial resolution with fewer detectors. Furthermore, its top-class time-of-flight (TOF) resolution greatly contributes to improved image quality.

It has been about two years since amyloid PET imaging and an anti-Alzheimer's disease (AD) drug for slowing disease progression started to be covered by the Japanese government's national health insurance. Amyloid PET diagnosis visualizes the distribution of amyloid- β plaques in the brain, which accumulate long before AD symptoms appear. It is highly useful for earlier diagnosis of AD and differentiation from other dementias, and is indispensable for determining when to start treatment and for evaluating therapeutic effects.

In an amyloid PET clinical study targeting patients with suspected mild cognitive impairment, a case judged negative by conventional PET was found to be positive with VRAIN. Amid strong nonspecific uptake in the white matter, it was necessary to identify deposits in the cerebral cortex, only a few millimeters thick, and VRAIN was able to demonstrate its high potential (Miwako Takahashi, p. 13).

However, even excellent scanner resolution is meaningless if the head moves during imaging. This is why motion correction technology is essential. We have successfully developed an accurate and fast motion correction method that requires no external motion sensors (Yuma Iwao, p.19).

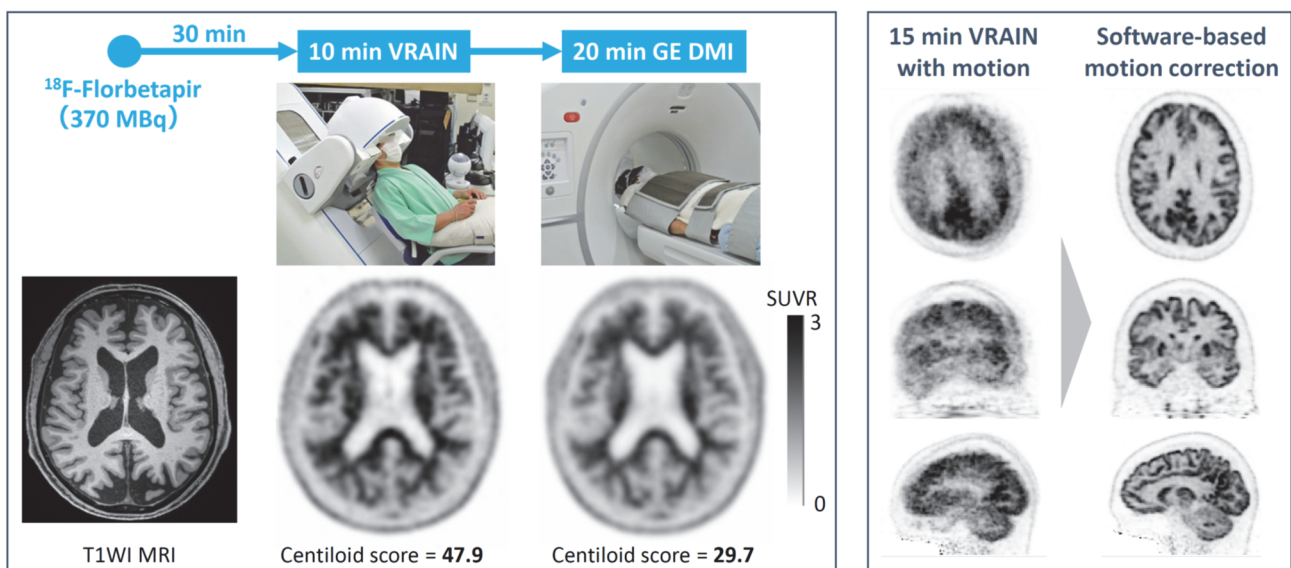


Figure 2 An amyloid PET study (left) and the development of a motion correction method (right) for VRAIN, the world's first hemispherical brain PET scanner. VRAIN detected tiny amyloid deposits in the thin cortex that were not visible with a conventional whole-body PET scanner (GE Discovery MI). Furthermore, a newly developed, accurate and practical motion correction method has unlocked VRAIN's full potential, even when patients exhibit substantial movement..

TOF 分解能と DOI 分解能の追求

VRAIN では従来 PET よりも格段に優れた 2.2 mm 分解能を達成したが、現在 AMED（2023-2027 年度予定）などの支援を受け、頭部 PET の理論限界に近い 1 mm 分解能の達成を目指している。これは、体積分解能では 10 倍の改善となる。

まず取り組んだのは、ガンマ線検出器であるシンチレータの高精細化である。一方で、人体を容易に透過するガンマ線を捉えるためには、シンチレータを十分に厚くする必要があり、この厚みが斜め入射のガンマ線に対する検出精度を低下させる。これを解決する技術が、シンチレータの深さ位置（depth-of-interaction, DOI）の計測である。

我々は、TOF 計測と DOI 計測の両方の機能を備えた crosshair light sharing (CLS) 検出器を開発してきた。今年度は、CLS 検出器を用いた頭部 PET 試作機が完成し、1 mm 分解能を実証した（成田胡桃, p. 23）。並行して、CLS 検出器の全身用 PET への応用についても検討を開始した（古田瑞貴, p. 27）。

CLS 検出器の実用化が先行しているのは動物専用 PET 装置「Mirai-PET」である。今年度は、サル頭部撮像でも TOF と DOI が有用であることを示した（石川大洋, p. 29）。TOF 分解能については、さらなる改善を目指す基礎研究に着手した（大西佑弥, p. 33）。

Pursuing TOF and DOI resolution

VRAIN has achieved a significantly superior resolution of 2.2 mm compared to conventional PET scanners. Currently, with support from programs such as AMED (scheduled for FY2023–2027), we aim to achieve 1 mm resolution, which is close to the theoretical limit for brain PET. This represents a tenfold improvement in volumetric resolution.

Our first approach was to use a finer scintillator pitch, as scintillators act as gamma-ray detectors. However, to capture gamma rays that easily penetrate the human body, the scintillator must be sufficiently thick. This thickness, in turn, reduces detection accuracy for obliquely incident gamma rays. The technology that addresses this challenge is depth-of-interaction (DOI) measurement within the scintillator.

We have developed the crosshair light-sharing (CLS) detector that incorporates both TOF and DOI measurement capabilities. This year, a prototype brain PET scanner using CLS detectors was completed, and 1 mm resolution was successfully demonstrated (Kurumi Narita, p. 23). In parallel, we have begun exploring the application of CLS detectors to whole-body PET systems (Mizuki Furuta, p. 27).

The practical implementation of CLS detectors is already underway in the dedicated animal PET scanner “Mirai-PET,” which has been used to demonstrate the effectiveness of TOF and DOI measurements even in monkey brain imaging (Taiyo Ishikawa, p. 29). Regarding TOF resolution, we have initiated fundamental research aimed at further improvement (Yuya Onishi, p. 33).



Figure 3 The high spatial resolution of 2.2 mm achieved by VRAIN (left) is surpassed by the crosshair light-sharing (CLS) detector, which combines time-of-flight (TOF) and depth-of-interaction (DOI) measurement capabilities with a finer scintillator pitch. The developed prototype (CLS-7) demonstrated 1 mm resolution, approaching the theoretical limit for brain PET (middle). The CLS detector has already been implemented in a small-animal PET scanner, Mirai-PET, demonstrating the effectiveness of TOF and DOI measurements even in monkey brain imaging (upper right). Further improvement in TOF resolution is expected, for example, by resolving scintillation light into individual photons (lower right).

WGI の開発と Q-PET への展開

ガンマ線の散乱事象から入射方向を円錐の表面上に特定するコンプトンカメラは、医学応用が長年研究されてきたものの実用化には至っていない。我々は、コンプトンカメラと PET を複合した独自法 Whole Gamma Imaging (WGI) の開発を進めている。

具体的には、PET 検出器リングの内側に散乱事象を検出する散乱検出器リングを追加する。ターゲットとなる陽電子放出核種のひとつが ^{89}Zr である。約 3 日の長い半減期は、抗体医薬品ベースの PET 検査薬に適している。 ^{89}Zr は陽電子放出よりも約 4 倍高い頻度で 909 keV のガンマ線を放出するので、これをコンプトンカメラの原理で画像化する。

今年は、WGI4 号機を用いて、2 種類の検査薬を投与した多発性骨髄腫モデルマウスの撮像を行い、同時に収集したデータからそれぞれの検査薬の分布を分離できることを実証した（赤松剛, p. 37）。また、WGI 用の画像再構成手法を開発するとともに（田島英朗, p. 41）、全身および頭部に特化した臨床 WGI 装置を設計した（宮原瑞季, p. 45, 阿部椋伍, p. 49）。

将来 ^{44}Sc のように陽電子とガンマ線を同時に放出する核種が利用可能になれば、WGI で陽電子寿命も測れるようになる。我々は、これを新たなバイオマーカーとして画像化する方法を Q-PET と名付け、その実現を目指している。今年は、病態と陽電子寿命の関係を調べるための装置を開発した（田久創大, p. 53）。

Development of WGI and its extension to Q-PET

Although Compton cameras, which determine the incident direction of a gamma ray on a cone surface based on a scattering event, have been studied for medical applications for years, they have not yet been put into practical use. We are developing a novel approach called Whole Gamma Imaging (WGI), which combines Compton camera imaging and PET.

Specifically, we add a scatter detector ring inside the PET detector ring to detect scattering events. One of the target positron emitters is ^{89}Zr . Its long half-life of about three days makes it suitable for antibody-based PET tracers. Since ^{89}Zr emits 909 keV gamma rays at a frequency about four times higher than that of positron emission, we image these gamma rays using the principle of the Compton camera.

This year, using the fourth WGI prototype, we performed imaging of a multiple myeloma model mouse administered with both ^{18}F -NaF and a ^{89}Zr -labeled anti-CD38 antibody drug, and demonstrated that the distributions of the two tracers could be separated from simultaneously acquired data (Go Akamatsu, p. 37). In parallel, we developed an image reconstruction method optimized for WGI (Hideaki Tashima, p. 41), and designed two clinical WGI systems each for whole-body and brain imaging (Mizuki Miyahara, p. 45; Ryogo Abe, p. 49).

In the future, if radionuclides such as ^{44}Sc , which emit gamma rays simultaneously with positron emission, become available, WGI could also measure positron lifetime. We have named this approach Q-PET, which aims to visualize positron lifetime as a novel biomarker. This year, we developed a system to experimentally measure the relationship between disease state and positron lifetime (Sodai Takyu, p. 53).

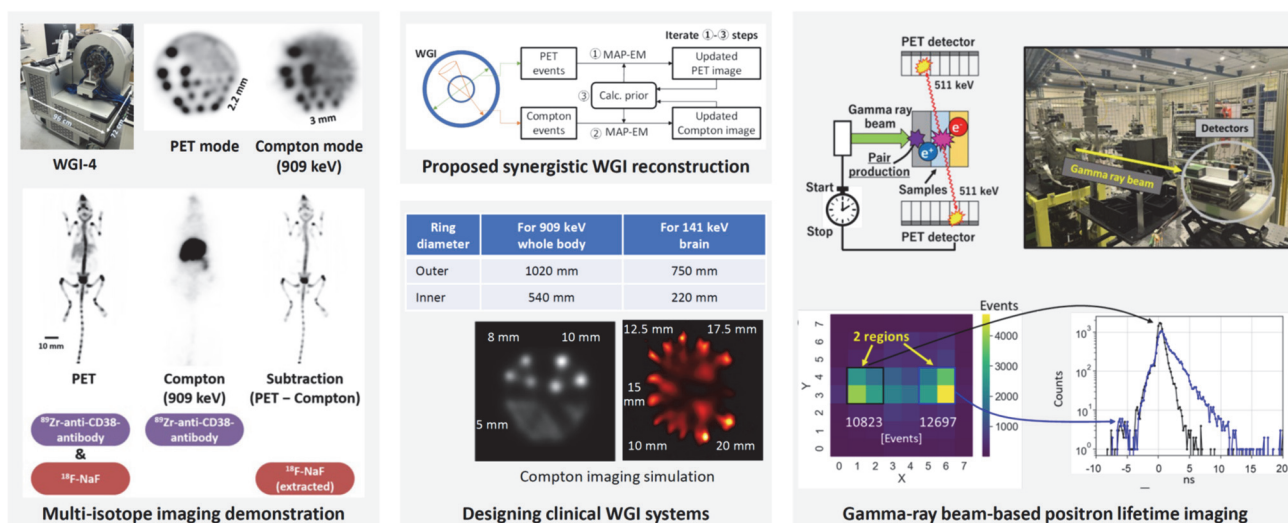


Figure 4 Simultaneous PET and Compton imaging were demonstrated using the 4th Whole Gamma Imaging (WGI) prototype, successfully achieving multi-isotope mouse imaging (left). WGI image reconstruction was investigated (upper middle), and clinical WGI systems were designed (lower middle). An experimental system was tested for Q-PET as an extension of WGI (right).

究極の空間分解能を目指して

我々は、マウス頭部に特化して PET 分解能の世界記録を更新し続けてきた。2020 年に開発した SAP-1 では 0.8 mm、2022 年の SAP-2 では 0.55 mm を達成し、今年開発した HR-PET では、ついに 0.45 mm の分解能を実現した (Han Gyu Kang, p. 57)。

さらに、細胞レベルで PET 検査薬の取り込みを観察したいというニーズに応えるため、顕微鏡用スライドガラスをシンチレータで製作し、陽電子を直接観測するシステムを開発した (錦戸文彦, p. 61)。

がん治療をガイドする PET

放射線がん治療の最高峰とも言える重粒子線治療であるが、残る課題のひとつが治療ビームの体内飛程の可視化である。体内飛程が正確に把握できれば、副作用の低減や治療日数の短縮が期待される。

ヒントは、重粒子線ビームが体内で生成するわずかな陽電子放出核種にある。我々は、これをその場で画像化できる世界初の開放型 PET 「OpenPET」を開発し、現在臨床研究を進めている。また、体内で生成された陽電子放出核種が血流などによって拡散してしまう問題に対しては、逆にその特性を腫瘍診断に活用する研究を進めている (寅松千枝, p. 65)。

PET は、外科治療の課題解決にも役立つだろう。具体的には、手術前に FDG を投与すれば、リンパ節ごとの転移有無を切除前に確認できると考えた。このような術中ガイド PET を目指し、鉗子型ミニ PET 装置の開発にも取り組んでいる (大橋遼太郎, p. 69)。

Toward the ultimate spatial resolution

We have continuously set new world records for PET spatial resolution in mouse brain imaging. In 2020, the SAP-1 system achieved 0.8 mm, followed by 0.55 mm with SAP-2 in 2022, and this year, the newly developed HR-PET finally realized a resolution of 0.45 mm (Han Gyu Kang, p. 57).

Furthermore, to address the need for observing PET tracer uptake at the cellular level, we developed an optical system that directly detects positrons by fabricating microscope slide glass from a scintillator material (Fumihiko Nishikido, p. 61).

PET to guide cancer therapy

Carbon-ion therapy, considered the pinnacle of radiation cancer treatment, still faces an unresolved challenge of visualizing the in-body range of the therapeutic beam. Accurate visualization of the beam range would enable reduced side effects and shorter treatment durations.

The key lies in the small amount of positron emitters generated by the carbon-ion beam inside the patient's body. We developed the world's first open-type PET system, OpenPET, capable of imaging these nuclides *in situ*, and we are currently conducting clinical tests. Regarding the issue of positron emitters generated inside the body washing out through blood flow and other biological mechanisms, we are advancing research to exploit this washout characteristic for tumor diagnosis (Chie Toramatsu, p. 65).

In addition, PET imaging with preoperative administration of FDG could assist in diagnosing lymph nodes intraoperatively before resection. To achieve this, we are developing a forceps-type mini-PET for surgical guidance (Ryotaro Ohashi, p. 69).

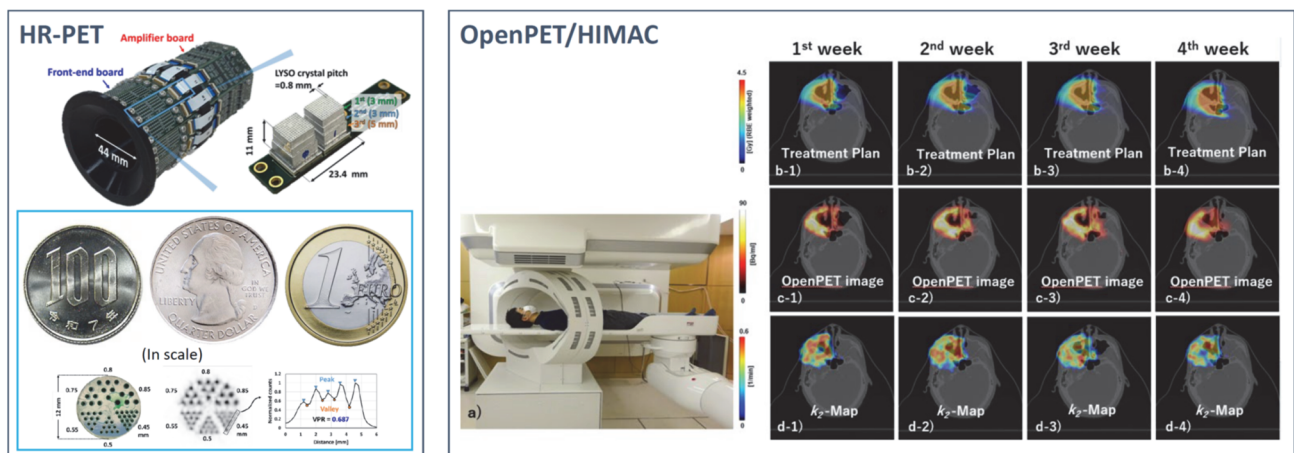


Figure 5 Two other advanced PET research results: the world's best resolution of 0.45 mm, achieved by the developed HR-PET (left), and examples of OpenPET images for range verification obtained during the HIMAC clinical test (right). Among 16 fractions of irradiation delivered over 4 weeks, OpenPET measurements were performed weekly. The observed changes in washout rate (d-1 to d-4), calculated from dynamic OpenPET data (c-1 to c-4), may indicate the progress of tumor treatment.

IEEE NSS-MIC-RTSD2025 Yokohama の成功

IEEE Nuclear Science Symposium (NSS)、Medical Imaging Conference (MIC)、Room Temperature Semiconductor Detectors Symposium (RTSD) 2025 が11月1日から8日までパシフィコ横浜で盛大に開催された。本学会は、原子核科学とその医用イメージング応用を議論する世界的権威の学会であり、イメージング物理研究グループも毎年総力を挙げて発表している。今回は約 50 カ国から約 1,800 名が参加した。

本学会の日本開催は今回が初めてであり、2014 年に誘致活動を開始して以来の長年の夢がかなった。山谷がソウル大学 Jae Sung Lee 先生と共に Chair を務めた MIC では 699 件の演題が集まり、そのうち 135 件が口頭発表に選定された。イメージング物理研究グループからは 12 件が口頭発表に選ばれたので、世界貢献度は $12/135 = \text{約 } 9\%$ となった。

下の写真は、開会式で披露された書道パフォーマンスの作品である。「核」と「医」の融合が、患者を救い健康で豊かな人生の「希望」となるよう、イメージング物理研究グループの活動は歩みを止めない。

Success of IEEE NSS-MIC-RTSD 2025 Yokohama

The IEEE Nuclear Science Symposium (NSS), Medical Imaging Conference (MIC), and Room Temperature Semiconductor Detectors Symposium (RTSD) 2025 was grandly held at Pacifico Yokohama from November 1 to 8. This conference is a globally authoritative forum for discussing nuclear science and its applications in medical imaging, and the Imaging Physics Group always makes a full-scale effort to present at it every year. This time, approximately 1,800 participants from 50 countries attended.

This was the first time the conference was held in Japan, fulfilling a long-standing dream since the start of the bid in 2014. At MIC, co-chaired by Professor Jae Sung Lee of Seoul National University and myself, 699 abstracts were submitted, of which 135 were selected for oral presentation. Twelve of these oral presentations came from the Imaging Physics Group, representing our global contribution of 12/135, or about 9%.

With the fusion of “nuclear (核)” and “medical (医)” - the conference’s key theme - serving as a beacon of “hope (希望)” to save patients and enable healthy, fulfilling lives, the Imaging Physics Group will continue to advance its efforts without pause.



Figure 6 A calligraphy work created live on stage by artists Kouka Awazu and Kosho Awazu during the first Japan-hosted IEEE Nuclear Science Symposium (NSS), Medical Imaging Conference (MIC), and Room Temperature Semiconductor Detectors Symposium (RTSD) 2025. The piece incorporates elements of Yokohama’s scenic beauty, while conveying the conference message of hope through the large Kanji characters for “Kibou” (hope), symbolizing that the fusion of “nuclear” and “medical” - represented by two red Kanji characters, “Kaku” and “I” (pronounced “ee”) - will save lives and promote healthy longevity.

2025 年度 イメージング物理研究グループ まとめ

2025/12/31 時点

メンバー (50 音順, 敬称略)

職員など	
赤松 剛	主幹研究員 (定年制)
新井 教郎	客員研究員
石川 大洋	QST スチューデントリサーチャー
岩男 悠真	研究員
大橋 遼太郎	QST スチューデントリサーチャー
越智 友紀	技術員 (短時間) 12 月採用, (11 月まで事務担当)
小島 藤乃	技術員 (短時間)
掛川 誠	客員研究員
高橋 美和子 (併任)	核医学診断治療研究グループリーダー (定年制)
田久 創大	主任研究員
田島 英朗	上席研究員 (定年制), 7 月昇任
寅松 千枝	主幹研究員
成田 胡桃	QST スチューデントリサーチャー
錦戸 文彦	主任研究員
浜戸 アクラム	主幹研究員, 12 月採用
山谷 泰賀	次長/グループリーダー (定年制)
吉田 英治	主幹研究員 (定年制)
脇坂 秀克	主任技術員
Han Gyu Kang	主任研究員
Md Shahadat Hossain Akram	主任研究員 (短時間), 12 月採用
大野	事務担当 (短時間)
喜多村	事務担当 (短時間)
本田	事務担当 (短時間)

協力研究員	
石橋 真理子	日本医科大学
伊藤 繁記	未来イメージング株式会社
梅田 浩	株式会社アトックス
大西 佑弥	浜松ホトニクス株式会社
小尾 高史	東京科学大学
川村 和也	千葉大学
北川 雅治	株式会社アトックス
熊谷 雅章	株式会社アトックス
黒澤 俊介	東北大学, 9 月まで
島添 健次	東京大学
菅 幹生	千葉大学
高田 英治	富山高等専門学校
田中 愛結	株式会社アトックス
羽石 秀昭	千葉大学
浜戸 アクラム	UC Davis, 11 月まで
牧 和弘	株式会社アトックス
山岸 正和	富山高等専門学校
山下 大地	株式会社アトックス
山田 楓	株式会社アトックス
Md Shahadat Hossain Akram	無所属, 11 月まで

実習生 (受入学生)	
阿部 椋伍	千葉大学(山谷研究室 B4)
古田 瑞貴	千葉大学(山谷研究室 B3), 12 月から
宮原 青波	千葉大学(川村研究室 B4)
宮原 瑞季	千葉大学(菅研究室 B4)

共同研究 (外部資金プロジェクト以外)

	共同研究先 (50 音順, 敬称略)	テーマ (担当学生等)
1	鎌田 圭 (東北大)	共晶体結晶を用いたマイクロペタイメージングの開発
2	川村和也 (千葉大フロンティア)	鉗子型ミニ PET のロボット接合機能および制御技術の開発 (B4 宮原青波, B4 蓮沼優里花)
3	菅 幹生 (千葉大フロンティア)	WGI のシミュレーション設計 (B4 宮原瑞季)
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
5	武田伸一郎 (F-REI)	WGI 用 Si 検出器の開発
6	山谷泰賀・羽石秀昭 (千葉大フロンティア)	鉗子型ミニ PET のイメージング機能の実機実証および高分解能化に向けた検討 (D2 大橋遼太郎) チェレンコフ発光を利用した世界最速 TOF-PET の実現に関する研究 (D1 石川大洋) TOF-DOI 検出器を用いた半球型頭部 PET 装置の開発 (D1 成田胡桃) 深層学習を用いた PET の性能向上に関する研究 (D1 大西佑弥, 10 月入学) SPECT 核種を対象とした頭部用 Whole Gamma Imaging 装置設計における散乱検出器 シンチレータ厚の最適化 (B4 阿部椋伍) TOF-DOI PET 検出器を用いた全身用 PET 装置のイメージングシミュレーション (B3 古田瑞貴)
7	渡部浩司・船木善仁・大西裕季 (東北大学 RARIS)	I-124 を用いた量子 PET イメージング研究 (短寿命 RI プラットフォーム採択課題, 代表: 田久創大)
8	Carlo Ettore Fiorini (Polomi)	Production and applications of particle beams
9	Katia Parodi, Peter Thirolf (LMU)	In-beam PET シミュレーション・実験, SIRMIO プロジェクト
10	Mitra Safavi-Naeini (ANSTO)	Prompt gamma detection and neutron capture discrimination in NCEPT

	共同研究契約 (50 音順, 敬称略)	研究費受	テーマ 期間
1	株式会社アトックス	あり	頭部専用 PET 装置の性能向上に関する研究 (2023/4/1-2026/3/31)
2	(株)アトックス, 浜松ホトニクス(株)	なし	深層学習手法の Vrain への応用に関する研究 (2023/4/1-2026/3/31)
3	株式会社オキサイド	なし	PET 用検出器向けシンチレータブロックに関する研究 (2023/3/30-2026/3/31)
4	株式会社浜松ファーマリサーチ 浜松ホトニクス株式会社 一般財団法人浜松光医学財団	一部 あり	DOI 型 PET 装置の非臨床 PET 試験受託事業における有効性検証に関する研究 (2025/12/1-2027/3/31)
5	浜松ホトニクス株式会社	なし	次世代 PET 検出器に関する基礎的研究 (2016/8/1-2027/3/31)
6	未来イメージング株式会社	あり	シンチレーション放射線検出器の核医学および環境計測への応用 (2021/2/1-2026/3/31)
7	未来イメージング株式会社	あり	「がん外科治療中の切除前リンパ節診断を可能にする鉗子型ミニ PET の開発」における装置の改良 (2025/6/9-2026/2/27)

イメージング物理研究グループ 2025(R7)年度 研究費

2025/12/31 時点

運営費交付金(原則、人件費除く) [千円]

	予算名	概要	金額		グループ外の 主な協力者
			内、人件費		
1	人件費戻し分	HIA02	17,215	0	—
2	外部資金間接経費戻し分	間接経費一部戻し→HIA02	2,546	0	—
3	イメージング物理(HIA02) 代表: 山谷泰賀	グループ運営費	1,259	0	—
4	R7 理事長ファンド奨励研究 代表: 赤松剛	中エネルギーガンマ線(300-500 keV)3 次元イメージング技術の創出 (内部競争的資金 2025)	1,000	0	—
5	R7 理事長ファンド奨励研究 代表: 岩男悠真	超低計算コストな頭部 PET 体動補正法の開発 (内部競争的資金 2025)	1,000	0	—
合計			23,020	0	

外部資金 [千円]

	事業	課題名	直接経費			間接経費	グループ内メンバー (代表者下線)	グループ外の共同研究 者(代表者下線)
			内人件費	内、他機関分				
1	中谷財団 長期大型研究助成 2022-2026	未来 PET 創造研究ユニット 利用可能なすべての放射線を画像 診断に役立てる「全ガンマ線イメージ ング」への変革	54,545	9,000	20,909	5,455	山谷泰賀, 高橋美和子, 他 (全イメージング物理 研究グループメンバー)	黒澤俊介(東北大/東京 大), 羽石秀昭, 菅幹生, 川村和也(千葉大), 今井 陽一(獨協医大), 他
2	AMED 医療機器等におけ る先進的研究開発・開発 体制強化事業 25he2302010h0103	認知症・がんの早期診断を実現する 世界最高分解能頭部 PET の開発 (2023-2027)	50,886	0	0	15,266	山谷泰賀, 高橋美和子, 吉田 英治, 田島英朗, 赤松剛, 黄 松千枝, 錦戸文彦, 脇坂秀克, Han Gyu Kang, 田久創大, 岩 男悠真, 小島藤乃, 成田胡桃	補助事業代表者: 山下大地(ア トックス) 研究開発分担者: 成田善孝, 柳 澤俊介(国がん中央), 石井賢二 (東京都健康長寿医療センター)
3	AMED ムーンショット型 研究開発事業 24zf0127012h0001 (研究参加)	グリア病態からセノインフラメーシ ョンへ発展する概念に基づく認知症発 症機序の早期検出と制御 (2024- 2029)	20,000	0	0	0	山谷泰賀, 高橋美和子, 吉田英治, 田島英朗, 赤松剛, Han Gyu Kang	研究開発代表者: 樋口 真人(QST), 他 研究開 発分担者・研究参加者 238 名
4	共同研究 2025 未来イメージング株式会 社	「がん外科治療中の切除前リンパ節 診断を可能にする鉗子型ミニ PET の開発」における装置の改良	10,476	0	0	524	田久創大, 大橋遼太郎	—
5	科学研究費 2025-2027 基盤研究(B) 25K03500	陽電子の寿命で診断する量子 PET の実証研究	7,500	0	0	2,250	田久創大, 高橋美和子	松本謙一郎(QST)
6	共同研究 2025-2026 株式会社浜松ファーマリ サーチ	DOI 型 PET 装置の非臨床 PET 試 験受託事業における有効性検証に 関する研究	4,545	0	0	455	山谷泰賀, Han Gyu Kang, 田 島英朗, 赤松剛, 黄松千枝, 岩男悠真, 脇坂秀克	—
7	中谷財団 2025 年度研究 助成(奨励研究助成金)	低酸素がんの可視化に向けた量子 PET 計測技術の開発 (2025-2026)	4,000	0	0	0	田久創大	—
8	科学研究費 2023-2028 国際共同研究加速基金 (海外連携研究) 23KK0206	がん病態と放射線治療効果の同時 リアルタイムイメージングに向けた日 独共同研究	3,100	0	0	930	黄松千枝, 山谷泰賀, 田久創大, Han Gyu Kang	Katia Parodi (LMU)
9	科学研究費 2025-2026 若手研究 25K21601	PET/二光子顕微鏡ハイブリッドシ ステムの開発	3,000	0	0	900	Han Gyu Kang	—
10	科学研究費 2023-2025 基盤研究(B) 23K28463	多核種同時高分解能イメージングが可 能な全ガンマイメージング装置開発	2,000	0	300	600	田島英朗, 田久創大, Han Gyu Kang	石橋真理子(日本医大)
11	共同研究 2023-2025 株式会社アトックス	頭部専用 PET 装置の性能向上に関 する研究	1,800	0	0	180	山谷泰賀, 吉田英治, 田 島英朗, 錦戸文彦, 赤松 剛, 岩男悠真, 田久創大, Han Gyu Kang, 脇坂秀克, 小島藤乃, 高橋美和子	—
12	科学研究費 2024-2026 基盤研究(C) 24K10826	開放型 PET と次世代粒子線治療の 融合: 新たな低酸素マーカーとして の washout 情報の活用	1,500	0	0	450	黄松千枝	—
13	科学研究費 2025-2027 基盤研究(C) 25K15947	高時間分解能かつ高速演算が可能 な革新的高精度頭部 PET 体動補正 システムの開発	1,500	0	0	450	岩男悠真	—
14	科学研究費 2025-2027 基盤研究(C) 25K10901	中エネルギーガンマ線 (300- 500keV) に対する 3 次元イメー ジング技術の創出	1,300	0	0	390	赤松剛	—
15	科学研究費 2023-2025 基盤研究(C) 23K11913	100 ピコ秒台の TOF 時間分解能を 有する 3 次元 PET 検出器の開発	500	0	0	150	吉田英治	—
16	第 31 回 コニカミノルタ 画像科学奨励賞	核医学治療薬 3 次元イメージングへ の挑戦	500	0	0	0	赤松剛	—
17	科学研究費 2023-2025 基 盤 研 究 (B) 分 担 23K28462	粒子線がん治療中にリアルタイムで CT 撮像を行う新手法	200	0	0	60	Han Gyu Kang	山口充孝(QST), 山本誠一 (早稲田大), 大野達也(群馬 大), 酒井真理(九州大), 渡 部浩司(東北大)
18	東北大学金属材料研究 所共同利用研究費 202412-RDKGE-0007	新規シンチレータによる次世代核医 学コンセプト WGI の実用化 (2024- 2025)	189	0	0	0	山谷泰賀, 他	吉川彰(東北大)
19	2025 年度分子科学研究 所 UVSOR 施設利用 25IMS6601	UVSOR ガンマ線ビームを利用した 陽電子寿命イメージング分析技術に 関する研究	179	0	0	0	田久創大, 錦戸文彦, 田島英朗, 山谷泰賀, 高橋美和子	平義隆(分子科学研究 所), 平出哲也(日本原子 力研究開発機構), 松本 謙一郎(QST)
20	科学研究費 2025-2027 基盤研究(C)分担保 25K15955	拡散モデルを用いた経時的画像情 報と臨床情報の統合による革新的 経過予測モデルの構築	100	0	0	0	岩男悠真	川田奈緒子, 羽石秀昭, 鈴木拓児, 岡本尚之(千 葉大)
21	2025 年度分子科学研究 所 UVSOR 施設利用 25IMS6802	UVSOR ガンマ線ビームを利用した 陽電子寿命イメージング分析技術の 初期実証	89	0	0	0	田久創大, 錦戸文彦, 田島英朗, 山谷泰賀, 高橋美和子, Han Gyu Kang, 小島藤乃	平義隆(分子科学研究 所), 平出哲也(日本原子 力研究開発機構), 松本 謙一郎(QST)
合計			167,909	9,000	21,209	28,060		

Imaging Physics Group FY2025

As of Dec. 31st, 2025

Members (alphabetical)

Staff, etc.	
Go Akamatsu	Principal Researcher (tenure)
Norio Arai	Visiting Researcher
Akram Hamato	Principal Researcher, from Dec.
Taiyo Ishikawa	QST Student Researcher
Yuma Iwao	Researcher
Makoto Kakegawa	Visiting Researcher
Han Gyu Kang	Senior Researcher
Md Shahadat Hossain Akram	Senior Researcher (part time), from Dec.
Kurumi Narita	QST Student Researcher
Fumihiko Nishikido	Senior Researcher
Fujino Obata	Technical Staff (part time)
Yuki Ochi	Technical Staff (part time) from Dec., Secretary until Nov.
Ryotaro Ohashi	QST Student Researcher
Miwako Takahashi (concurrent position)	Diagnostic and Therapeutic Nuclear Medicine Group Leader (tenure)
Sodai Takyu	Senior Researcher
Hideaki Tashima	Senior Principal Researcher (tenure), promoted in Jul.
Chie Toramatsu	Principal Researcher
Hidekatsu Wakizaka	Senior Technical Staff
Taiga Yamaya	Deputy Director /Group Leader (tenure)
Eiji Yoshida	Principal Researcher (tenure)
M. Honda	Secretary (part time)
R. Kitamura	Secretary (part time)
M. Ohno	Secretary (part time)

Visiting Collaborative Researcher	
Akram Hamato	UC Davis, until Nov.
Hideaki Haneishi	Chiba University
Mariko Ishibashi	Nippon Medical School
Shigeki Ito	Mirai-imaging Corp.
Kazuya Kawamura	Chiba University
Masaharu Kitagawa	ATOX Co., Ltd.
Masaaki Kumagai	ATOX Co., Ltd.
Shunsuke Kurosawa	Tohoku U., until Sep.
Yuya Onishi	Hamamatsu Photonics K.K.
Kazuhiro Maki	ATOX Co., Ltd.
Md Shahadat Hossain Akram	Unaffiliated, until Nov.
Takashi Obi	Institute of Science Tokyo
Kenji Shimazoe	University of Tokyo
Mikio Suga	Chiba University
Eiji Takada	NIT, Toyama College
Ayu Tanaka	ATOX Co., Ltd.
Hiroshi Umeda	ATOX Co., Ltd.
Kaede Yamada	ATOX Co., Ltd.
Masakazu Yamagishi	NIT, Toyama College
Taichi Yamashita	ATOX Co., Ltd.

Trainee / Internship	
Ryogo Abe	Chiba U. (Yamaya-lab. B4)
Mizuki Furuta	Chiba U. (Yamaya-lab. B3), from Dec.
Aoba Miyahara	Chiba U. (Kawamura-lab. B4)
Mizuki Miyahara	Chiba U. (Suga-lab. B4)

Major collaborators (except for funded projects)

	Collaborators (alphabetical)	Themes (Students, etc.)
1	Carlo Ettore Fiorini (Polomi)	Production and applications of particle beams
2	Kei Kamada (Tohoku U.)	Development of micro beta imaging using eutectic crystals
3	Kazuya Kawamura (CFME, Chiba U.)	Development of robotic joining functionality and control technology for forceps-type mini PET (B4 Aoba Miyahara, B4 Yurika Hasunuma)
4	Katia Parodi, Peter Thirof (LMU)	In-beam PET simulation / experiment, SIRMIO project
5	Mitra Safavi-Naeini (ANSTO)	Prompt gamma detection and neutron capture discrimination in NCEPT
6	Mikio Suga (CFME, Chiba U.)	Simulation design of WGI (B4 Mizuki Miyahara)
7	Eiji Takada (NIT, Toyama College)	Medical application of organic semiconductor detectors
8	Shin'ichiro Takeda (F-REI)	Development of a Si detector for WGI
9	Hiroshi Watabe, Yoshihito Funaki, Yuki Ohnishi (RARIS, Tohoku U.)	Quantum PET study using I-124 (Supply platform of short-lived radioisotopes, PI: Sodai Takyu)
10	Taiga Yamaya, Hideaki Haneishi (CFME, Chiba U.)	Demonstration and resolution enhancement of forceps-type mini PET imaging (D2 Ryotaro Ohashi) Research on realizing the world's fastest TOF-PET using Cherenkov radiation (D1 Taiyo Ishikawa) Development of a hemispherical brain PET with TOF-DOI detectors (D1 Kurumi Narita) Study on performance improvement of PET using deep learning (D1 Yuya Onishi, enrolled in October) Brain Whole Gamma Imaging device design: optimizing scatter detector scintillator thickness for SPECT isotopes (B4 Ryogo Abe) Imaging simulation of a whole-body PET system using TOF-DOI PET detectors (B3 Mizuki Furuta)

	Research contracts (alphabetical)	Funded	Themes (period Y/M/D)
1	ATOX Co., Ltd.	Yes	Performance improvement of the helmet PET (2023/4/1–2026/3/31)
2	ATOX Co., Ltd., Hamamatsu Photonics K.K.	No	Application of deep learning methods to VRain (2023/4/1-2026/3/31)
3	OXIDE Corporation	No	Research on scintillator blocks for PET detectors (2023/3/30-2026/3/31)
4	Hamamatsu Pharma Research Co., Ltd. Hamamatsu Photonics K.K. Hamamatsu Medical Photonics Foundation	Yes (Partial)	Study on the effectiveness verification of a DOI-PET system in non-clinical PET imaging services (2025/12/1–2027/3/31)
5	Hamamatsu Photonics K.K.	No	Basic research on the next generation PET detectors (2016/8/1–2027/3/31)
6	Mirai-Imaging Corporation	Yes	Scintillation detectors for nuclear medicine and environment (2021/2/1-2026/3/31)
7	Mirai-Imaging Corporation	Yes	Improvements in equipment in "Development of forceps-type mini-PET enabling pre-resection lymph node diagnosis during surgery" (2025/6/9-2026/2/27)

FY2025 Imaging Physics Group Grants

As of Dec. 31st, 2025

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

	Budget	Note	Amount		Main collaborators outside the group (PI underlined)
				Labor	
1	Returned Personnel Costs	HIA02	17,215	0	—
2	Returned indirect expense	A part of indirect → HIA02	2,546	0	—
3	Imaging physics (HIA02) PI: <u>Taiga Yamaya</u>	For group operation	1,259	0	—
4	QST President's Fund 2025 PI: <u>Go Akamatsu</u>	Development of 3D imaging technology for medium-energy gamma rays (300–500 keV)	1,000	0	—
5	QST President's Fund 2025 PI: <u>Yuma Iwao</u>	Development of an ultra-low computational cost motion correction method for brain PET imaging	1,000	0	—
Sum			23,020	0	

Competitive grants [x1,000 yen]

	Project	Theme	Direct expense			Indirect expense	Members in the group (PI underlined)	Collaborators outside the group (PI underlined)
				Labor	Distributed			
1	Nakatani Foundation Long-term Large-scale Research Grant 2022-2026	Future PET Development Unit - Transformation to "Whole Gamma Imaging" that makes use of all available radiations for diagnostic imaging	54,545	9,000	20,909	5,455	<u>T Yamaya</u> , M Takahashi, et al. (all Imaging Physics Group members)	S Kurosawa (Tohoku U./U. Tokyo), H Haneishi, M Suga, K Kawamura (Chiba U.), Y Imai (Dokkyo Med. U.), et al.
2	AMED Advanced R&D and development system strengthening project for medical devices 25he2302010h0103	Development of world's highest resolution brain PET to realize early diagnosis for dementia and cancer (2023-2027)	50,886	0	0	15,266	<u>T Yamaya</u> , M Takahashi, E Yoshida, H Tashima, G Akamatsu, C Toramatsu, F Nishikido, H Wakizaka, H G Kang, S Takyu, Y. Iwao, F Obata, K Narita	Project Leader: <u>T Yamashita</u> (ATOX), Co-investigator: Y Narita, S Yanagisawa (National Cancer Center Hospital), K Ishii (Tokyo Metropolitan Geriatric Hospital and Institute of Gerontology)
3	AMED Moonshot Research and Development Program 24zf0127012h0001 (Research participation)	Early detection and modulation of the dementia pathogenesis based on the concept evolving from glial pathology to senoinflammation (2024-2029)	20,000	0	0	0	<u>T Yamaya</u> , M Takahashi, E Yoshida, H Tashima, G Akamatsu, H G Kang	Project Leader: <u>M Higuchi</u> (QST), 238 Co-investigator and Research Participants
4	Collaborative research 2025 Mirai-imaging Corporation	Improvements in equipment in "Development of forceps-type mini-PET enabling pre-resection lymph node diagnosis during surgery"	10,476	0	0	524	<u>S Takyu</u> , R Ohashi	—
5	KAKENHI 2025-2027 Grant-in-Aid for Scientific Research (B) 25K03500	Proof-of-concept study of Quantum PET for diagnosis based on positron lifetime	7,500	0	0	2,250	<u>S Takyu</u> , M Takahashi	K Matsumoto (QST)
6	Collaborative research 2025-2026 Hamamatsu Pharma Research, Inc	Study on the effectiveness verification of a DOI-PET system in non-clinical PET imaging services	4,545	0	0	455	<u>T Yamaya</u> , H G Kang, H Tashima, G Akamatsu, C Toramatsu, Y Iwao, H Wakizaka	—
7	Nakatani Foundation FY2025 Research Grant (Grant for Encouraged Research)	Development of Quantum PET measurement technology for visualizing hypoxic tumors (2025-2026)	4,000	0	0	0	<u>S Takyu</u>	—
8	KAKENHI 2023-2028 Fund for the Promotion of Joint International Research (Fostering Joint International Research) 23KK0206	Japan-Germany collaborative research toward simultaneous real-time imaging of cancer pathology and radiotherapy effects	3,100	0	0	930	<u>C Toramatsu</u> , T Yamaya, S Takyu, H G Kang	Katia Parodi (LMU)
9	KAKENHI 2025-2026 Grant-in-Aid for Early-Career Scientists 25K21601	Development of a PET/Two-Photon Microscopy hybrid system	3,000	0	0	900	<u>H G Kang</u>	—
10	KAKENHI 2023-2025 Grant-in-Aid for Scientific Research (B) 23K28463	Development of Whole Gamma Imaging system capable of simultaneous high-resolution imaging of multiple nuclides	2,000	0	300	600	<u>H Tashima</u> , S Takyu, H G Kang	M Ishibashi (Nippon Med. School)
11	Collaborative research 2023-2025 ATOX Co., Ltd.	Performance improvement of the helmet PET	1,800	0	0	180	<u>T Yamaya</u> , E Yoshida, H Tashima, F Nishikido, G Akamatsu, Y Iwao, S Takyu, H G Kang, H Wakizaka, F Obata, M Takahashi	—
12	KAKENHI 2024-2026 Grant-in-Aid for Scientific Research (C) 24K10826	Combined OpenPET and next-generation particle therapy: Utilization of washout information as a new hypoxia marker	1,500	0	0	450	<u>C Toramatsu</u>	—
13	KAKENHI 2025-2027 Grant-in-Aid for Scientific Research (C) 25K15947	Development of an innovative high-precision brain PET motion correction system with high temporal resolution and fast computation	1,500	0	0	450	<u>Y Iwao</u>	—
14	KAKENHI 2025-2027 Grant-in-Aid for Scientific Research (C) 25K10901	Development of 3D imaging technology for medium-energy gamma rays (300–500 keV)	1,300	0	0	390	<u>G Akamatsu</u>	—
15	KAKENHI 2023-2025 Grant-in-Aid for Scientific Research (C) 23K11913	Development of 3D PET detector with TOF time resolution on the order of 100 ps	500	0	0	150	<u>E Yoshida</u>	—
16	31st Konica Minolta Imaging Science Encouragement Award	Challenge for 3D imaging of radiopharmaceuticals in nuclear medicine	500	0	0	0	<u>G Akamatsu</u>	—
17	KAKENHI 2023-2025 Grant-in-Aid for Scientific Research (B) 23K28462 (Co-investigator)	New method for real-time CT imaging during particle beam cancer therapy	200	0	0	60	H G Kang	<u>M Yamauchi</u> (QST), S Yamamoto (Waseda U.), T Ono (Gunma U.), M Sakai (Kyushu U.), H Watabe (Tohoku U.)
18	Collaborative Research Program at IMR Tohoku U. 202412-RDKGE-0007	Practical application of next-generation nuclear medicine concept WGI using a new scintillator (2024-2025)	189	0	0	0	<u>T Yamaya</u> , et al.	A Yoshikawa (Tohoku U.)
19	UVSOR Facility Use at Institute for Molecular Science FY2025 25IMS6601	Study on positron lifetime imaging technique using gamma ray beam at UVSOR	179	0	0	0	<u>S Takyu</u> , F Nishikido, H Tashima, T Yamaya, M Takahashi	T Yoshitaka (IMS), T Hirade (JAEA), K Matsumoto (QST)
20	KAKENHI 2025-2027 Grant-in-Aid for Scientific Research (C) 25K15955 (Co-investigator)	Construction of an innovative prognostic model by integrating longitudinal imaging data and clinical information using diffusion models	100	0	0	0	Y Iwao	<u>N Kawata</u> , H Haneishi, T Suzuki, T Okamoto (Chiba U.)
21	UVSOR Facility Use at Institute for Molecular Science FY2025 25IMS6802	Initial demonstration of positron lifetime imaging analysis technology using the UVSOR gamma-ray beam	89	0	0	0	<u>S Takyu</u> , F Nishikido, H Tashima, T Yamaya, M Takahashi, H G Kang, F Obata	T Yoshitaka (IMS), T Hirade (JAEA), K Matsumoto (QST)
Sum			167,909	9,000	21,209	28,060		

Data of Imaging Physics Group (FY2009–FY2025)

Fiscal year	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015	2016	2017	2018	2019
1. Research budget [x1,000 yen]	48,913	61,869	144,380	108,649	134,001	121,711	117,564	76,145	71,129	102,369	96,207
└ Internal budget (excluding labor)	17,666	8,092	102,350	92,730	86,482	55,299	36,973	16,658	20,601	36,139	26,177
└ Internal competitive grant	17,445	16,812	1,170	0	0	0	3,000	6,000	7,000	20,000	20,050
└ Competitive grant	13,802	36,965	40,860	15,919	47,519	66,412	77,591	53,487	43,528	45,530	49,980
└ for internal use (excluding labor*)			28,460	14,919	35,269	33,234	42,935	50,287	40,628	43,630	49,480
└ for distribution			12,400	1,000	12,250	33,178	34,656	3,200	2,900	1,900	500
└ Own income										700	
* from 2021											
2. Researchers	4	6	6	6	6	7.4	8.7	8.0	9.3	11.0	11.0
└ Permanent	1	1	1	1	1	1	2	2	2	3	3
└ Non-permanent (4-day or more /week)	3	4	3	3	3	3.5	2.7	3.0	4.5	6.0	6.0
└ Postdocs (+JSPS fellows)	0	1	2	2	2	2.9	4	3	2.8	2.0	2.0
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	59	78
per researcher	10.3	9.3	9.0	10.5	12.0	6.5	6.7	6.4	5.4	5.4	7.1
expense [x1,000 yen]/presentation	1,193	1,105	2,674	1,725	1,861	2,536	2,027	1,493	1,423	1,735	1,233
Peer-reviewed articles	9	9	5	7	11	14	4	7	11	7	14
per researcher	2.3	1.5	0.8	1.2	1.8	1.9	0.5	0.9	1.2	0.6	1.3
expense [x1,000 yen]/article	5,435	6,874	28,876	15,521	12,182	8,694	29,391	10,878	6,466	14,624	6,872
Patents	7	13	5	13	14	5	14	8	8	5	5
└ Applications	4	11	3	6	1	2	0	1	2	0	3
└ Registered	3	2	2	7	13	3	14	7	6	5	2
per researcher	1.8	2.2	0.8	2.2	2.3	0.7	1.6	1.0	0.9	0.5	0.5
expense [x1,000 yen]/patent	6,988	4,759	28,876	8,358	9,572	24,342	8,397	9,518	8,891	20,474	19,241
Evaluation and outreach activities											
└ Awards	2	3	5	4	6	2	3	11	8	7	7
└ Invited talks	4	14	2	1	2	7	4	7	11	16	31
└ Book chapters, review articles	6	3	2	11	6	5	7	8	5	7	7
└ Public relations activities	4	5	19	30	6	11	11	14	6	4	7
└ Lectures	9	2	20	20	10	13	12	8	13	17	9
Fiscal year	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015	2016	2017	2018	2019
Group members (only research-related, alphabetical)											
Staff											
阿部貴之 Takayuki Abe	—	—	Res. (2011/9–2012/1)	—	—	—	—	—	—	—	—
Abdella M. Ahmed	—	—	—	—	—	Postdoc (2014/5–2017/4)	—	—	—	—	—
赤松 剛 Go Akamatsu	—	—	—	—	—	—	—	—	Postdoc (July–)	—	—
浜戸アクラム Akram (Mohammadi) Hamato	—	—	—	—	—	Postdoc (2015/7)	Researcher (2015/8–)	—	—	Senior Res.	—
平野祥之 Yoshiyuki Hirano	—	—	Postdoc (2011/7–2014/10)	—	—	—	—	—	—	—	—
Md Shahadat Hossain Akram	—	—	—	—	—	Postdoc	—	—	—	Senior Res.	—
稲玉直子 Naoko Inadama	Researcher	—	Senior Researcher	—	—	→(part-time)	Principal Researcher	—	—	—	—
岩男悠真 Yuma Iwao	—	—	—	—	—	Postdoc	—	—	—	Researcher (2018/4–2023/3)	—
Jiang Jianyong	—	—	—	—	—	Postdoc (2015/10–2016/3)	—	—	—	—	—
Han Gyu Kang	—	—	—	—	—	—	—	—	—	Researcher	—
中島靖紀 Yasunori Nakajima	—	—	—	—	Researcher (part-time)	—	—	—	—	—	—
錦戸文彦 Fumihiko Nishikido	Researcher	—	—	—	—	—	—	—	—	Senior Res. (July–)	—
新田宗孝 Munetaka Nitta	—	—	—	—	—	—	—	—	Res. (2017/10–2018/10)	—	—
小島藤乃 Fujino Obata	—	—	Assistant (part-time)	—	—	—	Technical Staff (part-time)	—	—	—	—
越智友紀 Yuki Ochi	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
高橋美和子 Miwako Takahashi	—	—	—	—	—	—	—	—	—	Principal Res.	—
田久創大 Sodai Takyu	—	—	—	—	—	—	—	—	Researcher (2016/11–)	Postdoc	—
田島英朗 Hideaki Tashima	—	Postdoc	—	JSPS Fellow (2014/9)	→Researcher (2014/10–)	—	—	—	Senior Res. (July–)	→tenure	—
寅松千枝 Chie Toramatsu	—	—	—	—	—	—	—	—	Senior Res. (part-time) 2016/10–2021/4	—	—
脇坂秀克 Hidekatsu Wakizaka	Technical Assistant	—	—	—	—	—	—	—	Technical Staff	Senior Technical Staff (2018/)	—
山谷泰貴 Taiga Yamaya	Team Leader (tenure)	—	—	—	—	—	—	—	—	—	Group Leader
吉田英治 Eiji Yoshida	Researcher	—	Senior Researcher	—	—	→tenure	—	—	Principal Res.	—	—
客員研究員 Visiting Researcher											
新井教郎 Norio Arai	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
掛川 誠 Makoto Kakegawa	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
Students (pre-doctoral fellows)											
蛭海元貴 Genki Hirumi	—	—	—	—	—	—	—	—	QRA (2016/11–2018/1)	—	—
細谷 宣佳 Nobuyoshi Hosotani	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
石川大洋 Taiyo Ishikawa	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
菊地智也 Tomoya Kikuchi	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
木内尚子 Shoko Kinouchi	—	Junior Research Associate	—	—	—	—	—	—	—	—	—
清川実穂 Miho Kiyokawa	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
成田胡桃 Kurumi Narita	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
仁科 匠 Takumi Nishina	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
新田宗孝 Munetaka Nitta	—	—	—	Junior Research Associate	—	—	—	—	—	—	—
大橋遼太郎 Ryotaro Ohashi	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
大東尚真 Shoma Ohigashi	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	QRA (2019/4–)
奥村勇介 Yusuke Okumura	—	—	—	—	—	—	—	—	QRA(2018/6–19/2)	—	—
品地哲也 Tetsuya Shinaji	—	—	—	Junior Research Associate	Res. (part-time)	—	—	—	—	—	—
鈴木海斗 Kaito Suzuki	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	QRA (2019/7–)
矢崎祐次郎 Yujiro Yazaki	Junior Research Associate	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—

as of Dec. 31, 2025 as of Dec. 31, 2025

2020	2021	2022	2023	2024	2025
------	------	------	------	------	------

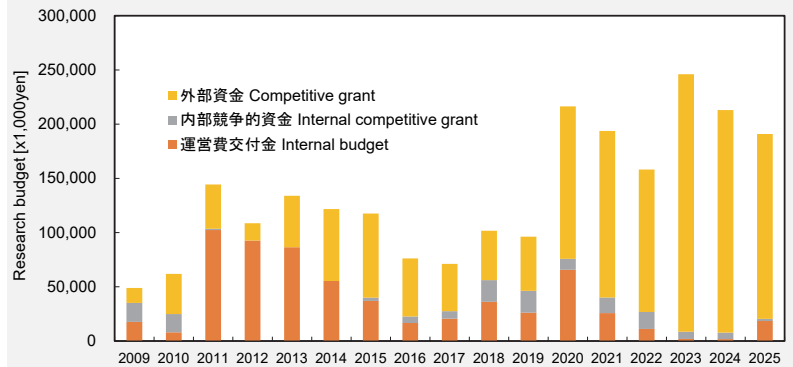
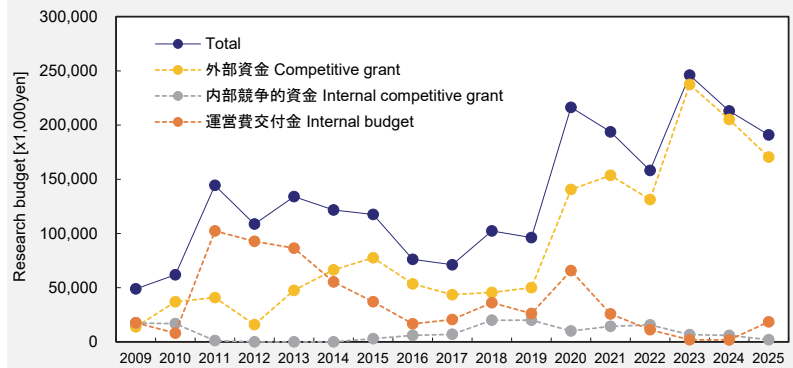
—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
Res. (July-)				Senior Res.				Principal Res.	
—	—	—	—					Principal Res.(12-)	
—	—	—	—						(12-)
				Res. (Oct-)					
—	—	—	—						
				Senior Res. (July-)					
—	—	—	—						
—	—	—	—						
—	—	—	—						
				SPR	GL tenure (Sep-) *cp				Test Staff(12-)
	Researcher							Senior Res. (Oct-)	
	Principal Res. (July-)								SPR (July-)
	—		Senior Res.	Principal Res. (Oct-)					
7-)									
				SPR (July-) Deputy Director					

[illegible]

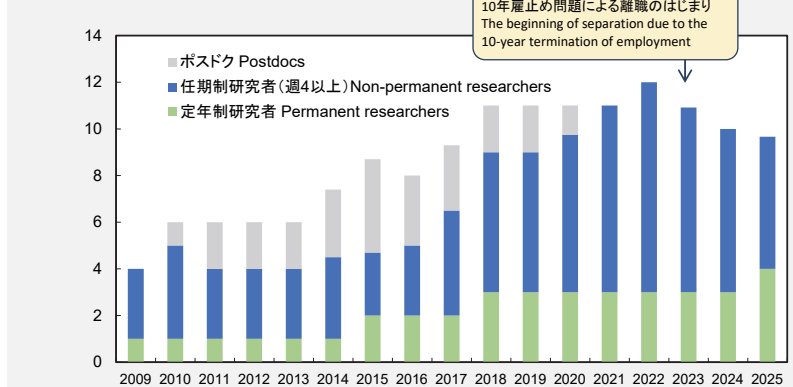
QRA = QST Research Assistant *cp = concurrent position
RA = Research Assistant
Res. = Researcher
SPR = Senior Principal Researcher
GL = Group Leader
QSR = QST Student Researcher

イメージング物理研究グループの研究費の推移 (QST人件費除く)

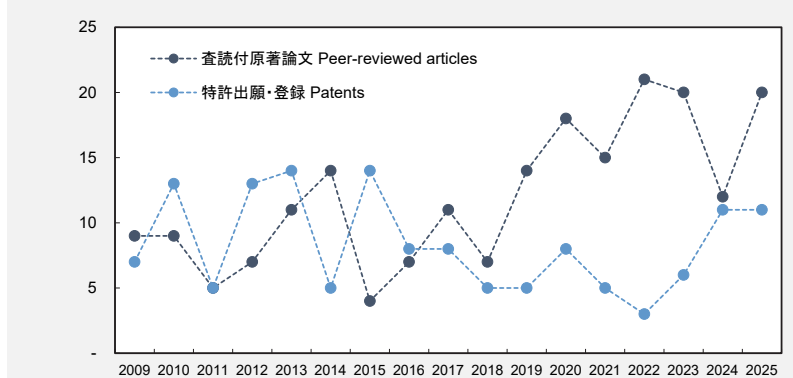
Research budget of Imaging Physics Group (excl. QST labor)



研究員数の推移 Number of researchers



主な業績数 Number of major achievements



高精度脳 PET によるアミロイド/FDG-PET 臨床研究

Amyloid/FDG-PET using high resolution brain PET

高橋 美和子 グループリーダー（核医学診断治療研究グループ）

Miwako Takahashi, Group Leader (Diagnostic and Therapeutic Nuclear Medicine Group)



はじめに

QST イメージング物理研究グループによって開発された脳 PET（ヘルメット PET）は高分解能・高画質を達成し[1]、VRAIN として製品化に至った。2022 年には、 ^{18}F -fluorodeoxyglucose (FDG)を用いた健常ボランティアの脳 PET 臨床研究により、実際の臨床像でその性能を示した[2]。同時に開発された体動補正法と位置合わせ法を応用すると、前脳基底部の局所的な FDG 集積が同定され、マイネルト基底核といった神経細胞集団も描出され、組織学的にしか知り得なかった脳深部の神経核も同定可能となった（Figure 1）。これらの神経細胞集団は、従来装置では描出が困難であった。

2023 年からは患者さんの協力を得て、アミロイド PET および FDG-PET の臨床研究を実施しており、本稿では今年新たに得られた知見を報告する。

Introduction

The brain PET system (helmet PET) developed by the QST Imaging Physics Research Group was commercialized as VRAIN and it has achieved high spatial resolution and image quality [1]. In 2022, brain ^{18}F -fluorodeoxyglucose (FDG)-PET imaging in healthy volunteers was done to demonstrate the VRAIN performance under clinical conditions, as described first in [2]. With the application of concurrently developed motion correction and image registration methods, localized FDG uptake in the basal forebrain was identified, enabling visualization of neuronal cell groups such as the nucleus basalis of Meynert, which have been difficult to delineate with conventional systems. This advancement further allowed the identification of deep brain nuclei that had previously been recognizable only through histological studies (Figure 1).

Since 2023, clinical studies using amyloid PET and FDG-PET have been conducted in patients, and newly obtained findings are reported herein.

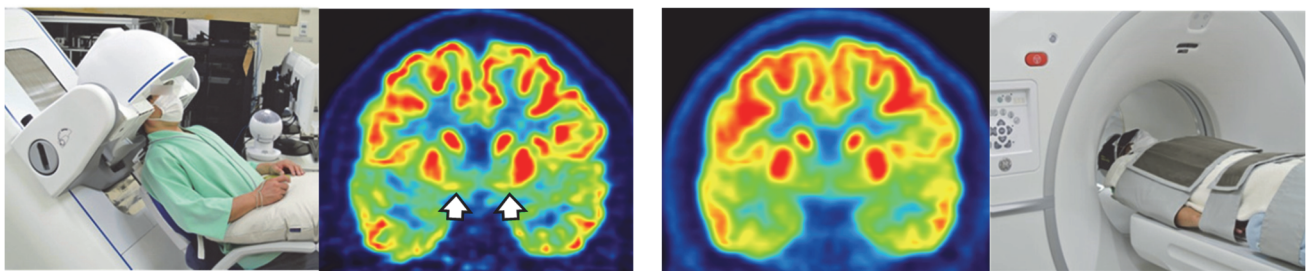


Figure 1 Representative coronal view images including the basal forebrain region (arrows) obtained from VRAIN (left) and that from the conventional PET scanner (right). The basal forebrain region is mainly composed of the nucleus basalis of Meynert which can be identified in the image from VRAIN.

方法

本臨床研究の参加者は、主観的に認知機能の低下を訴え、質問形式のスクリーニング法である Mini-Mental State Examination (MMSE) で 24 点以上を記録した患者とした。研究第 1 日目に、スクリーニング目的に MRI を実施し、続いて FDG-PET を行った。FDG-PET では 5 分以上の仰臥位安静状態で、

Study participants and methods

Participants in this study were patients who subjectively complained of cognitive decline and scored 24 or higher on the Mini-Mental State Examination (MMSE), a questionnaire-based cognitive screening tool. On Day 1 of the study, MRI was performed for screening purposes. Subsequently, after at least 5 minutes of resting in the supine position, ^{18}F -fluorodeoxyglucose (FDG) at a dose of 4.0 MBq/kg was

FDG 4.0 MBq/kg を投与し、そのまま安静状態を維持し、30 分後から 25 分間 VRAIN で撮像した。2 日目は、VRAIN と従来型 PET 装置 (GE Discovery MI-5ring) の両方を用いてアミロイド PET 撮像を実施した。アミロイド PET は ^{18}F -florbetapir 370 MBq を投与し、投与 30 分後から 10 分間の撮像、続いて 10 分後に (すなわち投与 50 分から) 20 分間の撮像を行った。PET 装置の順は交互になるようにした。

アミロイド PET 画像は、ガイドラインに従い、陽性または陰性の判定を行った。そして、開発した体動補正法および位置合わせ法の適応後に、汎用 VOI テンプレート AAL atlas (PMOD Technologies LLC, Zurich, Switzerland) を用いて、小脳 VOI 値比の SUVR 値を算出して画像化した。FDG-PET 画像の解析も同様に行った。

結果

アミロイド PET では大脳白質の非特異的集積による白質の描出を、FDG-PET は大脳皮質の生理的集積を認めるため、両者の分布を脳回レベルで比較可能か、この 2 種類の画像の位置合わせを行った (Figure 2)。その結果、脳回ごとに隣り合うコントラストが明瞭で、脳回レベルで視覚的同定が可能であった。脳深部では、赤核や黒質、下丘といった主たる神経核の FDG 集積を同定でき、一方、同部位はアミロイド PET では集積がなく、近傍の神経線維束に非特異的集積が見られ、両者は白黒反転したような画像として観察された。

実施された 1 例において、アミロイド PET 画像の視覚的評価で、従来型 PET 装置による画像では陰性に判定されたが、VRAIN による画像では陽性に判定された (Figure 3)。VRAIN 画像では脳表沿いの皮質集積が視認できるが、従来型 PET 画像では集積が低く描出され、陰性と判定された。MRI ではこの部位の脳溝がやや広いとため、部分容積効果、つまり、PET では分解能の制限により小さい部位の集積が過小評価されてしまう現象、によって、従来型 PET では低く描出されたと考えられる。

administered. Participants remained at rest, and PET acquisition was performed using VRAIN for 25 minutes starting 30 minutes after injection. On Day 2, amyloid PET imaging was performed using both VRAIN and a conventional PET scanner (Discovery MI-5ring; GE Healthcare). For amyloid PET, 370 MBq of ^{18}F -florbetapir was administered, followed by two PET scans: a 10-minute scan starting 30 minutes after injection and a 20-minute scan from 50 to 70 minutes after injection. The PET scanners were used in alternating order.

Amyloid PET images were visually assessed as positive or negative in accordance with established guidelines. In addition, images were reconstructed with the application of a motion correction method and a registration method, and SUVR images were generated using the cerebellum as the reference region, based on a VOI template derived from the AAL atlas (PMOD Technologies LLC, Zurich, Switzerland). FDG-PET images were processed in the same manner.

Results

Amyloid PET demonstrates non-specific tracer accumulation in the cerebral white matter, whereas FDG-PET shows physiological uptake in the cerebral cortex. To assess whether these distinct distributions could be compared at the gyral level, image registration between the two images was performed (Figure 2). As a result, clear adjacent contrast along individual gyri was observed, enabling visual identification and comparison at the gyral level. In deep brain regions, FDG uptake corresponding to neuronal nuclei could be identified. In contrast, these regions showed no tracer uptake on amyloid PET images, while nonspecific uptake was observed in adjacent fiber tracts. The two images exhibited a contrast-reversed appearance, resembling a black-and-white inverted image.

During the visual assessment of amyloid PET images, there was a case in which images acquired with a conventional PET scanner were interpreted as negative, whereas images acquired with VRAIN was interpreted as positive (Figure 3). On VRAIN images, tracer uptake could be clearly recognized along the cerebral cortical surface, while on conventional PET images the uptake appeared reduced, and the images were classified as negative. For MRI, the sulcus in this region was relatively widened; therefore, the uptake was likely underestimated on conventional PET due to the partial volume effect, a phenomenon in PET in which tracer uptake in small structures is underestimated because of limited spatial resolution.

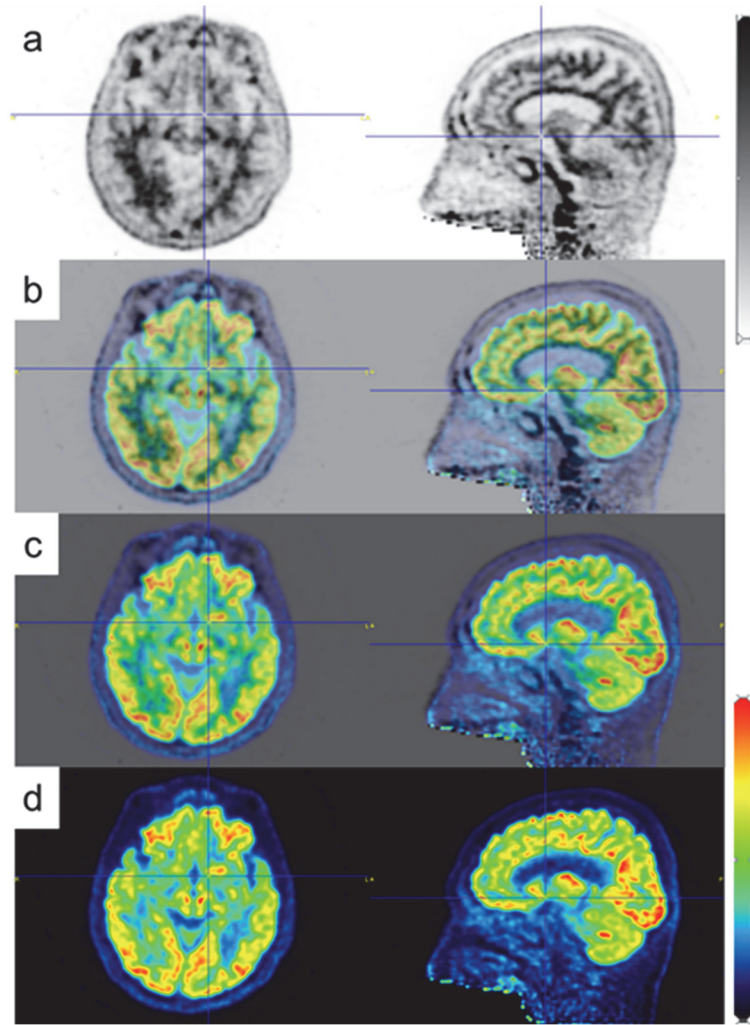


Figure 2 Representative amyloid- and FDG-PET images from an amyloid-negative case. All are VRAIN images. Axial (left) and sagittal (right) views are shown. Images include amyloid PET (a), fused amyloid- and FDG-PET images with weighting ratios of 66:34 (b) and 34:66 (c), respectively, and FDG-PET (d). Amyloid tracer uptake is predominantly observed in the white matter, whereas FDG uptake is mainly distributed in the cerebral cortices. The grayscale bar indicates the standardized uptake value ratio (SUVR) ranging from 0 to 3.4 for amyloid PET, and the color bar indicates the SUVR ranging from 0 to 2.0 for FDG-PET with the cerebellum used as the reference region in calculating the SUVR.

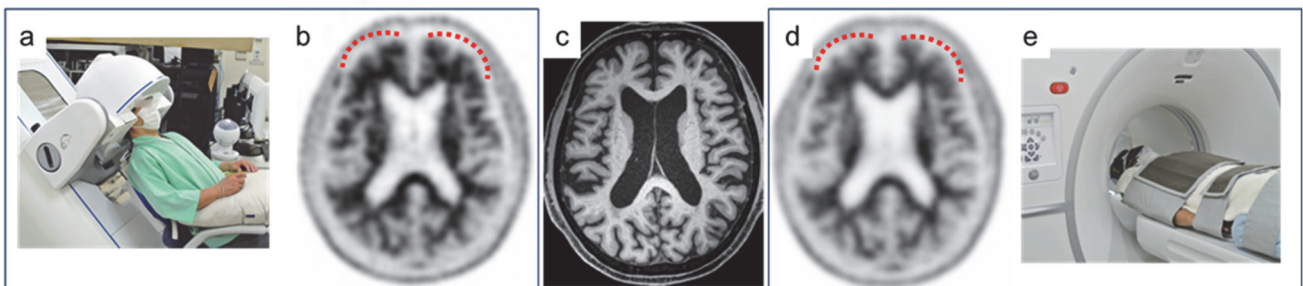


Figure 3 Representative amyloid PET images from an amyloid-positive case. A photograph of the VRAIN PET is shown in (a). An axial amyloid PET slice demonstrating positive tracer uptake in the frontal lobe is shown in (b), with the region indicated by a red dashed lines. The corresponding T1-weighted MRI slice (c) and the amyloid PET image acquired with the conventional PET scanner at the same anatomical level (d) are shown. Amyloid positivity is difficult to determine in the region indicated by the dashed lines of (d). A photograph of the conventional PET scanner used in this study is shown in (e).

考察

大脳皮質は複雑に折りたたまれた構造が特徴であり、多数の脳回と脳溝を形成する。脳皮質の多くは2-5 mm 厚であり、従来装置では脳表部分で部分容積効果を受けやすく、実際よりも放射能分布が低く描出される傾向がある。一方、脳溝は脳皮質が隣合うために、やはり部分効果のために不正確に高く描出されやすい。隣合う皮質でも全く異なる機能を持つことも多く、それぞれを分離して評価することが脳機能を理解するうえで重要である。今回、脳皮質集積が高いFDG、脳白質へ分布が高いアミロイド・トレーサを使って VRAIN によって撮像したところ、脳回・脳溝に沿って両者が隣り合うことが確認された。高い性能をもつ VRAIN により、脳回レベルで病理学的変化および神経細胞機能の評価が可能であることが示された。

本臨床研究の参加者は従来のスクリーニング法ではほぼ正常範囲であるが、過去の自分と比較して、機能低下を自覚されている患者である。現在の医学では正常範囲、もしくは病理学的変化があったとしてもごく初期の変化と考えられる。本研究では、アミロイド PET において従来型 PET 装置では陰性、VRAIN では陽性と判定される症例があった。アミロイド PET の陽性・陰性の判定は、視覚的に白質と同程度の集積が2脳回以上あれば陽性と判定される。つまり、皮質を正確に評価する必要がある。今後、適切な治療タイミングが明らかになるにつれ、より早期の被検者が多くなると考えられ、正確な診断には VRAIN のような高精度脳 PET が必要となるだろう。

まとめ

VRAIN のような高精度脳 PET は、高画質の脳画像を提供し、従来よりも正確なアミロイド PET 診断を提供しうる。さらに深部の脳神経核の評価を可能にし、新たな脳医学研究に役立つだろう。

Acknowledgements

Collaborators Go Akamatsu, Yuma Iwao (QST)

Grant JSPS KAKENHI (KibanC) 23K07148

Supported by ATOX Co., Ltd. (research funding, VRAIN), and PDR Pharma, Inc. (part of the radiopharmaceuticals)

References

- [1] G. Akamatsu, *et al.*, "Performance evaluation of VRAIN: a brain-dedicated PET with a hemispherical detector arrangement." *Phys Med Biol.* 2022 Nov 16;67(22).
- [2] M. Takahashi, *et al.*, "Small nuclei identification with a hemispherical brain PET." *EJNMMI Phys.* 2022 Oct 8;9(1):69.

Discussion

The cerebral cortex is characterized by a highly folded architecture, forming numerous gyri and sulci. Most cortices are approximately 2–5 mm thick; therefore, in conventional PET systems, cortical regions are highly susceptible to partial volume effects, resulting in an underestimation of tracer uptake on PET images. Conversely, because opposing cortical surfaces are closely apposed within sulci, partial volume effects may lead to artificially elevated uptake in these regions. Adjacent cortical areas may subserve entirely different functions, and separating and evaluating each region individually is essential for understanding brain function.

In this study, FDG, which predominantly accumulates in the cerebral cortex, and an amyloid tracer, which preferentially distributes in the white matter, were imaged using VRAIN. This approach enabled confirmation that the two tracers were visualized adjacently along gyri and sulci, demonstrating the high performance of VRAIN and its capability for gyral-level evaluation.

Participants in this study were within the normal range on conventional screening methods but subjectively perceived a decline in their cognitive function compared with their previous baseline. Under current medical standards, such individuals are considered normal or, if underlying pathology exists, to be at a very early stage. In amyloid PET imaging, a case was classified as negative using a conventional PET scanner but positive when evaluated with VRAIN, suggesting that discordant findings may occur particularly in this population. Amyloid PET positivity is visually defined by cortical uptake comparable to that of white matter in two or more gyri, therefore, accurate cortical evaluation is important. As optimal treatment timing becomes better defined, the number of individuals at earlier stages increases, and high-resolution brain PET systems will become increasingly necessary.

Conclusion

High-resolution brain PET systems such as VRAIN provide high-quality brain PET images, enabling more accurate amyloid PET diagnosis than conventional systems. Furthermore, high-resolution brain PET allows the evaluation of deep brain nuclei, which may facilitate new advances in brain research.

励起—仁科芳雄と日本の現代物理学（伊藤憲二著）— その中にみる核医学

高橋 美和子 グループリーダー（核医学診断治療研究グループ）

仁科芳雄は「相対性とクライン＝仁科の式」の導出や、国内で最初にサイクロトロンを開発した物理学者として知られる。しかし、その功績は、シンプルには表しにくい、日本の高エネルギー物理学を世界トップ・レベルへと飛躍させた研究環境を構築した人物と言えるだろう。本書[1, 2]は、仁科を中心とした日本物理学、特に原子物理学の創成についての詳細な史実と解説、著者の洞察が記された大著である。「環境が人を創り、人が環境を作る」という仁科の残した言葉は、まさに本書の目指すところであるとしている。著者は、歴史に名を残した人物のみならず、そうした人物を支えた人々にも光を当て、彼らが生きた時代背景を含め、学術活動を支える「環境」の重要性を強調している。

タイトルの「励起」が何を意味するのか。私達は、人生の中で常に課題や難問に直面している。それらに真摯に向き合い、その中で自分の役割や使命を感じて生きていく。本書ではそれを、原子核物理学の用語である「励起」に例えている。そこから生み出される新たな考えや行動が、困難を乗り越えながら洗練され、確実性を高め周囲へ波及し、新たな知の原動力を生み出していく。それは、個人レベルの「励起」だけではなく、学術集団レベルでも波及し合い、新たな学問領域の「励起」を引き起こす。こうした力が日本の原子核物理を世界の最前線に押し進めた。その渦中にいた湯川秀樹や朝永振一郎のノーベル賞受賞は、仁科が構築した学術環境の社会的表出の一つとして捉えることが出来る。朝永はそのような学術環境を、垣根なくさまざまな人が活発に意見するなかで生まれるものであり、「個人が大きく成長する」場でもあると表現している。

本書は、史実が残る江戸時代、仁科が生まれた土

地から始まる。生涯に渡る気概が育まれた幼少時代から、東京帝国大学工学部、理学研究所の研究生時代、そして、海外留学期へと進んでいく。留学前半期頃まで仁科の心にあった自身の将来像は、実は物理学者ではなく、科学玩具の製作者として身を立てる事であった。仁科家に対する自身の責任感や、「科学研究」という概念すら根付いていない当時の日本の学術環境を考えると、これは理解に難くない。留学の後半期、ニールス・ボーア研究所に移ると、仁科の目指す方向性が理論物理へと変わっていく。これは量子力学が創成された1920年頃のことであり、本章には多くの研究者らによって、日ごとに量子力学の基礎が議論され理論的枠組みが完成していく様子が綴られている。そうした研究環境で「物理実験」をしていた仁科が、やがて「理論」物理の理解を深め、クライン＝仁科の式の導出に至る。まさにこの頃、仁科の研究者としての「励起」があったのだと思う。

1930年代、原子核物理の発展によって、自然放射能の分離、中性子照射や加速器による人工放射能が製造されるようになり、物理学の手法が生物・医学研究にも導入されるようになる。本書には、ボーアと一緒に写るヘヴェシーの写真がある。ヘヴェシーの家庭環境は裕福で、自由に研究所を渡り歩いていたようである。ある時、下宿で出されるシチューが1週間同じなのは、という疑義を持つ。おかみさんに聞くと、毎日新たに作っているという。彼は、入手したわずかな放射性同位元素をシチューの鍋に入れ、翌日のシチューからも放射線を検出することで、昨日と同じものであることを明らかにした。まさに、これがトレーサ法の誕生である。こっそりと、つまり、化学的には何の変化も与えることなく、ごく微量の放射性元素を使ってその正体を見抜く。

これは、核医学に携わる多くの人が共通してもつ知的な好奇心そのものに通ずるものである。1943 年、ヘヴェシーは放射性トレーサ法によりノーベル賞を受賞している。

量子力学の研究が進むにつれ、量子力学の世界は非直観的であり、物理的意味の解明は量子力学誕生に伴う苦難となる。これに対し、ニールス・ボーアは「相補性」という考えを打ち出す。「粒子性と波動性という一見矛盾して見えるものは、両者が相補して一つの体系を形成する」と仁科は説明する。ボーアは、相補性の概念を生物学や社会的課題に対しても適用した。異なる文化や異なる人種であっても、それらは相補的であり一つの体系をなすとし、相補性の考えは、一見矛盾・対立しているものに包括的な視点を与えた。そのような視点に立つと、「日本人は科学において西洋人には及ばないと考えていたが、私達でも一流になれるチャンスがあると思えてきた」と仁科は言う。

仁科の研究における考えの軸としてあり続けた相補性の概念は、やがて医学研究にも及ぶようになった。当時の多くの医学研究は生物を殺して行うしかなかった。しかし、生命を生きた状態で調べることができれば、相補的に新たな領域が開けるだろうとの考え方が生まれた。医学を支える 2 大領域として解剖学と生理学がある。解剖学は死後の生体を解剖して得られる理解に対し、生理学は生きた状態を理解する学問と言える。解剖学から得られた情報のみでは生きた人間を診察できないが、生きた状態で研究するには限界がある — この限界を突破したのが放射性同位元素によるトレーサ法、つまり、核医学であった。核医学の特徴は、生きたままの状態でも元素や分子の生体内動態を計測することであり、仁科らの理研の研究グループを中心とし、日本でも重要な研究が進められた。

また、この頃の原子核物理研究の特徴として、大型化したサイクロトロンによる最先端の研究成果と、ラジウム-226 による癌治療応用が両輪を成し

ていた。どちらも膨大な資金と専門性の高い人材を要し、研究の規模が大きくなるにつれ、仁科個人の資質のみならず、一段と社会的要素・世界情勢といった大きな枠組みのなかで時代とともに進んでいくことになる。

60 インチ (約 1.5m) の大型サイクロトロンの建設に向けた具体的な動きは 1936 年頃から始まる。1944 年に実験が開始されるも、時代は戦時下と重なり、1945 年の終戦を迎え原子核研究は禁止されサイクロトロンの稼働も出来なくなる。欧米の科学研究者らと共に物理学の第一線のコミュニティを築いてきた仁科と、当時の日本が突き進む方向があまりに違いすぎるなか、仁科が使命・責務を果たす姿に、私達読者も直面する。戦後、物理的にも破壊され、経済的基盤も失った理化学研究所の所長に仁科が着任した。理研の新たな姿として「株式会社科学研究所」を設立し、戦後の困窮した社会のなか、社会復興と研究の存続のために送った命がけの日々が綴られている。そして、1950 年、ようやく渡米が可能となり、サイクロトロンの建設に関し、長く協力関係にあったローレンスとの初対面を果たす。戦時下は直接的なやり取りさえ困難であった。しかし、この頃から仁科の体を病が蝕んでおり、翌年 1 月 10 日、わずか 60 歳で生涯を閉じる。

最終章は「遺産」と題され、仁科の死後に成し遂げられたことが続き、それらは「励起」の連鎖によって生み出されたともいえるだろう。私達読者も、本書から「励起」たるエネルギーを吸収し、現代が抱える社会的・科学的課題に「励起」の連鎖をもって立ち向かっていけるだろう。

(Isotope News, 800, pp. 36-37 に書評掲載[3])

参考文献

- [1] 伊藤憲二(著), 励起 上 仁科芳雄と日本の現代物理学, ISBN: 978-4622096184.
- [2] 伊藤憲二(著), 励起 下 仁科芳雄と日本の現代物理学, ISBN: 978-4622096191.
- [3] <https://www.jrias.or.jp/books/cat3/list.html>

高速・高精度な頭部 PET 体動補正法の開発

Development of a fast and accurate brain PET motion correction method

岩男 悠真 研究員

Yuma Iwao, Researcher

はじめに

頭部 PET 撮像中の被験者の体動は画像の空間分解能を劣化させるため、適切な体動補正が不可欠である。従来技術であるフレーム法では、撮像データを一定時間間隔で分割して再構成することでフレーム画像を生成し、各フレーム画像間のレジストレーション（画像位置合わせ）によりモーションを推定する。この手法は追加装置を必要とせず、取り扱いが容易であるというのが最大の利点である。しかし、フレーム分割位置が一定間隔に固定されており、体動の発生タイミングが考慮されていないため、単一フレーム内に複数の動きが含まれるケースが生じやすく、モーション推定精度の低下が問題となっていた。

一方で、同時計数イベントが発生した検出器対を結ぶ反応線の中心点を短時間間隔で平均化することで、Center of Distribution (CoD) と呼ばれる指標が算出できる。CoD は実際の体動と高い相関を有することが知られており、我々はこの特性を利用して、体動の発生タイミングに応じたフレーム分割を行う適応的フレーム分割法を開発した[1]。本手法により、フレーム内の動きを単一に抑えた、必要最小限のフレーム分割が可能となった。

しかし、フレーム分割位置を最適化しても、画像間のレジストレーションに基づいてモーション推定を行うという基本的な方針は変わらない。レジストレーション処理は計算コストが高く、適応的フレーム法によってフレーム数を最小限に抑えた場合でも、解析には数時間程度の計算が必要であった。

そこで本研究では、画像空間における画素値分布の解析に基づき、頭部の位置および姿勢を直接推定する新たな手法を提案する。本手法ではレジストレーション処理を必要とせず、従来法と比較して大幅な計算時間の短縮が期待できる。

Introduction

Patient motion during brain PET acquisition degrades the spatial resolution of reconstructed images; therefore, appropriate motion correction is essential. In the conventional frame-based method, the acquired data are divided into fixed time intervals and reconstructed to generate frame images, and motion is estimated by registering images between frames. The primary advantage of this approach is that it requires no additional hardware and is easy to implement. However, because the frame boundaries are fixed in time and do not account for the timing of motion events, multiple motions are likely to occur within a single frame, which leads to reduced motion estimation accuracy.

On the other hand, by averaging the center points of lines of response (LoRs) connecting detector pairs that record coincidence events at approximately short intervals, a metric known as the center of distribution (CoD) can be calculated. CoD has been reported to show a high correlation with actual subject motion. Exploiting this property, we previously developed an adaptive frame segmentation method that determines frame boundaries according to the timing of motion events [1]. This method enables suppression of intra-frame motion while minimizing the number of frames.

However, even with optimized frame boundaries, the fundamental strategy of estimating motion through image-to-image registration remains unchanged. Image registration is computationally expensive, and even when the number of frames is minimized using the adaptive frame method, the analysis still requires several hours of computation.

In this study, we propose a novel method that directly estimates head position and orientation based on the analysis of voxel intensity distributions in image space. The proposed method eliminates the need for image registration and is expected to achieve a substantial reduction in computational time compared with conventional approaches.

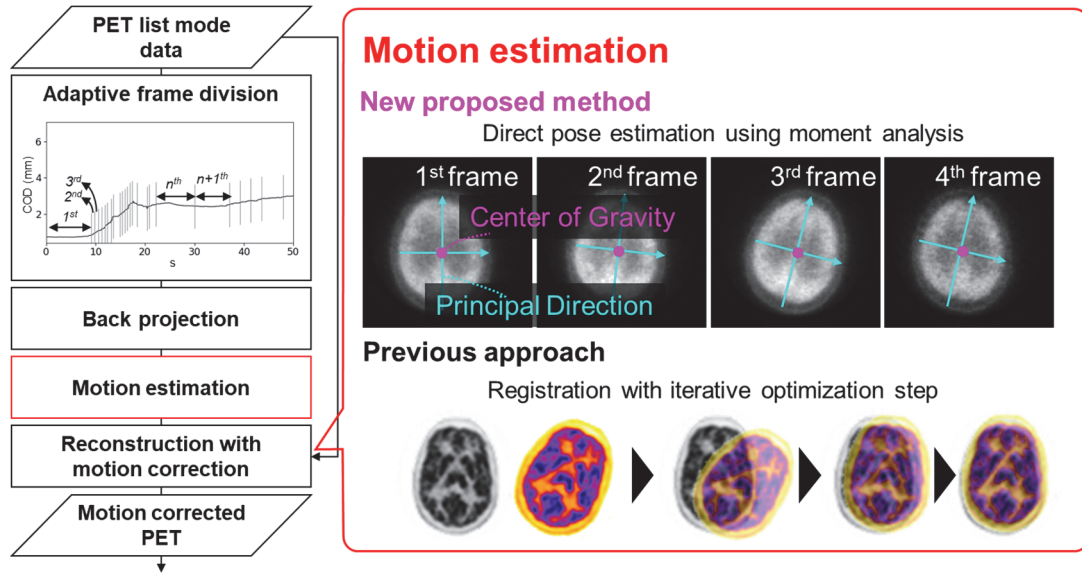


Figure 1 Flow chart of the motion correction process.

手法

提案する体動補正アプローチの概要を Figure 1 に示した。以下各ステップについて詳細を述べる。

適応的フレーム法[1]により、フレーム画像を作成する。 n フレーム目の画像に対して、まずは質量中心と慣性テンソルを計算する[2]。質量中心 S_n は、頭部が並進移動しても頭部内部における相対的位置が不変であるため、並進成分の推定指標として用いることができる。一方、慣性テンソルは画像内構造の空間的な広がりを表す指標であり、これに主成分分析を適用することで、頭部形状分布を最もよく表す3つの直交ベクトル R_n を導出できる。

$$R_n = (r_{n1}, r_{n2}, r_{n3})$$

これらのベクトルは頭部の形状に固有な方向を示しており、頭部が回転しても相対的な方向関係は保持される。そのため、回転成分の推定指標として利用可能である。以上を統合し、 S_n と R_n からなる 4×4 同次変換行列 T_n を作成する。

$$T_n = \begin{pmatrix} R_n & S_n \\ 0 & 1 \end{pmatrix}$$

この時、 n フレームにおけるモーション M_n は、0フレームからの差分として下記の式で導出される。

$$M_n = T_n T_0^{-1} = \begin{pmatrix} R_n R_0^{-1} & S_n - R_n R_0^{-1} S_0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix}$$

体動補正再構成：各フレームのモーションデータをもとに、MOLAR アルゴリズム[3]に基づいた再構成を行い体動補正された画像を作成する。

Methods

Figure 1 shows an overview of the proposed motion correction approach. Details of each step are described below.

Frame images are generated using the adaptive frame division method [1]. For the image of the n -th frame, the center of mass and the inertia tensor are calculated [2]. The center of mass S_n remains invariant to translational motion of the head, as its relative position within the head does not change. Therefore, S_n can be used as an indicator for estimating the translational component of motion. In contrast, the inertia tensor represents the spatial distribution of image structures. By applying principal component analysis to the inertia tensor, three orthogonal vectors R_n can be derived.

These vectors represent directions intrinsic to the head shape, and their relative orientation is preserved even when the head undergoes rotation. Therefore, they can be used as indicators for estimating the rotational component of motion. By integrating these quantities, a 4×4 homogeneous transformation matrix is constructed from S_n and R_n .

At this point, the motion at the n -th frame, M_n , is derived as the relative transformation with respect to the 0-th frame.

Motion Corrected Reconstruction: Motion corrected images are reconstructed using the MOLAR algorithm [3] based on the estimated motion parameters.

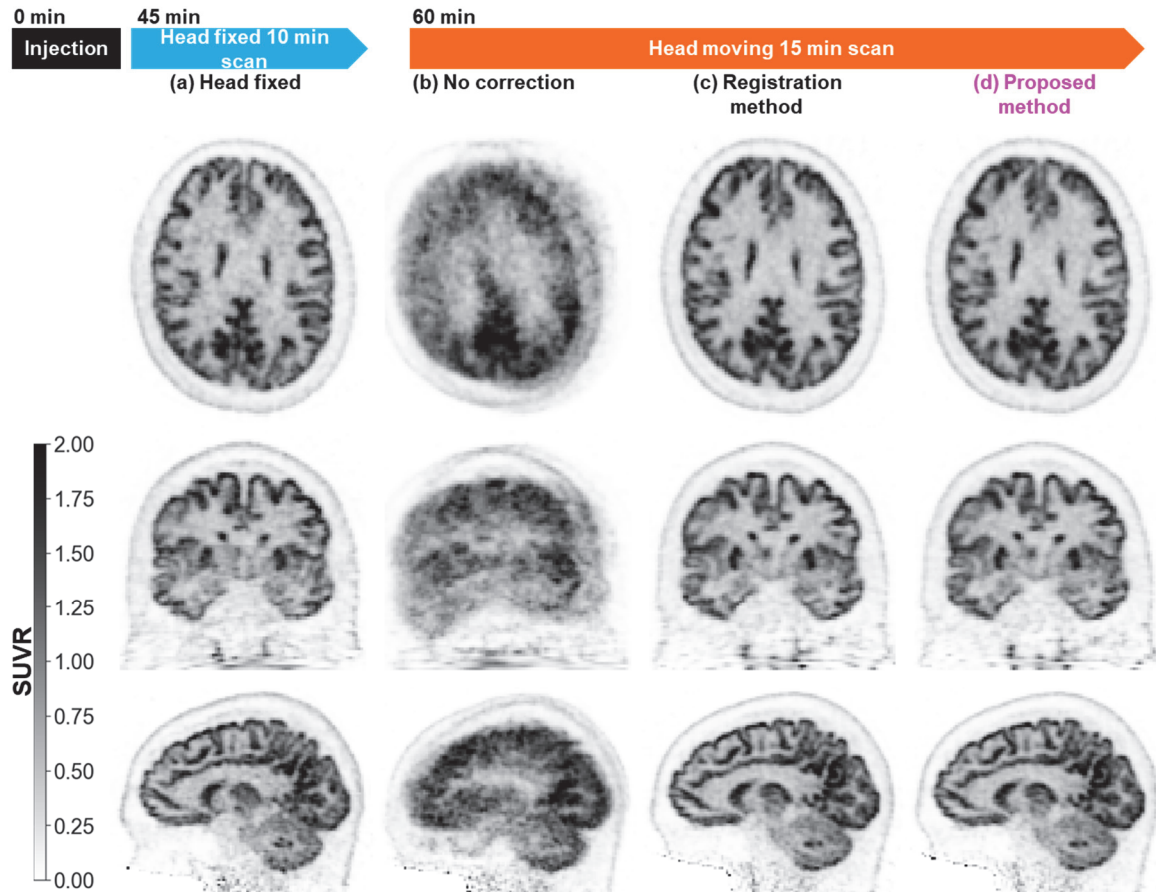


Figure 2 Reconstructed images from participant #7: head-fixed PET image (a); head-moving PET without motion correction (MC) (b); with registration base MC (c); and with proposed inertia moment base MC (d).

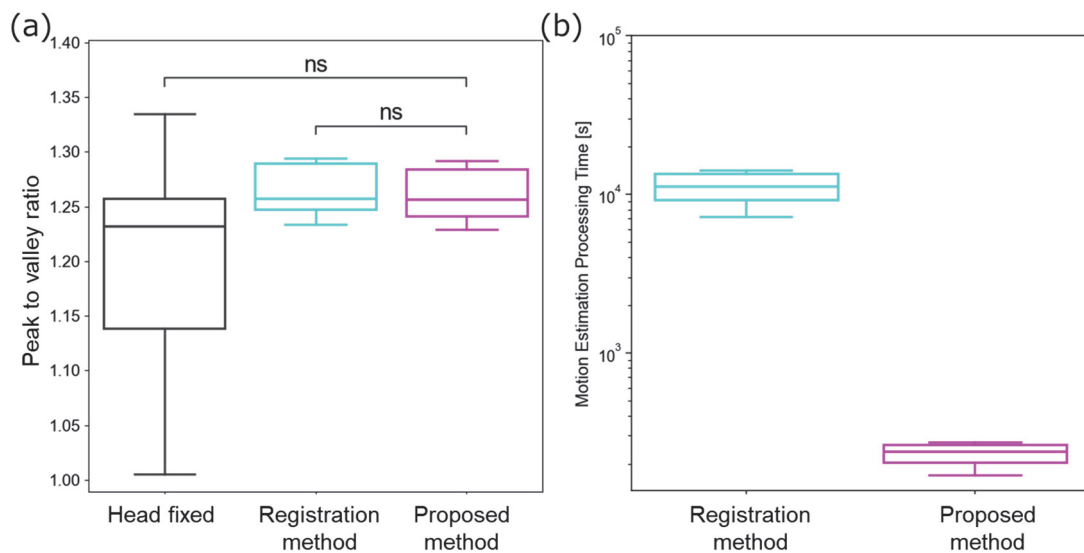


Figure 3 Box plots of the peak-to-valley ratio in the profile line on the inferior colliculus in eight volunteers (a), and box plots of the motion estimation processing time (logarithmic scale on the vertical axis) (b).

実験と結果

VRAIN で実施されたボランティア試験 8 名分のデータをを用いた実験を行った(jRCTs032210086)。実

Experiments and Results

Experiments were conducted using data from eight volunteers acquired in a study performed using the VRAIN (jRCTs032210086). First, PET imaging was performed with the

験では、初めに頭部固定状態での撮像を行い、リファレンスとなる再構成画像（Head Fixed）を作成した。続いて、頭部を動かしながら測定を行い、体動補正無しの再構成画像（No correction）を作成した。さらに、体動補正を適用した再構成画像として、適応的フレーム分割法[1]により生成したフレーム画像を用いて、従来のレジストレーションベースの体動推定法を用いた体動補正（Registration method）、および提案法による体動推定法を用いた体動補正（Proposed method）の2種を作成した。

Figure 2 に各条件における再構成画像を示す。Head Fixed (a) と比較して、No correction (b) では体動に起因する大きなぼけが生じ、画質が著しく劣化していることが確認できる。一方、体動補正を適用した画像 (c, d) では分解能が大幅に回復しており、視覚的評価においては Head Fixed と同等の画質が得られている。この結果を定量的に評価するため、中脳内に存在する左右一対の微小構造である下丘上にプロファイルラインを設定し、Peak-to-valley 比を分解能指標として算出した (Figure 3(a))。統計解析の結果、提案法による体動補正画像は、Head Fixed および従来の Registration method と比較して有意差は認められず、同等の分解能を有することが示された。

一方で、処理時間に着目すると、Registration method では平均約 13,000 秒を要したのに対し、提案法では約 200 秒と、大幅な計算時間短縮が可能であることが確認された (Figure 3(b))。

まとめ

画像解析による姿勢推定技術を用いたフレームベースの体動補正法を提案した。本手法は、レジストレーションによるモーション推定を行う従来法と比較し、同等の性能を有しながら、計算コストを大幅に削減可能なことを実証した。

head fixed to generate reference reconstructed images (head fixed). Subsequently, data were acquired while the subjects intentionally moved their heads, and reconstructed images without motion correction (no correction) were generated. In addition, two types of motion-corrected reconstructed images were produced using frame images generated by the adaptive frame segmentation method [1]: one using conventional registration-based motion estimation (registration method) and the other using motion estimation based on the proposed method (proposed method).

Figure 2 shows reconstructed images obtained under each condition. Compared with the head fixed image (a), the no correction image (b) exhibits substantial motion-induced blurring and marked degradation in image quality. In contrast, the motion-corrected images (c, d) show a pronounced recovery of spatial resolution, and visual assessment confirms image quality comparable to that of the head fixed reference. To quantitatively evaluate these results, profile lines were placed over the bilateral inferior colliculi, a pair of small structures located in the midbrain, and the peak-to-valley ratio was calculated as a resolution metric (Figure 3(a)). Statistical analysis revealed no significant differences between the motion-corrected images obtained using the proposed method and those obtained using either the head fixed condition or the conventional registration method, indicating comparable spatial resolution performance.

In contrast, with respect to computational cost, the registration method required an average processing time of approximately 13,000 s, whereas the proposed method required only approximately 200 s, demonstrating a substantial reduction in computation time (Figure 3(b)).

Conclusion

We proposed a frame-based motion correction method utilizing moment of inertia analysis. Compared to conventional frame-based methods employing registration, this approach demonstrates equivalent performance while significantly reducing calculation cost.

Acknowledgements

Collaborators Go Akamatsu, Hideaki Tashima, Miwako Takahashi, and Taiga Yamaya (QST)
Grants JSPS KAKENHI (KibanC) 25K15947

References

- [1] Iwao, Y. *et al.*, "A Data-Driven Approach to Adaptive Frame Division for Brain PET Motion Correction", IEEE NSS, Vancouver, 2023.
- [2] Rezaei, A. *et al.*, "Rigid Motion Tracking Using Moments of Inertia in TOF-PET Brain Studies", Phys. Med. Biol., 13, 66(18), 2021.
- [3] Carson, R.E. *et al.*, "Design of a Motion-Compensation OSEM List-mode Algorithm for Resolution-Recovery Reconstruction of the HRRT", IEEE NSS Conf Rec. 3281(4), 2003.

CLS 検出器を用いた 7 リング頭部 PET 試作機の開発

A seven-ring brain PET prototype with CLS detectors

成田 胡桃 QST スチューデントリサーチャー/千葉大学（山谷研究室 博士 1 年生）

Kurumi Narita, QST Student Researcher / Chiba University (Yamaya-lab, D1)



はじめに

QST では、以前開発した半球型頭部 PET 装置 VRAIN[1]の次世代機の開発において、頭部 PET の理論限界である 1 mm 分解能の実現を目指している。技術的ポイントは、time-of-flight (TOF) 計測と、depth-of-interaction (DOI) 計測の両方が可能な CLS 検出器[2]にある。VRAIN の検出器は、TOF 計測のみで DOI 計測はできない仕様であった。これまでにシミュレーションや 1 リング PET 試作機開発により、CLS 検出器による 1 mm 分解能の実現可能性を明らかにした[3]。そこで本研究では、リング数を 7 に拡張した実用的な頭部 PET 装置を試作し、半球型頭部 PET 装置 VRAIN とイメージング性能を比較した。

方法

開発した頭部 PET 試作機を Figure 1 に示す。CLS 検出器を 252 個用いた 7 リング構成（1 リングあたり検出器 36 個）であるため、CLS-7 と名付けた。Table 1 に VRAIN と比較した CLS-7 の仕様を示す。CLS-7 では、シンチレータにはオキサイド社製の fast-LGSO 結晶、SiPM には浜松ホトニクス社製の MPPC (S14161-3050AS-08)、データ収集基板には PETsys 社の TOFPET2 ASIC を使用した。リング径は 29.6 cm、体軸視野は 18.5 cm である。試作機は筐体側面のハンドルでガントリの高さや角度を調整可能であり、仰臥位と座位の両方で測定できるようにした。装置調整と性能評価の方法は以下の通りである。

ノーマライズ：ガントリ形状に適合するよう設計された特注の中空リングファントムを使用した。CT 撮像後にそのままの姿勢で PET 撮像できるよう、試作機を CT に隣接させ、ガントリ中心同士を位置合わせした。

時間分解能（coincidence timing resolution: CTR）： ^{22}Na 点線源（放射能 0.1 MBq）を視野中心に

Introduction

We aim to achieve 1 mm spatial resolution through the development of a next-generation version of the hemispherical brain PET scanner VRAIN [1]. The key technological innovation of the next version is the crosshair light-sharing (CLS) detector [2], which can measure both time-of-flight (TOF) and depth-of-interaction (DOI) information. In contrast, VRAIN supports TOF measurement only and does not provide DOI information. Previous simulation studies and experiments using a one-ring prototype have demonstrated the high potential to achieve 1 mm spatial resolution [3]. In this study, we developed a practical seven-ring brain PET prototype and compared its imaging performance with that of the VRAIN scanner.

Methods

The developed brain PET prototype, named CLS-7, consists of 252 CLS detectors arranged in a seven-ring geometry (36 detectors per ring), as shown in Figure 1. Table 1 summarizes the specifications of the system configurations of VRAIN and CLS-7. In the CLS-7, each CLS detector was composed of a detector block using fast-LGSO scintillation crystals (OXIDE Corp.) and a multi-pixel photon counter (MPPC, S14161-3050AS-08) (Hamamatsu Photonics K.K.) for the silicon photomultiplier (SiPM). PETsys TOFPET2 ASIC (PETsys Electronics) was used for the data acquisition system. The ring diameter was 29.6 cm, and the axial field of view (FOV) was 18.5 cm. The prototype allows adjustment of gantry height and angle via side-mounted handles (the height adjuster and angle adjuster in Figure 1), enabling measurements in both supine and seated positions.

Normalization: Normalization was performed using a custom-made hollow ring phantom designed to match the gantry geometry. To enable PET imaging following CT scans without changing the subject's posture, the prototype was positioned adjacent to the CT scanner, with the centers of both gantries precisely aligned.

Coincidence timing resolution (CTR): To evaluate CTR, a ^{22}Na point source (activity: 0.1 MBq) was placed at the center of the

置いて 1 時間測定し、同時計数の検出時間差スペクトルの半値幅を測定した。

空間分解能 (VRAIN 比較) : ロッドファントムのロッド分離能で評価した。具体的には、放射能 0.55 MBq の ^{22}Na -filled multi-rod phantom (ロッド径: 1.6, 2.2, 3.0, 4.0, 5.0, 6.0 mm) を視野中心に置き、30 分間測定した。同様の撮像条件で VRAIN にて撮像した再構成画像と比較した。画像再構成は逐次近似画像再構成法 (OSEM) を使用し、VRAIN と CLS-7 とともに反復回数は 4、サブセット数は 8、ボクセルサイズは $0.5 \times 0.5 \times 0.5 \text{ mm}^3$ で画像再構成した。

空間分解能 (1 mm 実証) : 別のロッドファントム ^{22}Na ultra-micro hot rod phantom (ロッド径: 0.75, 1.0, 1.35, 1.7, 2.0, 2.4 mm、放射能 0.31 MBq) を使用し、より小さいロッド径の描出能を評価した。DOI による視野辺縁の分解能の改善度を調査するため、視野中心と 10 cm オフセット位置でそれぞれ 3 時間ずつ測定を行った。画像再構成は OSEM を使用し、反復回数は 20、サブセット数は 8、ボクセルサイズは $0.25 \times 0.25 \times 0.25 \text{ mm}^3$ で画像再構成した。

FOV and measured for 1 hour.

Spatial resolution (comparison with VRAIN): Spatial resolution was defined as the rod separation capability in a rod phantom. A ^{22}Na -filled multi-rod phantom (activity: 0.55 MBq; rod diameters: 1.6, 2.2, 3.0, 4.0, 5.0, and 6.0 mm) was placed at the center of the FOV and scanned for 30 minutes. The reconstructed image was compared with that obtained from VRAIN under identical imaging conditions. Image reconstruction was performed using the ordered-subset expectation-maximization (OSEM) with 4 iterations, 8 subsets, and a voxel size of $0.5 \times 0.5 \times 0.5 \text{ mm}^3$ for both the VRAIN and CLS-7 systems.

Spatial resolution (demonstration of 1 mm spatial resolution): To evaluate the detectability of smaller structures, another rod phantom, the ^{22}Na ultra-micro hot rod phantom (activity: 0.31 MBq; rod diameters: 0.75, 1.0, 1.35, 1.7, 2.0, and 2.4 mm) was used. To investigate the improvement in spatial resolution provided by DOI capability, measurements were performed for 3 hours each at the FOV center and at a 10 cm radial offset. Image reconstruction was performed using the OSEM with 20 iterations, 8 subsets, and a voxel size of $0.25 \times 0.25 \times 0.25 \text{ mm}^3$.

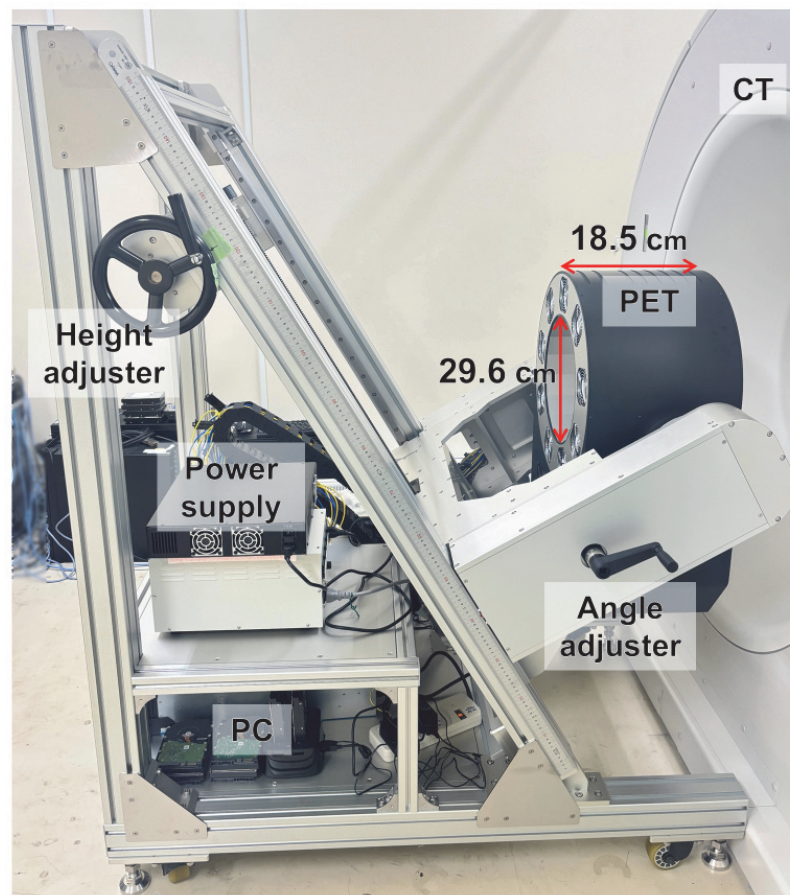


Figure 1 Photograph of the developed seven-ring brain PET prototype.

Table 1 System configurations of VRAIN and CLS-7.

	VRAIN	CLS-7
Scintillator material	LFS	Fast-LGSO
Element size of scintillator	4.1×4.1×10 mm ³	1.45×1.45×15 mm ³
Scintillator pitch	4.2 mm	1.6 mm
Number of scintillators per block	12×12	14×14
Photosensor type	SiPM	SiPM
Element size of photosensor	4.0×4.0 mm ²	3.0×3.0 mm ²
Number of photosensors per block	12×12	8×8
Geometry	Hemisphere	Cylinder
Number of detectors	54	252
Ring diameter	27.9 cm (bottom)	29.6 cm
Axial field of view	22.4 cm (maximum)	18.5 cm

結果・考察

CLS-7 の CTR は 263.7 ps であった。これは、以前に開発した 1 リング試作機[3]と比較して約 10% の改善に相当する。この要因としては、データ削減のために行った TOFPET2 ASIC のパラメータ最適化により、不要なシングルイベントを効果的に排除できたためと考えられる。

Figure 2 に VRAIN および CLS-7 で撮像した Multi-rod phantom の再構成画像を示す。CLS-7 は VRAIN では描出できなかった 1.6 mm ロッドを描出できた。CLS-7 のシンチレータ幅 (1.45 mm) は VRAIN のシンチレータ幅 (4.1 mm) の 1/3 ほどであり、微細なシンチレータの採用したこと、さらに VRAIN にはない DOI 計測が分解能向上につながったと考えられる。

同様に Figure 2 に CLS-7 で撮像した ultra-micro hot rod phantom の再構成画像を示す。視野中心では 1 mm ロッドを分離して描出できた。また、DOI によって 10 cm オフセット位置における分解能劣化が低減できていることを確認した。一方、視野中心と比較して 10 cm オフセット位置での 1 mm ロッド描出能は低下しており、DOI キャリブレーションの精度向上を含め、さらなる性能改善の余地があると考えられる。

Results and discussion

The CTR of the CLS-7 was 263.7 ps (FWHM). This result represents an approximately 10% improvement compared to the previously developed one-ring prototype [3]. This enhancement would be due to the effective elimination of unnecessary single events through the optimization of TOFPET2 ASIC parameters for data reduction.

Figure 2 shows reconstructed images of the multi-rod phantom acquired with VRAIN and CLS-7. While VRAIN could not visualize the 1.6 mm rods, CLS-7 successfully visualized them. The scintillator width of the CLS-7 is 1.45 mm, which is approximately one-third of the 4.1 mm width used in VRAIN detectors. The adoption of such fine scintillators, together with the DOI measurement—absent in VRAIN—is therefore considered to have contributed to the improvement in spatial resolution.

The reconstructed image of the ultra-micro hot rod phantom measured by CLS-7 is presented in Figure 2. At the center of the FOV, 1 mm rods were clearly visualized. Furthermore, using DOI information effectively reduced the degradation in spatial resolution at a 10 cm radial offset.

On the other hand, in the rod phantom study, the visibility of 1-mm rods at a 10-cm offset position was inferior to that at the center of the FOV, indicating that further performance improvements, including DOI calibration, are still required.

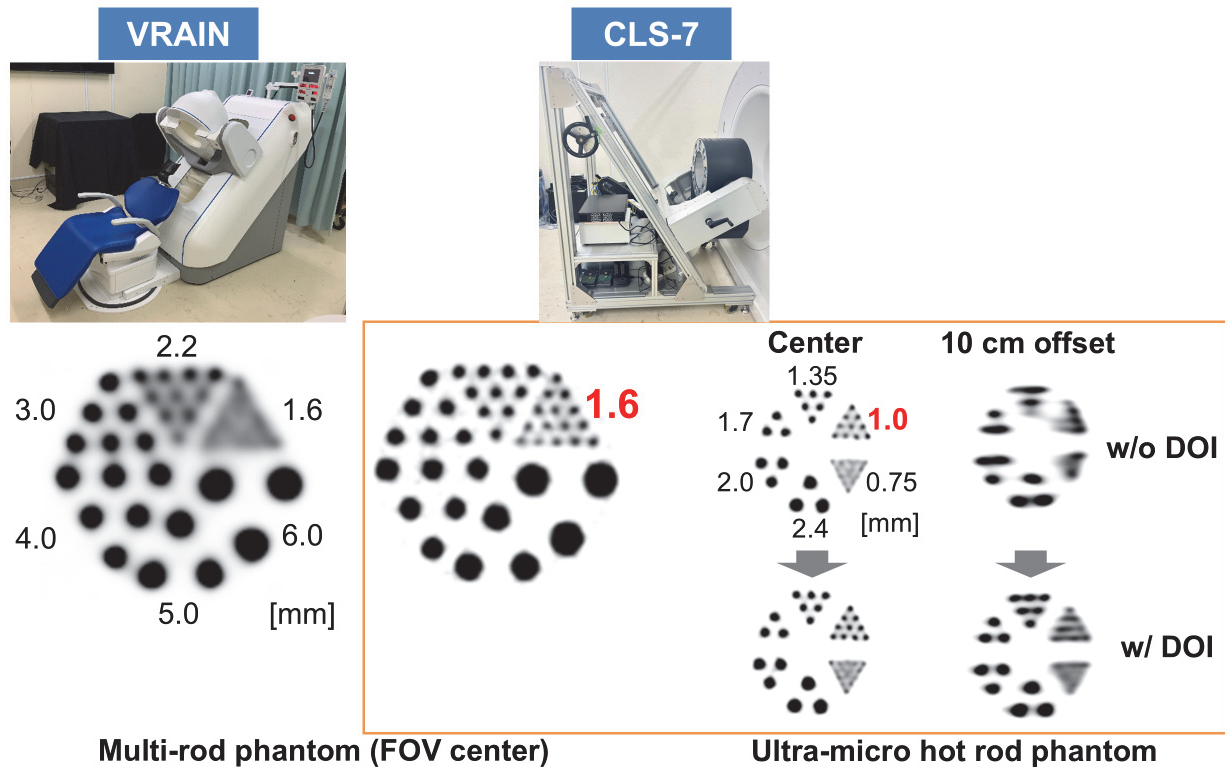


Figure 2 Reconstructed images of the multi-rod phantom and ultra-micro hot rod phantom.

まとめ

CLS 検出器を用いて頭部 PET 試作機を開発した。開発した装置は、従来装置を上回る空間分解能を示し、1 mm ロッドが描出できることを確認した。今後はさらなる画質改善に向けた改良や、NEMA NU 2-2024[4]に基づく性能評価を進めていく予定である。

Conclusion

A brain PET prototype using CLS detectors was developed. The prototype showed higher spatial resolution than the previous brain PET system, including visualization of 1 mm rods. Future work will focus on further improving image quality and conducting a comprehensive performance evaluation in accordance with the NEMA NU 2-2024 [4] standards.

Acknowledgements

Collaborators Go Akamatsu, Hideaki Tashima, Yuma Iwao, Eiji Yoshida, Fujino Obata, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya (QST), Hideaki Haneishi (Chiba University)

References

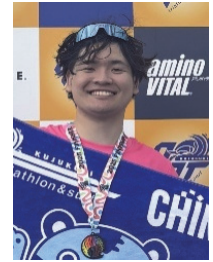
- [1] G. Akamatsu *et al.*, "Performance evaluation of VRAIN: a brain-dedicated PET with a hemispherical detector arrangement," *Phys. Med. Biol.*, vol. 67, no. 22, p. 225011, 2022
- [2] E. Yoshida *et al.*, "A crosshair light sharing PET detector With DOI and TOF capabilities using four-to-one coupling and single-ended readout," *IEEE Trans. Radiat. Plasma Med. Sci.*, vol. 5, no. 5, pp. 638–644, 2021
- [3] K. Narita *et al.*, "Simulation and one-ring prototyping of 1 mm-rod-resolution hemispherical brain PET with TOF-DOI detectors," *Phys. Med. Biol.*, vol. 70, no. 12, p. 12NT01, 2025
- [4] National Electrical Manufacturers Association, "NEMA Standards Publication NU 2-2024: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs," Rosslyn, VA, USA, NEMA, 2024.

全身用 PET での CLS 検出器の効果：シミュレーション研究

Design simulation of a whole body PET with CLS detectors

古田 瑞貴 実習生/千葉大学（山谷研究室 学部3年生）

Mizuki Furuta, Trainee / Chiba University (Yamaya-lab, B3)



はじめに

PET 検査はがん診療で広く用いられているが、小さな病変は空間分解能の制限により検出が難しく高分解能化が求められている。空間分解能向上にはシンチレータの微細化が有効である。一方で、高エネルギーの γ 線検出には十分な厚みも確保する必要があるが、斜め入射の γ 線の深さ位置の不確かさにより視野周辺部の高分解能が困難になる。この問題に対して、検出器の奥行き方向の位置情報（depth-of-interaction: DOI）を測定することで、高感度と高分解能の両立が可能となる。また、 γ 線の飛行時間差（time-of-flight: TOF）測定はノイズ低減に有効であり、画質向上には DOI と TOF の同時実現が重要である。QST では TOF-DOI 検出器として crosshair light sharing (CLS) 検出器 [1] を開発し、小動物用および頭部用 PET において有効性を示した [2, 3]。本研究では、CLS 検出器を全身用 PET に応用した際の空間分解能向上について、シミュレーションにより検討した。

方法

本研究では、モンテカルロシミュレーションツールキット Geant4 を用いてリング径 750 mm、体軸視野 179 mm の全身用 CLS-PET をモデル化した。検出器は $1.45 \times 1.45 \times 15 \text{ mm}^3$ の LGSO を 14×14 に配列した Air-CLS[1]を想定し、1 リングあたり 92 個の 7 リング配置とした。エネルギー分解能は 20%、エネルギーウィンドウは 400–600 keV とした。

そして、NEMA 規格 [4] の空間分解能評価法に基づいて、filtered backprojection で再構成した点線源画像の半値幅（full width at half maximum: FWHM）を求めた。点線源の放射能は 1 MBq とした。従来機として、シンチレータサイズが $3.2 \times 3.2 \times 20 \text{ mm}^3$ (LSO)の Siemens 社製 PET/CT 装置 Biograph Vision の文献値 [5] と比較した。

Introduction

PET imaging is widely used in cancer diagnosis; however, as detecting small lesions remains challenging due to limitations in spatial resolution, higher resolution is desired. Although reducing the scintillator pixel size is effective for improving spatial resolution, it is necessary to maintain sufficient crystal thickness for detecting high-energy γ -rays. This leads to uncertainty in the depth at which obliquely incident γ -rays interact, making it challenging to maintain high resolution, particularly at the periphery of the field of view. To address this issue, measuring the depth-of-interaction (DOI) enables the simultaneous achievement of high sensitivity and high spatial resolution. Furthermore, time-of-flight (TOF) measurement, which evaluates differences in γ -ray arrival times, is effective for noise reduction, and the simultaneous realization of DOI and TOF measurements is essential for improving image quality. QST researchers have developed the crosshair light-sharing (CLS) detector [1] as a TOF-DOI detector and demonstrated its effectiveness in small-animal and brain PET systems [2,3]. In this study, through simulation, we evaluated the potential improvement in spatial resolution that can be achieved by applying CLS detectors to a whole-body PET system.

Methods

We modeled a whole-body CLS-PET system with a ring diameter of 750 mm and an axial field of view of 179 mm using the Monte Carlo simulation toolkit Geant4. The detector principle assumed was air-CLS [1], and the detector configuration consisted of LGSO crystals of $1.45 \times 1.45 \times 15 \text{ mm}^3$ arranged in a 14×14 array, with 92 detector blocks per ring and seven rings in total. The energy resolution was set to 20%, and the energy window was set to 400–600 keV.

For performance evaluation of the proposed system, the spatial resolution assessment specified in the NEMA standards [4] was simulated, and the full width at half maximum (FWHM) of point-source images reconstructed using filtered backprojection was calculated. The activity of the point source was set to 1 MBq. As a conventional system for comparison, we used literature values [5] from the Siemens Biograph Vision PET/CT scanner, which employs LSO crystal scintillators with dimensions of $3.2 \times 3.2 \times 20 \text{ mm}^3$.

結果と考察

Figure 1 に空間分解能評価の結果を示す。提案装置では従来機よりも高い空間分解能が期待できることが示唆された。特に、従来装置でみられる視野周辺部での Radial 方向の空間分解能の劣化が抑制され、均一性が向上している。以上より、CLS 検出器の導入は従来機に比べて空間分解能向上に寄与することが示唆された。

Results and Discussion

Figure 1 shows the results of the spatial resolution evaluation. From them, the proposed system is suggested to have the potential to achieve a higher spatial resolution compared to the conventional system. In particular, the degraded radial spatial resolution at the peripheral region, which was seen in the conventional system, was suppressed, leading to improved uniformity. These results suggest that the introduction of the CLS detector contributes to improved spatial resolution compared with the conventional system.

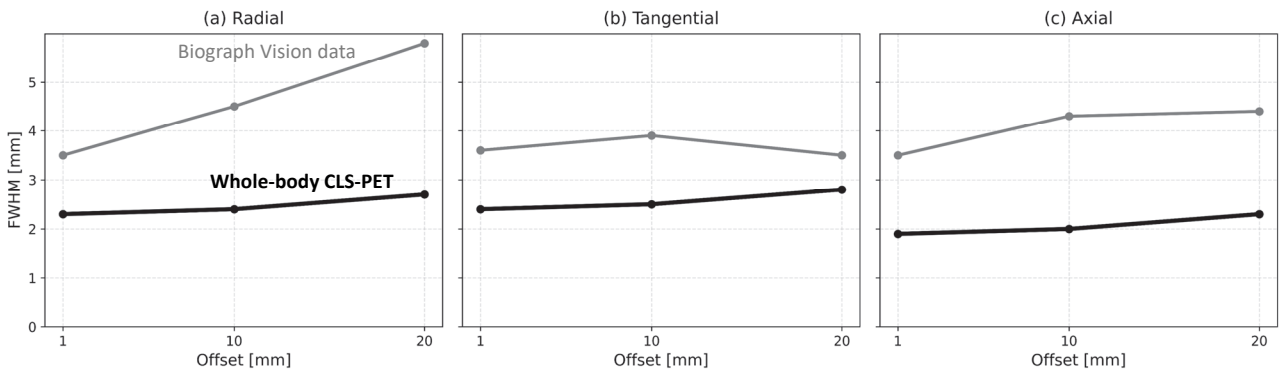


Figure 1 NEMA-based spatial resolution for radial (a), tangential (b), and axial directions (c) against radial offsets. The measured Biograph Vision data reported in [5] were plotted as reference.

まとめ

今回のシミュレーション結果から、CLS 検出器を用いた提案機によって、従来機よりも高い空間分解能を得られる可能性が示唆された。ただし、本研究では比較対象が実機の文献データであるため、今後は従来装置も同条件でシミュレーションする必要がある。また、画質評価ファントム等を用いた総合的な性能予測を行い、TOF によるノイズ低減効果を含め、CLS 検出器を用いた全身用 PET の有効性を検証する予定である。

Conclusion

Based on the results of the present simulation, we concluded the proposed system using the CLS detector has the potential for achieving higher spatial resolution compared to conventional systems. We should note that since the comparison in this study was based on simulation data, further validation through simulations of conventional systems under the same conditions will be required. In addition, we plan to conduct comprehensive performance predictions through simulations using various phantoms, including image quality evaluation phantoms, to validate the effectiveness of whole-body PET systems incorporating CLS detectors and to assess the noise-reduction effects of TOF information.

Acknowledgements

Collaborators Hideaki Tashima, Go Akamatsu, Taiga Yamaya (QST), Hideaki Haneishi (Chiba University)

References

- [1] E. Yoshida *et al.*, "Air-CLS Detector: A Modified Crosshair Light-Sharing PET Detector With Air Gaps in the U-Shape Light Path," *IEEE Transactions on Radiation and Medical Science*, vol. 9, no. 7, pp. 872–878, Sep. 2025.
- [2] T. Ishikawa *et al.*, "Mirai-PET: High-Resolution, Portable, Axially Long Small Animal PET with TOF-DOI Detection," *2024 IEEE Nuclear Science Symposium (NSS), Medical Imaging Conference (MIC) and Room Temperature Semiconductor Detector Conference (RTSD)*, Tampa, FL, USA, 2024, p. 1-1.
- [3] K. Narita *et al.*, "CLS-7: the 7-ring TOF-DOI Brain PET System with Crosshair Light-Sharing Detectors," *2025 IEEE NSS/MIC/RTSD*, Yokohama, Japan, M-13-3, 2025.
- [4] National Electrical Manufacturers Association (NEMA), NEMA NU 2-2018: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs (PET), NEMA, 2018.
- [5] J. van Sluis *et al.*, "Performance Characteristics of the Digital Biograph Vision PET/CT System," *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 60, no. 7, pp. 1031–1036, July 2019.

動物用 TOF-DOI PET 開発と Cherenkov PET 検出器モデル化

Development of animal TOF-DOI PET and simulation of Cherenkov PET detector



石川 大洋

QST スチューデントリサーチャー/千葉大学 (羽石・岡本研究室 博士 1 年生)

Taiyo Ishikawa

QST Student Researcher / Chiba University (Haneishi and Okamoto-lab, D1)

はじめに

陽電子放出断層撮像法 (PET) において、検出された消滅放射線の飛行時間差 (time-of-flight, TOF) 情報を利用することで、同時計数線 (LOR) 上での線源位置を部分的に推定できる。この TOF-PET 技術を使うと、PET 画像の画質を改善でき、その改善量は TOF 分解能の値が小さいほど、また撮像対象のサイズが大きいほど大きくなる。

本稿では、新たに開発した TOF-PET 検出器を用いて動物用 PET 装置を開発する実用化研究と、将来的な超高速 TOF-PET 検出器の開発に向けたモンテカルロシミュレーションモデルの開発研究について述べる。

動物用 TOF-DOI PET 装置の開発

TOF 計測技術はヒト用臨床機における有用性が多数報告されているが、撮像対象がヒトより小さい動物用 PET 装置では効果が実証されていない。一方、リング径が小さなシステムでは、depth-of-interaction (DOI) 計測の必要性は明らかである。そこで我々は新たに動物用 TOF-DOI PET 装置「Mirai-PET」を開発し、カニクイザルの FDG-PET において TOF と DOI の両方が画質改善の効果があることを示した。

Mirai-PET は 126 個の crosshair light-sharing (CLS) 検出器[1]を使用し、直径 170 mm、体軸長さ 156 mm の検出器リングを持つ (Figure 1(a))。CLS 検出器は 14×14 アレイの fast-LGSO 結晶 ($1.45 \times 1.45 \times 15 \text{ mm}^3$, 1.6 mm ピッチ) と 8×8 アレイのシリコン光電子増倍素子 (SiPM) (3.2 mm ピッチ) を組み合わせて構成された。1 つの SiPM に 4 つの fast-LGSO 結晶が配置されており、それぞれ

Introduction

In positron emission tomography (PET), time-of-flight (TOF) information of detected annihilation photons allows for the partial localization of the source position along the line of response (LOR). The TOF-PET technology enhances image quality. TOF gain increases with better TOF resolution and larger object size.

Here, we report on two developments: an animal PET system with our original TOF-PET detectors; and a Monte Carlo simulation model for the realization of next-generation ultrafast TOF-PET detectors.

Development of animal TOF-DOI PET system

Benefits of TOF have been widely investigated in clinical PET systems; however, its effectiveness has not been demonstrated in animal PET scanners, where the imaging targets are relatively small. On the other hand, in systems with a small ring diameter, the necessity of depth-of-interaction (DOI) measurements is evident. Therefore, we developed a new animal TOF-DOI PET system, Mirai-PET, and we demonstrated that both TOF and DOI information improve image quality in ^{18}F -FDG PET imaging of a crab-eating monkey.

The Mirai-PET is composed of 126 crosshair light-sharing (CLS) detectors [1]. The detector ring diameter is 170 mm and the axial length is 156 mm (Figure 1(a)). Each CLS detector consists of a 14×14 array of fast-LGSO crystals ($1.45 \times 1.45 \times 15 \text{ mm}^3$, 1.6 mm pitch) coupled with an 8×8 array of silicon photomultipliers (SiPMs) with a 3.2 mm pitch. Four fast-LGSO crystals are assigned to each SiPM, and each

の結晶が隣接する別の SiPM に配置された結晶とシンチレーション光を共有する。光を検出した SiPM ペアの組み合わせと信号強度の比から光電吸収が起きた結晶と DOI 情報を取得する。同時計数時間窓は 3 ns とし、エネルギーウィンドウは 440–620 keV とした。

ウルトラマイクロホットファントムを用いて、空間分解能を評価した。ファントムは ^{22}Na を封入した径 0.75 mm から 2.4 mm の多数のロッドから構成され、放射能は合計で 0.33 MBq であった。視野中心と半径方向に 50 mm オフセットした位置に配置してそれぞれ 3600 秒計測した。Ordered-subset expectation-maximization (OS-EM) 法を用いて画像再構成を行った。結果として、視野中心で 0.75 mm、半径方向への 50 mm オフセット位置で 1 mm のロッド分解能が得られた。

サルサイズの NEMA NU4 散乱ファントムを用いて TOF 分解能を評価し、242 ps の TOF 分解能が得られた。

TOF 情報と DOI 情報による画質改善効果を実証するためにカニクイザル頭部の ^{18}F -FDG-PET 撮像を行った (Figure 1(b))。95 MBq を投与し、30 分経過後から 60 分間のデータ収集を行った。画像再構成には OS-EM 法を使用し減弱補正と散乱補正、偶発同時計数補正を適用した。結果として TOF と DOI の両方で画質が改善されることが示された (Figure 1(c))。撮像対象のサル頭部の直径は約 10 cm であったことから、242 ps の TOF 分解能により、TOF 情報がない場合と比べて画像の信号対ノイズ比は理論上[2]1.7 倍改善したと考えられる。

crystal shares scintillation light with crystals assigned to adjacent SiPMs. By analyzing signal patterns from SiPM pairs and the signal intensities, both the interaction crystal and DOI information can be obtained. The coincidence time window was set to 3 ns, and the energy window to 440–620 keV.

Spatial resolution was evaluated using an ultra-micro hot phantom, which consisted of multiple rods filled with ^{22}Na with diameters ranging from 0.75 mm to 2.4 mm. Total activity was 0.33 MBq. The phantom was measured for 3600 s at the center of the field of view (FOV) and at 50 mm radial offset. Images were reconstructed using the ordered-subset expectation-maximization (OS-EM) algorithm. As a result, rod resolutions of 0.75 mm at the FOV center and 1 mm at 50 mm offset were achieved.

TOF resolution was evaluated using a NEMA NU4 monkey-sized scatter phantom. The measured TOF resolution was 242 ps.

To demonstrate the image quality improvements realized by TOF and DOI information, ^{18}F -FDG PET imaging was performed for the head of a crab-eating monkey (Figure 1(b)). A dose of 95 MBq was injected, and data were acquired for 60 min starting at 30 min post-injection. Image reconstruction was performed using the OS-EM algorithm with attenuation, scatter, and random corrections. The results indicated that both TOF and DOI information clearly improved image quality (Figure 1(c)). Given the approximate diameter of the monkey head to be 10 cm in our study, based on Budinger's report [2] we estimated that the 242-ps TOF resolution theoretically improved the image signal-to-noise ratio by a factor of 1.7 compared with non-TOF reconstruction.

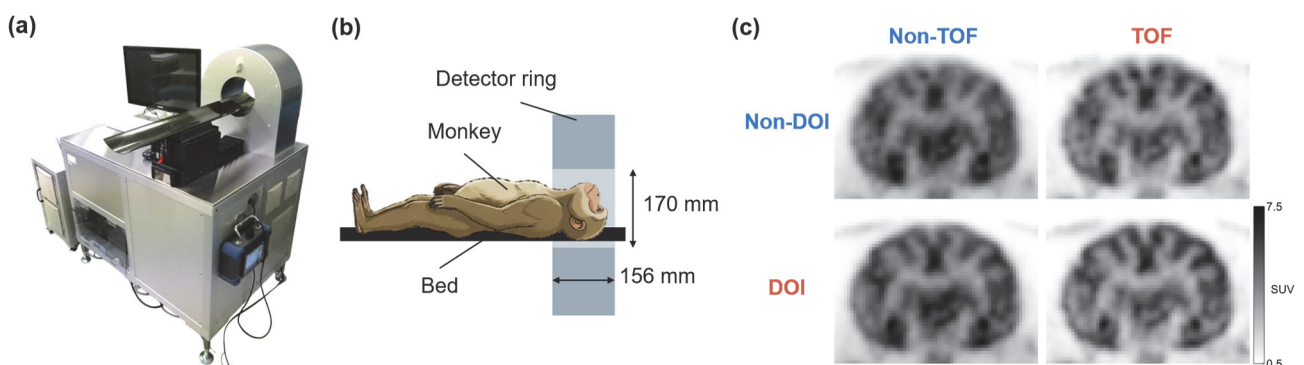


Figure 1 Photograph of Mirai-PET (a), position of the monkey for the FDG-PET (b), and reconstructed images of monkey brain FDG-PET (c).

チェレンコフ PET 検出器のシミュレーション

前述した Mirai-PET の TOF 分解能は 242 ps であり、これは LOR 上で 36 mm の空間分解能に相当する。一方、実験室レベルでは、チェレンコフ輻射体統合型マイクロチャンネルプレート光電子増倍管 (CRI-MCP-PMT) を用いることで 30 ps の TOF 分解能が達成されており[3]、これは LOR 上で約 4.5 mm の空間分解能に相当する。さらに、この検出器のペアを対向配置し、1 列ずつ平行移動させることで画像再構成をすることなく TOF 情報のみで断層撮像が可能であることも示されている[4]。

このように、従来のリング型検出器配置という制約が緩和されることで、たとえば術中や粒子線治療中の PET 撮像を目的とした対向パネル型 PET 装置の実現も期待される。この装置に要求される TOF 分解能は 40 ps であることが、モンテカルロシミュレーションにより示された[5]。しかし現状では、CRI-MCP-PMT を PET システムに組み込む際に検出効率が十分でないことが課題であった。超高速 TOF と実用的な検出効率を両立した CRI-MCP-PMT の設計最適化には、精緻なシミュレーションモデルが不可欠である。

そこで本研究では、CRI-MCP-PMT のモンテカルロシミュレーションモデルを新たに開発した。検出器形状は市販の MCP-PMT (R3809U-50、浜松ホトニクス) を参考に決定し、チェレンコフ輻射体であるフッ化鉛結晶 (厚さ 3.2 mm) を窓材に用いた (Figure 2(a))。本モデルでは、単一光子時間分解能 (25 ps FWHM)、実測した単一光子波形、電気ノイズ、PMT ゲインのばらつきを組み込み、検出タイミングを決定するためのアナログ出力波形を生成した。波形振幅のばらつきと電気ノイズは、実測データに基づいてガウス関数としてモデル化した。

同時計数時間分解能 (CTR) を評価するため、検出器ペアの中心から各検出器に向かう 2 本の 511 keV ガンマ線を 10^7 回生成するデータ収集を再現した。最良の CTR を得るため、パルス面積ウィンドウおよびコンスタントフラクションタイミングの閾値レベルを文献[3]に従って最適化した。その結果、文献[3]と同様にパルス面積の増大および閾値の低下に伴い CTR が改善する傾向が確認された (Figure 2(b))。また、閾値を 1% とした場合に CTR が悪化したことから、電気ノイズの影響が適切にモデル化されていると考えられる。最良の CTR は 28.5 ± 3.0 ps FWHM

Monte Carlo simulation of Cherenkov-based PET detector

The TOF resolution of the Mirai-PET described above was 242 ps, which corresponds to a spatial resolution of 36 mm along the LOR. In contrast, a TOF resolution of 30 ps has been achieved at the laboratory scale using Cherenkov radiator-integrated microchannel plate photomultiplier tubes (CRI-MCP-PMTs) [3], corresponding to a spatial resolution of about 4.5 mm along the LOR. Furthermore, it has been demonstrated that 2D cross-sectional imaging without performing image reconstruction processes is possible by placing a pair of these detectors face-to-face and translating them in parallel one row at a time [4].

Relaxing the constraint of the conventional ring-type detector arrangement opens the possibility of developing dual-panel PET systems, for example, for intraoperative PET imaging or PET imaging during particle therapy. Monte Carlo simulations have shown that a TOF resolution of 40 ps is required for such applications [5]. However, the practical use of CRI-MCP-PMTs in PET systems has been limited due to their insufficient detection efficiency. To achieve both ultrafast TOF performance and practical detection efficiency, establishing an accurate simulation model of the CRI-MCP-PMT is required.

In this study, we developed a Monte Carlo simulation model of a CRI-MCP-PMT. The detector geometry was defined based on a commercially available MCP-PMT (R3809U-50, Hamamatsu Photonics K.K.), and a 3.2-mm-thick lead fluoride crystal was used as a Cherenkov radiator window (Figure 2(a)). The model incorporated the single-photon time resolution (25 ps FWHM), measured single-photon waveforms, electrical noise, and PMT gain fluctuation to generate analog output signals for timing. The amplitude variations and electrical noise were modeled using Gaussian functions based on measured data.

To evaluate the coincidence time resolution (CTR), we simulated data acquisition by generating 10^7 pairs of 511-keV gamma rays emitted from the center of the detector pair toward each detector. Following the procedure in [3], we optimized the pulse-area window and threshold level for constant-fraction timing to obtain the best CTR. As a result, we observed that the CTR improved with increasing pulse area and decreasing threshold (Figure 2(b)). The degradation of the CTR at a threshold of 1% indicates that the influence of electrical noise was correctly modeled. The best CTR obtained was 28.5 ± 3.0 ps FWHM (Figure 2(c)), which was consistent with the

となり (Figure 2(c))、ほぼ同一条件での実験結果[3]と誤差範囲で一致した。

以上より、パラメータを変えることで多様な CRI-MCP-PMT の出力を電気信号まで含めて再現可能な本シミュレーションモデルは、CRI-MCP-PMT を用いた超高速 TOF-PET 検出器の設計最適化に有用であると考えられる。

experimental results under nearly identical conditions [3] within the range of error.

We demonstrated that the proposed simulation model has a potential to reproduce a variety of CRI-MCP-PMT outputs by adjusting the model parameters. Our model is expected to be a valuable tool for optimizing the design of ultrafast TOF-PET detectors employing CRI-MCP-PMTs.

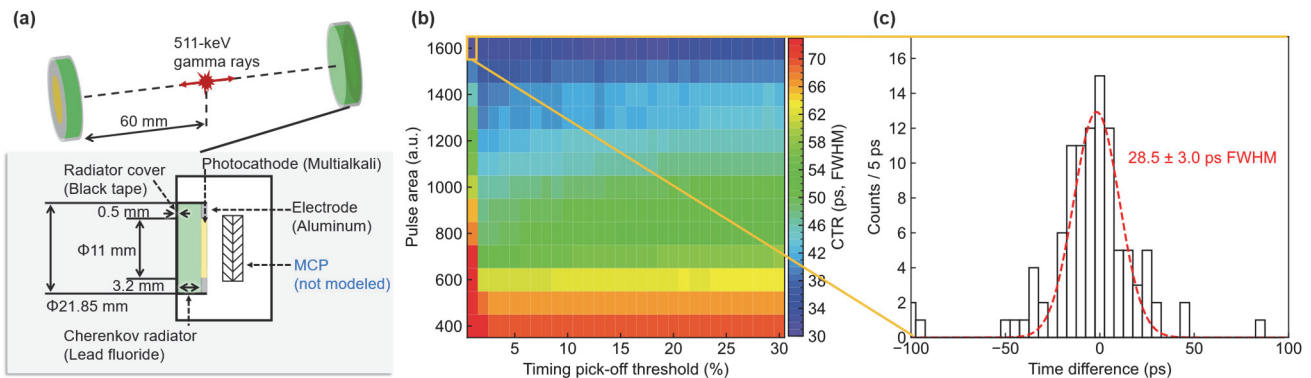


Figure 2 Simulation setup (a). A pair of CRI-MCP-PMTs was placed face-to-face at a 120 mm separation. Back-to-back 511 keV gamma rays were generated at the middle of the detectors. CTR as functions of timing pick-off threshold and pulse area window (b). The best CTR histogram with 28.5 ± 3.0 ps FWHM at a 1% threshold and a pulse area window from 1400 to 1800 (c).

まとめ

動物用 TOF-DOI PET 装置を開発し、TOF と DOI の両方がマカクサル脳の FDG-PET の画質改善に有用であることを初めて示した。また、TOF 分解能の高精度化に向けて、CRI-MCP-PMT のモンテカルロシミュレーションモデルを開発した。

Conclusion

We developed the TOF-DOI animal PET system and demonstrated for the first time that TOF and DOI capabilities improved the image quality of FDG-PET for macaque brain. We also developed the Monte Carlo simulation model of a CRI-MCP-PMT, which will be used to realize ultrafast TOF-PET detectors.

Acknowledgements

Collaborators Go Akamatsu, Hideaki Tashima, Hiroshi Mizuma, Chie Seki, Yuji Nagai, Takashi Okauchi, Hidekatsu Wakizaka, Yuma Iwao, Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Takafumi Minamimoto, Han Gyu Kang, Fumihiko Nishikido, Taiga Yamaya (QST) Hideaki Haneishi (Chiba University) Shigeki Ito (Mirai-imaging Inc.) Ryosuke Ota (Hamamatsu Photonics K.K. and UC Davis)

References

- [1] E. Yoshida *et al.*, "Timing estimation of the exponentiated energy-weighted average for crosshair light sharing TOF-DOI PET detector," Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A, 1059, 168949, 2024
- [2] T. F. Budinger, "Time-of-flight positron emission tomography: Status relative to conventional PET," J. Nucl. Med., 24, 1, 73–78, 1983
- [3] R. Ota *et al.*, "Coincidence time resolution of 30 ps FWHM using a pair of Cherenkov-radiator-integrated MCP-PMTs," Phys. Med. Biol., 64, 7, 07LT01, 2019
- [4] S. I. Kwon *et al.*, "Ultrafast timing enables reconstruction-free positron emission imaging," Nat. Photon., 15, 12, 914–918, 2021
- [5] T. Ishikawa *et al.*, "Imaging simulation of a dual-panel PET geometry with ultrafast TOF detectors," IEEE Trans. Radiat. Plasma Med. Sci., 1–1 (Early access), 2025

深層学習を用いた PET 検出器内の光子挙動の解析

Deep learning-based photon analysis in PET detectors

大西 佑弥

協力研究員/千葉大学（山谷研究室 博士1年生）/浜松ホトニクス株式会社

Yuya Onishi, Visiting Collaborative Researcher / Chiba University (Yamaya-lab, D1) / Hamamatsu Photonics K.K.



はじめに

PET 検出器のタイミング性能をモデル化し予測することは、特に高時間分解能が求められる time-of-flight (TOF)-PET の研究開発において極めて重要である。タイミング性能を正しくモデル化するためには、シンチレータ内で発生した光子が光検出器に到達する時刻、すなわちタイムスタンプの分布を正確に把握する必要があり、複数のタイムスタンプ情報を統計的に利用することで、同時計数時間分解能 (CTR) の理論的な限界である Cramér-Rao lower bound に近づけることが知られている[1]。

一方で、光子のタイムスタンプ情報を実験データとして直接観測することは、検出器の構造上困難であり、その利用は解析的モデルやモンテカルロシミュレーションに依存している。先行研究の多くは理想化された条件を前提としており、実際のシンチレータや光検出器に固有の不確定要素を十分に再現できていないため、シミュレーションで得られた挙動が実験条件下で必ずしも再現されるとは限らない。

そこで本研究では、深層学習技術と物理情報を組み合わせることで、光子のタイムスタンプ情報を実験的に復元・可視化することを目指す。これにより、光子挙動の詳細な解析やCTRモデルの妥当性検証が可能となり、次世代 TOF-PET への超高時間分解能化に向けた設計指針の提供が期待される。本年度は、LYSO シンチレータを用いた実証実験結果について報告する。

提案方法

提案手法では、PET 検出器から出力されるアナログ信号波形から光子のタイムスタンプを実験的に復元する。検出器の出力波形は、一般的にシンチレーション光子の検出時刻に関する確率密度関数と、光検

Introduction

Modeling and predicting the timing performance of PET detectors is important, particularly in the research and development of time-of-flight (TOF)-PET for which better timing resolution is required. To accurately model timing performance, it is essential to precisely obtain the distribution of photon timestamps—that is, the arrival times of photons generated within the scintillator at the photodetector. Furthermore, it is known that statistically utilizing multiple detected photon timestamps can approach the theoretical limit of coincidence time resolution (CTR), represented by the Cramér–Rao lower bound [1].

However, directly observing photon timestamp information as experimental data is structurally challenging for detectors, and use of the information relies on analytical models or Monte Carlo simulations. Many previous studies assume idealized conditions and fail to sufficiently reproduce uncertainties inherent to actual scintillators and photodetectors, meaning that behaviors obtained through simulation do not necessarily replicate under experimental conditions.

In this study, we aim to recover and visualize photon timestamp information experimentally by combining deep learning techniques with physical knowledge. This approach enables detailed analysis of photon behavior and validation of CTR modeling, and it is expected to provide design insights for achieving ultrafast timing resolution in next-generation TOF-PET systems. In this yearly report, we present the results of a demonstration experiment using an LYSO scintillator.

Proposed method

The proposed method experimentally recovers photon timestamps from analog signal waveforms output from the PET detector. The detector waveform is generally composed of a convolution of the probability density function related to the detection time of scintillation photons, the single photon

出器 (SiPM) の単一光子応答および単一光子時間分解能の畳み込みに、読み出しノイズなどが加わって構成されている。そこで、検出器信号を単一光子の応答波形でデコンボリューションすることにより、各光子をタイムスタンプ情報としてデジタル化することが可能になる。この仕組みが本手法の基本原理であり、これを深層学習の枠組みで実施する。

提案モデルは、デコンボリューション部と TOF 推定部の2つのネットワークで構成される (Figure 1)。デコンボリューション部では、事前取得した SiPM の単一光子応答を組み込むことで、実際のタイムスタンプ情報を正解ラベルとして使用することなく、アナログ波形からタイムスタンプを復元する。また、復元されたタイムスタンプは TOF 推定用の別のネットワーク [2] に入力され、同時計数イベントの時間差が光子レベルで推定される。モデル全体の重みパラメータは、各ネットワークの損失関数を同時に最小化することで最適化され、TOF 推定の誤差がデコンボリューション処理にも逆伝播されることで、時間差情報を考慮したより高精度な光子タイムスタンプの復元が可能となる。

response, and the single-photon time resolution of the silicon photomultiplier (SiPM), combined with readout noise. Therefore, by deconvolving the detector signal with the single-photon response waveform, it becomes possible to digitize each photon as timestamp information. This mechanism constitutes the fundamental principle of the proposed method, which is implemented within a deep learning framework.

The proposed architecture consists of two networks: a deconvolution component and a TOF estimation component (Figure 1). In the deconvolution component, the single-photon response of the SiPM, obtained in advance, is incorporated to enable recovery of timestamps from analog waveforms without using actual timestamp information as ground-truth labels. The recovered timestamps are then fed into another network [2] for TOF estimation, where the time difference of coincidence events is estimated at the photon level. The weight parameters of the entire model are optimized by simultaneously minimizing the loss functions of each network, and the TOF estimation error is back-propagated into the deconvolution process, enabling more accurate recovery of photon timestamps by taking time-difference information into account.

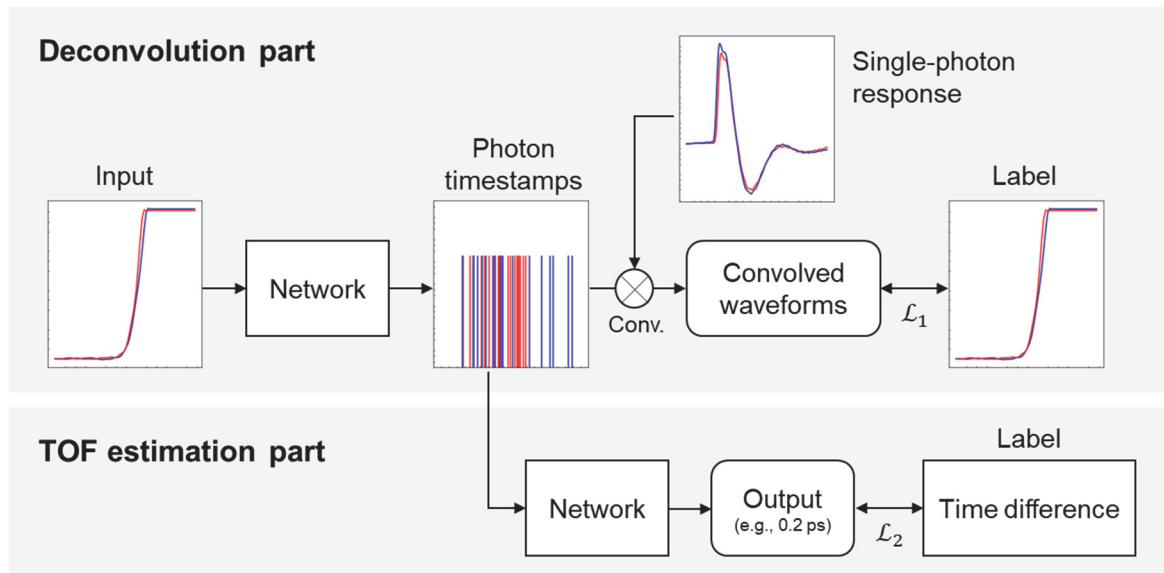


Figure 1 Overview of the proposed architecture for timestamp recovery and improved CTR.

結果

提案手法の実現可能性を評価するため、Figure 2 に示す時間分解能計測用の実験セットアップで、 $3 \times 3 \times 10 \text{ mm}^2$ の LYSO シンチレータを用いてデータ収集を行った。

Results

To evaluate the feasibility of the proposed method, we performed data acquisition using LYSO scintillator crystals with dimensions of $3 \times 3 \times 10 \text{ mm}^3$ with the experimental setup for CTR measurement shown in Figure 2.

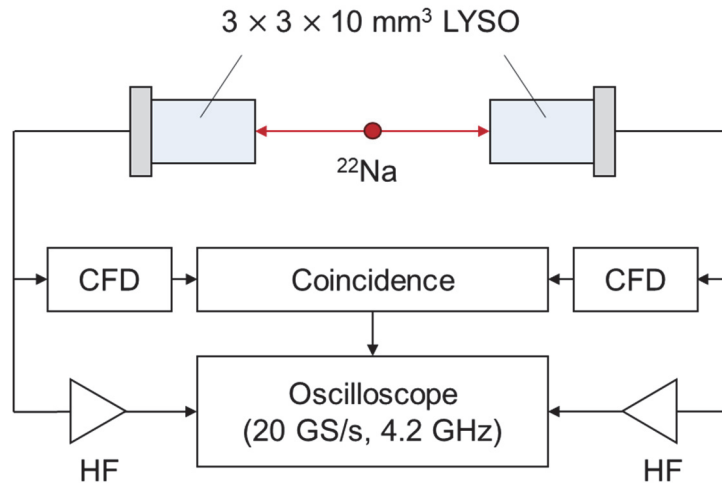


Figure 2 Experimental setup for CTR evaluations using LYSO scintillator crystals.

提案手法を用いて復元したタイムスタンプの一例を Figure 3 に示す。また、全イベントのタイムスタンプから推定された CTR を Figure 4 に示す。検出された単一の光子から TOF を推定する場合と比較して、複数光子を利用することで CTR は改善し、最尤法に基づいた時間推定では光子数増加による CTR の劣化を抑えつつ最良値である 107.1 ps を達成した。この観測結果は、先行研究の解析的モデルやモンテカルロシミュレーションによる結果と概ね一致しており[3-5]、標準的な検出器構成でタイムスタンプ復元が可能であることを示唆している。さらに、10 mm 間隔で配置した 3 つの線源位置から取得した実験データを解析した結果、時間差ヒストグラムのピークは約 66 ps ごとにシフトし、復元したタイムスタンプが TOF 推定においても有効に機能していることが確認された。

An example of the restored timestamps obtained using the proposed method is shown in Figure 3. The CTR estimated from the timestamps of all events is shown in Figure 4. Compared to estimating TOF from a single detected photon, utilizing multiple photons improves the CTR. Between the two approaches, the maximum likelihood-based time estimation approach achieved the best value of 107.1 ps full width at half maximum (FWHM) while mitigating degradation due to an increased number of photons. The observed behavior is generally consistent with the previous results of the analytical model and Monte Carlo simulation [3-5], suggesting that timestamp recovery is experimentally feasible with a standard detector configuration. Furthermore, analysis of experimental data obtained from three different source positions arranged at 10 mm intervals revealed that the peak position of the time-difference histogram shifted by approximately 66 ps for each step, confirming that the recovered timestamps are also effective for TOF estimation.

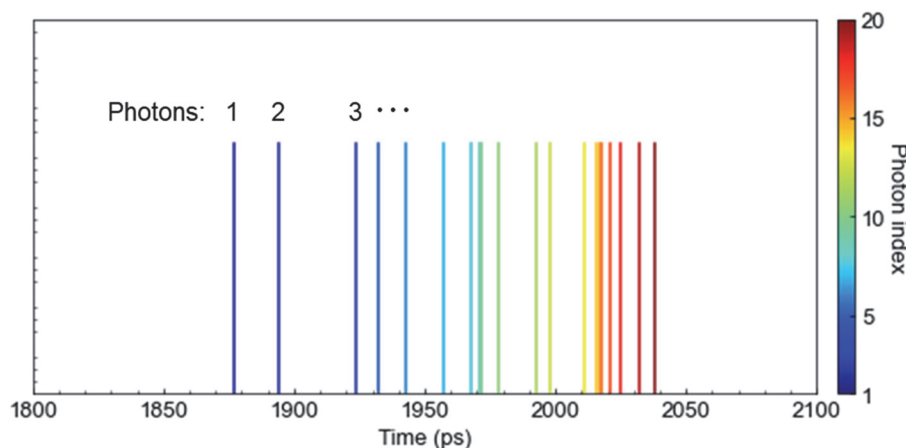


Figure 3 An example of photon timestamps visualized using the proposed method.

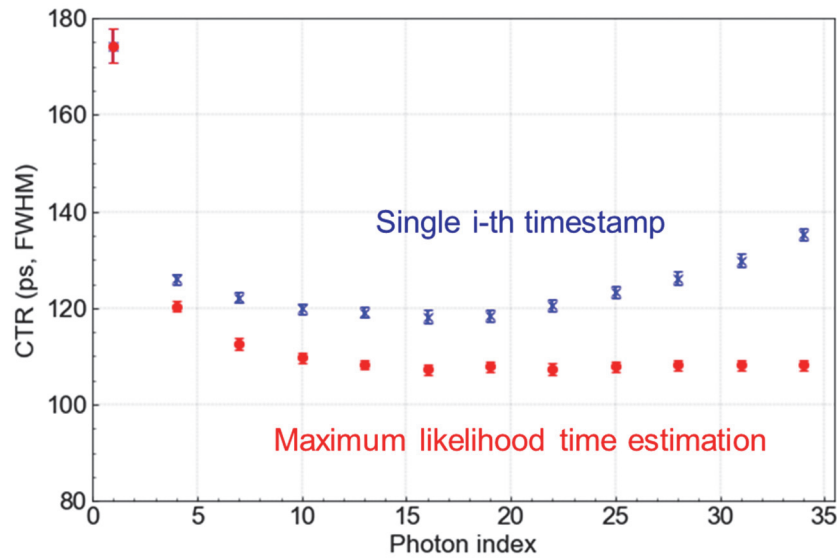


Figure 4 CTR behaviors estimated from the recovered photon timestamps.

まとめ

本研究では、深層学習と物理情報を組み合わせることで、光子のタイムスタンプ情報を実験的に可視化し、CTRの検証を通じてその妥当性を評価した。実験結果は、理論計算やシミュレーションに基づく先行研究と整合する挙動を示しており、標準的なPET検出器構成におけるタイムスタンプ復元の試みは、理論と実験をむすぶ重要なステップとなることが期待される。さらに、提案手法は光子単位でのタイミング情報を取得できる点から、デジタルSiPMとしての機能を実現する可能性も秘めている。

Conclusion

In this study, we experimentally recovered photon timestamp information by combining deep learning with physical knowledge and we evaluated its validity through CTR verification. The experimental results exhibited photon behavior consistent with previous studies based on theoretical calculations and Monte Carlo simulations, suggesting that the attempt to recovery timestamps in a standard PET detector configuration represents an important step toward bridging theory and experiment. Furthermore, as the proposed method can obtain timing information on a photon-by-photon basis, it also has the potential to realize the functionality of a digital SiPM.

Acknowledgements

Collaborators Go Akamatsu, Hideaki Tashima, Taiga Yamaya (QST), Ryosuke Ota, Kibo Ote (Hamamatsu Photonics K.K.), Fumio Hashimoto (University of Florida)

References

- [1] D. Schaaf, "Physics and technology of time-of-flight PET detectors," *Phys. Med. Biol.*, 66, 09TR01, 2021.
- [2] Y. Onishi, *et al.*, "Unbiased TOF estimation using leading-edge discriminator and convolutional neural network trained by single-source-position waveforms," *Phys. Med. Biol.*, 67, 04NT01, 2022.
- [3] S. Seifert *et al.*, "The lower bound on the timing resolution of scintillation detectors," *Phys. Med. Biol.*, 57, 1797–1814, 2012.
- [4] E. Venialgo *et al.*, "Time estimation with multichannel digital silicon photomultipliers," *Phys. Med. Biol.*, 60, 2435–2452, 2015.
- [5] S. Gundacker, *et al.*, "On the comparison of analog and digital SiPM readout in terms of expected timing performance," *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A*, 787, 6–11, 2015.

多核種 WGI の実証: $^{89}\text{Zr}/^{18}\text{F}$ 同時撮像Multi-isotope WGI: $^{89}\text{Zr}/^{18}\text{F}$ simultaneous imaging

赤松 剛 主幹研究員

Go Akamatsu, Principal Researcher



はじめに

PET とコンプトンカメラを融合した QST 独自のイメージング技術である whole gamma imaging (WGI) は、2 重リング状の検出器配置を用いることで、消滅ガンマ線対の PET イメージングだけでなくシングルガンマ線のコンプトンイメージングが可能である [1-3]。

WGI は様々な応用可能性を秘めており、そのうちの 1 つが複数放射性核種の同時撮像である。陽電子放出核種を PET で、シングルガンマ線放出核種をコンプトンイメージングでそれぞれ画像化できるため、原理的には同時撮像が可能である。本研究では、最も広く活用されている ^{18}F と、抗体薬のイメージングで活用されている ^{89}Zr の組み合わせに着目した。 ^{18}F と ^{89}Zr の壊変図を Figure 1 に示す。PET では ^{18}F と ^{89}Zr の複合集積が画像化でき、コンプトンイメージング (909 keV ガンマ線) では ^{89}Zr の単独集積を画像化できるため、PET 画像とコンプトン画像の差分画像を作成することで ^{18}F の集積を推定できると考えられる。本稿では、最新の 4 号試作機 (WGI-4) を用いた $^{89}\text{Zr}/^{18}\text{F}$ 同時撮像試験について報告する。

Introduction

QST researchers proposed whole gamma imaging (WGI), which is a novel concept combining PET and Compton imaging [1-3]. WGI offers PET imaging of positron (β^+)-annihilation 511 keV γ -ray pairs and Compton imaging of single γ -rays by using a dual-ring detector arrangement.

There are various potential novel applications for WGI, one of which is simultaneous imaging of multiple radioisotopes. Since β^+ emitters can be visualized by PET and single γ -ray emitters can be visualized by Compton imaging, simultaneous imaging is theoretically possible. In this study, we focused on the combination of ^{18}F and ^{89}Zr . ^{18}F is the most widely used radioisotope for PET and ^{89}Zr is often used for antibody-based imaging. The decay schemes of ^{18}F and ^{89}Zr are shown in Figure 1. PET can visualize the combined distribution of ^{18}F and ^{89}Zr , while Compton imaging (909 keV γ -rays) can independently visualize the distribution of ^{89}Zr . Therefore, it may be possible to separately visualize the distribution of ^{18}F by making the subtraction image between PET and Compton images. Here, we report results from our simultaneous imaging experiment of ^{89}Zr and ^{18}F using the latest WGI 4th prototype (WGI-4).

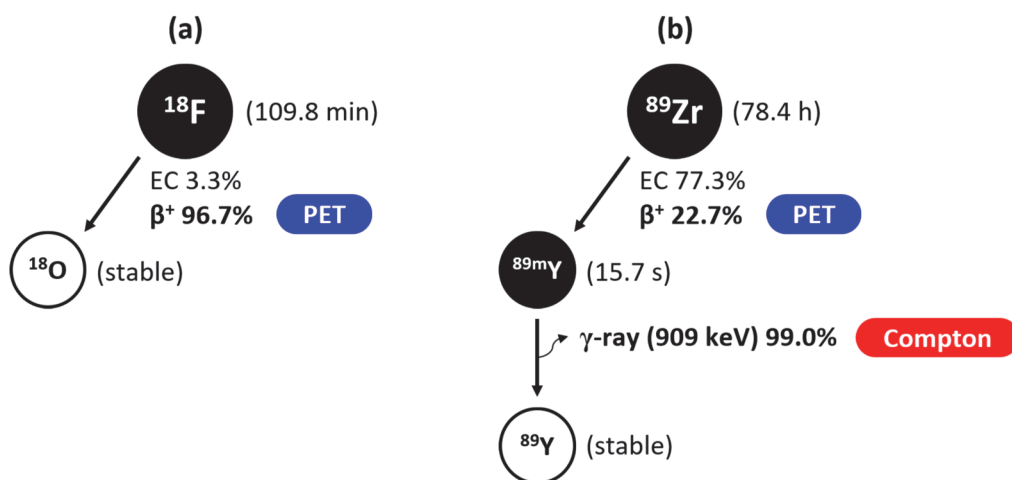


Figure 1 Decay schemes of ^{18}F (a) and ^{89}Zr (b).

WGI 4 号試作機の概要

WGI-4 の仕様を Figure 2 に示す。散乱検出器には東北大学と共同開発した高エネルギー分解能の HR-GAGG シンチレータを使用し [4]、DOI 情報が計測できる CLS 検出器方式を採用した [5]。吸収検出器には Fast-LGSO シンチレータを使用し、SiPM との 1 対 1 結合方式を採用した。詳細仕様は次世代 PET 研究報告書 2024 [6] を参照いただきたい。

^{89}Zr ロッドファントムによる空間分解能評価

予備的検討として、PET とコンプトンイメージングの空間分解能を ^{89}Zr ロッドファントム (3.7 MBq) で評価した。撮像時間は 60 分、画像再構成は OSEM を用いた。Figure 3 に PET 画像とコンプトン画像を示す。PET では 2.2 mm ロッドを、コンプトンイメージングでは 3 mm ロッドを識別できた。

Specifications of WGI-4

Figure 2 shows configurations and specifications of WGI-4. We used HR-GAGG scintillators, which were collaboratively developed with Tohoku University researchers [4], for scatterer detectors. In addition, we used a crosshair light-sharing (CLS) configuration to get depth-of-interaction (DOI) information [5]. For absorber detectors, we used fast-LGSO scintillators with a one-to-one coupling to a SiPM photosensor. The 2024 Report on PET Imaging Physics Research [6] provides detailed specifications.

Spatial resolution evaluation using ^{89}Zr rod phantom

As a preliminary study, we evaluated the spatial resolution of PET and Compton imaging using an ^{89}Zr rod phantom (3.7 MBq). The measurement duration was 60 min, and image reconstruction was performed with the ordered subset expectation maximization (OSEM) algorithm. Figure 3 shows PET and Compton images that resolved 2.2 mm rods and 3 mm rods, respectively.

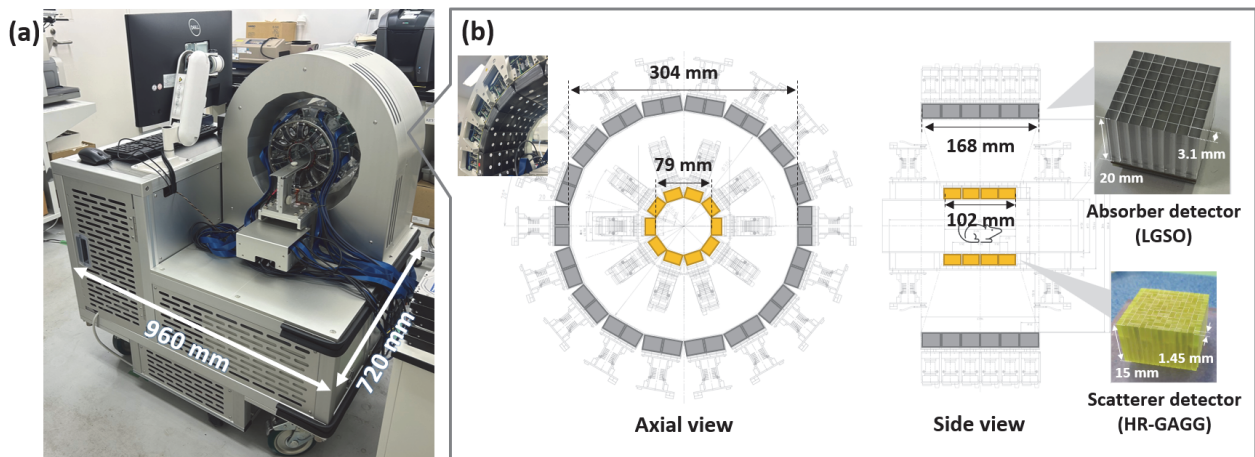


Figure 2 Configurations of the WGI 4th prototype: system appearance (a) and detector arrangements (b).

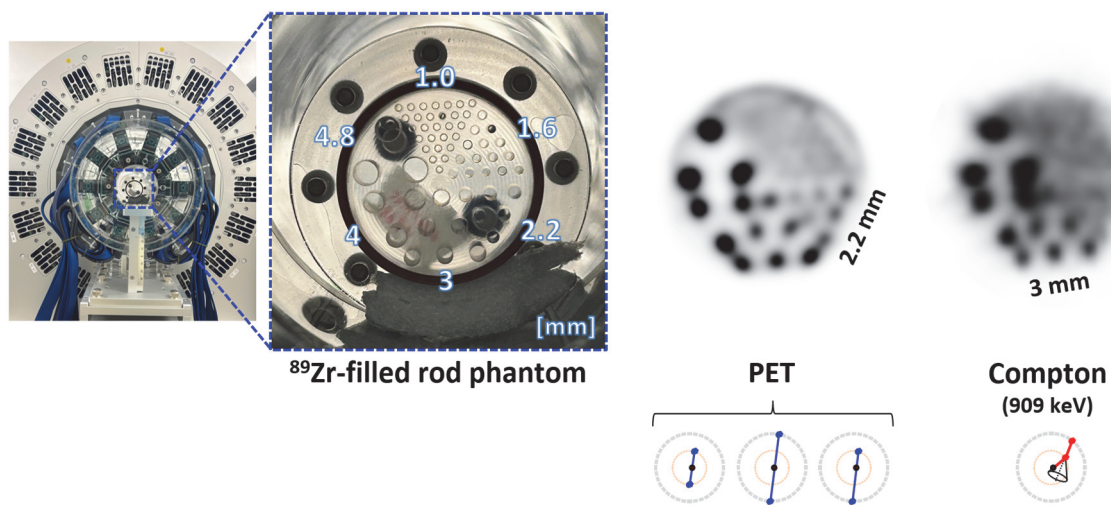


Figure 3 Spatial resolution evaluation with the ^{89}Zr -filled rod phantom, and the PET and Compton images.

多発性骨髄腫マウスの $^{89}\text{Zr}/^{18}\text{F}$ 同時撮像試験

6 週齢のオスのマウス (C57BL/6) に骨髄腫細胞 (Vk14451-EGFP [7]) を尾静脈移植し、5 週経過後に血漿中の IgG2b の上昇を確認した多発性骨髄腫モデルマウスを撮像対象とした。撮像の 3 日前に ^{89}Zr -anti-CD38-antibody (daratumumab) を 5.6 MBq 投与し、撮像の 60 分前に ^{18}F -NaF を 4.3 MBq 投与した。麻酔下で 60 分間撮像し、PET 画像とコンプトン画像をそれぞれ OSEM で画像再構成した。 ^{18}F の集積を画像化するため、PET 画像からコンプトン画像を減算した画像を作成した。

Figure 4 に PET 画像、コンプトン画像および減算画像 (PET 画像 - コンプトン画像) を示す (すべて MIP 画像)。PET 画像では骨、肝臓、膀胱への集積、コンプトン画像では肝臓と脾臓への集積、減算画像では骨と膀胱への集積が認められた。Ulaner らの報告 [8] により、 ^{89}Zr -anti-CD38-antibody は多発性骨髄腫モデルマウスの脾臓への集積が高いことが分かっている。コンプトン画像と減算画像は、それぞれ ^{89}Zr -anti-CD38-antibody と ^{18}F -NaF を単独で撮像した画像 (Figure 4 右) と同様の分布を示しており、同時撮像でも ^{89}Zr と ^{18}F の集積を別々に可視化できたと考えられる。

考察

画像ベースの減算が問題なく適用できたのは、コンプトンイメージングの性能が向上し、コンプトン画像と PET 画像の解像度差が小さくなったためと考えられる。 ^{89}Zr は半減期が 78 時間であり、一度投与してしまうと他の PET 薬剤を使ったイメージングは困難である。WGI を用いることで、 ^{89}Zr が体内に分布した状態でも、他の PET 薬剤を使ったイメージングが可能になると期待される。

PET を用いた多核種同時撮像に関する他の研究として、陽電子とほぼ同時にガンマ線を放出する核種 (^{124}I など) と陽電子のみを放出する核種 (^{18}F など) を同時撮像し、トリプル同時計数を利用して核種の分離を行う方法がある [9]。この手法は、トリプル同時計数が検出できる核種に撮像対象が限定されるため、 ^{89}Zr と ^{18}F の同時撮像は不可能である。

Simultaneous $^{89}\text{Zr}/^{18}\text{F}$ imaging in multiple myeloma mice

Male mice (C57BL/6, 6 weeks old) were injected with myeloma cells (Vk14451-EGFP [7]) via their tail vein. Five weeks later, we confirmed an increase of plasma IgG2b, which denotes the development of multiple myeloma (MM). The MM model mouse was injected with ^{89}Zr -anti-CD38-antibody (daratumumab) (5.6 MBq) at three days before the measurement and with ^{18}F -NaF (4.3 MBq) at 60 min before the measurement. Measurement was performed for 60 min under anesthesia. PET and Compton images were reconstructed with the OSEM algorithm. To separately visualize the ^{18}F distribution, we made a subtraction image (PET - Compton image).

Figure 4 shows the PET, Compton, and subtraction images (maximum intensity projection (MIP) images). PET visualized uptakes in bone, liver, and bladder, while Compton imaging visualized uptakes in liver and spleen. On the subtraction image, uptakes in liver and bladder could be identified. It is known that ^{89}Zr -anti-CD38-antibody highly accumulates in the spleen of MM model mice [8]. The Compton image and subtraction image were similar to each single-isotope imaging result with ^{89}Zr -anti-CD38-antibody and ^{18}F -NaF, respectively (Figure 4 right). This suggests that WGI can separately visualize ^{89}Zr and ^{18}F distributions separately even for simultaneous measurements.

Discussion

The reason why the image-based subtraction approach worked well would be due to improved performance of Compton imaging, which reduced the difference in spatial resolution between PET and Compton images. Since the half-life of ^{89}Zr is 78 h, imaging with other PET tracers is challenging after injection of a ^{89}Zr -based tracer. WGI offers the potential to perform PET imaging with other tracers even when ^{89}Zr remains in the body.

There is a similar approach for multi-isotope imaging using PET, which is a combination of a β^+ - γ -ray emitters (e.g., ^{124}I) and a pure β^+ emitter (e.g., ^{18}F). Using double and triple coincidence counts, a β^+ - γ emitter and a pure β^+ emitter were separately visualized [9]. However, this approach only works for β^+ - γ -ray emitters; so it cannot be applied for the combination of ^{89}Zr and ^{18}F .

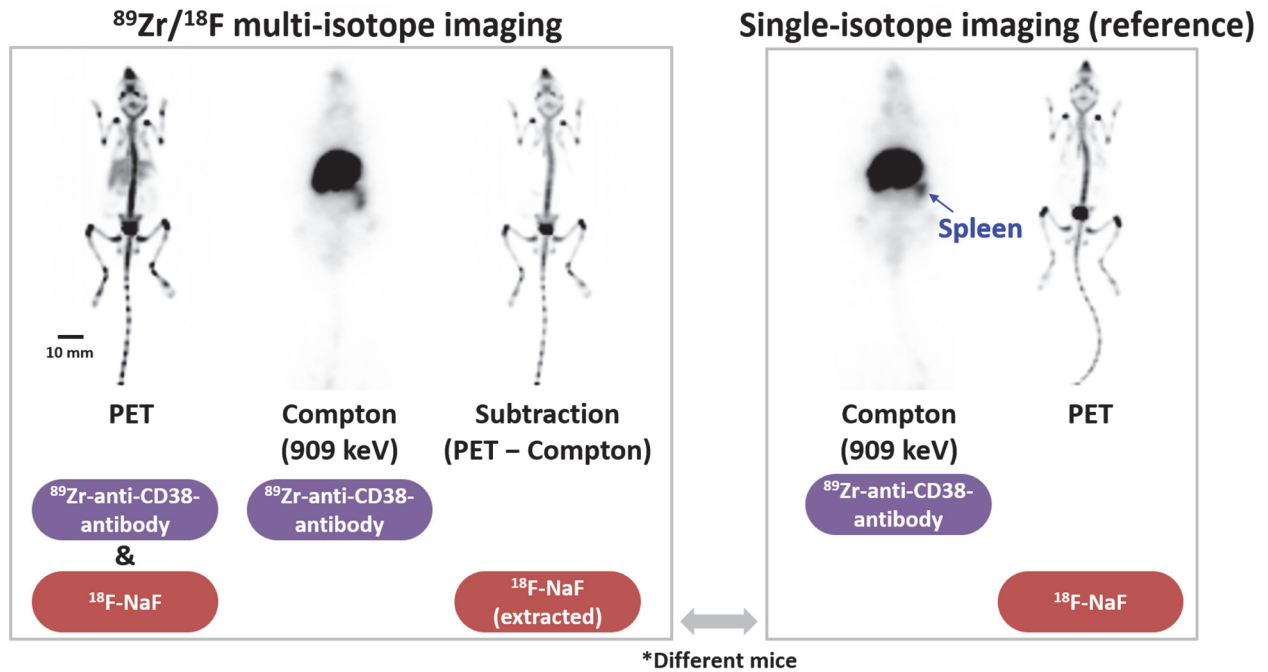


Figure 4 ^{89}Zr -anti-CD38-antibody and ^{18}F -NaF multi-isotope imaging results (left) and single-isotope imaging results (right).

結語

WGI-4を用いて多発性骨髄腫モデルマウスの ^{89}Zr -anti-CD38-antibody/ ^{18}F -NaF 同時撮像試験を行い、 ^{89}Zr 集積と ^{18}F 集積を分離して画像化できることを実証した。

Conclusion

In this study, we conducted simultaneous imaging of ^{89}Zr -anti-CD38-antibody and ^{18}F -NaF in an MM model mouse. We demonstrated that WGI can separately visualize ^{89}Zr and ^{18}F distributions in a simultaneous measurement.

Acknowledgements

Collaborators Miwako Takahashi, Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Sodai Takyu, Yuma Iwao, Han Gyu Kang, Fumihiko Nishikido, Akram Hamato, Fujino Obata, Hidekatsu Wakizaka, Taiga Yamaya, Aya Sugyo, Atsushi Tsuji (QST), Mariko Ishibashi (Nippon Medical School), Yoichi Imai (Dokkyo Medical University), Kyoung Jin Kim, Kei Kamada, Akira Yoshikawa (Tohoku University), Shigeki Ito (Mirai-imaging Inc.)

References

- [1] E. Yoshida, *et al.*, "Whole gamma imaging: a new concept of PET combined with Compton imaging," *Phys. Med. Biol.*, 65, 125013, 2020.
- [2] H. Tashima, *et al.*, "Compton imaging for medical applications," *Radiol. Phys. Technol.*, 15, 187-205, 2022.
- [3] T. Yamaya, *et al.*, "Whole Gamma Imaging, challenges and opportunities," *PET Clinics*, 19, 83-93, 2024.
- [4] K. Kim, *et al.*, "Growth and optimization of the scintillation properties of $\text{Gd}_3(\text{Ga},\text{Al})_5\text{O}_{12}$ single crystals for WGI applications," *J Cryst. Growth*, 652, 128014, 2025.
- [5] E. Yoshida, *et al.*, "A crosshair light sharing PET detector with DOI and TOF capabilities using four-to-one coupling and single-ended readout," *IEEE Trans. Radiat. Plasma Med. Sci.*, 5, 638-644, 2020.
- [6] G. Akamatsu, "Energy calibration for the WGI 4th prototype," 2024 Report on PET Imaging Physics Research, 15-18, 2024.
- [7] M. Chesi, *et al.*, "IAP antagonists induce anti-tumor immunity in multiple myeloma," *Nat. Med.*, 22, 1411-1420, 2016.
- [8] G. Ulaner, *et al.*, "CD38-targeted immuno-PET of multiple myeloma: from xenograft models to first-in-human imaging," *Radiology*, 295, 606-615, 2020.
- [9] E. Pratt, *et al.*, "Simultaneous quantitative imaging of two PET radiotracers via the detection of positron-electron annihilation and prompt gamma emissions," *Nat. Biomed. Eng.*, 7, 1028-1039, 2023.

相乗的 WGI 画像再構成法の実験的検証

Experimental validation of synergistic WGI reconstruction

田島 英朗 上席研究員

Hideaki Tashima, Senior Principal Researcher



はじめに

我々が開発を進めている whole gamma imaging (WGI) は、PET にコンプトンイメージング技術を組み合わせることで、様々なガンマ線を画像化に利用できる独自技術であり、散乱検出器リングを PET 検出器リングの内側に配置することで実現される [1]。これまでに開発した小型試作機により、PET 画質に迫る 3D コンプトンイメージング性能を実証した [2]。また、PET 核種から放出される消滅放射線のうち、従来の PET では同時計数できなかったものをコンプトンイメージングの原理に基づいて測定することで、PET 画質を改善できる可能性をシミュレーションにより示した [3]。さらに、昨年の報告書では、PET 画像とコンプトン画像を相乗的に用いて WGI の画質をソフトウェア的に向上させる相乗的 PET・コンプトン画像再構成法の開発を報告した [4]。また、近年抗体標識で注目されている ^{89}Zr のように、陽電子崩壊に加えて異なるタイミングでシングルガンマ線を放出する核種では、WGI によりシングルガンマ線をコンプトンイベントとして捉えることで、さらなる感度向上が期待できる。なお、これまでのシミュレーション検討では高エネルギー分解能の Si 検出器を仮定し、理想的な条件を設定していたが、現状の WGI 試作装置のコンプトンイメージングは PET に比べて空間分解能が劣るため、性質の異なる測定イベントを組み合わせることで画質改善が可能かどうかを明らかにする必要がある。そこで本研究では、相乗的画像再構成を ^{89}Zr WGI に適用し、PET 画質改善効果を実験的に検証した。

方法

相乗的 PET・コンプトン画像再構成法は、以下の最適化問題として定式化される。

Introduction

Whole gamma imaging (WGI), which we have been developing, is a unique imaging technique that incorporates Compton imaging technology into PET, enabling the utilization of various gamma rays for imaging. WGI is realized by placing a scatterer detector ring inside a PET detector ring [1]. We have developed small prototype systems and demonstrated 3D Compton imaging performance that approaches that of PET [2]. In addition, we have demonstrated through simulations that some of the annihilation gamma rays emitted from PET radionuclides, which cannot be detected in coincidence by conventional PET, can be measured based on the principle of Compton imaging, thereby potentially enhancing PET image quality [3]. Furthermore, in last year's report, we presented the development of a synergistic PET–Compton image reconstruction method that improves WGI image quality through software-based joint utilization of PET and Compton images [4]. Moreover, for radionuclides such as ^{89}Zr , which have recently attracted attention for antibody labeling and for emission of single gamma rays at timings different from positron annihilation in addition to positron decay, further sensitivity improvement can be expected by detecting these single gamma rays as Compton events using WGI. We should note that, in previous simulation studies, silicon detectors with high energy resolution were assumed, whereas in our current WGI prototype system, Compton imaging has inferior spatial resolution compared with PET. Therefore, we need to clarify whether image quality can be improved by combining measurement events with different characteristics. In this study, we applied the synergistic image reconstruction method to ^{89}Zr WGI and experimentally evaluated its effectiveness in improving PET image quality.

Methods

The synergistic PET and Compton image reconstruction method is formulated as the following optimization problem:

$$\max_{x_p, x_c} L(y_p | x_p) + L(y_c | x_c) - \beta U(x_p, x_c) \quad (1)$$

ここで、 L は対数尤度、 y_p と x_p 及び y_c と x_c はそれぞれ PET 及びコンプトンの測定データと未知の元画像である。 $U(x_p, x_c)$ は PET 画像とコンプトン画像の間の関係についての事前情報、 β は事前分布の影響を制御するハイパーパラメータである。

where L is the log-likelihood function, and y_p , x_p and y_c , x_c are the measured data and unknown images of the PET and Compton modalities, respectively. $U(x_p, x_c)$ represents prior information about the correlations between PET and Compton images, and β is a hyperparameter that controls the influence of the prior distribution.

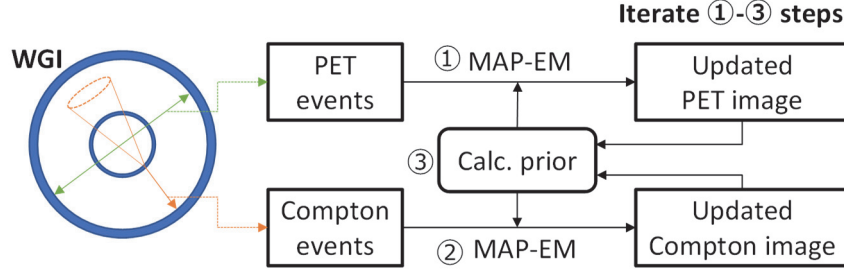


Figure 1 Overview of the synergistic PET-Compton image reconstruction method for WGI.

Figure 1 に、導出したアルゴリズムの概要を示す。提案手法は、(1) maximum a posteriori expectation maximization (MAP-EM) 再構成による PET 画像の再構成、(2) MAP 再構成によるコンプトン画像の再構成、(3) 事前情報のエネルギー関数の更新、の 3 ステップから構成され、これらの処理を順に実行し、繰り返すことで画像の最適化を行う。PET 画像とコンプトン画像が同じ分布を持ち、データの質として空間分解能が異なる場合に適したエネルギー関数として、次のように反転ガウス事前分布を定義した。

Figure 1 shows an overview of the derived synergistic reconstruction algorithm for WGI. The method has three alternating optimization processes: (1) PET image reconstruction using the maximum a posteriori expectation maximization (MAP-EM) algorithm with the one-step-late method [8]; (2) Compton image reconstruction using the MAP-EM algorithm with the OSL method; and (3) update the energy function (prior) about the correlations between PET and Compton images. The energy function used for PET and Compton images, which represent the same distribution but with different resolutions, is defined as follows (reversed Gaussian prior)

$$U = \frac{\delta}{2} \sum_{j=1}^J \left[1 - \exp \left\{ - \left(\frac{(x_p)_j - (x_c)_j}{\delta} \right)^2 \right\} \right] \quad (2)$$

J は総ボクセル数、 j はボクセルインデックス、 δ は空間分解能差による画素値の差を許容するためのパラメータである。今回、 β と δ は経験的に決定した。

where J is the number of voxels, j is the voxel index, and δ is a parameter that accounts for differences in voxel values due to resolution. In this study, we empirically determined the parameters β and δ .

提案する Synergistic 画像再構成法の ^{89}Zr イメージングにおける有効性を示すため、 ^{89}Zr 溶液を封入した NEMA NU-4 IQ ファントムを WGI 小型試作機 [5] によって測定した。封入した放射能は 4.5 MBq で、測定時間は 2 分とした。WGI 小型試作機は、散乱検出器と吸収検出器の両方とも $2.85 \times 2.85 \times 7.5 \text{ mm}^3$ の GSOZ シンチレータを用いている。すべてのシングルイベントを記録したのち、オフライン処理によって PET イベントと 909 keV のコンプトンイベントを抽出し、提案法による画像再構成を行った。なお、511 keV のコンプトンイベントは抽出していない。提案手法との比較のため、PET イベントのみ

To demonstrate the effectiveness of the proposed synergistic reconstruction method for ^{89}Zr imaging, we measured the NEMA NU-4 image quality (IQ) phantom filled with a ^{89}Zr solution of 4.5 MBq for 2 min using the WGI small prototype [5]. The prototype consisted of GSOZ scintillators of $2.85 \times 2.85 \times 7.5 \text{ mm}^3$ for both scatterer and absorber detector rings. PET and 909 keV Compton events were extracted from recorded singles events by offline software. It should be noted that we did not extract 511 keV Compton events. We compared the proposed method with the maximum likelihood expectation

を用いた maximum likelihood expectation maximization (MLEM) 法による画像再構成を行った。画質評価のため、NEMA NU-4 で規定されるノイズ指標 (%STD: percent standard deviation) 及びコントラスト指標 (%RC: percent recovery coefficient) を反復毎に求め、トレードオフを評価した。

maximization (MLEM) method using only PET events. Normalization was applied for both cases. For IQ evaluation, we analyzed reconstructed images to determine the IQ indices of the percent standard deviation (%STD) and the percent recovery coefficient (%RC), as defined by NEMA NU-4, for each iteration to assess the trade-off.

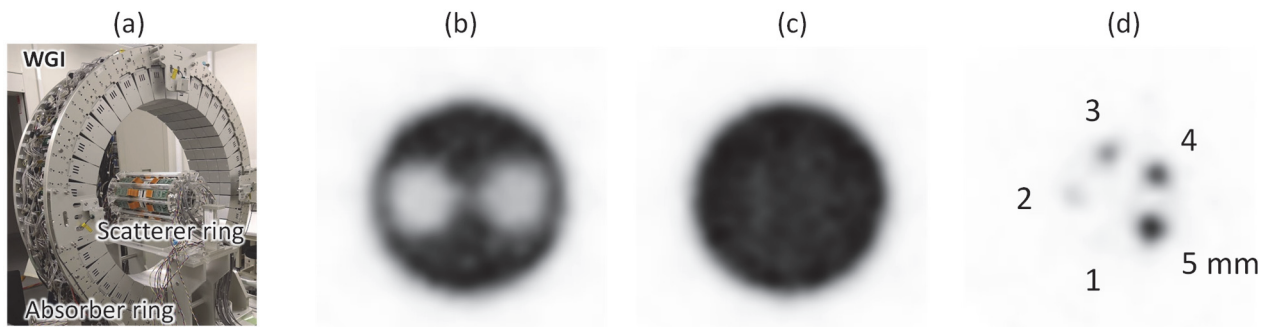


Figure 2 WGI measurement of NU-4 IQ phantom (^{89}Zr): the WGI small prototype (a), the image reconstructed with the proposed method for the cold (b), the uniform (c), and the rod (d) regions. The numbers in (d) indicate the rod diameters (mm).

結果

Figure 2 に提案法によって得られた再構成画像を示す。MLEM 法と比較して、視覚的な差異が得られなかったが、トレードオフ曲線では 2mm ロッドに改善がみられた (Figure 3)。なお、4 反復目までは均一部の収束が不十分でノイズ評価に大きなバイアスがみられたため、5 反復目以降 20 反復までをプロットした。

まとめ

提案する相乗的 PET・コンプトン画像を WGI 小型試作機の ^{89}Zr 測定に応用した結果、PET よりも画質が劣るコンプトンイメージングの測定データではあるものの、PET に組み合わせる画像再構成を行うことで、画質の向上に寄与することができ、コントラストとノイズの改善ができる可能性が示唆された。今後、画像再構成パラメータのさらなる最適化、および 511keV の消滅放射線のコンプトンイベントをさらに組み合わせた検証を行う予定である。また、相乗的 WGI 画像再構成法は、事前情報の設計次第で、分布の異なる画像でも組織境界情報などを活用して画質改善を行える可能性があるため、多核種イメージングに適した事前情報設計を行う予定である。

Results

Figure 2 shows the reconstructed PET images obtained by the proposed method. Although we could not observe a visually significant difference in the image reconstructed by MLEM, IQ index analysis for the trade-off between contrast and noise showed a difference for the 2 mm rod (Figure 3). As in the first four iterations, the %STD was affected by non-convergence bias. We therefore started the plot from five iterations and continued to 20 iterations for both cases.

Conclusion

By applying the proposed synergistic PET-Compton image reconstruction method to ^{89}Zr WGI measurements with our prototype, the results we obtained suggested that, although the image quality of the Compton imaging data is inferior to that of PET, combining Compton imaging data with PET can contribute to improving image quality. As future work, we plan a further optimization of image reconstruction parameters and a validation incorporating additional Compton events of 511 keV annihilation gamma rays. Furthermore, it is worth noting that the proposed synergistic reconstruction method can be extended to accommodate different radioactive distributions between PET and Compton images by modifying the prior design. Therefore, we intend to develop a prior design suitable for multi-tracer studies.

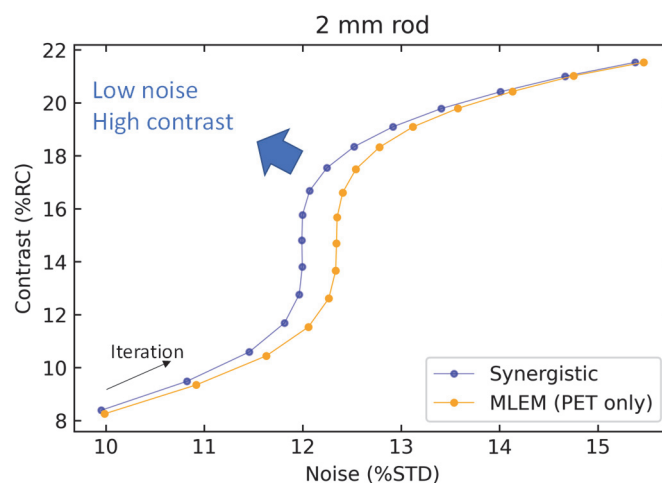


Figure 3 Trade-off curves between contrast and noise for the proposed method combining PET and Compton events and for the MLEM method using PET events only.

Acknowledgments

Collaborators Go Akamatsu, Sodai Takyu, Taiga Yamaya (QST)
Fumio Hashimoto (University of Florida)

Grant JSPS KAKENHI Grant-in-Aid for Scientific Research (B) 23K28463

References

- [1] E. Yoshida, *et al.*, "Whole gamma imaging: a new concept of PET combined with Compton imaging," *Phys. Med. Biol.*, 65, 125013, 2020.
- [2] H. Tashima, *et al.*, "3D Compton image reconstruction method for whole gamma imaging," *Phys. Med. Biol.*, 65, 225038, 2020.
- [3] H. Tashima, *et al.*, "Optimum selection for multi-interaction events in Compton-PET hybrid reconstruction: a Monte Carlo study," *Radiol. Phys. Technol.*, 16, pp. 254-261, 2023.
- [4] 橋本二三生, "新しい PET-Compton 画像再構成法の提案," 次世代 PET 研究報告書 2024, pp. 25-28, 2025.
- [5] S. Takyu, *et al.*, "A whole gamma imaging prototype for higher quantitative imaging of ^{89}Zr -labeled antibodies in a tumor mouse model," *Phys. Med. Biol.*, 70, 025012, 2025.

全身用 WGI 装置の設計シミュレーション

Design simulation of a whole-body WGI system

宮原 瑞季 実習生/千葉大（菅研究室 学部4年生）

Mizuki Miyahara, Trainee / Chiba University (Suga-lab, B4)

はじめに

Whole gamma imaging (WGI) は PET とコンプトンカメラを組み合わせた新しい核医学イメージング手法である [1]。PET 検出器リングの内側に散乱検出器リングを挿入することで、2 つの異なるイメージングモダリティを単一システムで実現する。WGI では PET トレーサーと SPECT トレーサーの同時撮像に加え、 ^{89}Zr のような陽電子とガンマ線の両方を放出する核種を利用することで、ハイブリッドイメージングによる高感度 PET の実現が可能となると期待される。QST では、これまでに 4 台の小動物サイズの小型 WGI 試作機の開発を行い、PET のイメージング性能に近いコンプトンイメージング性能を達成したことを報告した [2-4]。

本研究では、小型 WGI 試作機開発で得られた知見をもとに全身用 WGI 装置を設計した。ここで、ヒトの全身撮像のためには大口径化が必要であり、散乱検出器リング径の拡大及び散乱検出器と吸収検出器の距離短縮により、コンプトンイメージングの空間分解能の劣化が予測される。また、大口径化に伴い、視野内の線源位置の違いが感度や分解能に与える影響も大きくなると考えられる。そこで、本研究では、検出器リング径と撮像対象の位置がイメージング性能に与える影響について、モンテカルロシミュレーションを用いて検証した。なお、検出器の配置は標準体型の日本人と、併用する CT 装置の寝台の寸法を考慮して設計し、患者の胴体の中心が視野の中心と一致するよう調整した。

シミュレーション手法と画質評価方法

Geant4 を用いて、散乱検出器に HR-GAGG シンチレータ、吸収検出器に LGSO シンチレータを採用した全身用 WGI 装置をモデル化した (Figure 1、Table 1)。

Introduction

Whole gamma imaging (WGI) is a new nuclear medicine imaging method that combines PET and Compton imaging technologies [1]. By inserting a scatterer detector ring inside a PET detector ring, the two different imaging modalities can be realized within a single system. In WGI, in addition to simultaneous imaging of PET and SPECT tracers, the use of radionuclides that emit both positrons and gamma rays, such as ^{89}Zr , is expected to enable high-sensitivity PET through hybrid imaging. At QST, we have developed four small-animal-sized WGI prototypes and reported the achievement of Compton imaging performance close to that of PET imaging [2-4].

In this study, we designed a whole-body WGI system based on the knowledge gained from developing the small-animal-sized WGI prototypes. For human whole-body imaging, it is necessary to enlarge the aperture. Consequently, the expansion of the scatterer detector ring diameter and the shortening of the distance between the scatterer and absorber detectors are expected to degrade the spatial resolution of Compton imaging. Furthermore, with the larger aperture, the influence of the source position within the field of view (FOV) on sensitivity and resolution is considered to become more pronounced. Therefore, in this study, we investigated the influence of the detector ring diameter and the position of the imaging target on imaging performance using Monte Carlo simulations. The detector configuration was designed by considering the body dimensions of a standard Japanese adult and the dimensions of the CT bed to be used, and by adjusting the system so that the center of the patient's torso aligns with the center of the FOV.

Simulated systems and image quality evaluation

Using Geant4, we modeled whole-body WGI systems employing HR-GAGG scintillators for the scatterer detectors and LGSO scintillators for the absorber detectors (Figure 1, Table 1).

はじめに、検出器リング径が基礎性能に与える影響を評価するため、 ^{89}Zr 点線源を用いたシミュレーションを行った。ここでは、吸収検出器リング径を800から1020 mm、散乱検出器リング径を480から560 mmの範囲で変化させ、各構成における角度分解能およびコンプトン感度を評価した。角度分解能としては angular resolution measure (ARM)の full width at half maximum (FWHM)を求めた。またコンプトン感度は、発生した909 keV ガンマ線に対して検出された909 keV コンプトンイベントの割合とした。なお、検出器数は設定したリング径に収まる最大数とした。

次に、点線源評価の結果に基づき、散乱検出器リング径を540 mmに固定し、吸収検出器リング径の違い(800 mm または 1020 mm) がイメージング性能に与える影響を評価した。評価には ^{89}Zr を封入したデレンゾファントムを用い、視野中心および中心から220 mmの位置に配置した (Figure 2)。デレンゾファントムは直径10、8、5、4、3 mmのロッドで構成される。画像再構成には OSEM 法 [2] を用い、サブセット数は8、反復回数は20回、ボクセルサイズは $1.5 \times 1.5 \times 1.5 \text{ mm}^3$ とした。

First, to evaluate the influence of detector diameter on basic performance, we performed simulations using an ^{89}Zr point source. For this, we varied the absorber detector ring diameter from 800 to 1020 mm and the scatterer detector ring diameter from 480 to 560 mm, while evaluating the angular resolution and Compton sensitivity for each configuration. For angular resolution, the full width at half maximum (FWHM) of the angular resolution measure (ARM) was calculated. The Compton sensitivity was defined as the ratio of the number of valid 909 keV Compton events to the total number of 909 keV gamma rays generated. The number of detectors was set to the maximum number that could fit within the configured ring diameter.

Next, based on the point source evaluation results, we fixed the scatterer detector ring diameter at 540 mm and evaluated the influence of the difference in absorber detector ring diameter (800 mm or 1020 mm) on imaging performance. An ^{89}Zr -injected Derenzo-like phantom was used for this evaluation and it was placed at the center of the FOV and at a position 220 mm from the center (Figure 2). The Derenzo-like phantom consisted of rods with diameters of 10, 8, 5, 4, and 3 mm. Image reconstruction was performed using the ordered subset expectation maximization (OSEM) method [2], with 8 subsets, 20 iterations, and a voxel size of $1.5 \times 1.5 \times 1.5 \text{ mm}^3$.

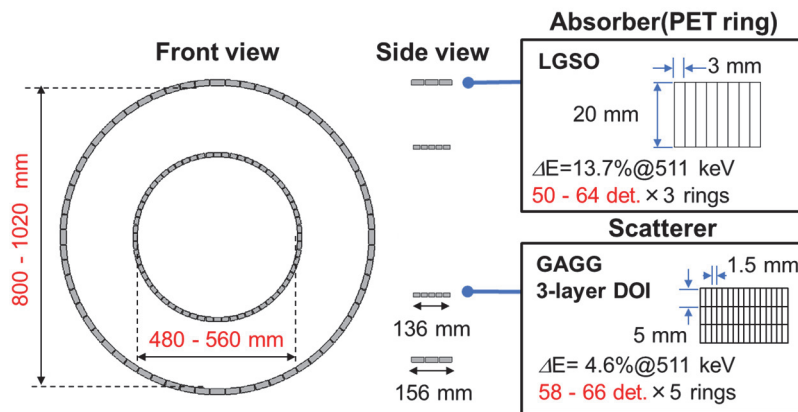


Figure 1 Illustrations of the simulated clinical WGI geometries.

Table 1 Major specifications of the simulated geometries.

	Absorber (PET ring)	Scatterer
Scintillator material	LGSO	HR-GAGG
Energy resolution at 511 keV	13.7%	4.6%
Size of crystals	$3.0 \times 3.0 \times 20 \text{ mm}^3$	$1.5 \times 1.5 \times 5 \text{ mm}^3$
Number of crystals per detector	$8 \times 8 \times 1$	$16 \times 16 \times 3$
Depth-of-interaction (DOI)	Non-DOI	3-layer DOI
Number of detectors (per ring)	150 - 192 (50 - 64)	290 - 330 (58 - 66)
Number of rings	3	5

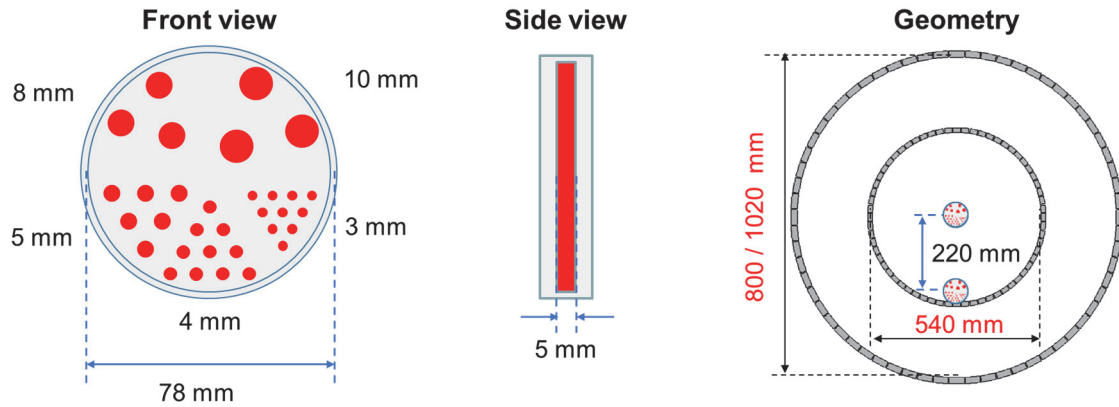


Figure 2 The simulated Derenzo-like phantom structure (left) and its positions inside the WGI system (right).

結果

Figure 3 (a)に各検出器構成の角度分解能を示す。散乱検出器リング径が小さいほど、また、吸収検出器リング径が大きいほど、角度分解能が向上する傾向が確認された。Figure 3 (b)に 909 keV ガンマ線に対するコンプトン感度を示す。散乱検出器リング径を拡大し、吸収検出器リング径を縮小することで感度が向上したが、散乱検出器リング径による影響は比較的小さく、最大でも 0.03% の変化に留まった。

Figure 4 (a)にデレンゾファントムの PET 画像を示す。PET イメージングでは、ファントム位置や検出器リング径に関係なく、3 mm のロッド分解能が確認された。Figure 4 (b)にデレンゾファントムのコンプトン画像を示す。視野中心では、吸収検出器リング径 800 mm の場合に 10 mm のロッド分解能を示したのに対し、吸収検出器リング径 1020 mm では 8 mm のロッド分解能が確認された。視野端（オフセット 220 mm）では、どちらの条件でも 5 mm のロッド分解能が確認された。

Results

Figure 3 (a) shows the angular resolution for each detector configuration. We confirmed that the angular resolution tended to improve as the scatterer detector ring diameter was decreased and the absorber detector ring diameter was increased. Figure 3 (b) shows the Compton sensitivity for 909 keV gamma rays. Although sensitivity was improved with the increasing scatterer detector ring diameter and decreasing absorber detector ring diameter, the influence of the scatterer detector ring diameter was relatively small, remaining within a maximum change of 0.03%.

Figure 4 (a) shows the PET images of the Derenzo-like phantom. In PET imaging, a rod resolution of 3 mm was confirmed regardless of the phantom position or the detector ring diameter. Figure 4 (b) shows the Compton images of the Derenzo-like phantom. At the center of the FOV, a rod resolution of 10 mm was observed for an absorber detector ring diameter of 800 mm, whereas a rod resolution of 8 mm was confirmed for an absorber detector ring diameter of 1020 mm. At the periphery (offset 220 mm), a rod resolution of 5 mm was confirmed under both conditions.

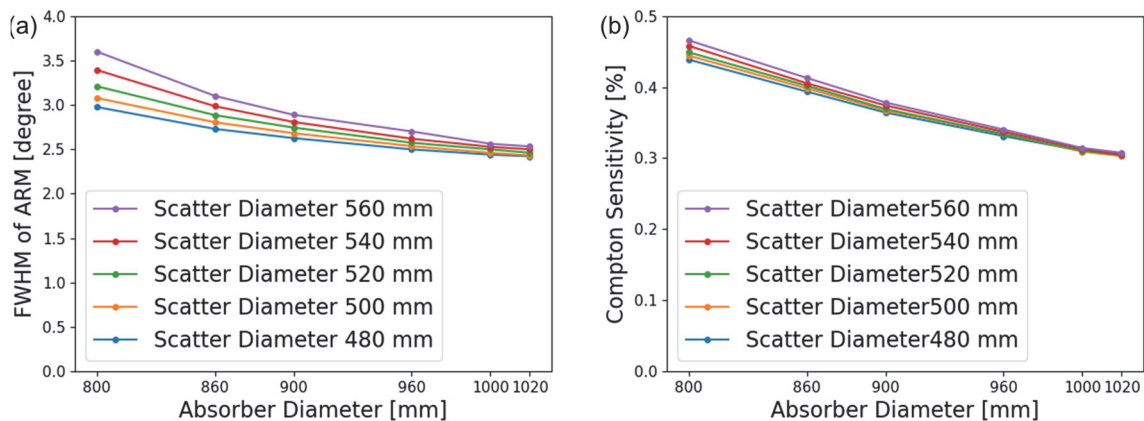


Figure 3 Evaluation results of angular resolution (a) and Compton sensitivity (b) for each detector configuration.

以上の結果から、コンプトンイメージング性能の向上には、吸収検出器リング径の拡大が有効であり、視野端ほど空間分解能が高いことが確認された。

These results confirmed that increasing the absorber detector ring diameter is effective for improving Compton imaging performance, and that higher spatial resolution is achieved toward the periphery of the FOV.

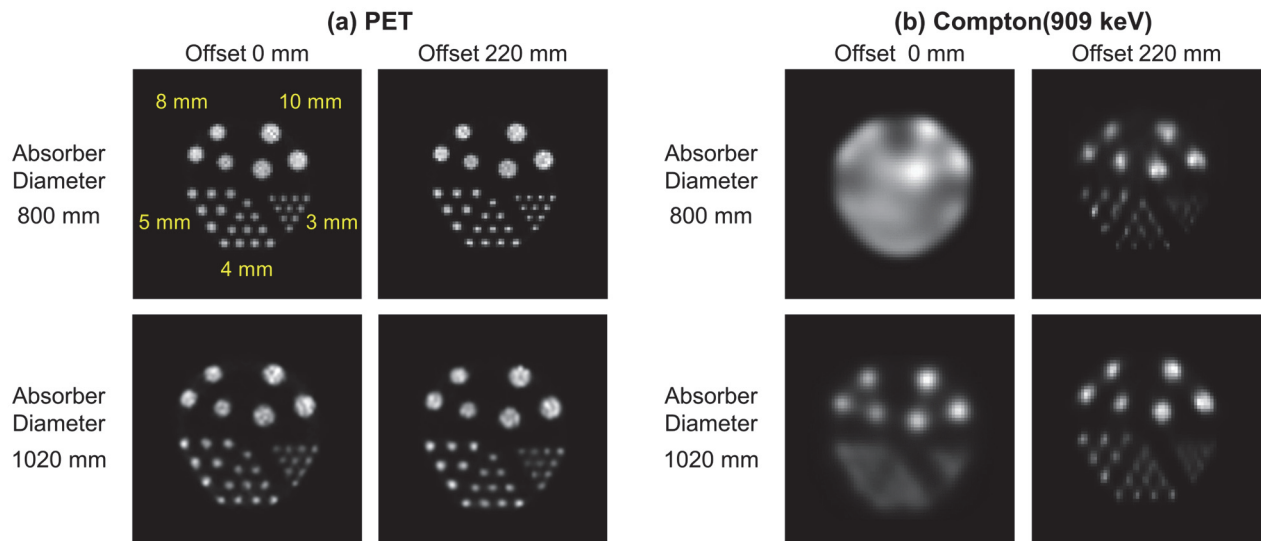


Figure 4 Derenzo-like phantom simulation: PET reconstruction images (a) and Compton reconstruction images (b).

まとめ

本研究では、シミュレーションにより、全身用 WGI 装置の検出器リング径および撮像対象の位置がコンプトンイメージング性能に与える影響を評価した。その結果、吸収検出器リング径を拡大するほど空間分解能が向上し、また視野端に近いほど空間分解能が高いことが確認された。今後は感度とのトレードオフも考慮し、最適な全身用 WGI 装置の設計を進める。

Conclusion

In this study, we evaluated, through simulations, the effects of the detector ring diameter and the position of the imaging object on the Compton imaging performance of a whole-body WGI system. The results confirmed that spatial resolution is improved by increasing the absorber detector ring diameter and becomes higher toward the periphery of the FOV. In our future work, we will pursue realization of an optimal design for the whole-body WGI system, taking into account the trade-off with sensitivity.

Acknowledgements

Collaborators Hideaki Tashima, Sodai Takyu, Go Akamatsu, Fumihiko Nishikido, Taiga Yamaya (QST)
Mikio Suga (Chiba University)

References

- [1] E. Yoshida *et al.*, "Whole gamma imaging: a new concept of PET combined with Compton imaging," *Phys. Med. Biol.*, vol. 65, 125013, 2020.
- [2] H. Tashima *et al.*, "3D Compton image reconstruction method for whole gamma imaging," *Phys. Med. Biol.*, vol. 65, 225038, 2020.
- [3] T. Kikuchi *et al.*, "PET-Compton hybrid imaging simulation of a small animal whole-gamma-imaging system", 2023 IEEE NSS MIC RTSD, M-20-05, 2023.
- [4] G. Akamatsu *et al.*, "Development of the 4th whole gamma imaging prototype for ⁸⁹Zr mouse imaging demonstration", 2023 IEEE NSS MIC RTSD, M-10-431, 2023.

SPECT 核種を想定した頭部用 WGI のシミュレーション設計

Design simulation of brain WGI for SPECT tracers

阿部 椋伍 実習生/千葉大学（山谷研究室 学部4年生）

Ryogo Abe, Trainee / Chiba University (Yamaya-lab, B4)



はじめに

アルツハイマー型認知症の診断には、アミロイド PET 検査と脳血流 SPECT 検査の両方が有用である。量子科学技術研究開発機構（QST）で開発している whole gamma imaging (WGI) は、PET リングの内側に散乱検出器リングを配置することにより、PET とコンプトンイメージングを同時に実施できるようにした新しい核医学イメージング手法である[1, 2]。コンプトンイメージングは SPECT 核種を含めた広いエネルギー範囲のシングルガンマ線放出核種を画像化できる。そのため、頭部用 WGI が実現できれば、PET と SPECT の同時撮像により一度の測定で複数の情報が位置ずれなく得られるようになり、迅速かつ正確な診断が可能になると期待できる。

これまで QST では、 ^{89}Zr を主な撮像対象とした小動物サイズの WGI 試作装置の開発を行ってきた[3]。 ^{89}Zr から放出されるガンマ線は 909 keV と高エネルギーである一方、SPECT 検査で主に用いられる $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 及び ^{123}I から放出されるガンマ線は、それぞれ 141 keV、159 keV であり、 ^{89}Zr と比較して低い。そのため、これまでの WGI 試作装置を用いて SPECT 核種のコンプトンイメージングを試みると、散乱検出器でほとんどのガンマ線が光電吸収されてしまい、コンプトンイベントの検出が難しいという問題があった。

この問題を解決し、PET/SPECT 同時検査が可能な WGI 装置を実現するためには、低エネルギーガンマ線のコンプトンイメージングに適した散乱検出器の開発が必要である。本研究では、低エネルギーでも高いエネルギー分解能が期待できるシンチレータとして LaBr_3 と GAGG を選定し、厚みの最適化を行った。また、最適化した散乱検出器厚において、画像化性能を予測するためのイメージングシミュレーションを実施した。

Introduction

Both amyloid PET and cerebral blood flow SPECT are useful tools for the diagnosis of Alzheimer's disease. Whole gamma imaging (WGI), which we are developing at the National Institutes for Quantum Science and Technology (QST), is a novel nuclear medicine imaging approach that combines PET and Compton imaging by placing a scatter-detector ring inside a PET ring [1, 2]. Compton imaging can visualize single-photon-emitting radionuclides across a wide energy range, including those used for SPECT. Thus, if we can develop a brain-dedicated WGI system, simultaneous PET/SPECT acquisition would enable the collection of multiple complementary datasets in a single measurement without spatial misregistration, which is expected to facilitate more rapid and accurate diagnosis.

At QST, we have previously developed small-animal-sized WGI prototypes mainly targeting ^{89}Zr imaging [3]. The gamma rays emitted from ^{89}Zr are high-energy (909 keV), whereas the gamma emissions from SPECT radionuclides commonly used in clinical practice, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ and ^{123}I , are substantially lower, at 141 keV and 159 keV, respectively. With the current WGI prototype, most gamma photons from SPECT radionuclides are fully absorbed by the scatter detector, making the detection of Compton events challenging.

To address this issue and realize a WGI system capable of simultaneous PET/SPECT imaging, it is necessary to develop a scatter detector optimized for Compton imaging of low-energy gamma rays. In this study, we selected LaBr_3 and GAGG as candidate scintillators—both exhibiting high light yield and promising energy resolution even at low energies—and we performed thickness optimization. We also conducted imaging simulations at the optimized scatter-detector thickness to predict the system imaging performance.

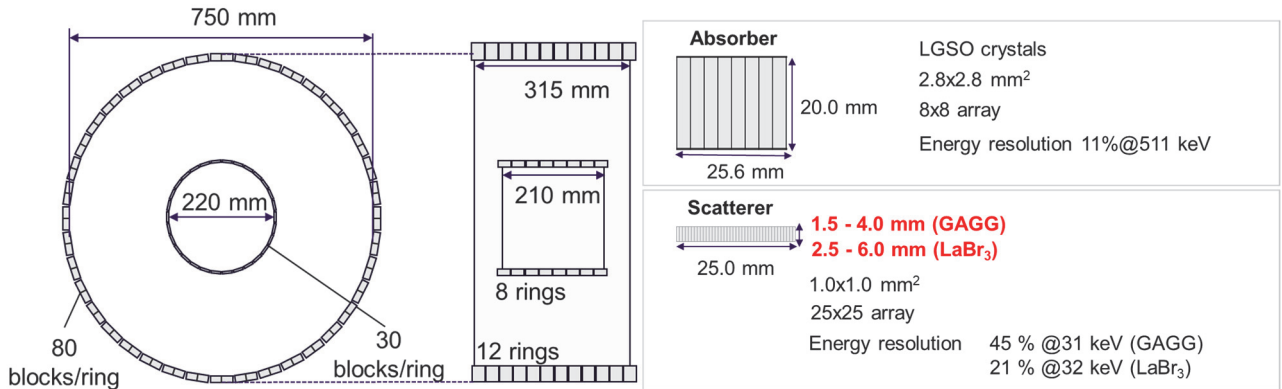


Figure 1 The simulated geometries of brain WGI.

散乱検出器厚の最適化

LaBr₃ と GAGG について、それぞれ低エネルギーガンマ線のコンプトンイメージング測定に最適な厚みを決定するため、Figure 1 に示す WGI 装置をモンテカルロシミュレーションツールキットである Geant4 によりモデル化し、散乱検出器の厚みのみを変えながらコンプトン感度と角度分解能の評価を行った。具体的には、視野中心の点状線源を仮定し、141 keV と 159 keV の光子を発生させた。放射能は 1MBq、測定時間は 60 秒とした。散乱検出器、吸収検出器、合計値のエネルギーウィンドウは、141 keV に対してそれぞれ 5-30 keV、90-150 keV、120-160 keV、159 keV に対してそれぞれ 5-38 keV、100-180 keV、130-190 keV とし、同時計数時間窓を 2 ナノ秒として 141 keV 及び 159 keV のコンプトンイベントを抽出した。コンプトン感度は、発生光子数に対して抽出された有効イベント数の割合とした。角度分解能は、angular resolution measure (ARM) の半値幅を評価値とした。

散乱検出器の厚みに対する角度分解能の推移を Figure 3 に、コンプトン感度の推移を Figure 4 に示す。散乱検出器厚の変化は角度分解能には影響を与えず、コンプトン感度はいずれの場合も上に凸の曲線を示した。141 keV と 159 keV では感度がピークとなる厚みに違いがみられたが、脳血流 SPECT で主に用いられるトレーサが ^{99m}Tc であること、ならびに全体として 159 keV の方がコンプトン感度が高いことを考慮し、141 keV におけるピーク値を基準として、LaBr₃ の厚みを 3.5 mm、GAGG の厚みを 2.0 mm とした。

Scatter detector parameter optimization

To determine the optimal thicknesses of LaBr₃ and GAGG for Compton imaging of low-energy gamma rays, we modeled the geometry shown in Figure 1 using the Geant4 Monte Carlo simulation toolkit and evaluated Compton sensitivity and angular resolution while varying only the thickness of the scatter detector. A point source was assumed at the center of the field of view, emitting photons of 141 keV and 159 keV. The source activity was set to 1 MBq, and the acquisition time was set to 60 s. Energy windows for the scatter detector, absorber detector, and their sum were set as follows: for 141 keV, 5–30 keV, 90–150 keV, and 120–160 keV, respectively; for 159 keV, 5–38 keV, 100–180 keV, and 130–190 keV, respectively. A coincidence timing window of 2 ns was applied to extract Compton events at 141 keV and 159 keV. Compton sensitivity was defined as the fraction of valid extracted events relative to the number of emitted photons. Angular resolution was evaluated as the full width at half maximum (FWHM) of the angular resolution measure (ARM).

The dependence of angular resolution on scatter-detector thickness is shown in Figure 2, and the dependence of Compton sensitivity is shown in Figure 3. Changes in scatter-detector thickness had no appreciable effect on angular resolution, whereas Compton sensitivity exhibited a unimodal curve with a clear peak in all cases. Although the thickness at which sensitivity peaked differed between 141 keV and 159 keV, taking into account that ^{99m}Tc is the tracer predominantly used for brain perfusion SPECT and that overall sensitivity was higher at 159 keV, we used the peak value at 141 keV as the reference and selected scatter-detector thicknesses of 3.5 mm for LaBr₃ and 2.0 mm for GAGG.

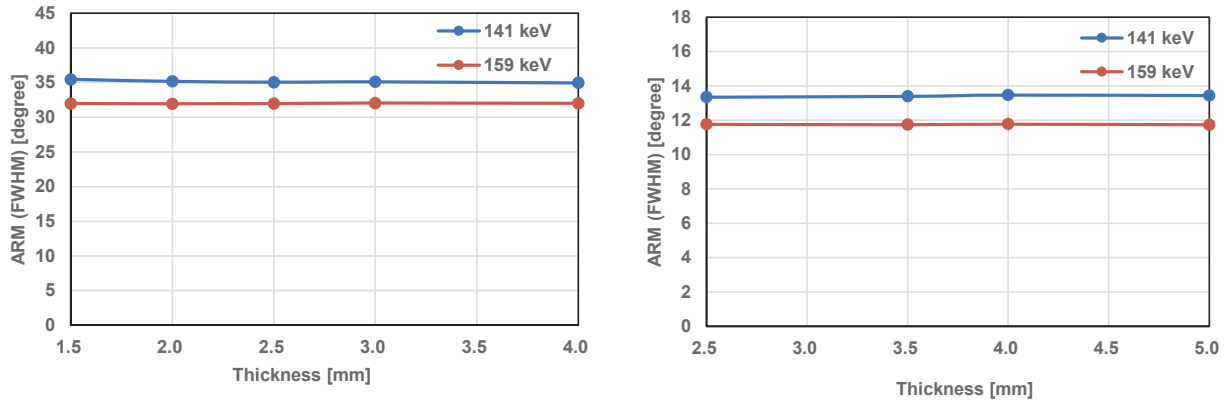


Figure 2 Angular resolution against GAGG thickness (left) and LaBr₃ thickness (right).

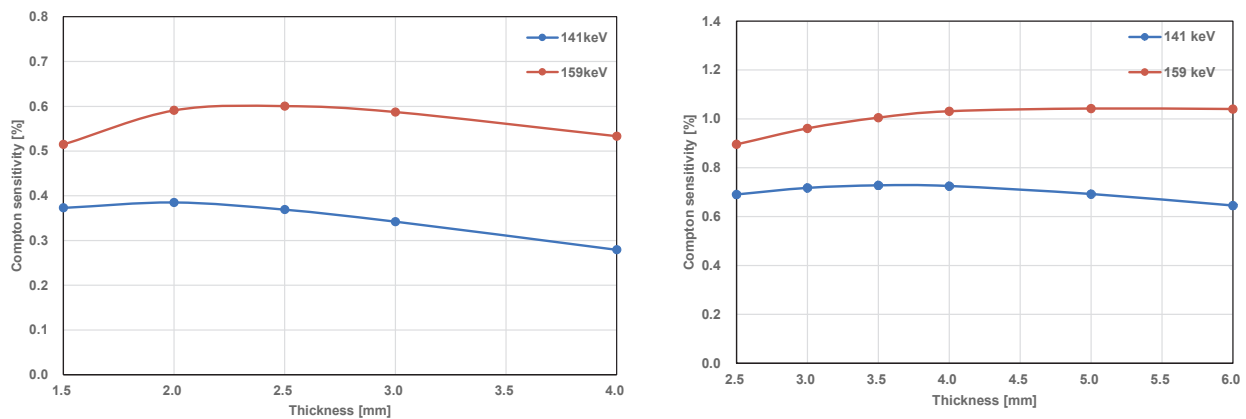


Figure 3 Compton sensitivity against GAGG thickness (left) and LaBr₃ thickness (right).

イメージングシミュレーションによる画質予測

最適化した厚みの散乱検出器の条件 (GAGG で 2.0 mm、LaBr₃ で 3.5 mm) で、リング中心に置いた 141 keV のデレンゾファントム (Figure 4) の撮像を模擬した。放射能は 1MBq、測定時間は 1000 秒とした。散乱検出器、吸収検出器、合計値のエネルギーウィンドウをそれぞれ 5-20 keV、101-151 keV、131-151 keV とし、同時計数時間窓を 2 ナノ秒として 141 keV のコンプトンイベントを抽出し、画像再構成には 3D-OSEM を用いた[2]。サブセットは 16、反復回数は 30 とした。

結果を Figure 5 に示す。視野端部において、LaBr₃ では 10.0 mm、GAGG では 12.5 mm までのロッド識別が可能であった。視野中心に近づくにつれて分解能が低下する傾向が認められたが、今回のロッド配置条件では、いずれの検出器においても、15.0 mm のロッドまではおおむね識別可能であった。

Image quality prediction by imaging simulation

Using the same geometry as in the thickness optimization study, a 141-keV Derenzo-like phantom, as shown in Figure 4, was simulated at the ring center. Scatter-detector thicknesses of 2.0 mm for GAGG and 3.5 mm for LaBr₃ were adopted. The radioactivity was set to 1 MBq, and the acquisition time was set to 1000 s. Energy windows for the scatter detector, absorber detector, and their sum were set to 5–20 keV, 101–151 keV, and 131–151 keV, respectively, and a coincidence timing window of 2 ns was applied to extract 141-keV Compton events. Image reconstruction was performed using the 3D-ordered subset expectation maximization (3D-OSEM) with 16 subsets and 30 iterations [2].

At the periphery of the field of view, rods with diameters down to 10.0 mm for LaBr₃ and 12.5 mm for GAGG were resolved. Although a tendency toward degraded spatial resolution was observed as the position approached the center of the field of view, under the rod arrangement used in this study, rods with diameters up to 15.0 mm were visually distinguishable for both detectors, albeit with reduced clarity.

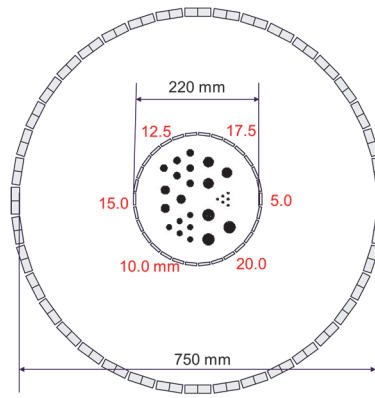


Figure 4 The structure of the Derenzo phantom and simulated brain WGI geometry.

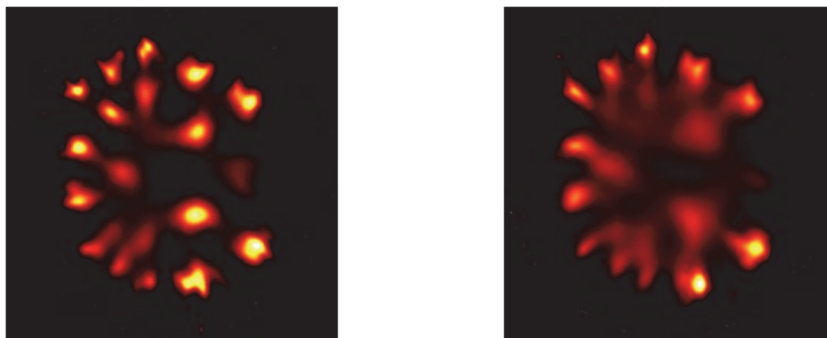


Figure 5 The results of imaging simulation with LaBr₃ (left) and GAGG (right) for the scatterer detector.

まとめ

PET/SPECT 同時撮像が可能な頭部用 WGI 実現に向け、主要な SPECT 製剤核種である ^{99m}Tc と ^{123}I を想定し、141 keV および 159 keV を測定対象とした散乱検出器の最適化およびコンプトンイメージング性能の予測を行った。その結果、視野中心に向かって空間分解能が劣化する傾向がみられたものの、散乱検出器に近い領域にて 10 mm のロッド分解能が得られた。今後は、NEMA 規格の評価ファントムを用いたシミュレーションを実施し、ノイズを含めた画質評価を行う予定である。

Conclusion

To realize a head-dedicated WGI system capable of simultaneous PET/SPECT imaging, we optimized the scatter detector and predicted Compton imaging performance by assuming the major SPECT radionuclides, ^{99m}Tc and ^{123}I , and targeting photon energies of 141 keV and 159 keV. The results showed a tendency for spatial resolution to degrade toward the center of the field of view; however, a rod resolution of 10 mm was achieved in regions close to the scatter detector. In future work, simulations using NEMA standard evaluation phantoms will be performed to assess image quality, including noise characteristics.

Acknowledgments

Collaborators Hideaki Tashima, Go Akamatsu, Taiga Yamaya (QST)

References

- [1] E. Yoshida, *et al.*, "Whole gamma imaging: a new concept of PET combined with Compton imaging," *Phys. Med. Biol.*, 65, 125013, 2020.
- [2] H. Tashima *et al.*, "Compton imaging for medical applications," *Radiol. Phys. Technol.*, 15, 187-205, 2022.
- [3] G. Akamatsu *et al.*, "Zr-89 mouse Compton imaging with the developed next-generation whole gamma imaging system," *J. Nucl. Med.* 65,2,241604,2024.

ガンマ線ビームを用いた陽電子寿命イメージング

Positron lifetime imaging using a gamma-ray beam

田久 創大 主任研究員

Sodai Takyu, Senior Researcher



はじめに

陽電子が電子と対消滅するまでの時間（寿命）は、周辺の電子密度によって変化する。この性質は固体・高分子材料の分析に利用されている[1]。この性質を上手く活用すれば、陽電子寿命から生体内の新しい情報を取り出せる可能性がある[2, 3]。そこで我々は、放射能（陽電子）分布で診断する従来 PET に対し、陽電子寿命で診断する量子 PET (Q-PET) の実現を目指している[4]。これまでに、治療抵抗性のある低酸素がん識別への応用可能性[5, 6]、ラジカル関連情報イメージングの可能性[7]などを報告してきた。

陽電子寿命のイメージングは、既にヒトで試行され始めている[3, 8]。しかし、寿命値と病気を直接関連付けるデータは殆ど無い[9]。何故なら、生体組織は複雑で不均一であり、インビボで陽電子寿命を調べることが困難であったからである。量子 PET 実現には、生体試料の寿命値データベースを作る必要がある。一方、陽電子による材料分析において、（陽電子の飛程は短いため）試料の表面しか分析出来ないことは課題の1つであった。

最近、自然科学研究機構 分子科学研究所 極端紫外光研究施設(UVSOR)において、数 mm 径のガンマ線ビームを照射する技術が開発された[10]。このビームのエネルギーは 6.6 MeV と 1.022 MeV 以上であるため、試料中で対生成が起き陽電子が生成される。これを利用して、UVSOR では陽電子による均一試料の分析研究が行われている。

そこでこのビームと PET の原理を応用すれば、試料の奥深く（～10 cm）で生成された陽電子の位置及び寿命を画像化し、深さ方向の試料分析が可能になるのではないかと発想した (Figure 1 (a))。ビームの出力時刻をスタート、511 keV 対消滅ガンマ線ペアの検出時刻をストップと扱うことで、陽電子寿命を画像化する。これが実現できれば、不均一な生体試料のインビボ分析（寿命値データベース構築を含む）

Introduction

The time it takes for a positron to annihilate with an electron (the positron lifetime) varies depending on the surrounding electron density. This property is used in the analysis of solid and polymeric materials [1]. By effectively utilizing this property, it may be possible to extract new information about a human body by using the positron lifetime [2, 3]. Therefore, we are aiming at the realization of quantum PET (Q-PET), which provides diagnosis by the positron lifetime, unlike conventional PET, which diagnoses by the distribution of radioactivity (positrons) [4]. We have previously reported potential applications for identifying treatment-resistant hypoxic cancer [5, 6] and for imaging radical-related information [7].

Positron lifetime imaging has already begun in humans [3, 8]. However, there is little data directly correlating lifetime value with disease [9]. This is because biological tissues are complex and heterogeneous, making it difficult to measure positron lifetimes in vivo. To realize Q-PET, it is necessary to create a database of lifetime values for biological samples. On the other hand, one of the issues of positron-based material analysis is that only the surface of a sample can be analyzed (due to the short range of the positron).

Recently, researchers at the UltraViolet Synchrotron Orbital Radiation Facility (UVSOR) at the Institute for Molecular Science, National Institutes of Natural Sciences (NINS), have developed a technology to irradiate a gamma-ray beam with a diameter of several millimeters [10]. Because the energy of this beam is 6.6 MeV and greater than 1.022 MeV, pair production can occur in a sample and typically a positron is produced. This technology is being used at UVSOR for research on positron-based homogeneous material analysis.

We therefore conceived the idea that by applying this beam and the principle of PET, we can image the position and lifetime of positrons generated deep inside a sample (up to 10 cm) and realize depth-directed material analysis (Figure 1 (a)). The positron lifetime is imaged by treating the time of beam output as the start and the detection time of the 511 keV annihilation gamma-ray pair as the stop. If this technique can be realized, it is possible to analyze in vivo heterogeneous biological

や、比較的大きな固体・高分子材料等を 3 次元的に分析できる。本報告では、初期実験として、このビームにより生成された陽電子及びその寿命の画像化に挑戦した。実験は UVSOR で実施した(課題番号 24IMS6804 及び 25IMS6601)。Figure 1 (b)にガンマ線ビームの照射体系の写真を示す。

samples (including for the lifetime database construction) and relatively large solid and polymeric materials in three dimensions. In this report, as an initial experiment, we attempted to image the positrons generated by this beam and their lifetimes. The experiment was carried out at UVSOR (project numbers 24IMS6804 and 25IMS6601). Figure 1 (b) shows a photograph of the gamma-ray beam irradiation setup.

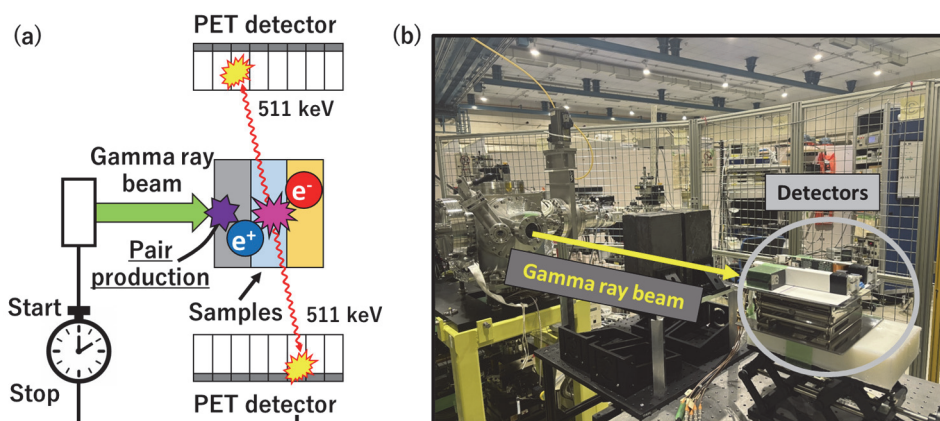


Figure 1 A simple illustration of the principle of the proposed method. By irradiating the gamma ray beam onto a sample, positrons are produced by pair production. The positron distribution is imaged using the principle of PET (a). A photo of the gamma-ray beam irradiation setup at UVSOR and the position of the detectors (b).

材料と方法

$3.2 \times 3.2 \times 20 \text{ mm}^3$ の 8×8 LGSO シンチレータアレイと 3.2 mm ピッチの 8×8 MPPC アレイモジュールを結合した、ワンペアの PET 検出器を使用した。エネルギー分解能は 511 keV で 12% 、時間分解能は 1.8 ns である。検出器からのアナログ信号は NIM モジュールで処理し、CAMAC でデジタル化した。この検出器ペアをビームの進行方向に対して平行に、距離 10 cm で対向する向きに置いた (Figure 2 (a))。

照射材料には、単結晶シリコン (Si, 密度 2.33 g/cm^3) と、石英ガラス (SiO_2 , 密度 2.2 g/cm^3) の 2 種類のプレート状試料を使用した。両方ともサイズは $10 \times 10 \times 5 \text{ mm}^3$ である。時間分解能 229 ps の頭部専用 PET 装置 VRAIN による測定では、Si の寿命値は約 200 ps 、 SiO_2 は約 1.6 ns であった [6]。それぞれの長さ 5 mm の部分を、ビームの軸上に置いた。それぞれの端が、検出器間の中央位置から左に 5 mm 、右に 5 mm に位置するように配置した。つまり 1 cm の空気のスペースがある。

照射するビームの条件は、50 ガンマ線/1 ビーム (1 ビーム当たり 50 ガンマ線が完全同時に照射される)、頻度を 1 kHz 、ビーム径を $3 \text{ mm} \phi$ とした。ビームを 10 時間照射し、ビームのスタートとワンペア検出器

Materials and methods

A pair of PET detectors was used, consisting of a $3.2 \times 3.2 \times 20 \text{ mm}^3$ LGSO scintillator 8×8 array coupled to a 3.2 mm pitch MPPC 8×8 array module. The energy resolution was 12% at 511 keV , and the time resolution was 1.8 ns . The analog signals from the detectors were processed by NIM modules and digitized by a CAMAC system. The detector pair was placed parallel to the beam direction, facing each other at a distance of 10 cm (Figure 2 (a)).

Two types of plate-shaped samples were used for irradiation: single-crystal silicon (Si, density 2.33 g/cm^3) and quartz glass (SiO_2 , density 2.2 g/cm^3). The size of both samples was $10 \times 10 \times 5 \text{ mm}^3$. The lifetime values for Si and SiO_2 were approximately 200 ps and 1.6 ns , respectively, measured by the brain-dedicated PET scanner VRAIN having a time resolution of 229 ps [6]. Sections of 5 mm length were separately placed on the beam axis. The ends were positioned 5 mm to the left and 5 mm to the right of the center position between the detectors. This meant there was a 1 cm air gap between them.

The irradiation conditions were 50 gamma rays per one beam (50 gamma rays per one beam were irradiated completely simultaneously); frequency 1 kHz ; and beam diameter 3 mm . The beam was irradiated for 10 hours. Triple coincidence data were recorded for the beam start time and the detection time

でのトリプルコインシデンスデータを保存した。コ
インシデンスウインドウ幅は 30 ns とした。データ
を解析し、単純な 2 次元逆投影画像を取得した。画
像化平面のイラストを Figure 2 (b)に示す。

at one pair of the detectors. The coincidence window width was
30 ns. The data were analyzed, and a simple 2D back-
projection image was obtained. An illustration of the imaged
plane is shown in Figure 2 (b).

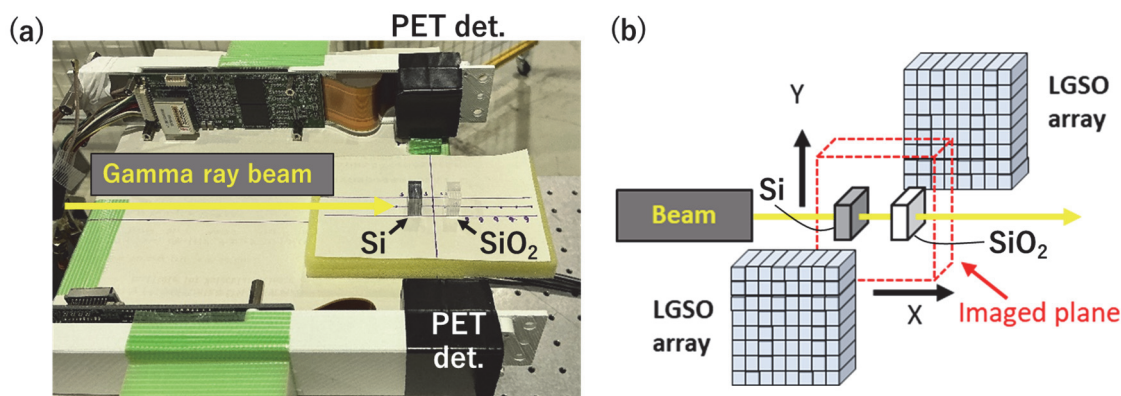


Figure 2 A photo of the experimental setup (a); and an illustration of the imaged plane and irradiated samples (b).

結果と考察

Figure 3 (a)に取得した 2 次元逆投影画像を示す。
画像のピクセルサイズは 3.2 mm である。画像の左
側と右側にイベント数が高い領域がある。各照射試
料がある位置と推定される。一方、それら試料の間
の空気の領域にも、ある程度のイベント数があった。
Figure 3 (a)に示すように、各試料の位置付近の 4 ピ
クセルに注目した。それらのピクセルに投影された
イベントから、2 つの検出時刻差スペクトルを作成
した (Figure 3 (b))。

ここで、検出時刻差スペクトルにおける、寿命成分
とその寿命値計算方法を示す簡易図を Figure 3 (c)
に示す。時間経過と共に数式 $e^{-t/\mu}$ で減衰する成分が
寿命成分であり、 μ が寿命値である (Figure 3 (c)の
赤色の箇所)。比較の為に規格化した 2 つのスペク
トルを Figure 3 (d)に示す。0-15 ns の範囲で規格化カ
ウント数が明確に異なる。2 種類の試料の異なる寿
命成分を観測できたと考える。

まとめ

UVSOR のガンマ線ビームによる陽電子寿命イメ
ージング分析技術を提案し、初期実験として生成さ
れた陽電子及びその寿命の画像化に挑戦した。陽電
子分布の単純な 2 次元 PET イメージングと、2 種類
の材料の異なる寿命成分の観測に成功した。一方、イ
メージング精度の向上と、ビーム照射の際の試料周
辺の放射線場の理解が必要であることが分かった。

Results and discussion

Figure 3 (a) shows the acquired 2D back-projection image. The
pixel size of the image is 3.2 mm. There are regions with a high
number of events on the left and right sides of the image, which
are presumed to be the locations of the irradiated samples.
Meanwhile, a certain number of events also occurred in the air
gap between the samples. As shown in Figure 3 (a), we
focused on four pixels near the location of each sample. Two
detection time difference spectra were generated from the
events projected onto these pixels (Figure 3 (b)).

Figure 3 (c) shows a simplified diagram illustrating the lifetime
components and how we calculate the lifetime value in the
detection time difference spectrum. The component that
decays with elapsed time according to the formula $e^{-t/\mu}$ is
the lifetime component, and μ is the lifetime value (shown in
red in Figure 3 (c)). Figure 3 (d) shows two normalized spectra
for comparison. The normalized counts are clearly different in
the 0-15 ns range. We successfully observed different lifetime
components for the two types of samples.

Conclusion

We proposed a positron lifetime imaging analysis technique
using the UVSOR gamma-ray beam and attempted to image
the generated positrons and their lifetimes. We successfully
performed a simple 2D PET imaging of the positron distribution
and observed different lifetime components of two types of
materials. However, we found that improvement of imaging
accuracy and better understanding of the radiation field around
the sample during beam irradiation are necessary.

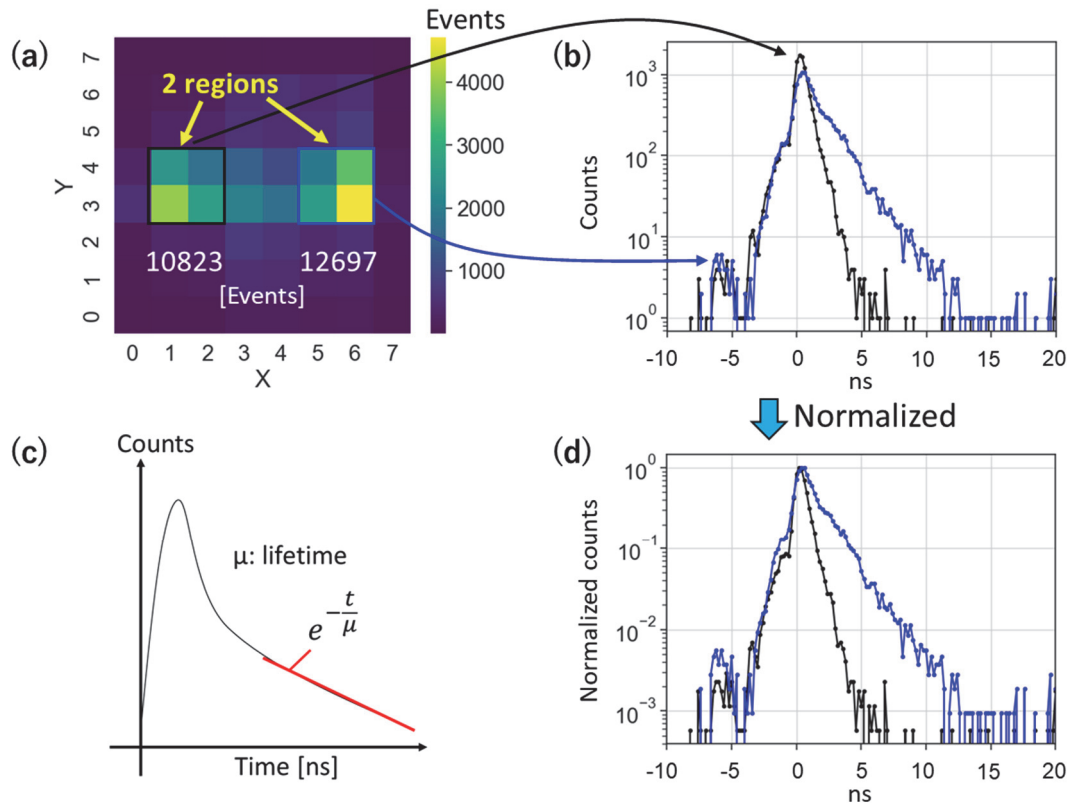


Figure 3 The obtained 2D projection image (a); two detection time difference spectra extracted from each of the four pixels surrounded by different colored squares (b); a conceptual diagram of the positron lifetime component and its lifetime value in the spectrum (c); and two detection time difference spectra normalized for comparison (d).

Acknowledgements

Collaborators Fumihiko Nishikido, Han Gyu Kang, Hideaki Tashima, Fujino Obata, Ken-ichiro Matsumoto, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya (QST), Tetsuya Hirade (Japan Atomic Energy Agency), Yoshitaka Taira (UVSOR at NINS)

Grants JSPS KAKENHI 25K03500, 22K12881 and 20H05667
The Kurata Grants by the Hitachi Global Foundation and The Nakatani Foundation
QST President's Strategic Grant

References

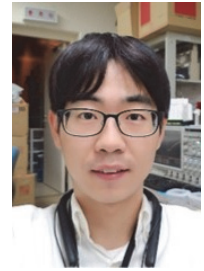
- [1] R. W. Siegel, "Positron Annihilation Spectroscopy," *Annu. Rev. Mater. Res.* 10, 393-425, 1980.
- [2] M. D. Harpen, "Positronium: Review of symmetry, conserved quantities and decay for the radiological physicist," *Med. Phys.*, 31, 1, 57-61, 2004.
- [3] P. Moskal *et al.*, "Positronium image of the human brain in vivo," *Sci. Adv.*, 10, eadp2840, 2024.
- [4] S. Takyu *et al.*, "Two-dimensional positronium lifetime imaging using certified reference materials," *Appl. Phys. Express*, 15, 106001, 2022.
- [5] K. Shibuya *et al.*, "Oxygen sensing ability of positronium atom for tumor hypoxia imaging," *Commun. Phys.* 3, 173, 2020.
- [6] S. Takyu *et al.*, "Positronium lifetime measurement using a clinical PET system for tumor hypoxia identification," *Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. A*, 1065, 169514, 2024.
- [7] S. Takyu *et al.*, "Quantification of radicals in aqueous solution by positronium lifetime: an experiment using a clinical PET scanner," *Jpn. J. Appl. Phys.*, 63, 086003, 2024.
- [8] L. Mercolli, *et al.*, "In Vivo Positronium Lifetime Measurements with a Long Axial Field-of-View PET/CT," *medRxiv*, doi: 10.1101/2024.10.19.24315509.
- [9] A. Hourlier, *et al.*, "Experimental Uses of Positronium and Potential for Biological Applications," *IEEE Trans. Radiat. Plasma Med. Sci.* 8, 581, 2024.
- [10] Y. Taira *et al.*, "Development of gamma-ray-induced positron age-momentum correlation measurement," *Rev. Sci. Instrum.* 93, 113304, 2022.

マウス脳専用のサブ 0.5mm 空間分解能 PET の開発

Development of a sub-0.5 mm resolution preclinical PET

カン ハンギョ 主任研究員

Han Gyu Kang, Senior Researcher



はじめに

小動物 PET 装置は、神経変性疾患に関する創薬研究において重要な役割を果たしてきた[1]。我々が以前の研究で開発した小動物 PET 装置 (SR-PET) は 0.55 mm の空間分解能が達成できたが[2]、マウス脳の扁桃体や小脳核等の細かい構造は識別できない問題があった。そこで昨年の研究では、GATE モンテカルロシミュレーションを用いて、サブ 0.5mm の空間分解能を実現できるように結晶のデザインの最適化を行った。本稿では、最適化した結晶デザインを用いてマウス脳専用の PET 装置 (HR-PET) を開発したので、その実験結果を報告する[3]。

方法

開発した小動物用 PET は内径 48 mm、体軸視野 23.4 mm である (Figure 1)。2 リング構成で、1 リングあたり 16 個の DOI 検出器から構成され、各検出器は 3 層の LYSO 結晶 (ピッチ 0.8 mm) と半導体受光素子 (SiPM) で構成される。結晶識別エラーを最小化するため BaSO₄ 反射材を使用した[4]。結晶アレイの 1 層目 (3 mm)、2 層目 (3 mm)、3 層目 (5 mm) は、それぞれ結晶ピッチの半分だけずらしたオフセット式の構造である。

Introduction

Preclinical positron emission tomography (PET) has been playing an important role in new drug discovery for neurodegenerative diseases [1]. Previously, we developed a submillimeter-resolution PET (SR-PET) to achieve 0.55 mm spatial resolution [2]. However, the spatial resolution was still not sufficient to identify small mouse brain structures such as the amygdala and cerebellar nucleus. Last year, we optimized the crystal layer design with GATE Monte Carlo simulations to achieve sub-0.5 mm resolution. In this report, we present the development results of a half-millimeter resolution PET (HR-PET) with the optimized crystal layer design for mouse brain imaging [3].

Methods

The developed HR-PET has a 48 mm inner diameter and 23.4 mm axial field-of-view (FOV) (Figure 1). The HR-PET consists of 32 depth-of-interaction (DOI) detectors with a 2-ring structure. Each DOI detector has a 3-layer LYSO crystal array, a lightguide, and a silicon photomultiplier (SiPM) 5×5 array. The LYSO crystal pitch is 0.8 mm. We used a 0.1 mm thick layer of BaSO₄ powder as a reflector material to reduce the crystal decoding error [4]. The 1st (3 mm), 2nd (3 mm), and 3rd (5 mm) layers are stacked with relative offset configurations to encode DOI information.

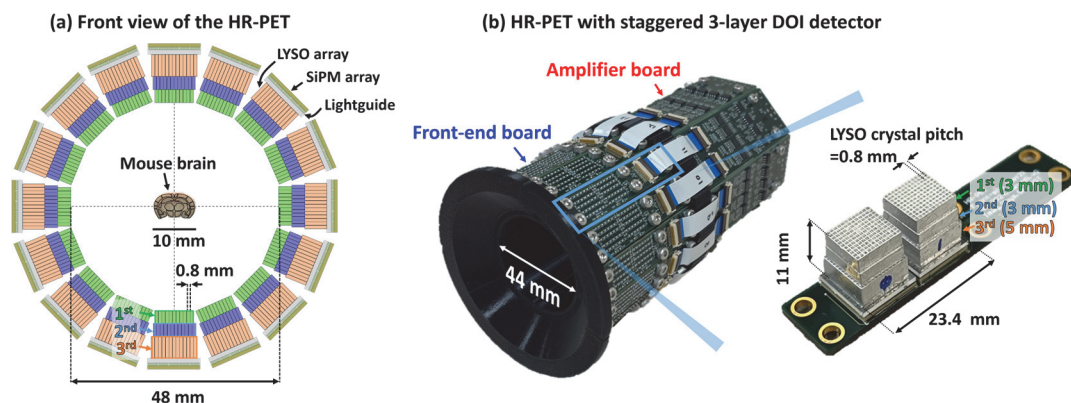


Figure 1 Front view of the HR-PET (a) and photos of the HR-PET and staggered 3-layer DOI detector (b).

我々が独自に開発した電子回路を用いて SiPM 信号処理を行った。フロントエンド基板の抵抗チェーンを用いて SiPM の信号を 25 から 4 チャンネルに減らし、アンプボードに転送した。増倍された SiPM 信号は 320 チャンネルのデータ収集システムを用いてデジタル化した。同時計数ウィンドウとエネルギーウィンドウはそれぞれ 10 ns と 440-560 keV とした。

空間分解能の評価は、直径 0.25 mm の ^{22}Na 点線源を視野中心からラジアル方向に移動しながら行った。画像再構成は FBP アルゴリズムを使用した。 ^{18}F 線源 (1.2 MBq) を封入したロッドファントム (ロッド径: 0.45, 0.5, 0.55, 0.75, 0.8, 0.85 mm) を用いて空間分解能の評価を行った。画像再構成は統計的なアルゴリズムである OSEM で行った。OSEM のサブセットと反復回数はそれぞれ 8 と 50 とした。ボクセルサイズは $0.2 \times 0.2 \times 0.2 \text{ mm}^3$ とした。減弱補正と散乱補正は行わなかった。

マウス脳のイメージングの中樞神経系 (グルタミン酸受容体) に蓄積する ^{18}F -FITM 薬剤 (8.4 MBq) をマウスに投与した[5]。投与 42 分後、本研究で開発した PET で 30 分間測定した。画像再構成は OSEM で行い、反復回数は 10 とした。イメージングドメインのスムージングのため 1 mm のカーネルを使用した。その後、画質比較のためマウスを市販の小動物用 PET 装置を用いて 30 分間測定を行った。画像再構成は 3D OSEM で行い、サブセットと反復回数はそれぞれ 16 と 9 とした。

We developed custom-made front-end electronics to multiplex the SiPM signals by using a resistive network. The multiplexed signals were transferred to an amplifier board. Subsequently, the amplified signals were sent to a 320-channel data acquisition (DAQ) system for digitization. The digitized energy and timing signals were transferred to a PC via optical fiber cables. Coincidence events were identified by using custom-made software with a coincidence window of 10 ns and an energy window of 440-560 keV.

To evaluate the spatial resolution, a NEMA ^{22}Na point source (diameter = 0.25 mm) was scanned by the HR-PET at different radial offset positions. For image reconstruction, the filtered back projection (FBP) algorithm was used. To evaluate the imaging performance, a resolution phantom having six different rod diameters (0.45, 0.5, 0.55, 0.75, 0.8, and 0.85 mm) was filled with ^{18}F (1.2 MBq) and scanned for 60 min. The voxel size was $0.2 \times 0.2 \times 0.2 \text{ mm}^3$. For data correction, we used normalization. However, we did not use attenuation correction and scatter correction due to the small size of the mouse brain (10 mm).

For in vivo mouse brain imaging, we administered ^{18}F -FITM tracer (8.4 MBq) via the tail vein to a healthy mouse during awake conditions. The ^{18}F -FITM tracer is a PET ligand that binds to metabotropic glutamate receptors in the central nervous system [5]. The mouse was scanned by the HR-PET for 30 min under an anesthetized condition. For ordered subset expectation maximization (OSEM) image reconstruction, 10 iterations and an image domain blurring kernel size of 1 mm were used. For imaging performance comparison, the same mouse was also scanned for 30 min by a commercial Inveon PET scanner followed, by the 3D OSEM algorithm using 16 subsets and 9 iterations.

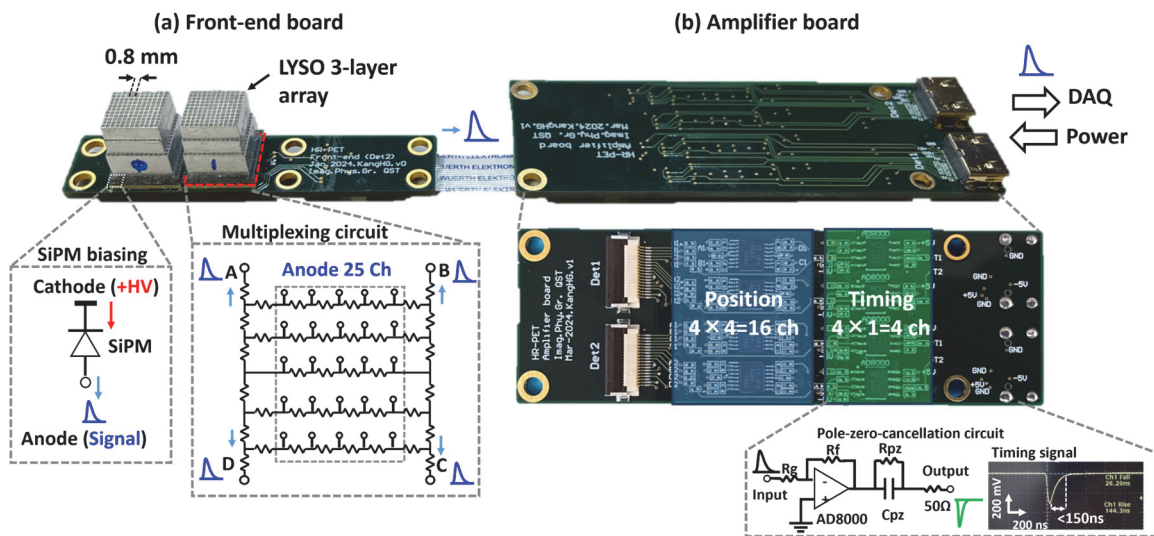


Figure 2 Front-end board with two DOI detectors (a) and amplifier board (b).

結果と考察

^{22}Na 点線源の再構成画像から、半値幅を求めることで空間分解能を計算した (Figure 3)。本研究で開発した小動物用 PET 装置 (HR-PET) は以前我々が開発した PET 装置 (SR-PET) より約 30% (0.3 mm) 良い空間分解能が得られた。

ロッドファントムの写真と OSEM で再構成された PET 画像を示す (Figure 4 (a)-(b))。直径 0.45 mm のロッド構造の外側において、ラインプロファイルから valley to peak ratio (VPR) を求めた (Figure 4 (c))。0.45 mm のロッドの VPR 値 0.687 は、Rayleigh 基準 (0.735) を下回っており、ロッドが分離されていることが示された。

本研究で開発した PET 装置ではマウス脳の視床下部や扁桃体等の細かい構造識別できた。一方、市販の小動物用 PET 装置は分解能が 1 mm 以上であるためマウス脳の構造が識別困難であった。

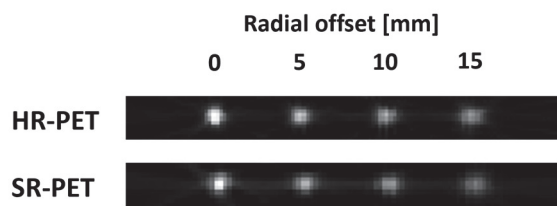
Results and discussion

The reconstructed PET images of the NEMA ^{22}Na source at different radial offset positions were obtained with both HR-PET and SR-PET using FBP (Figure 3). The radial resolution was obtained by calculating the full width at half maximums of the line profiles. The HR-PET showed around 30% (0.3 mm) better radial resolution than that of the SR-PET.

The photo and reconstructed PET images of the resolution phantom obtained with the HR-PET are shown in Figures 4 (a-b). The valley-to-peak ratio (VPR) was obtained from the outermost line profile of the 0.45 mm rod diameter structure and is shown in Figure 4 (c). The 0.45 mm rod structure was resolved with the VPR of 0.687, which was below the Rayleigh criterion (0.735).

With the HR-PET, small mouse brain structures such as the thalamus, hypothalamus and amygdala were well identified. However, the same mouse brain structures could hardly be resolved with the commercial Inveon PET due to the limited resolution of around 1 mm.

(a) Reconstructed PET images with FBP



(b) Radial resolution with FBP

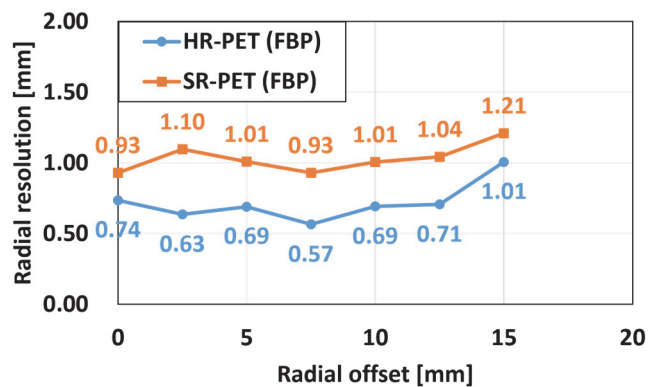
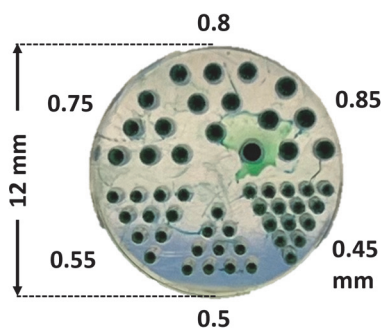
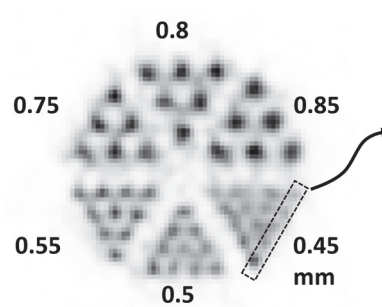


Figure 3 The reconstructed PET images using FBP with the HR-PET and SR-PET (a) and corresponding radial resolutions (b).

(a) Resolution phantom



(b) Reconstructed image



(c) Line profile of the 0.45 mm rod

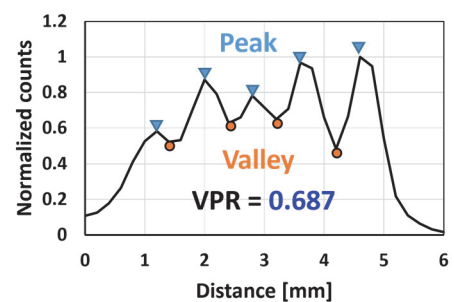


Figure 4 A photo (a) and reconstructed PET image of the resolution (b), line profile of the 0.45 mm rod diameter structure.

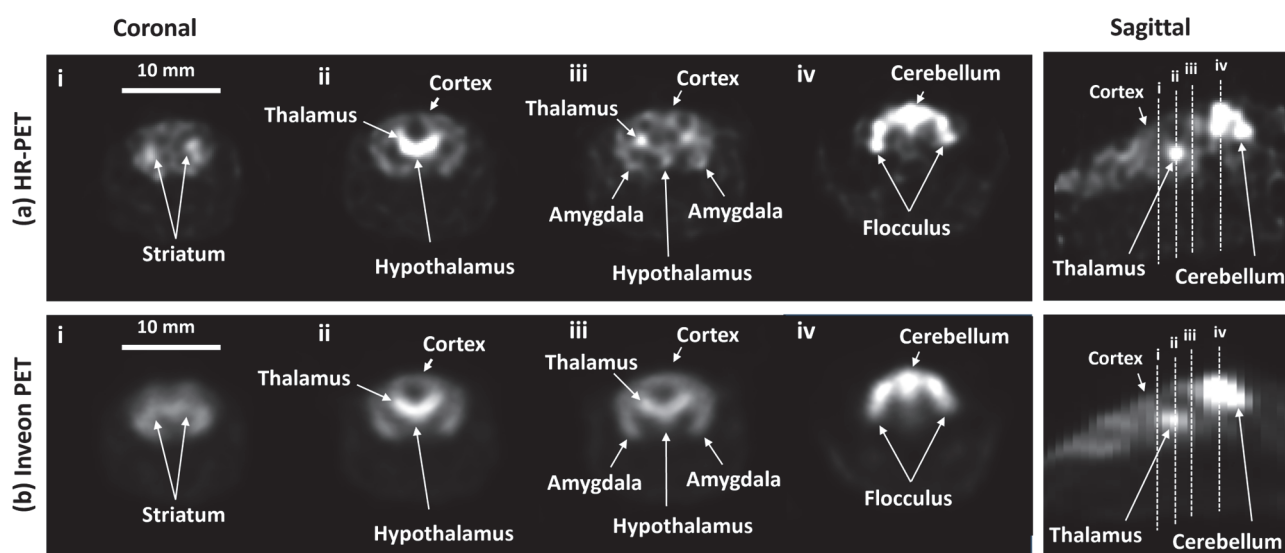


Figure 5 The reconstructed PET images of a mouse brain obtained using the OSEM algorithm with the HR-PET (a) and Inveon PET (b).

まとめ

本研究では最適化された結晶デザインとピッチを用いて超高分解能小動物用 PET 装置の開発に成功し、サブ 0.5mm の分解能が達成できた。本研究で開発した PET 装置により従来の PET 装置では見えなかったマウス脳の細かい構造が識別可能になった。今後モデルマウスを用いた認知症研究および創薬研究に役立つことが期待される。

Conclusion

We successfully developed the HR-PET with the optimized crystal layer design (3+3+5 mm) and fine crystal pitch (0.8 mm). With the HR-PET, sub-0.5 mm resolution was obtained by using the resolution phantom. The HR-PET clearly visualized small mouse brain structures, which could hardly be resolved with the commercial Inveon PET. The HR-PET will serve as a useful molecular imaging tool for neurodegenerative research and new drug discovery.

Acknowledgements

Collaborators Hideaki Tashima, Hidekatsu Wakizaka, Makoto Higuchi, Ming-Rong Zhang, Tometeru Yamasaki, Masayuki Fujinaga, Taiga Yamaya (QST)

References

- [1] R.S. Miyaoka *et al.*, "Small animal PET: a review of what we have done and where we are going," *Phys. Med. Biol.*, vol 65, 24TR04, 2020.
- [2] H.G. Kang, *et al.*, "Submillimeter-Resolution PET for High-Sensitivity Mouse Brain Imaging," *J. Nucl. Med.*, vol. 64, 978-985, 2023.
- [3] H.G. Kang, *et al.*, "Sub-0.5 mm resolution PET scanner with 3-layer DOI detectors for rodent neuroimaging," *IEEE Trans. Med. Imaging.*, In press, 2025.
- [4] H.G. Kang, *et al.*, "Effects of reflectors on the imaging performance of a mouse brain PET scanner with staggered 3-layer DOI detectors," *Med. Phys.*, vol. 52, e70076, 2025.
- [5] T. Yamasaki, *et al.*, "In vivo measurement of the affinity and density of metabotropic glutamate receptor subtype 1 in rat brain using 18F-FITM in small-animal PET," *J. Nucl. Med.*, vol. 53, 1601-1607, 2012.

共晶体結晶を用いたマイクロ RI イメージングシステムの開発

Micro RI cell imaging system using eutectic scintillator

錦戸 文彦 主任研究員

Fumihiko Nishikido, Senior Researcher



背景

創薬では動物実験・臨床試験を経て最終的に実用化を目指す、基礎研究から薬事承認までの成功率が非常に低く、その効率化が求められている。そのアプローチの1つに、患者由来の iPS 細胞を用いた動物実験前の候補薬スクリーニングがある。例えば、心筋細胞等への候補薬剤の取り込みを画像化することにより、副作用の有無の予測を行うことで効率化を図る手法等である。細胞サイズのイメージングには蛍光イメージングが用いられることが多いが、使用される蛍光薬剤は分子量が大きく、細胞内取り込みを直接測定できない場合がある。一方で核医学イメージング法では放射性同位元素 (RI) を候補薬剤そのものの性質を変えずに標識できるため、その放射性薬剤の分布を画像化することで、細胞への取り込みを画像化できる可能性が有る。しかし、従来の核医学イメージング装置は必要な性能を満たさない。例えば、PET および SPECT では $100\ \mu\text{m}$ 未満の空間分解能を得ることは困難である。また、オートラジオグラフィでは動的画像の取得は不可能である。そこで本研究では、細胞レベルの解像度を持つ核医学イメージング装置の開発を行っている。

RI を用いた細胞イメージングを実現するため、CCD カメラとシンチレータを用いた β 線イメージング装置が報告されている [1, 2]。我々のグループでも、Figure 1 に示すような CMOS カメラを用いた動的 RI 細胞イメージングシステムを提案してきた [3]。これらの研究では、 β 線の検出の際にシンチレーション光を発生させるためにモノリシック結晶が使用されていた。この場合、発生した光は Figure 2(a) に示すようにシンチレータ内で拡散し、マイクロイメージングシステムの解像度を低下させる。そこでシンチレータ内でのシンチレーション光の拡散を抑制するため、モノリシック結晶の代わりに共晶体結晶 [4] を用いた新たなマイクロ RI イメージングシステムの開発を行った [5]。共晶体結晶は Figure

Introduction

Medicinal drugs are put into practical use through animal experiments and clinical trials. However, the success rate of regulatory approvals of the drugs from basic research is extremely low and increasing efficiency is required. One approach is screening of candidate medicines before animal experiments using iPS cells of patients. For example, prediction of side effects is done by imaging the uptake of the candidate medicines into cells. Although fluorescence imaging is often used as one type of cell-sized imaging techniques, the fluorescent probes have large molecular weights, and they may not directly confirm cellular uptake. In contrast, nuclear medicine imaging allows radioactive isotopes (RIs) to serve as labels on the candidate drugs without changing their properties. Therefore, uptake of cells can be visualized by imaging the distribution of the RI-labeled drugs. Conventional nuclear medicine imaging techniques are not suitable for this purpose. For example, PET and SPECT scanners cannot achieve spatial resolutions smaller than $100\ \mu\text{m}$. Autoradiography with imaging plates is typically used for high-resolution nuclear medicine imaging. However, it cannot obtain dynamic images. From this background, we have been developing a nuclear medicine imaging system which has cell size imaging resolution.

To realize dynamic RI cell imaging, imaging systems using scintillation detectors with CCD cameras which detect the scintillation photons generated by interactions of β -rays have been reported [1, 2]. In addition, we also have proposed a dynamic RI cell imaging system with a scientific CMOS (sCMOS) camera as shown in Figure 1 [3]. In these studies, thin monolithic scintillators were used to generate the scintillation photons by interactions with β -rays. Therefore, the scintillation photons generated in the scintillators spread as shown in Figure 2(a). The spread theoretically degrades imaging resolution of the micro imaging system. To suppress the scintillation photon spread in the scintillators, instead of using monolithic scintillators, we developed a new dynamic RI imaging system using a eutectic scintillator plate [4] which has a micro fiber structure smaller than $1\ \mu\text{m}$ as shown in Figure 2(b). The micro fiber structure of the eutectic scintillator plate is able to improve imaging resolution by suppressing the

2(b)に示すように、 $1\ \mu\text{m}$ 未満の微細ファイバ構造を有する。Figure 2(b)に示すように、ファイバ構造によりシンチレーション光の拡散が抑制できるため、撮像解像度を向上させることが期待できる。

昨年度に開発を行った試作機では β 線由来のシンチレーション光を確認できた。一方で共晶体結晶の透過度が十分でなく明瞭な光学画像が得られない、解像度がまだ十分でないなどの課題が残っていた。本年度はより高いイメージング性能を目指し、改良を加えた試作装置の開発を行った。従来の試作装置よりも高い空間分解能を得るために対物レンズ(x5)を追加し、更に透過性と均一性を向上させた共晶体結晶を作成・用いた。本報告では、新たに開発したマイクロ RI 装置の詳細と実験結果について述べる。

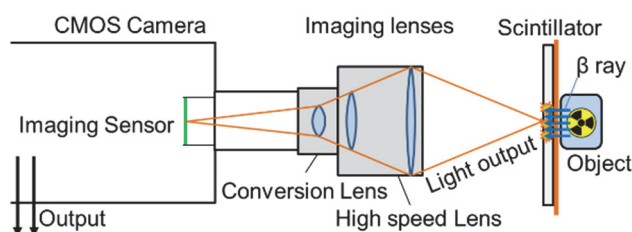


Figure 1 Schematic illustration of our previously proposed monolithic micro RI cell imaging system.

実験セットアップ

Figure 3 に実験に使用した共晶体結晶の写真を示す。結晶の組成は $\text{Tb:GdAlO}_3/\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ であり、サイズは約 $3\text{ mm} \times 3\text{ mm}$ 、厚さは約 $270\ \mu\text{m}$ である。Figure 4 にマイクロ RI イメージング装置の試作機の写真と概略図を示す。共晶体結晶の直上に置かれている線源から放出された β (β^+) 線が共晶体結晶内で相互作用を起こす。その後、共晶体結晶のファイバ構造を通過したシンチレーション光は対物レンズ (x5) を用いて集光され、最終的に EM-CCD カメラ (C9100-23B、浜松ホトニクス) で検出した。

シンチレーション画像の測定では校正用線源 (^{22}Na) を直接共晶体結晶上に配置した。共晶体結晶と線源はステージ上に設置し、撮像位置や焦点距離の調整を行った。シンチレーション画像の測定中は測定システム全体を暗箱内に設置した。光学画像では共晶体結晶上面からバックライトを当てつつ測定した。シンチレーション画像と光学画像との露光時間はそれぞれ 600 秒と 421 ミリ秒とした。

scintillation photon spread as shown in Figure 2(b). Previously, we reported feasibility results with this new system using a high-speed lens and plate eutectic scintillator [5].

We successfully detected scintillation light from β -rays with a prototype system that we developed in last year. However, we concluded that poor transparency of the eutectic crystal was preventing clear optical images from being obtained and that higher imaging resolution was required. In order to achieve higher imaging performance than last year's system, we made further changes and developed a new prototype micro RI cell imaging system using the eutectic plate scintillator. We applied an objective lens (x5) instead of the high-speed lens to obtain higher spatial resolution. In addition, we developed a better eutectic plate scintillator which had improved transparency and uniformity. In this report, details of the developed micro RI system and experimental results are described.

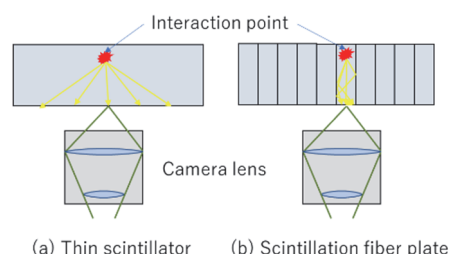


Figure 2 Difference in the scintillation photon spread in: a thin scintillator (a) and a plate (b).

Experimental setup

Figure 3 shows a photograph of the eutectic scintillator used in the experiment. This scintillator was a $\text{Tb:GdAlO}_3/\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ crystal of approximately $3\text{ mm} \times 3\text{ mm}$ with a thickness of $\sim 270\ \mu\text{m}$. Figure 4 shows a photo and schematic illustration of our prototype dynamic micro RI cell imaging system. In imaging with the system, β -rays emitted from the observation object entered the eutectic scintillator on which the β -ray source was directly placed. Then the scintillation photons that passed through the fiber structure of this scintillator were condensed by the imaging lenses (x5) and finally detected with the EM-CCD camera (C9100-23B, Hamamatsu Photonics K.K.).

In the measurement of the scintillation images, a positron source (^{22}Na) was directly put on the eutectic scintillator as the observation object. Together the scintillator and positron source were put on a moving stage to control imaging position and focal distance. The measurement system was inside a dark box during measurements of the scintillation images. Optical images were measured with back light from the top of the eutectic scintillator. Exposure times for optical images and scintillation images were 421 ms and 600 s, respectively.

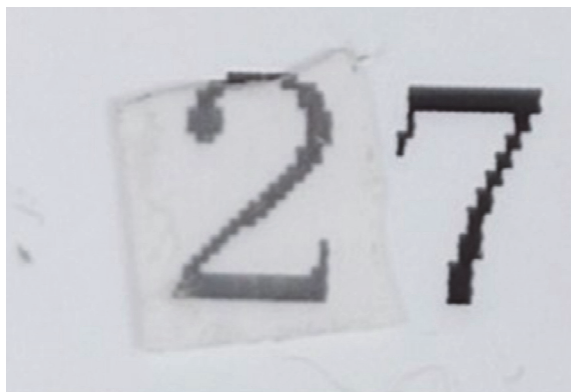


Figure 3 Photograph of the eutectic scintillator.

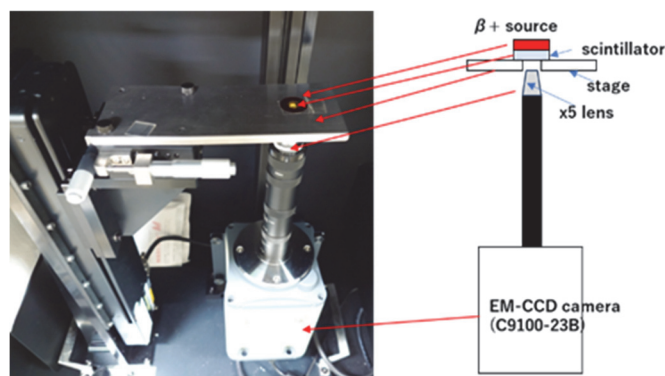


Figure 4 Photograph and schematic illustration of the developed micro RI imaging system.

実験結果

Figure 5 に開発した試作装置で得られた光学画像とシンチレーション画像の例を示す。Figure 5(a)に示すように共晶体結晶を視野の下半分に配置した。 ^{22}Na 陽電子線源は共晶体結晶上に直接設置した。Figure 5(b)に示すように、シンチレーション光は共晶体結晶の下部領域でのみ観測され、シンチレータが存在しない領域ではシンチレーション光は観測されなかった。これらの結果から、シンチレーション光が実際に共晶体結晶に起因するものであることが示された。シンチレーション画像の視野全体に表れている散在するいくつかの多数の高輝度の白点は、 ^{22}Na 点線源からの陽電子の対消滅による消滅放射がカメラの撮像素子と直接相互作用した結果生じたものであり、そのため結晶の無い領域でも観測された。Figure 6 は陽電子線源外した状態で、共晶体結晶上に直接置かれたマイクロルーラの光学画像を示す。共晶結晶を通した状態でもマイクロルーラの0.05 mm 目盛が明瞭に観察されており、以前よりも結晶の透明性が改善したと言える。空間分解能も従来の試作装置から約2.5倍向上した。

定量性の確認のため、Figure 7 に示す通りスライドチャンバ内にFDGを封入し、そこから発生する陽電子によるシンチレーション画像を740分間測定した。Figure 8 には関心領域内の輝度の時間変化とフィッティング結果が示されている。フィッティングの結果から、半減期は106.2分と推定され、 ^{18}F の半減期である109.77分に近い値が得られた。これによりシンチレーション画像が確かに ^{18}F の陽電子と共晶結晶との相互作用から得られたものであることが示されたといえる。

Experimental results

Figure 5 shows examples of an optical image and a scintillation image obtained with the developed prototype system. As shown in Figure 5 (a), the eutectic scintillator was placed in the lower half of the field of view (FOV). The positron source was placed on the eutectic scintillator. Measurement time of the scintillation image was 600 s. As shown in Figure 5 (b), the scintillation light was observed in just part of the eutectic scintillator. As expected, the scintillation light was not observed in the region with no scintillator. These results indicate that the scintillation light was indeed from the eutectic scintillator. Some intense white points in the whole FOV of the scintillation image were caused by direct interaction of annihilation radiation generated by positrons from the ^{22}Na point source and the imaging sensor of the camera. Therefore, the white points were observed in the background region. Figure 6 shows an optical image of a micro ruler directly put on the eutectic scintillator after removing the positron source. Scale marks of 0.05 mm on the micro ruler were clearly observed through the eutectic scintillator. We concluded that transparency of the eutectic scintillator was improved. In addition, spatial resolution was almost 2.5 times better than for our previous system.

For quantitative analysis, we measured light intensities of the scintillation images with positron irradiation from the FDG solution in a slide chamber. This setup is shown in Figure 7. Figure 8 shows time variation of scintillation light intensity in ROIs in scintillation image during the 740 min measurement. Fitting results are also shown in Figure 8. From them, we estimated half-life as 106.2 min. The actual half-life of ^{18}F is 109.77 min. These results proved that the obtained scintillation images were accurately derived from the interactions between the positrons of ^{18}F and the eutectic scintillator.

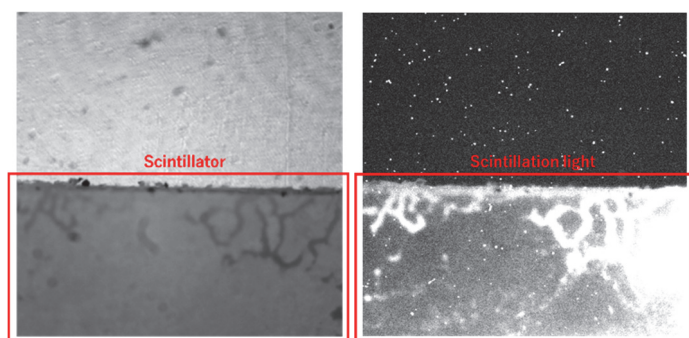


Figure 5 Optical image (left) and scintillation image (right) of the eutectic scintillator.

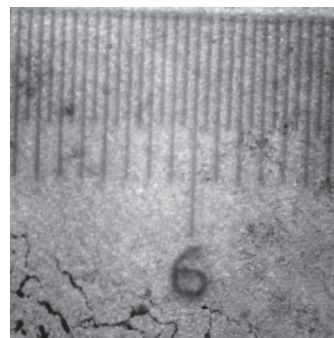


Figure 6 Transparent image of a micro ruler developed through the eutectic scintillator.

結論

細胞の核医学イメージングを目指し、共晶体結晶と光学レンズシステムを用いたマイクロ RI 細胞イメージング装置の試作機開発を行った。実験により陽電子線源によるシンチレーション光画像を得ることに成功した。また、従来試作機よりも優れた透過性と空間分解能を得ることが出来た。今後は実際の細胞サンプルを用いた試作マイクロ RI 細胞イメージング装置の性能評価を進める予定である。

Conclusion

We developed the micro RI cell imaging system using our improved eutectic scintillator with the optical lens system to obtain functional images of single cells. We obtained scintillation light images from the positron source. In addition, the prototype system obtained satisfactory scintillation images with better transparency and spatial resolution than those of our previous system. In the next step, we will evaluate performance values of the prototype micro RI cell imaging system in measurements with actual cell samples.

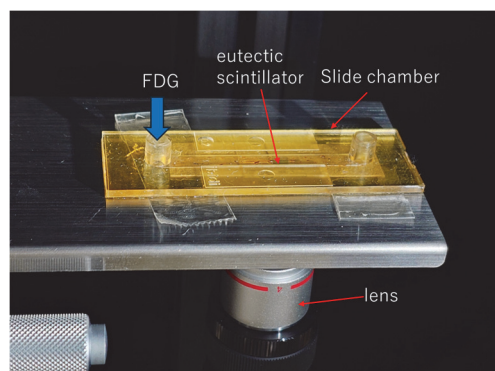


Figure 7 Experimental setup with FDG in slide chamber.

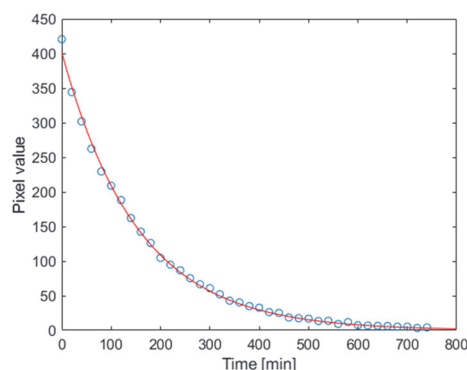


Figure 8 Variation of scintillation light intensity during 740 min measurement in ROIs.

Acknowledgements

Collaborators Hidekatsu Wakizaka, Taiga Yamaya (QST), Kei Kamada, Akira Yoshikawa (Tohoku Univ.), Yoshiyuki Usuki, Shigeki Ito (Mirai-imaging Inc.)

References

- [1] G. Pratz, *et al.*, "Radioluminescence Microscopy: Measuring the Heterogeneous Uptake of Radiotracers in Single Living Cells", PLOS ONE, vol.7, no. 10, e46285, 2012.
- [2] D. Sengupta and G. Pratz, "Single-Cell Characterization of ^{18}F -FLT Uptake with Radioluminescence Microscopy", J. Nucl. Med., vol.57, no.7, 2016.
- [3] G. Hirumi, *et al.*, "Development of a dynamic micro RI imaging system for single cells," 2017 IEEE NSS&MIC, M-03-037, Atlanta, GA, 2017.
- [4] K. Kamada, *et al.*, "Optimization of Dopants and Scintillation Fibers' Diameter of $\text{GdAlO}_3/\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ Eutectic for High-Resolution X-Ray Imaging," IEEE Trans. Nucl. Sci., vol.65, No.8, pp. 2036-2040, 2018.
- [5] F. Nishikido, *et al.*, "Performance measurement standards for Compton imaging systems in nuclear medicine," 2024 IEEE NSS & MIC, M-08-029, 2024.

重粒子線治療時の飛程検証 PET による腫瘍診断：臨床研究へ

Potential tumor diagnosis using range-verification PET in carbon-ion therapy: from animal to clinical studies

寅松 千枝 主幹研究員

Chie Toramatsu, Principal Researcher



はじめに

陽電子放射断層撮影 (PET) を用いた粒子線治療の飛程検証は、治療ビームと照射組織との核破砕反応により生成される陽電子(β^+)放出核種の画像化に基づいている。生成 β^+ 放出核種は主に血流により洗い流されると考え、我々はこれまでに、その速度と腫瘍の血管状態との相関性を明らかにしてきた [1]。腫瘍の血流状態は酸素状態などと密接に関連し、治療効果を予測する重要な因子となると考えられる。そのため、放射線治療期間中の変動をモニタリングするべきであるが、分割照射のたびに放射性薬剤を用いた PET 検査を実施することは現実的ではない。そこで本研究では、照射ごとの飛程検証 PET 撮像による生成 β^+ 放出核種の動態解析から、腫瘍の状態を診断することを目的とした。

Introduction

Range verification in particle therapy using positron emission tomography (PET) is based on imaging positron (β^+)-emitting nuclides produced through nuclear fragmentation reactions between the therapeutic beam and the irradiated tissue. These β^+ -emitting radionuclides are considered to be washed out mainly by blood flow, and we have previously demonstrated a correlation between the washout rate and the vascular characteristics of tumors [1]. Tumor blood flow is closely related to factors such as oxygenation and is regarded as an important indicator for predicting treatment response. Therefore, its variation during the course of radiation therapy should be monitored; however, performing PET scans with radiopharmaceuticals for every fraction is not practical. In this study, we aimed to diagnose tumor status by analyzing the kinetics of β^+ -emitting nuclides generated during each irradiation using range-verification PET imaging.

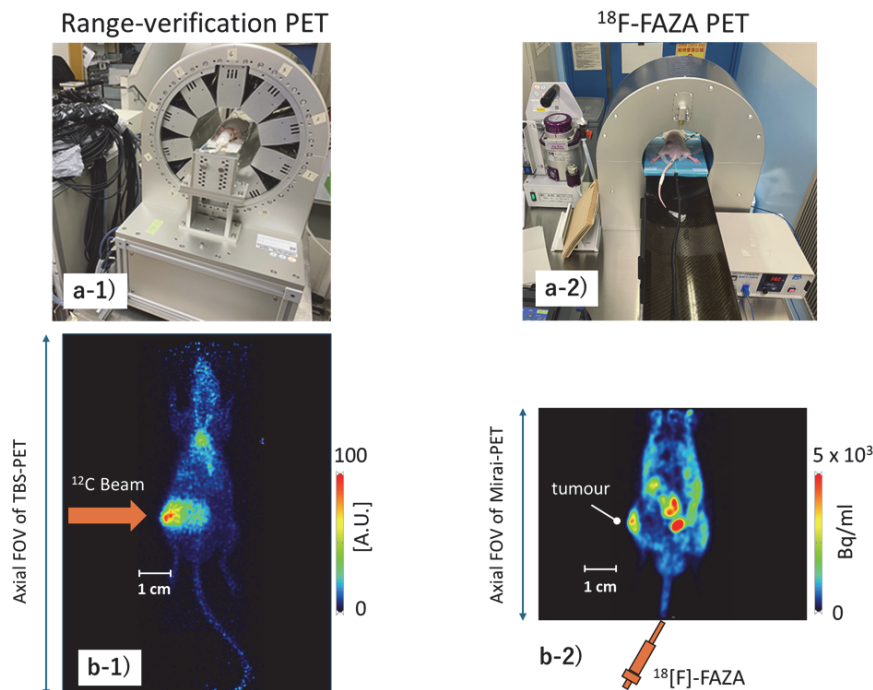


Figure 1 Comparison study. (a-1) Setup of the range-verification PET and (a-2) setup of the hypoxia ^{18}F -FAZA PET. (b-1) Reconstructed image acquired by TBS-PET after ^{12}C irradiation and (b-2) reconstructed image acquired by Mirai-PET with ^{18}F -FAZA administration.

小動物実験

低酸素腫瘍ラットモデルに対して、飛程検証 PET と低酸素マーカーの放射性薬剤を投与した PET との比較検証を行った。

炭素 (^{12}C) イオンビームを低酸素腫瘍 (C6 グリオーマ) ラットモデルの腫瘍全体に照射した。その後、高感度小動物全身撮像 PET システム (TBS-PET) (Figure 1 (a-1)) [3]により飛程 PET 測定を行った。 ^{12}C イオン照射における実効減衰関数は ^{15}O と ^{11}C を主要な信号とし、式(1)で表される。本研究では、2 種類の化学形 (主要成分とそれ以外の成分) が存在する 1 組織コンパートメントモデル (Figure 2) を仮定してダイナミック解析を行い、主要な洗い出し成分の速度定数($k_{2,m}$)を算出した。

さらに、同じラットモデルに対し、低酸素 PET 薬剤である ^{18}F 標識フルオロアゾマイシン・アラビノシド (^{18}F -FAZA) を投与後、小動物用高分解能 PET 装置である Mirai-PET (Figure 1 (a-1)) [4]を用いて PET 撮像を行い、腫瘍の低酸素状態を評価した。

その後、腫瘍組織切片を取得し、ヘマトキシリン・エオシン (H&E) 染色法による病理検査を行い、腫瘍の血管状態を確認した。

Small animal study

A comparative evaluation was performed between range-verification PET and hypoxia PET using a radiotracer in a hypoxic tumor rat model.

A carbon-ion beam (^{12}C -ion beam) was delivered to the entire tumor volume of hypoxic tumors (C6 glioma) in the rat model. Subsequently, range-verification PET scan was conducted using a high-sensitivity total-body small-animal PET system (TBS-PET) (Figure 1 (a-1)) [3]. In ^{12}C -ion irradiation, the effective decay function is described by equation (1) with the main signals from ^{15}O and ^{11}C . In this study, dynamic analysis was performed using a single-tissue compartment model (Figure 2) that assumes two chemical forms (major and minor components), and the rate constant of the major washout component ($k_{2,m}$) was derived.

In the same rat model, the hypoxia PET radiotracer ^{18}F -labeled fluoroazomycin arabinoside (^{18}F -FAZA) was administered, followed by PET imaging by a high-resolution small-animal PET scanner, Mirai-PET (Figure 1 (a-1)) [4], to assess tumor hypoxia.

Finally, tumor tissue sections were then collected, and a pathological examination using hematoxylin and eosin (H&E) staining was performed to evaluate the vascular status of the tumor.

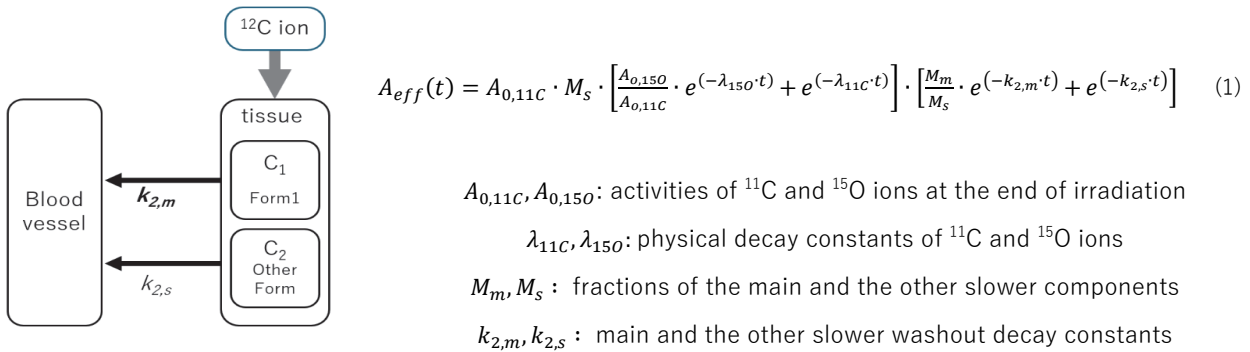


Figure 2 A kinetic model of irradiation produced β^+ -emitters. A single-compartment model with two types of tracers.

Figure 1 に、飛程検証 PET、 ^{18}F -FAZA PET 撮像における 30 分間の積算画像を示す。それぞれ、腫瘍内部に不均一な放射能強度分布が観察された。Figure 3 に腫瘍領域の飛程検証 PET、ダイナミック解析から得られたボクセルごとの $k_{2,m}$ 値(k_2 -Map)、そして ^{18}F -FAZA PET を示す。これらの画像には相関性が見られており、典型的な固体腫瘍の構造を示

Figure 1 shows the 30-minute integrated images of the range-verification PET and the ^{18}F -FAZA PET. In both images, heterogeneous distributions of radioactivity were observed within the tumor. Figure 3 presents, for the tumor region, the range-verification PET image, the voxel-wise $k_{2,m}$ values (k_2 -Map) obtained from dynamic analysis, and the ^{18}F -FAZA PET image. These images exhibit clear correlations and well represent the structure of a typical solid tumor. In the tumor

していると言える。腫瘍の中心部は照射により生成された β^+ 放出核種の残留が見られ、かつ $k_{2,m}$ 値が低く、壊死により血流が滞っている領域であると推定される。その領域を囲むように ^{18}F -FAZAの集積が観察され、低酸素領域が存在していることが示された。腫瘍辺縁部は $k_{2,m}$ 値が高く、血管新生が盛んな増殖領域であると考察される。これらの解釈は、病理切片からも裏付けられた。

core, residual β^+ -emitting nuclides were observed, and the $k_{2,m}$ values were low, suggesting lack of blood flow due to necrosis. Surrounding this core area, ^{18}F -FAZA accumulation was observed, indicating the presence of the hypoxic area. At the tumor periphery area, the $k_{2,m}$ values were high, indicating viable areas with active angiogenesis.

These interpretations were also supported by the pathological examination of the H&E stained tumor tissue sections.

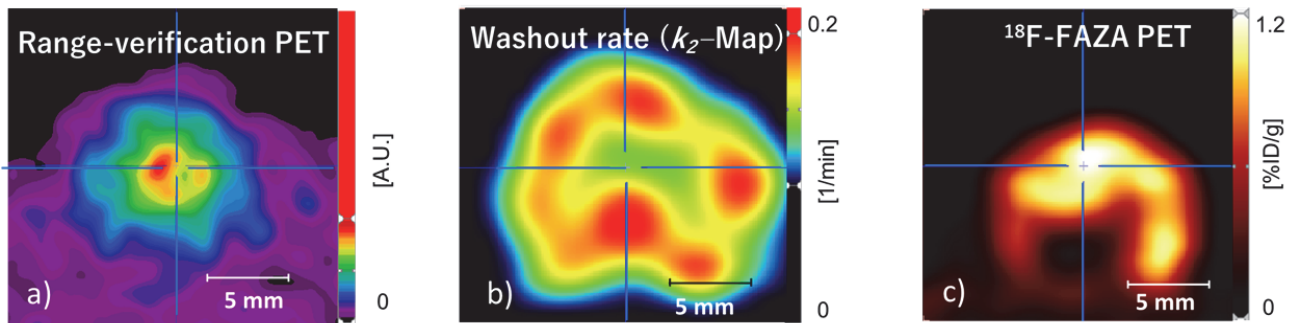


Figure 4 Tumor images of: (a) the range-verification PET, (b) voxel-wise $k_{2,m}$ value (k_2 -Map), and (c) the ^{18}F -FAZA PET.

臨床研究へ

2023 年度よりオンライン PET 装置である OpenPET (Figure 5(a)) [2]を用い、頭頸部がんを対象とした炭素線治療の飛程検証の臨床試験を行っている（臨床研究実施計画番号：jRCTs032220746）。これまでの基礎研究により確立してきた解析手法の臨床応用を試みたので解析状況を報告する。

OpenPET による重粒子線飛程検証の臨床研究の対象となった頭頸部の重粒子線がん治療では、計 16 回の照射が行われ、そのうち 4 回（約 1 週間間隔）において PET 撮像が実施された。Figure 5 は腺様嚢胞がん術後照射の 1 症例である。Figure 5 (b-1~b-4)に治療計画の線量分布、(c-1~c-4)に OpenPET 画像（10 分間積算）、(d-1~d-4)に k_2 -Map を、それぞれ 1 週間ごとに示す。OpenPET により、4 週間に渡り治療計画通りに重粒子線照射が行われている様子が確認された。その一方で、 k_2 -Map には 1 週間ごとに変動が見られ、腫瘍の血流状態が変化していることが示唆された。腫瘍の血流状態は、壊死、低酸素、増殖領域の推定に繋がり、治療計画への反映や予後予測のための重要な情報となり得る。今後、20 名を目標に臨床研究を進めるとともに、 k_2 -Map の変動とフォローアップのデータとの関連性を検証していくことが課題である。

Introducing clinical research

Since 2023, clinical research (jRCTs032220746) has been conducted for the range verification of carbon-ion therapy using the online PET system OpenPET (Figure 5 (a)) [2]. The analysis methods established through our small animal studies have been applied to the clinical data, and the current status of this analysis is also reported here.

In this clinical research, patients with head and neck (H&N) cancer were irradiated for a total of 16 fractions, among which PET imaging was performed during 4 fractions at approximately one-week intervals. Figure 5 shows postoperative irradiation case results for a patient with adenoid cystic carcinoma. Figures 5 (b-1 to b-4) present the dose distributions of the treatment plan, (c-1 to c-4) reproduce the OpenPET images (10-minute integrated), and (d-1 to d-4) are the k_2 -Maps, each acquired weekly. Range verification with OpenPET confirmed that the heavy-ion beam was accurately delivered according to the treatment plan throughout the 4-week period. On the other hand, the k_2 -Maps exhibited weekly variations, suggesting changes in tumor blood flow. Tumor blood flow provides important information for estimating necrotic, hypoxic, and proliferative areas, and may contribute to adaptive treatment planning and prognosis prediction. Our next task is to analyze the clinical data from 20 patients and investigate the relationship between temporal changes in the k_2 -Maps and follow-up outcomes.

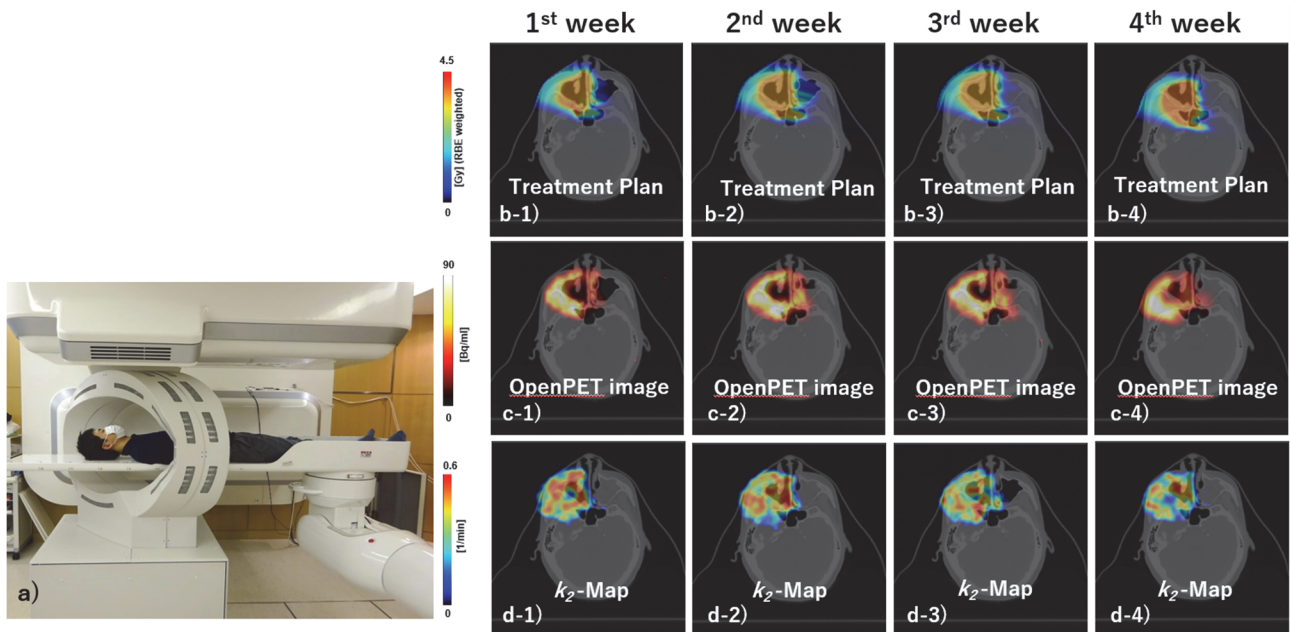


Figure 5 Clinical research for range verification of carbon-ion therapy by OpenPET. (a) Setup of OpenPET. (b-1 to b-4) dose distributions from the respective treatment plan, (c-1 to c-4) range-verification PET images, and (d-1 to d-4) and voxel-wise $k_{2,m}$ values (k_2 -Maps).

まとめ

腫瘍ラットモデルにおいて、炭素線を照射による飛程検証 PET と ^{18}F -FAZA による低酸素 PET の比較検証を行った。その結果、照射による生成 β^+ 放出核種の洗い出し速度により腫瘍の酸素状態が推定できることを裏付けるデータが得られた。洗い出し速度は、腫瘍内の血管状態（壊死、低酸素状態、増殖状態）を明確に反映する。臨床研究のデータ解析も進行中であり、次の課題は、これまでの基礎研究の成果を臨床応用することである。

Conclusion

Using a tumor rat model, we made a comparative evaluation between range-verification PET following ^{12}C -ion beam irradiation and ^{18}F -FAZA PET. The results provided supporting evidence that the washout rate of irradiation produced β^+ -emitting nuclides can be used to estimate tumor oxygen status. The washout rate clearly reflects the vascular status of the tumor (necrotic, hypoxic, and viable regions). The analysis of clinical research data is currently underway; our next challenge is to translate the findings from these basic studies into clinical applications.

Acknowledgements

Collaborators Hitomi Sudo, Chie Seki, Iwao Kanno, Hiroaki Ikawa, Masashi Koto, Makoto Shinoto, Shigeru Yamada, Hitoshi Ishikawa and all members of the Imaging Physics Group (QST). This work was also performed as part of the Research Project with Heavy Ions at QST-HIMAC.

Grants JSPS KAKENHI 23KK0206 and 24K10826. Nakatani Foundation, Japan.

References

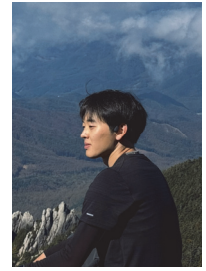
- [1] C. Toramatsu, *et al.*, "Measurement of biological washout rates depending on tumor vascular status in ^{15}O in-beam rat-PET", *Phys. Med. Biol.* 67 125006, 2022.
- [2] H. Tashima, *et al.*, "A single-ring OpenPET enabling PET imaging during radiotherapy", *Phys. Med. Biol.* 57 4705-18, 2012.
- [3] H. G. Kang, *et al.*, "Development of an ultrasensitive small animal PET with 4-layer DOI detectors for sub-second dynamic rodent imaging", *Phys. Med. Bio.* 70 125014, 2025.
- [4] T. Ishikawa *et al.*, "Mirai-PET: High-resolution, portable, axially long small animal PET with TOF-DOI detection", *IEEE NSS, MIC and RTSD Conference*, 2024

鉗子型ミニ PET のイメージング機能の開発

Introducing imaging functionality into the forceps-type PET

大橋 遼太郎 QST スチューデントリサーチャー/千葉大学（山谷研究室 博士 2 年）

Ryotaro Ohashi, QST Student Researcher / Chiba University (Yamaya lab, D2)



はじめに

食道がんの根治治療において三領域（頸部、胸部、腹部）のリンパ節郭清が行われるが、摘出されたリンパ節の約 90%には転移がなかったという報告がある[1]。不要な郭清を省略できれば、侵襲性の低減および予後改善が期待できる。そこで我々は、FDG-PET を応用した術中リンパ節転移診断法として「鉗子型ミニ PET」を考案し、その実現を目指している。

具体的には、鏡視下用把持鉗子の先端に搭載した一対の放射線検出器でターゲットとなるリンパ節を個別に把持し、そこに集積した FDG（放射線源）の放射能を定量する[2, 3]。一般に、検出器の放射線検出感度は、検出器の視野中心で最大となり、視野端に向かうにつれて減少する（本システムの視野は、対向する検出器が挟み込む空間である）。正確な定量には線源を常に視野中心に捉えて把持する必要があるが、現行システムには視野内で線源がどのように分布しているかを把握する機能を有していなかった。

そこで昨年度は、現行システムに搭載可能な小型の位置弁別型検出器および、深層学習モデルを用いて線源の重心位置を推定する手法を開発し、報告した[4]。一方、線源の重心位置の情報のみでは、線源が局在しているのか、広範囲に分布しているのかを判断することができない。今年度は、昨年度開発した検出器を用いて、線源を画像として可視化する機能を開発した。その実現性および有効性をシミュレーション検証したため報告する。

方法

位置弁別型検出器

位置弁別検出器のシミュレーション・ジオメトリを Figure 1 に示す。本検出器は、全体として半割砲弾形状（直径 10 mm、全長 15 mm）で、2 行 2 列に配列された BGO シンチレータ（A、B、C、D）で構

Introduction

While three-field (cervical, mediastinal, and abdominal) lymph node dissection is the standard radical surgery for esophageal cancer, it has been reported that approximately 90% of resected lymph nodes are negative for metastases [1]. Omitting unnecessary dissection could reduce surgical invasiveness and improve surgical treatment outcome. To address this challenge, we have proposed a “forceps-type mini-PET” for intraoperative lymph node diagnosis that applies the measurement principles of FDG-PET.

Specifically, this system utilizes a pair of radiation detectors mounted on the tip of endoscopic forceps to individually grasp lymph nodes and quantify the accumulated FDG radioactivity [2, 3]. In general, radiation detection sensitivity peaks at the center of the detector field of view (FoV), defined as the space between two opposing detectors in this system, and it decreases toward the periphery. Accurate quantification requires that the radioactive source be consistently positioned at the center of the FoV; however, the current system lacks a function to determine the spatial distribution within the detector FoV.

In previous work, we developed a compact position-sensitive detector specially designed for the forceps-type mini-PET and demonstrated a method to estimate the source center of gravity (CoG) using deep learning [4]. However, CoG information alone cannot differentiate between localized sources and broad physiological accumulation. In this work, we therefore developed a source visualization method using our previously developed detector and verified its feasibility and effectiveness through simulations.

Methods

Position-Sensitive Detector Pair

Figure 1 illustrates the simulation geometry of the position-sensitive detector pair. The detector configuration in this simulation consists simply of four BGO crystals (A, B, C, and D) arranged in a 2×2 array, forming a half-bullet shape with an overall diameter of 10 mm and length of 15 mm. In the actual

成される。一方、実際の検出器においては、結晶 C および D にはシリコンフォトマル (S_1 , S_2) が接着され、結晶間に反射材が挿入される。これにより、発生したシンチレーション光は U 字経路 (S_1 -D-A-B-C- S_2) に沿って伝搬するため、重心演算式 $(S_1 - S_2)/(S_1 + S_2)$ と閾値処理を用いることで、放射線の検出位置を 4 領域 (A、B、C、D) に弁別することができる。対向する検出器は、6 mm の固定幅で平行に配置した。シミュレーションの設定には、実際に試作した検出器を用いた測定値に基づくパラメータを採用した。具体的には、5%の弁別誤り率（ある結晶で検出したイベントが誤って他の結晶に弁別される割合）と、25%のエネルギー分解能を考慮した。

hardware configuration, silicon photomultipliers (S_1 and S_2) are optically coupled to crystals C and D, respectively, with optical reflectors inserted between the crystals. This establishes a U-shaped light propagation path (S_1 -D-A-B-C- S_2), enabling the discrimination of the radiation interaction positions into four distinct regions (A, B, C, and D) using Anger logic defined as $(S_1 - S_2)/(S_1 + S_2)$, followed by thresholding. Two opposing detectors are arranged in parallel with a fixed separation of 6 mm.

For the simulation parameters, we incorporated experimentally measured values from our prototype detector, specially applying a misidentification rate of 5%, defined as the rate at which an event detected in one crystal is incorrectly assigned to another, and we set an energy resolution of 25%.

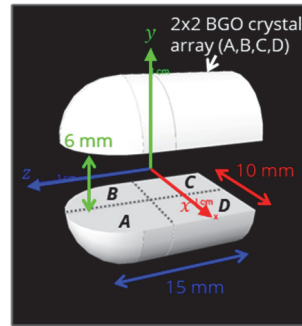


Figure 1 Simulation geometry of the position-sensitive detector pair.

PWLS 法による画像再構成

位置弁別検出器から得られる同時計数データに対して、罰則付き加重最小二乗法 (PWLS 法) [5]を用いて画像再構成を行った。同時計数線 (LoR: Line of response) は 16 本と限られており、このスパースなデータに対して解の安定性を確保するため、チコノフ正則化項を導入した。推定画像 f' は、以下のようにコスト関数 $C(f)$ を最小化することで算出した。

$$f' = \operatorname{argmin} C(f)$$

$$C(f) = \sum_i w_i \left(p_i - \sum_j A_{ij} f_j \right)^2 + \beta \sum_j f_j^2$$

ここで、 p は計数率データベクトル、 A はシステム行列、 β は正則化パラメータである。画像のボクセルサイズは $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$ 、画像化空間サイズは $11 \times 5 \times 16 \text{ mm}^3$ (総ボクセル数は 880)、システム行列サイズは 16×880 (LoR 数 $\times$ 総ボクセル数) とした。システム行列の要素 A_{ij} は、ボクセル i で発生した放射線が LoR_j として検出される確率である。 β は予備検討に基づき 10^{-4} とした。

Image reconstruction using the PWLS method

Image reconstruction was performed using the penalized weighted least square (PWLS) method [5], an algebraic approach that is applied to the coincidence data acquired from position-sensitive detectors. To ensure statistical robustness given the sparse data limited to only 16 lines of response (LoRs), a Tikhonov regularization term was incorporated. The estimated image f' was obtained by minimizing the cost function $C(f)$ as follows.

Here, p represents the count rate data vector, A is the system matrix, and β denotes the regularization parameter. The voxel size was set to $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$, resulting in an imaging volume of $11 \times 5 \times 16 \text{ mm}^3$ (880 voxels). Consequently, the system matrix A had dimensions of 16×880 (LoRs $\times$ voxels). The element A_{ij} of the system matrix represents the probability that a photon emitted from the i -th voxel is detected along the j -th LoR. The regularization parameter β was set to 10^{-4} based on the preliminary optimization.

シミュレーション検証

臨床で想定されるシナリオとして、線源位置が不明な状態（ステップ#1）と、画像情報に基づいて線源位置を補正した状態（ステップ#2）をシミュレートした。この一連のシミュレーションは 15 回繰り返した。本研究では、基礎検証として、 ^{18}F 点線源（放射能 1 kBq）を用いた。

- ステップ#1：視野内のランダムな位置に線源を配置し、30 秒間計測して画像再構成を行った。
- ステップ#2：ステップ#1 で得られた再構成画像から算出した線源の重心座標を基に、線源が視野中心に来るように再配置して、30 秒間測定を行った。

評価指標として、各ステップにおける計数率 $\sum p_i$ および再構成画像の総画素値 $\sum f_j'$ について、平均値、標準偏差、変動係数（CV: Coefficient of Variation）をそれぞれ算出した。本解析によって、画像再構成による感度補正効果、および画像情報に基づいた位置補正が定量性に及ぼす効果を検証した。

結果と考察

視野中心付近および視野端に点線源を配置して測定した場合の再構成画像を Figure 2 に示す。再構成された点線源像は 7 mm 程度の空間的な広がりを持つものの、線源が視野の上下左右いずれに存在するか、あるいは視野中心からどの程度偏位しているかを視覚的に十分識別できると考えられる。画像から算出した重心座標と、線源を実際に配置した座標との位置誤差の平均は、 0.84 ± 0.89 mm であった。

各ステップ群における計数率と画像の総画素値の平均値、標準偏差、および CV を Table 1 に示す。位置情報が不明な群（ステップ#1）では、線源が視野中心から外れることによる感度低下の影響を受け、CV は計数率では 53.2%、画像の総画素値では 46.1% となった。一方、再構成画像を基に位置補正を行った群（ステップ#2）では、これらの CV はそれぞれ 10.8%、7.3% へと大幅に改善した。また、画像再構成による感度補正効果により、いずれの群においても計数率よりも画像の総画素値の CV が低くなった。

Simulation-based evaluation

We simulated a clinical scenario consisting of two stages: a state where the source position is unknown (Step #1) and a state where the source position is adjusted based on image information (Step #2). This simulation sequence was repeated 15 times. For basic validation, an ^{18}F point source with an activity of 1 kBq was used.

- Step #1: The source was placed at a random position within the FoV, followed by a 30-second measurement and image reconstruction.
- Step #2: Based on the CoG coordinates calculated from the reconstructed image in Step #1, the source was repositioned to the center of the FoV, and a second 30-second measurement was performed.

As evaluation metrics, the mean, standard deviation (SD), and coefficient of variation (CV) were calculated for the total measured count rates $\sum p_i$ and the total voxel values of the reconstructed images $\sum f_j'$. Then, we verified the sensitivity correction effect of image reconstruction and the impact of image-guided position correction on quantitative accuracy.

Results and Discussion

Figure 2 shows reconstructed images of point sources placed near the center and at the edge of the FoV. Although the reconstructed point source images exhibited a spatial spread of approximately 5–7 mm regardless of their positions, the images provided sufficient information to visually identify the source direction (e.g., vertical or horizontal) and the extent of its deviation from the center. The mean positional error between the CoG coordinates calculated from the images and the true source positions was 0.84 ± 0.89 mm across all trials.

Table 1 summarizes the mean, SD, and CV for the coincidence count rates and total image voxel values in each step group. In the Step #1 group, measurements were significantly affected by sensitivity degradation caused by off-center source placement. As a result, the CV was 53.2% for coincidence count rates and 46.1% for total image voxel values. In contrast, in the Step #2 group, these CVs were improved markedly to 10.8% and 7.3%, respectively. Furthermore, owing to the sensitivity correction effect provided by image reconstruction, the CV for total image voxel values was lower than that for coincidence count rates in both groups.

まとめ

超小型の位置弁別型検出器に PWLS 画像再構成を適用し、鉗子型ミニ PET に特化した画像化機能を開発した。シミュレーションによる検証の結果、画像誘導に基づき適切な把持位置で測定を行うことで、測定精度が大幅に向上することが示唆された。今後は、転移リンパ節の模擬ファントム等を作製して実機実験を行い、臨床応用に向けた実用性の検証を進める予定である。

Conclusion

We developed an imaging functionality specially designed for the forceps-type mini-PET by applying PWLS image reconstruction to ultra-compact position-sensitive detectors. Simulation results suggested that measurement accuracy can be significantly improved by performing measurements at appropriate node grasping positions based on image guidance. In future work, we plan to fabricate phantoms simulating metastatic lymph nodes and conduct experiments using the actual device to validate its practicality for clinical application.

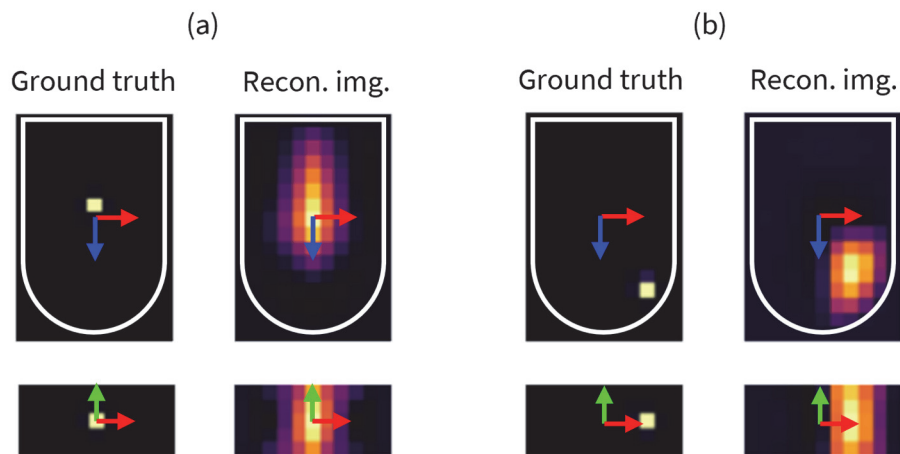


Figure 2 Representative images of a point source placed near the center (a) and at the edge (b) of the detector FoV' ground truth were compared with reconstructed images.

Table 1 Comparison of coincidence count rates and total image voxel values between Step #1 and Step #2.

	Step #1, mean $\pm$ SD (CV)	Step #2, mean $\pm$ SD (CV)
Coincidence count rate (cps)	6.95 $\pm$ 3.70 (53.2%)	11.31 $\pm$ 1.23 (10.8%)
Total image voxel value (a.u.)	1629 $\pm$ 751 (46.1%)	2146 $\pm$ 157 (7.3%)

Acknowledgements

Collaborators Sodai Takyu, Hideaki Tashima, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya (QST)
Shigeki Ito (Mirai-Imaging Inc.)

References

- [1] S. Yoshimura, *et al.*, "One-by-one comparison of lymph nodes between 18F-FDG uptake and pathological diagnosis in esophageal cancer," *Clinical Nuclear Medicine*, vol. 45, no. 10, pp. 741-746, 2020.
- [2] M. Takahashi, *et al.*, "A design of forceps-type coincidence radiation detector for intraoperative LN diagnosis: clinical impact estimated from LNs data of 20 esophageal cancer patients," *Annals of Nuclear Medicine*, vol. 36, no. 3, pp. 285-292, 2022.
- [3] K. Kawamura, *et al.*, "Radiation source detection for the accurate location of lymph node metastases using robotic forceps-type coincidence radiation detector," *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 20, pp. 677-686, 2024.
- [4] R. Ohashi, "Forceps-type mini-PET detector with sensitivity correction," *2024 report on PET imaging Physics Research*, pp. 85-88, 2024.
- [5] J. A. Fessler and W. L. Rogers, "Penalized weighted least-squares image reconstruction for positron emission tomography," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 13, no. 2, pp. 290-300, 1994.

イメージング物理研究グループ研究業績 2025 (2025 年 1 月 - 2025 年 12 月) Achievements of Imaging Physics Group in 2025 (Jan. 2025 – Dec. 2025)

1. 研究成果 Research achievements

1.1 原著論文 Peer-reviewed articles (20)

- [1] Sodai Takyu, Hideaki Tashima, Miwako Takahashi, Eiji Yoshida, Hidekatsu Wakizaka, Fujino Obata, Go Akamatsu, Kotaro Nagatsu, Aya Sugyo, Hitomi Sudo, Atsushi B Tsuji, Mariko Ishibashi, Yoichi Imai, Katia Parodi, Taiga Yamaya, "A whole gamma imaging prototype for higher quantitative imaging of ^{89}Zr -labeled antibodies in a tumor mouse model," *Phys. Med. Biol.*, 70, 025012, 2025.
- [2] Miho Kiyokawa, Han Gyu Kang, Taiga Yamaya, "Monolithic U-shaped crystal design for TOF-DOI detectors: a flat top versus a tapered top," *Biomed. Phys. Eng. Express*, 11, 025032, 2025.
- [3] Miwako Takahashi, Fumihiko Nishikido, Go Akamatsu, Hideaki Tashima, Yuma Iwao, Mikio Suga, Taiga Yamaya, "The first human study of add-on PET: A PET-integrated RF coil for 3 T MRI," *EJNMMI Physics*, 12:19, 2025.
- [4] Taiyo Ishikawa, Yuma Iwao, Go Akamatsu, Sodai Takyu, Hideaki Tashima, Takayuki Okamoto, Taiga Yamaya, Hideaki Haneishi, "Initial demonstration of the Scratch-PET concept: an intraoperative PET with a hand-held detector," *Radiological Physics and Technology*, 18, pp. 407-416, 2025.
- [5] Eiji Yoshida, Fujino Obata, Taiga Yamaya, "Air-CLS Detector: A Modified Crosshair Light Sharing PET Detector With air Gaps in the U-Shape Light Path," *IEEE Transactions on Radiation and Plasma Medical Sciences*, Vol. 9, No. 7, pp. 872-877, 2025.
- [6] Hiroshi Watabe, Peter K.N. Yu, Dragana Krstic, Dragoslav Nikezic, Kyeong Min Kim, Taiga Yamaya, Naoki Kawachi, Hiroki Tanaka, Zoran Jovanovic, A.K.F. Haque, M. Rafiqul Islam, Gary Tse, Quinncy Lee, Mehrdad Shahmohammadi Beni, "RAPTOR-AI: An open-source AI powered radiation protection toolkit for radioisotopes," *Applied Radiation and Isotopes*, Vol. 221, 111797, 2025.
- [7] Eiji Yoshida, Go Akamatsu, Hideaki Tashima, Taiga Yamaya, "Global crystal identification of light-sharing PET detectors using convolutional neural networks," *Nuclear Inst. and Methods in Physics Research, A*, 1077, 170564, 2025.
- [8] Fumio Hashimoto, Kibo Ote, Yuya Onishi, Hideaki Tashima, Go Akamatsu, Yuma Iwao, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya, "Exploiting network optimization stability for enhanced PET image denoising using deep image prior," *Phys. Med. Biol.*, 70, 105019, 2025.
- [9] Kurumi Narita, Go Akamatsu, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Yuma Iwao, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya, "Simulation and one-ring prototyping of 1 mm-rod-resolution hemispherical brain PET with TOF-DOI detectors," *Phys. Med. Biol.*, 70, 12NT01, 2025.
- [10] Han Gyu Kang, Hideaki Tashima, Hidekatsu Wakizaka, Go Akamatsu, Yuma Iwao, Chie Toramatsu, Taiga Yamaya, "Development of an ultrasensitive small animal PET with 4-layer DOI detectors for sub-second dynamic rodent imaging," *Phys. Med. Biol.*, 70, 125014, 2025. (featured in *Physics World*)
<https://physicsworld.com/a/ultrafast-pet-imaging-could-shed-light-on-cardiac-and-neurological-disease/>
- [11] Taiyo Ishikawa, Go Akamatsu, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, Fumio Hashimoto, Ryosuke Ota, Hideaki Haneishi, Sun Il Kwon, Simon R. Cherry, Taiga Yamaya, "Imaging simulation of a dual-panel PET geometry with ultrafast TOF detectors," *IEEE Transactions on Radiation and Plasma Medical Sciences*, Early Access, 2025/7/31, 10.1109/TRPMS.2025.3594356
- [12] Han Gyu Kang, Hiroyuki Takuwa, Hideaki Tashima, Hidekatsu Wakizaka, Makoto Higuchi, Taiga Yamaya, "Development of a submillimeter resolution PET scanner with compact geometry for hybrid multi-photon/PET imaging," *Phys. Med. Biol.*, 70, 175010, 2025.
- [13] Yuta Miyoshi, Shota Teramoto, Fumiyuki Soma, Yong-Gen Yin, Nobuo Suzui, Yusaku Noda, Kazuyuki Enomoto, Naoki Kawachi, Joseph Peller, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Taiga Yamaya, Yusaku Uga, "Root nodule presence alters the dynamics of photosynthate translocation under varying soil moisture conditions," *Environmental and Experimental Botany* 238, 106235, 2025.
- [14] Han Gyu Kang, Hideaki Tashima, Go Akamatsu, Taiga Yamaya, "Effects of reflectors on the imaging performance of a mouse brain PET scanner with staggered 3-layer DOI detectors," *Med. Phys.*, 52, e70076, 2025.
- [15] Akram Hamato, Hideaki Tashima, Sodai Takyu, Yuma Iwao, Go Akamatsu, Han Gyu Kang, Fujino Obata, Fumihiko Nishikido, Katia Parodi, Taiga Yamaya, "Range verification of a ^{10}C ion beam: Feasibility of Compton imaging of 718 keV gamma rays," *Nuclear Inst. and Methods in Physics Research Section A*, 1083, 171105 2026.
- [16] Eiji Yoshida, Fujino Obata, Taiga Yamaya, "Improvement of depth estimation for crosshair light sharing TOF-DOI PET detector," *Phys. Med. Biol.* 70, 215009, 2025.

- [17] Han Gyu Kang, Hideaki Tashima, Hidekatsu Wakizaka, Makoto Higuchi, Taiga Yamaya, "Sub-0.5 mm Resolution PET Scanner with 3-Layer DOI Detectors for Rodent Neuroimaging," IEEE Transactions on Medical Imaging, Early Access, 2025/10/31, 10.1109/TMI.2025.3627815 (featured in *Physics World* with Editor's Choice and SNMMI Smart Brief) <https://physicsworld.com/a/high-resolution-pet-scanner-visualizes-mouse-brain-structures-with-unprecedented-detail/> <https://newsletter.smartbrief.com/sharedSummary/index.jsp?copyId=FB04E32C-3C08-434C-B948-7C1CF72B442F&issueId=42D1F6BE-F70F-4896-B96C-F1480B4A0FC4&briefId=94A57BF5-E8A1-4598-B740-5CB55226F136>
- [18] Han Gyu Kang, Eiji Yoshida, Go Akamatsu, Taiga Yamaya, "Development of diode-based row-column multiplexing boards with the TOPPET2 ASIC for clinical TOF-PET systems," Phys. Med. Biol., 70, 225001, 2025.
- [19] Jiayao Sun, Takamitsu Masuda, Hideaki Tashima, Chie Toramatsu, Akram Hamato, Taiga Yamaya, Sodai Tanaka, Koki Kasamatsu, Stewart Mein, Taku Inaniwa, "In-beam range determination using an OpenPET system for helium, carbon, oxygen, and neon ion beams," Phys. Med. Biol. 70, 225005, 2025.
- [20] Giulio Lovatti, Munetaka Nitta, Francesco Evangelista, Daria Boscolo, Daria Kostyleva, Mohammad Javad Safari, George Dedes, Chiara Gianoli, Beatrice Foglia, Marco Pinto, Han Gyu Kang, Sivaji Purushothaman, Emma Haettner, Christoph Schuy, Christian Graeff, Ulrich Weber, Christoph Scheidenberger, Peter G Thirolf, Taiga Yamaya, Marco Durante, Katia Parodi, "Experimental assessment of novel PET detector components for online imaging of radioactive ion beams," Phys. Med. Biol., 70, 195008, 2025.

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

1.3 査読なしプロシーディングス Proceedings (0)

1.4 学会発表 Conference presentations (59)

・国際会議（口頭発表） International conferences (oral presentations) (26)

- [1] Go Akamatsu, Mana Akamatsu, Yuma Iwao, Hidekatsu Wakizaka, Hideaki Tashima, Takamasa Maeda, Katsuyuki Tanimoto, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya, "Impact of ^{89}Zr decay properties on image quality and quantitative accuracy in PET," Japanese Journal of Medical Physics, vol. 45, sup. 1, p. 87-88, 2025. (4th International Conference on Radiological Physics and Technology, TPI-044, oral, 2025/4/11)
- [2] Taiyo Ishikawa, Go Akamatsu, Shigeki Ito, Hiroshi Mizuma, Chie Seki, Yuji Nagai, Hidekatsu Wakizaka, Yuma Iwao, Hideaki Tashima, Takafumi Minamimoto, Taiga Yamaya, "Performance evaluation of Mirai-PET: a high-resolution and large FOV small animal PET with TOF-DOI detection," Japanese Journal of Medical Physics, vol. 45, sup. 1, p. 88, 2025. (4th International Conference on Radiological Physics and Technology, TPI-046, oral, 2025/4/11)
- [3] Hideaki Tashima, Fumio Hashimoto, Kibo Ote, Taiga Yamaya, "Synergistic reconstruction method for PET and Compton imaging of whole gamma imaging," Japanese Journal of Medical Physics, vol. 45, sup. 1, p. 114, 2025. (4th International Conference on Radiological Physics and Technology, TPI-114, oral, 2025/4/13)
- [4] Kurumi Narita, Go Akamatsu, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Yuma Iwao, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya, "A one-ring prototype of hemispherical brain PET with novel TOF-DOI detectors," Japanese Journal of Medical Physics, vol. 45, sup. 1, pp. 114-115, 2025. (4th International Conference on Radiological Physics and Technology, TPI-115, oral, 2025/4/13)
- [5] Chie Toramatsu, Hideaki Tashima, Hidekatsu Wakizaka, Chie Seki, Han Gyu Kang, Go Akamatsu, Taiyo Ishikawa, Hitomi Sudo, Taiga Yamaya, "Utility of total-body PET in monitoring carbon ion therapy: demonstration in rat," Japanese Journal of Medical Physics, vol. 45, sup. 1, p. 116, 2025. (4th International Conference on Radiological Physics and Technology, TPI-118, oral, 2025/4/13)
- [6] S. Takyu, Y. Taira, T. Hirade, F. Nishikido, H. G. Kang, H. Tashima, F. Obata, K. Matsumoto, M. Takahashi, T. Yamaya, "Fundamental study of positron lifetime imaging analysis using gamma ray beam," 20th International Conference on Positron Annihilation (ICPA20), K-08, 2025. (Oral, 2025/6/5, Takamatsu)
- [7] Chie Toramatsu, Hidekatsu Wakizaka, Hideaki Tashima, Hitomi Sudo, Go Akamatsu, Taiyo Ishikawa, Han Gyu Kang, Chie Seki, Iwao Kanno, Taiga Yamaya, "Radiopharmaceutical-free hypoxia imaging in particle therapy by means of range-verification PET: a feasibility rat study," 63rd Annual Conference of the Particle Therapy Cooperative Group (PTCOG 63), 2025. (oral, 2025/6/6, Buenos Aires)
- [8] Taiga Yamaya, Hideaki Tashima, Chie Toramatsu, Akram Hamato, Yuma Iwao, Go Akamatsu, Han Gyu Kang, Minoru Tajiri, Hideyuki Mizuno, Masashi Koto, Hiroaki Ikawa, Makoto Shinoto, "Clinical demonstration of OpenPET: a full-ring in-beam PET for range verification in carbon-ion therapy," 63rd Annual Conference of the Particle Therapy Cooperative Group (PTCOG 63), 2025. (oral, 2025/6/8, Buenos Aires)

- [9] Go Akamatsu, Taiyo Ishikawa, Eiji Yoshida, Shigeki Ito, Yuma Iwao, Hideaki Tashima, Hidekatsu Wakizaka, Chie Toramatsu, Hiroshi Mizuma, Chie Seki, Yuji Nagai, Takashi Okauchi, Takafumi Minamimoto, Taiga Yamaya, "Development of a high-resolution, portable, and axially long small animal PET with TOF-DOI detectors," 2025 SNMMI Annual Meeting, SS20, 2025. (oral, 2025/6/23, New Orleans)
- [10] Giulio Lovatti, Munetaka Nitta, Francesco Evangelista, Jonathan Bortfeldt, Marco Pinto, Taiga Yamaya, Niels Bassler, Jasper Nijkamp, Per R. Poulsen, Brita Singers Sørensen, Erik Traneus, Rasmus Nilsson, Peter Thirolf, Katia Parodi, "First In Vivo Proton Beam Irradiation of Mice with Quasi-Real-Time Range Verification with the SIRMIO PET Scanner," American Association of Physicists in Medicine (AAPM) 2025, SU-130-BRC-6, 2025. (Oral, 2025/7/27, Washington DC)
- [11] Taiga Yamaya, Hideaki Tashima, Chie Toramatsu, Akram Hamato, Yuma Iwao, Go Akamatsu, Han Gyu Kang, Minoru Tajiri, Hideyuki Mizuno, Masashi Koto, Hiroaki Ikawa, Makoto Shinoto, "Visualization of Irradiation Field in Carbon-Ion Therapy by OpenPET: Preliminary Analysis of Clinical Data," American Association of Physicists in Medicine (AAPM) 2025, MO-730-202-4, 2025. (Oral, 2025/7/28, Washington DC)
- [12] Taiga Yamaya, Go Akamatsu, Kurumi Narita, Hideaki Tashima, Yuma Iwao, Eiji Yoshida, "Design of Next Generation Hemispherical Brain PET System Aiming for 1mm Resolution," American Association of Physicists in Medicine (AAPM) 2025, TU-130-202-5, 2025. (Oral, 2025/7/29, Washington DC) [Selected as one of the top 10 papers in the Science Council Session]
<https://www.qst.go.jp/site/iqms/news250819.html>
- [13] A. Hamato, D. Lee, R. Ota, H. Hemmati, M. Muller, Y. Wang, L. Soundara Pandian, S. Kim, T. Yamaya, S. R. Cherry, J. Glodo, S.I. Kwon, "Performance evaluation of ultra-dense lutetium oxide ceramic scintillators for TOF-PET applications," IEEE NSS-MIC-RTSD2025, M-01-08, 2025. (2025/11/5, oral, Yokohama)
- [14] S. Takyu, Y. Taira, T. Hirade, F. Nishikido, H. G. Kang, H. Tashima, F. Obata, K. Matsumoto, M. Takahashi, T. Yamaya, "Positron Lifetime Imaging Using a Gamma Ray Beam: The First Experiment," IEEE NSS-MIC-RTSD2025, M-01-03, 2025. (2025/11/5, oral, Yokohama)
- [15] G. Akamatsu, M. Takahashi, H. Tashima, Y. Iwao, E. Yoshida, H.G. Kang, S. Takyu, F. Nishikido, F. Obata, H. Wakizaka, A. Sugyo, H. Sudo, A. Tsuji, S. Ito, K.J. Kim, K. Kamada, A. Yoshikawa, M. Ishibashi, Y. Imai, T. Yamaya, "Multi-isotope whole gamma imaging:⁸⁹Zr-anti-CD38-antibody and ¹⁸F-NaF imaging of multiple myeloma mouse," IEEE NSS-MIC-RTSD2025, M-01-06, 2025. (2025/11/5, oral, Yokohama)
- [16] Han Gyu Kang, Hideaki Tashima, Taiga Yamaya, "Design of a sub-0.5 mm resolution PET using GATE with staggered 3-layer DOI detectors," GATE User Meeting in IEEE NSS-MIC-RTSD2025, 2025. (2025/11/6, oral, Yokohama)
- [17] F. Evangelista, G. Lovatti, M. Pinto, J. Bortfeldt, Z. Huang, N. Bassler, P. R. Poulsen, J. A. Nijkamp, B. S. Sørensen, T. Yamaya, P. Thirolf, M. Nitta, K. Parodi, "First in-vivo IMPT irradiation of mice with quasi-real-time range verification with the SIRMIO PET scanner," IEEE NSS-MIC-RTSD2025, M-09-03, 2025. (2025/11/6, oral, Yokohama)
- [18] C. Toramatsu, H. Wakizaka, H. Tashima, H. Sudo, G. Akamatsu, T. Ishikawa, H.G. Kang, C. Seki, I. Kanno, T. Yamaya, "Prediction of tumour hypoxia by range-verification PET in particle therapy: Proof-concept in rats," IEEE NSS-MIC-RTSD2025, M-09-04, 2025. (2025/11/6, oral, Yokohama)
- [19] H. Tashima, C. Toramatsu, A. Hamato, Y. Iwao, G. Akamatsu, H.G. Kang, M. Tajiri, H. Mizuno, M. Koto, H. Ikawa, M. Shinoto, T. Yamaya, "Clinical OpenPET for Range Verification in Carbon-Ion Therapy: Gamma-Index Analysis for Inter-Fractional Comparison," IEEE NSS-MIC-RTSD2025, M-09-05, 2025. (2025/11/6, oral, Yokohama)
- [20] Y. Iwao, G. Akamatsu, H. Tashima, T. Yamaya, "Data-driven motion correction using inertia moment for brain PET," IEEE NSS-MIC-RTSD2025, M-10-03, 2025. (2025/11/6, oral, Yokohama)
- [21] K. Thielemans, E. Asma, M. Cook, M. Hansen, J. Jones, N. A. Karakatsanis, A. L. Kesner, C. Lerche, E. K. Leung, P. Markiewicz, J. Naegele, S. Prevrhal, A. Rahmim, H. Sabet, B. Saboury, M. Spangler-Bickell, J. Stairs, S. Stute, H. Tashima, K. Ziemons, R.G. Wells, "Final draft of PETSIRD v1.0: a proposed standard for PET raw data," IEEE NSS-MIC-RTSD2025, M-12-1, 2025. (2025/11/7, oral, Yokohama)
- [22] H.G. Kang, H. Tashima, H. Wakizaka, M. Higuchi, T. Yamaya, "Development of a Sub-0.5 mm Resolution PET for Mouse Brain Imaging," IEEE NSS-MIC-RTSD2025, M-13-01, 2025. (2025/11/7, oral, Yokohama)
- [23] K. Narita, G. Akamatsu, E. Yoshida, F. Obata, H. Tashima, Y. Iwao, M. Takahashi, T. Yamaya, "CLS-7: the 7-ring TOF-DOI Brain PET System with Crosshair Light-Sharing Detectors," IEEE NSS-MIC-RTSD2025, M-13-03, 2025. (2025/11/7, oral, Yokohama)
- [24] H.G. Kang, H. Tashima, H. Wakizaka, G. Akamatsu, Y. Iwao, C. Toramatsu, T. Yamaya, "Total-Body Small-Animal PET with 4-Layer DOI Detectors Enabled for Sub-Second Dynamic Imaging," IEEE NSS-MIC-RTSD2025, M-13-07, 2025. (2025/11/7, oral, Yokohama)
- [25] T. Ishikawa, R. Ota, H.G. Kang, F. Nishikido, H. Haneishi, T. Yamaya, "Monte Carlo simulation of Cherenkov-radiator-integrated MCP-PMT with full modeling of optics and waveform," IEEE NSS-MIC-RTSD2025, M-22-07, 2025. (2025/11/8,

oral, Yokohama)

- [26] R. Abe, G. Akamatsu, H. Tashima, T. Yamaya, "Design simulation of a brain-dedicated whole gamma imaging system for simultaneous SPECT and PET," IEEE NSS-MIC-RTSD2025, M-22-08, 2025. (2025/11/8, oral, Yokohama)

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

- [1] Miwako Takahashi, Go Akamatsu, Yuma Iwao, Hideaki Tashima, Taiga Yamaya, "Detection of early changes of Alzheimer's disease using high-resolution brain-dedicated PET," 2025 SNMMI Annual Meeting, MTA08 - Screen 27, 2025. (poster, 2025/6/23, New Orleans)
- [2] Go Akamatsu, Kurumi Narita, Eiji Yoshida, Yuma Iwao, Hideaki Tashima, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya, "One-ring TOF-DOI brain PET prototype with crosshair light-sharing detectors," 2025 SNMMI Annual Meeting, MTA09 - Screen 01, 2025. (poster, 2025/6/24, New Orleans)
- [3] Chie Toramatsu, Hidekatsu Wakizaka, Hideaki Tashima, Go Akamatsu, Han Gyu Kang, Chie Seki, Hitomi Sudo, Iwao Yuma, Taiga Yamaya, "Radiopharmaceutical-Free Assessment of Tumor Vasculature Condition in Particle Therapy by Means of Range-Verification PET: A Feasibility Rat Study," American Association of Physicists in Medicine (AAPM) 2025, SU-330-GPD-R-13, 2025. (Poster, 2025/7/27, Washington DC)
- [4] M. Nitta, F. Evangelista, G. Lovatti, J. Bortfeldt, M. Pinto, Z. Huang, P. R. Paulsen, N. Bassler, C. Gianoli, H.G. Kang, A. Zoglauer, G. Dedes, T. Yamaya, P.G. Thirolf, K. Parodi, "Use of inter-detector scattering event for sensitivity improvement for an in-beam small animal PET," IEEE NSS-MIC-RTSD2025, M-03-154, 2025. (2025/11/5, poster, Yokohama)
- [5] T. Ishikawa, G. Akamatsu, S. Ito, H. Mizuma, C. Seki, Y. Nagai, T. Okauchi, H. Wakizaka, Y. Iwao, H. Tashima, E. Yoshida, T. Minamimoto, T. Yamaya, "NEMA NU4 Performance Evaluation of Mirai-PET: Small Animal PET with CLS TOF-DOI Detectors," IEEE NSS-MIC-RTSD2025, M-03-157, 2025. (2025/11/5, poster, Yokohama)
- [6] H. Tashima, F. Hashimoto, S. Takyu, G. Akamatsu, K. Ote, T. Yamaya, "Synergistic PET and Compton Image Reconstruction for ^{89}Zr Whole Gamma Imaging," IEEE NSS-MIC-RTSD2025, M-03-259, 2025. (2025/11/5, poster, Yokohama)
- [7] F. Nishikido, K. Kamada, H. Wakizaka, A. Yoshikawa, Y. Usuki, S. Ito, T. Yamaya, "Micro RI Cell Imaging System Using Eutectic Scintillator and Objective Lens," IEEE NSS-MIC-RTSD2025, M-08-053, 2025. (2025/11/6, poster, Yokohama)
- [8] K. Narita, G. Akamatsu, H. Tashima, Y. Iwao, T. Yamaya, "Hemispherical Brain PET Geometries Optimized for Cerebellar Sensitivity, Patient Visibility and Equipment Cost," IEEE NSS-MIC-RTSD2025, M-08-092, 2025. (2025/11/6, poster, Yokohama)
- [9] M. Yamaguchi, Y. Nagao, M. Tsuda, H.G. Kang, T. Yabe, E. Yoshida, T. Yamaya, M. Sakai, M. Tashiro, Y.-G. Yin, T. Kamiya, H. Watabe, N. Kawachi, "Evaluation of Temporal Resolution for SEB Camera Based on TOFPET2 ASIC Targeting Particle Therapy Beam Imaging," IEEE NSS-MIC-RTSD2025, M-08-455, 2025. (2025/11/6, poster, Yokohama)
- [10] H.G. Kang, E. Yoshida, G. Akamatsu, T. Yamaya, "Diode-based Row-Column Multiplexing Circuits for the TOFPET2 ASIC Module," IEEE NSS-MIC-RTSD2025, M-17-018, 2025. (2025/11/7, poster, Yokohama)
- [11] M. Miyahara, H. Tashima, M. Suga, G. Akamatsu, F. Nishikido, S. Takyu, T. Yamaya, "Design simulation of a Whole-Body Whole Gamma Imaging System," IEEE NSS-MIC-RTSD2025, M-17-108, 2025. (2025/11/7, poster, Yokohama)
- [12] J. Sun, T. Masuda, H. Tashima, C. Toramatsu, A. Hamato, T. Yamaya, S. Tanaka, K. Kasamatsu, S. Mein, T. Inaniwa, "Range determination by OpenPET for helium, carbon, oxygen, and neon ion beams," IEEE NSS-MIC-RTSD2025, M-17-441, 2025. (2025/11/7, poster, Yokohama)
- [13] R. Ohashi, S. Takyu, H. Tashima, S. Ito, M. Takahashi, T. Yamaya, "Integration of imaging capability into a forceps-type mini-PET system: a simulation study," IEEE NSS-MIC-RTSD2025, M-17-513, 2025. (2025/11/7, poster, Yokohama)
- [14] S. Takyu, T. Hirade, K. Matsumoto, F. Nishikido, G. Akamatsu, H. Tashima, M. Takahashi, T. Yamaya, "Temperature Dependency in Positronium Imaging: Measurement Using VRAIN," IEEE NSS-MIC-RTSD2025, M-17-534, 2025. (2025/11/7, poster, Yokohama)
- [15] Han Gyu Kang, Hideaki Tashima, Go Akamatsu, Yuma Iwao, Hidekatsu Wakizaka, Makoto Higuchi, Chie Toramatsu, Taiga Yamaya, "Sub-second and Sub-0.5 mm Resolution PET with DOI Technology for Preclinical Research," 第 65 回日本核医学会学術総会 第 45 回日本核医学技術学会総会学術大会 合同特別演題抄録, S25, 2025. (第 65 回日本核医学会学術総会 IEEE/JSNM/JSNMT Joint Symposium, poster, 2025/11/13, 京都みやこめっせ)
- [16] Francesco Evangelista, Giulio Lovatti, Marco Pinto, Jonathan Bortfeldt, Ze Huang, Niels Bassler, Per Rugaard Poulsen, Jasper Albertus Nijkamp, Brita Singers Soerensen, Taiga Yamaya, Peter Thirolf, Katia Parodi, Munetaka Nitta, In-beam SIRMIO PET scanner for quasi-real-time proton range monitoring in preclinical IMPT," 第 65 回日本核医学会学術総会 第 45 回日本核医学技術学会総会学術大会 合同特別演題抄録, S26, 2025. (第 65 回日本核医学会学術総会 IEEE/JSNM/JSNMT Joint Symposium, poster, 2025/11/13, 京都みやこめっせ)

・国内会議 Domestic conferences (17)

- [1] 田久創大, 平義隆, 平出哲也, 錦戸文彦, Han Gyu Kang 田島英朗, 小島藤乃, 松本謙一郎, 高橋美和子, 山谷泰賀, "ガンマ線ビームを用いた陽電子寿命イメージング分析の可能性," 第 72 回応用物理学会春季学術講演会, 14p-K502-3, 2025. (2025/3/14, 東京理科大学野田キャンパス)
- [2] 田島英朗, 橋本二三生, 大手希望, 山谷泰賀, "Whole Gamma Imaging における PET とコンプトンイメージングを組み合わせた相乗的画像再構成法の開発," JSMI Report, Vol. 18, No. 2, p. 52, 2025. (日本分子イメージング学会第 19 回総会・学術集会, 福井市地域交流プラザ&福井県民ホール, 2025/5/29, O-01 (P-46) oral/poster)
- [3] 阿部椋伍, 赤松剛, 田島英朗, 山谷泰賀, "SPECT 核種を対象とした頭部用 Whole Gamma Imaging 装置設計における散乱検出器シンチレータ厚の最適化," 第 44 回日本医用画像工学会(JAMIT)大会抄録集, pp. 271-272, 2025. (P3-19, poster, 2025/8/30)
- [4] 田島英朗, 橋本二三生, 田久創大, 赤松剛, 大手希望, 山谷泰賀, "⁸⁹Zr Whole Gamma Imaging における Synergistic 画像再構成法の開発," 第 44 回日本医用画像工学会(JAMIT)大会, pp. 273-274, 2025. (P3-20, poster, 2025/8/30)
- [5] 山口充孝, 長尾悠人, 津田路子, Han Gyu Kang, 矢部卓也, 吉田英治, 山谷泰賀, 酒井真理, 田代睦, 尹永根, 神谷富裕, 渡部浩司, 河地有木, "粒子線治療ビームイメージングを目的とした TOFPET2 ASIC ベースの SEB カメラの開発," 第 86 回応用物理学会秋季学術講演会講演予稿集, 02-004, 2025. (2025 年第 86 回応用物理学会秋季学術講演会, oral, 7a-N103-4, 名城大学, 2025/9/7)
- [6] Han Gyu Kang, 田島英朗, 脇坂秀克, 赤松剛, 岩男悠真, 寅松千枝, 山谷泰賀, "Sub-second dynamic rat imaging with an ultrasensitive small animal PET scanner," 第 86 回応用物理学会秋季学術講演会講演予稿集, 02-036, 2025. (2025 年第 86 回応用物理学会秋季学術講演会, oral, 9a-N103-7, 名城大学, 2025/9/9)
- [7] Han Gyu Kang, Hideaki Tahima, Hidekatsu Wakizaka, Makoto Higuchi, Taiga Yamaya, "Development of a mouse brain PET scanner with sub-0.5 mm resolution," 第 86 回応用物理学会秋季学術講演会講演予稿集, 02-037, 2025. (2025 年第 86 回応用物理学会秋季学術講演会, oral, 9a-N103-8, 名城大学, 2025/9/9)
- [8] Han Gyu Kang, 吉田英治, 赤松剛, 山谷泰賀, "Diode-based row-column multiplexing for clinical TOF-PET detectors," 第 86 回応用物理学会秋季学術講演会講演予稿集, 02-038 2025. (2025 年第 86 回応用物理学会秋季学術講演会, oral, 9a-N103-9, 名城大学, 2025/9/9)
- [9] 田久創大, 平出哲也, 松本謙一郎, 錦戸文彦, 赤松剛, 田島英朗, 高橋美和子, 山谷泰賀, "Positronium imaging における体温の影響: 臨床 PET VRAIN による検証," 第 86 回応用物理学会秋季学術講演会講演予稿集, 02-039 2025. (2025 年第 86 回応用物理学会秋季学術講演会, oral, 9a-N103-10, 名城大学, 2025/9/9)
- [10] 石川大洋, 大田良亮, Han Gyu Kang, 錦戸文彦, 羽石秀昭, 山谷泰賀, "光子伝搬と波形信号のモデル化を組み込んだチェレンコフ輻射体内蔵型 MCP-PMT のモンテカルロシミュレーション," 第 86 回応用物理学会秋季学術講演会講演予稿集, 02-040, 2025. (2025 年第 86 回応用物理学会秋季学術講演会, oral, 9a-N103-11, 名城大学, 2025/9/9)
- [11] 阿部椋伍, 赤松剛, 田島英朗, 山谷泰賀, "PET-SPECT 同時イメージングを目的とした頭部用 Whole Gamma Imaging 装置設計における散乱検出器シンチレータの最適化," 計測自動制御学会ライフエンジニアリング部門シンポジウム 2025, 2C1-4, 2025. (2025/9/19, 千葉大学, oral)
- [12] 宮原瑞季, 田島英朗, 菅幹生, 田久創大, 赤松剛, 錦戸文彦, 山谷泰賀, "全身用 Whole Gamma Imaging 装置の設計: シミュレーションによる性能予測," 計測自動制御学会ライフエンジニアリング部門シンポジウム 2025, 2C1-5, 2025. (2025/9/19, 千葉大学, oral)
- [13] 赤松剛, 高橋美和子, 田島英朗, 岩男悠真, 吉田英治, Han Gyu Kang, 田久創大, 錦戸文彦, 石橋真理子, 今井陽一, 山谷泰賀, "多核種 Whole Gamma Imaging の実証: 多発性骨髄腫マウスの ⁸⁹Zr 抗 CD38 抗体/¹⁸F-NaF 同時撮像," 第 65 回日本核医学会学術総会 特別演題・一般演題抄録, S183, 2025. (第 65 回日本核医学会学術総会, oral, MO12-7, 2025/11/13, 京都みやこめっせ)
- [14] 田久創大, 平出哲也, 松本謙一郎, 錦戸文彦, 赤松剛, 田島英朗, 高橋美和子, 山谷泰賀, "臨床 PET 装置 Vrain を用いたポジトリウム寿命測定: 体温の影響," 第 65 回日本核医学会学術総会 特別演題・一般演題抄録, S196, 2025. (第 65 回日本核医学会学術総会, oral, 2-MO22-1, 2025/11/14, 京都みやこめっせ)
- [15] 成田胡桃, 赤松剛, 吉田英治, 小島藤乃, 田島英朗, 岩男悠真, 高橋美和子, 山谷泰賀, "CLS-7: 頭部専用 TOF-DOI PET 装置の開発," 第 65 回日本核医学会学術総会 特別演題・一般演題抄録, S196, 2025. (第 65 回日本核医学会学術総会, oral, 2-MO22-2, 2025/11/14, 京都みやこめっせ)
- [16] 高橋美和子, 赤松剛, 岩男悠真, 田島英朗, 山谷泰賀, "高精度頭部専用 PET を用いた FDG-PET、アミロイド PET 研究," 第 65 回日本核医学会学術総会 特別演題・一般演題抄録, S207, 2025. (第 65 回日本核医学会学術総会, oral, 3-MO30-5, 2025/11/15, 京都みやこめっせ)
- [17] 石川大洋, 赤松剛, 伊藤繁記, 水間広, 関千江, 永井裕司, 岡内隆, 脇坂秀克, 岩男悠真, 田島英朗, 吉田英治, 南本敬史, 山谷泰賀, "動物用次世代 PET 装置 Mirai-PET における TOF/DOI 計測による画質改善効果の実証," 第 3 回 JAMIT 若手医用画像工学シンポジウム SAMIT2025, O2-5, pp. 88-89, 2025. (oral, 千葉大学)

1.5 研究会 Workshop presentations (14)

- [1] 赤松剛, 田島英朗, 岩男悠真, 吉田英治, 石川大洋, 脇坂秀克, 高橋美和子, 山谷泰賀, "次世代頭部専用 PET 装置の研究開発," 「グリブ病態からセノインフラメーションへ発展する概念に基づく認知症発症機序の早期検出と制御」 ムーンショット型研究開発事業キックオフミーティング, 2025/1/10. (QST, poster)
- [2] 山谷泰賀, "次世代 PET 研究 2024," 次世代 PET 研究会 2025, 2025/1/25. (ベルサール八重洲, oral)
- [3] 赤松剛, "高解像度・高速検出器技術," 次世代 PET 研究会 2025, 2025/1/25. (ベルサール八重洲, oral)
- [4] 岩男悠真, "体動補正技術," 次世代 PET 研究会 2025, 2025/1/25. (ベルサール八重洲, oral)
- [5] 寅松千枝, "粒子線治療イメージガイド," 次世代 PET 研究会 2025, 2025/1/25. (ベルサール八重洲, oral)
- [6] 田島英朗, "WGI (PET・コンプトン複合)," 次世代 PET 研究会 2025, 2025/1/25. (ベルサール八重洲, oral)
- [7] 田久創大, "Q-PET (量子 PET)," 次世代 PET 研究会 2025, 2025/1/25. (ベルサール八重洲, oral)
- [8] 高橋美和子, "革新的研究開発成果の臨床応用," 次世代 PET 研究会 2025, 2025/1/25. (ベルサール八重洲, oral)
- [9] 田久創大, 脇坂秀克, 松本謙一郎, 錦戸文彦, 田島英朗, 高橋美和子, 山谷泰賀, "低酸素がんの可視化に向けた量子 PET 計測技術の開発", 2025 年度研究助成 中谷財団贈呈式 情報交換会. (poster, 赤坂インターシティコンファレンス, 2025/3/1)
- [10] 田久創大, 錦戸文彦, 田島英朗, 赤松剛, 松本謙一郎, 高橋美和子, 山谷泰賀, "量子 PET の原理実証: 小動物イメージング実験," R5・R6 萌芽創成研究成果報告会, 2025/4/16 (poster).
- [11] Han Gyu Kang, Hideaki Tashima, Hiroyuki Takuwa, Taiga Yamaya, "世界初 PET/二光子顕微鏡同時撮影の実現," R5・R6 萌芽創成研究成果報告会, 2025/4/16 (poster).
- [12] 田久創大, 平義隆, 平出哲也, 錦戸文彦, Han Gyu Kang, 田島英朗, 小島藤乃, 松本謙一郎, 高橋美和子, 山谷泰賀, "ガンマ線ビームを利用した陽電子寿命「イメージング」分析技術の可能性," R5・R6 萌芽創成研究成果報告会, 2025/4/16 (poster).
- [13] 石川大洋, 赤松剛, 伊藤繁記, 水間広, 関千江, 永井裕司, 岡内隆, 脇坂秀克, 岩男悠真, 田島英朗, 吉田英治, 南本敬史, 山谷泰賀, "マウスからサルまで撮像可能な動物用次世代 PET 装置開発," ムーンショット樋口班班会議, poster, 2025/8/27, 名古屋大学東山キャンパス 豊田講堂.
- [14] 田久創大, 平義隆, 平出哲也, 錦戸文彦, カンハンギュ, 田島英朗, 小島藤乃, 松本謙一郎, 高橋美和子, 山谷泰賀, "ガンマ線誘起陽電子の寿命イメージング: 初期実験," 京都大学複合原子力科学研究所専門研究会「陽電子科学とその理工学への応用」(2025 年度), 2025. (oral, 京都大学複合原子力科学研究所, 2025/12/13)

1.6 特許 Patents (11)

・出願 Applications (4)

- [1] 吉田英治, 山谷泰賀, "情報処理装置、情報処理方法、PET 装置、プログラム、及び、記録媒体," 特願 2025-003089, 2025/1/8 出願. (Q20394JP)
- [2] 吉田英治, 山谷泰賀, "放射線検出器、及び、陽電子放出断層撮影装置," 特願 2025-082826, 2025/5/16 出願. (Q20408JP)
- [3] 吉田英治, 山谷泰賀, "放射線検出装置、陽電子放出断層撮影装置、及び、放射線検出方法," 特願 2025-130337, 2025/08/15 出願. (Q20412JP)
- [4] 赤松剛, 成田胡桃, 田島英朗, 岩男悠真, 山谷泰賀, "放射線検出ユニット及びPET 装置," 特願 2025-184960, 2025/10/31 出願. (Q20419JP)

・登録 Registrations (7)

- [1] Taiga Yamaya, Miwako Takahashi, "RADIATION DETECTOR," US12,251,252, 2025/3/18 登録. (Q20170US)
- [2] 山谷泰賀, カンハンギュ, "放射線カメラ," 特許第 7626472, 2025/1/27 登録 (Q20167)
- [3] 山谷泰賀, 高橋美和子, "放射線検出器," 特許第 7710739 号, 2025/7/11. (Q20170JP.1)
- [4] Hideaki Tashima, Go Akamatsu, Taiga Yamaya, "IMAGE PROCESSING DEVICE, IMAGE PROCESSING SYSTEM, AND IMAGE PROCESSING METHOD," US12,386,087B2, 2025/8/12. (Q20206US)
- [5] Hideaki Tashima, Taiga Yamaya, "MEDICAL IMAGE PROCESSING DEVICE, COMPUTER PROGRAM, AND NUCLEAR MEDICINE DEVICE," US12433548, 2025/10/7. (Q20157US)
- [6] 山谷泰賀, 高橋美和子, "放射線検出器," ZL202180044362.9, 2025/11/11 登録 (Q20170CN)
- [7] 澁谷憲悟, 齋藤晴雄, 山谷泰賀, 田島英朗, "情報処理装置、記録媒体及びプログラム," 特許第 7761822 号, 2025/10/21 登録. (Q20216JP)

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 (4)

- [1] 山谷泰賀, 高橋美和子, 田島英朗, 赤松剛, 大野まどか, 「次世代 PET 研究会 2025」を主催, 2025/1/25 (ベルサール八重洲) (参加者数計 100 名, うち外部 69 名)
<https://www.qst.go.jp/site/iqms/news250130.html>
- [2] Taiga Yamaya, MIC Co-Chair for IEEE NSS-MIC-RTSD2025 Yokohama (1,800 registrations and 699 abstracts)
- [3] Hideaki Tashima, Go Akamatsu, Taiga Yamaya, hosted the 4th Emission Tomography Standardization Initiative (ETSI) Hackathon (hybrid) Workshop, 2025/11/9-10. (QST)
- [4] Taiga Yamaya, et al., organized IEEE/JSNM/JSNMT Joint Symposium “Imagine Nuclear Medicine Instrumentation in 2035” at JSNM/JSNMT, 2025/11/13.

2.2 セミナー開催 Hosted seminars (0)

2.3 報告書出版 Annual report publishing (1)

- [1] 山谷泰賀 編, “次世代 PET 研究報告書 2024,” QST-R-31, 2025/1/25.
<https://www.qst.go.jp/uploaded/attachment/43070.pdf>

2.4 総説 Review articles (6)

- [1] Taiga Yamaya, Han Gyu Kang, Akram Hamato, Chie Toramatsu, Taku Inaniwa, "Prospects for applying radioactive ion beams in particle therapy," Eur. Phys. J. Plus, 140:203, 2025.
- [2] 山谷泰賀, "大丈夫か？日本。研究者の使命は？," JSMI Report, Vol. 18, No. 2, p. 1, 2025.
- [3] 田島英朗, 寅松千枝, 浜戸アクラム, 岩男悠真, 赤松剛, Han Gyu Kang, 田尻稔, 水野秀之, 小藤昌志, 伊川裕明, 篠藤誠, 山谷泰賀, "OpenPET による重粒子線がん治療イメージング," MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, Vol. 43, No. 1, pp. 3-10, 2025.
- [4] 高橋美和子, 山谷泰賀, "シンチレータの進歩がもたらす核医学の発展," 日本結晶成長学会誌, Vol. 52, No. 2, pp. 1-6, 2025.
- [5] 田久創大, 松本謙一郎, 平出哲也, 錦戸文彦, 赤松剛, 田島英朗, 高橋美和子, 山谷泰賀, "臨床用 PET 装置におけるポジトロニウム寿命測定," 陽電子科学, vol. 25, pp. 11-20, 2025.
- [6] 田久創大, 澁谷憲悟, 松本謙一郎, 錦戸文彦, 田島英朗, 高橋美和子, 山谷泰賀, “量子 PET の基礎研究,” 放射線, 49 巻, 3 号, pp. 81-88, 2025.

2.5 講義・講演 Lectures (30)

・シンポジウム等における招待講演 Invited talks at symposium (20)

- [1] Taiga Yamaya, “QST Imaging Physics Research 2024,” Bay Area Nuclear Medicine Physics PI Meeting at Stanford, (invited, 2025/4/1, Stanford University)
- [2] 赤松剛, “頭部用半球型 PET の実用化～認知症診療均てん化への貢献～,” 第 129 回日本医学物理学会学術大会, 2025/4/11.
- [3] H. Tashima and T. Yamaya, “Development of next-generation positron emission tomography at QST,” 20th International Conference on Positron Annihilation (ICPA20), K-08, 2025. (invited, Keynote presentation, 2025/6/5, Takamatsu)
- [4] Taiga Yamaya, "Advancement of Brain PET Imaging Acquisition Technologies," Alzheimer's Disease Forum, Bio Asia-Taiwan, 2025. (invited, 2025/7/25, TaiNEX)
- [5] 田島英朗, “最先端 PET 研究紹介,” 第 44 回日本医用画像工学会(JAMIT)大会, SY1, 2025. (invited, oral, 2025/8/29)
- [6] 赤松剛, “PET 撮像施設認証受審時のポイント,” PET 撮像施設認証の SDGs, PET サマーセミナー2025, p. 47, 2025. (invited, oral, 2-3, 2025/8/30).
- [7] 山谷泰賀, “大丈夫か？ これからの日本,” シンポジウム「日本の核医学が目指す姿」, PET サマーセミナー2025, p. 50, 2025. (invited, oral, 5-1, 2025/8/30).
- [8] 高橋美和子, “核医学医師のあるべき姿を考える,” シンポジウム「日本の核医学が目指す姿」, PET サマーセミナー2025, p. 50, 2025. (invited, oral, 5-2, 2025/8/30).
- [9] 山谷泰賀, 高橋美和子, “脳専用 PET 装置の開発と社会実装へ挑戦,” 一般社団法人ディレクトフォース 技術部会 DF 経済産業懇話会, 2025. (2025/10/16, oral, invited)

- [10] T. Yamaya, "Opening ceremony; General Chair and MIC welcome," IEEE NSS-MIC-RTSD2025, MP-01, 2025. (2025/11/5, invited, oral, Yokohama)
- [11] T. Yamaya, "Sustainable Nuclear Medicine," Opportunities for Nuclear and Plasma Sciences for Energy and Society in IEEE NSS-MIC-RTSD2025, WS4-03, 2025. (2025/11/7, invited, oral, Yokohama)
- [12] 田久創大, 松本謙一郎, 平出哲也, 錦戸文彦, 赤松剛, 田島英朗, 高橋美和子, 山谷泰賀, "臨床用 PET 装置を使った陽電子寿命測定," 第 17 回陽電子科学研究交流会, (invited oral, 東京理科大学神楽坂キャンパス, 2025/11/9)
- [13] Hideaki Tashima, Taiga Yamaya, "Latest Advances in PET Instrumentation: TOF and Dedicated-Purpose Scanners," Ultra-low-dose PET imaging in IEEE NSS-MIC-RTSD2025, WS5-02, 2025. (2025/11/8, invited, oral, Yokohama)
- [14] Taiga Yamaya, "Future instrumentation in nuclear medicine," 第 65 回日本核医学会学術総会 第 45 回日本核医学技術学会総会学術大会 合同特別演題抄録, S12, 2025. (第 65 回日本核医学会学術総会 IEEE/JSNM/JSNMT Joint Symposium, invited, oral, 2025/11/13, 京都みやこめッセ)
- [15] Go Akamatsu, "Key points for commercializing novel PET systems," 第 65 回日本核医学会学術総会 第 45 回日本核医学技術学会総会学術大会 合同特別演題抄録, S16, 2025. (第 65 回日本核医学会学術総会 IEEE/JSNM/JSNMT Joint Symposium, invited, oral, 2025/11/13, 京都みやこめッセ)
- [16] Miwako Takahashi, "Non-invasive accurate diagnosis," 第 65 回日本核医学会学術総会 第 45 回日本核医学技術学会総会学術大会 合同特別演題抄録, S33, 2025. (第 65 回日本核医学会学術総会 IEEE/JSNM/JSNMT Joint Symposium, invited, oral, 2025/11/13, 京都みやこめッセ)
- [17] Taiga Yamaya, "PET Physics - Current and Future Prospects," International Training Course on Carbon Ion Radiotherapy (ITCCIR) 2025, 2025/11/18. (QST 千葉)
- [18] 田久創大, 大西裕季, 池田隼人, 脇坂秀克, 錦戸文彦, 松本謙一郎, 田島英朗, 鈴木寿, 船木善仁, 渡部浩司, 高橋美和子, 山谷泰賀, "I-124 を用いた量子 PET 研究," 第 3 回短寿命 RI 利用研究シンポジウム, (invited oral, 2025/11/28, 宮城県仙台市国際センター)
- [19] 山谷泰賀, "ポジトロン断層撮像法による脳のハイパフォーマンスイメージング," 映像情報メディア学会 2025 年冬季大会企画セッション, 企画 1-2, 2025. (invited, oral, 2025/12/18)
- [20] 山谷泰賀, "シンチレータが支える健康長寿社会: 次世代 PET 装置の研究開発," オキサイド特別講演会, 2025/12/25.

・講義 Educational lectures (10)

- [1] 赤松剛, "次世代核医学技術の実用化研究," 九州大学大学院医学系学府 分子機能画像科学論, 2025/1/27.
- [2] 山谷泰賀, 高橋美和子, 赤松剛, 錦戸文彦, Han Gyu Kang, 田久創大, 田島英朗, 吉田英治, 生駒洋子, 岩男悠真, 寅松千枝, 新井教郎, 伊藤繁記, "放射線医工学," 千葉大学大学院講義, 2025 年度前期毎週月曜 16:10-17:40
- [3] 山谷泰賀, "Future PET instrumentation," 福島県立医大講義, 核医科学特論, 2025/6/30.
- [4] Taiga Yamaya, "Development of PET scanners for molecular imaging research," 東北大学 分子イメージング特論, 2025/7/4. (online)
- [5] 赤松剛, "次世代核医学技術の実用化研究," 福島県立医大講義, 核医科学特論, 2025/7/7.
- [6] 吉田英治, "核医学物理学," 第 21 回医学物理コース 2025/7/10.
- [7] Han Gyu Kang, "GATE simulation of gamma camera", GATE lectures in Korea Advanced Institute of Science & Technology (KAIST), 2025/10/28. (Zoom)
- [8] Han Gyu Kang, "GATE simulation of SPECT," GATE lectures in Korea Advanced Institute of Science & Technology (KAIST), 2025/10/30. (Zoom)
- [9] Hideaki Tashima, "PET research and development," training visit of students from the University of Wollongong, 2025/11/27.
- [10] 山谷泰賀, "Future PET instrumentation," 九州大学大学院医学系学府 分子機能画像科学論, 2025/12/15.

2.6 著書 Book chapters (0)

2.7 プレス・広告物掲載 Public relations activities (4)

- [1] Appeared in *Physics World*, “Ultrafast PET imaging could shed light on cardiac and neurological disease,”
<https://physicsworld.com/a/ultrafast-pet-imaging-could-shed-light-on-cardiac-and-neurological-disease>
- [2] AAPM2025 の Science Council Session でトップ 10 論文に選ばれました
<https://www.qst.go.jp/site/iqms/news250819.html>
- [3] Appeared in *Physics World*, “High-resolution PET scanner visualizes mouse brain structures with unprecedented detail”
<https://physicsworld.com/a/high-resolution-pet-scanner-visualizes-mouse-brain-structures-with-unprecedented-detail/>
(Selected as "Editor's choice" in the Medical Physics category)
- [4] The Physics World article introduced by SNMMI SmartBrief.
<https://newsletter.smartbrief.com/sharedSummary/index.jsp?copyId=FB04E32C-3C08-434C-B948-7C1CF72B442F&issueId=42D1F6BE-F70F-4896-B96C-F1480B4A0FC4&briefId=94A57BF5-E8A1-4598-B740-5CB55226F136>

2.8 出展など Exhibitions (1)

- [1] QST 千葉地区一般公開にて研究室公開, 2025/11/16. (参加者 1492 名)

2.9 その他報告書 Other reports (5)

- [1] 山谷泰賀, Akram Mohammadia, Han Gyu Kang, 田久創大, 寅松千枝. 錦戸文彦, 佐藤眞二, 田島英朗, 辻厚至, 脇坂秀克, 吉田英治, 稲庭拓, "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 (20H285) ," 2021 年度量子医科学研究所重粒子線がん治療装置等共同利用研究報告書, pp. 123-124, 2022.
- [2] 田久創大, 松本謙一郎, 澁谷憲悟, 錦戸文彦, Akram Mohammadi, Han Gyu Kang, 田島英朗, 高橋美和子, 中西郁夫, 下川卓志, 山谷泰賀, "「量子 PET」による生体内フリーラジカル定量に関する研究 (21H457) ," 2021 年度量子医科学研究所重粒子線がん治療装置等共同利用研究報告書, pp. 202-203, 2022.
- [3] 錦戸文彦, 高田英治, 佐竹大樹, 田久創大, Han Gyu Kang, 山谷泰賀, "有機単結晶半導体を用いた重粒子線検出器の開発 (19H405) ," 2021 年度量子医科学研究所重粒子線がん治療装置等共同利用研究報告書, pp. 154-155, 2022.
- [4] S. Takyu, Y. Taira, T. Hirade, F. Nishikido, H.G. Kang, H. Tashima, F. Obata, K. Matsumoto, M. Takahashi, T. Yamaya, "Initial Study of Positron Lifetime Imaging Technique Using Gamm-Ray Beam at UVSOR," UVSOR Activity Report 2024, pp. 47, 2025/8.
- [5] 田久創大, "腫瘍内低酸素領域の識別を目指したポジトロニウム寿命イメージングの実証研究," 倉田奨励金研究報告書第 54 集, 1590, 2025.

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

- [1] 2025/6/13 Profs. Pawel Moskal and Eva Stepien (Jagiellonian University)
- [2] 2025/11/11 Prof. Nicolas A. Karakatsanis (Weill Cornell Medical College, Cornell University)
- [3] 2025/12/1 Dr. Christina Vallgren and Dr. Marcus Palm (TERAPET SA)
- [4] 2025/12/22 Prof. Chanrok Park (Eulji University)

2.11 見学対応 Lab tours for visitors (60 tours, 857 guests)

Date	Tour name (敬称略)	Guests
2025/1/15	マレーシアの医療系大学の講師	1
2025/1/15	アクサ生命保険株式会社	20
2025/1/20	日本郵便株式会社 とどろき郵便局	20
2025/1/20	令和6年度文部科学省関係機関職員研修生実地研修(見聞型研修)	25
2025/1/23	第 128 回放射線看護課程	30
2025/1/27	東京海上日動火災保険株式会社	20
2025/1/29	一般見学	12
2025/2/6	内閣府科学技術・イノベーション推進事務局未来革新研究推進担当 川上大輔審議官ご一行	10
2025/2/10	東京海上日動火災保険株式会社	20
2025/2/19	アフラック	22
2025/2/21	Chang Gung Memorial Hospital, APRINOIA Therapeutics Inc.	7
2025/2/26	一般見学(高校2年生+保護者)	12
2025/3/5	エルビスエンジニアリング株式会社	3
2025/3/17	ソニー生命, 市立稲毛高等学校・稲毛国際中等教育学校	25
2025/3/19	一般見学(小学3年、中学1年+保護者)	10
2025/4/9	一般見学(ディレクトフォース)	12
2025/4/14	文部科学省研究振興局 佐藤人海 研究振興戦略官ご一行	4
2025/4/25	放射線技術系大学学部生	1
2025/5/12	富国生命	12
2025/5/14	アフラック生命保険	20
2025/5/21	一般見学	20
2025/5/26	一般見学	?
2025/6/2	APRINOIA Therapeutics	5
2025/6/11	国際情報工科自動車大学校	20
2025/6/12	文部科学省 QST 部会委員御視察	20
2025/6/13	Prof. Pawel Moskal and Eva Stepien	2
2025/6/19	都賀中学校中学生	12
2025/6/24	Norwegian Business Delegation	14
2025/6/25	六ヶ所村原子力関連施設誘致推進会議会員+村職員	17
2025/7/8	浜松ファーマリサーチほか	3
2025/7/9	一般見学	12
2025/7/14	一般見学	12
2025/7/18	日本画像医療システム工業会	4
2025/7/23	個人申込・学生枠	12
2025/7/29	量子科学がつくる未来研修(千葉県総合教育センター)	23
2025/8/18	文部科学省研究振興局 佐藤人海 研究振興戦略官	4
2025/8/25	都賀中学校科学技術部	29
2025/8/26	千葉県高等学校教育研究会数学部会	20
2025/9/8	個人申込	15
2025/9/10	文部科学省研究振興局基礎・基盤研究課量子研究推進室 坂元亮介室長補佐	2
2025/9/10	日本郵便株式会社千葉県中部地区連絡会	12
2025/9/12	C&A	5
2025/9/11	第 130 回放射線看護課程	30
2025/9/24	JA 共済連千葉、成田市農協	18
2025/9/29	SHIVAKRITI INTERNATIONAL LTD. et al.	9
2025/10/6	三井住友海上あいおい生命保(株)	20
2025/10/22	一般見学	8
2025/10/23	中谷財団技術評価委員会	11
2025/10/29	APRINOIA Therapeutics Inc. et al.	7
2025/10/29	青森県団体見学	20
2025/10/30	第 131 回放射線看護課程	30
2025/11/10	IEEE NSS-MIC-RTSD Technical Tour	46
2025/11/12	一般見学	12
2025/11/18	ITCCIR	45
2025/11/27	University of Wollongong 学生	12
2025/12/1	Terapet SA	2
2025/12/3	こてはし中学校2年生+個人申込	10
2025/12/8	日立 IT ユーザ会	20
2025/12/22	Eulji University	5
2025/12/22	東京科学大超スマートコンソ見学	3

3. 外部評価（表彰） Awards (14)

- [1] 赤松剛, “核医学治療薬 3 次元イメージングへの挑戦,” コニカミノルタ画像科学奨励賞受賞, 2025/3/4.
<https://www.qst.go.jp/site/iqms/news250313.html>
- [2] 細谷宣佳, 優秀論文賞, 千葉大学工学部総合工学科医工学コース卒業研究発表会, 2025/3/23.
- [3] 石川大洋, 優秀論文賞, 千葉大学大学院融合理工学府基幹工学専攻医工学コース修士論文発表会, 2025/3/23.
- [4] Hideaki Tashima, Trusted Reviewer status from Institute of Physics, 2025/3.
- [5] Akram Hamato, Trusted Reviewer status from Institute of Physics, 2025/9.
- [6] Radiological Physics and Technology Most Citation Award 2024 given to Hideaki Tashima and Taiga Yamaya for “Compton imaging for medical applications”, Radiol. Phys. Technol. Volume 15, 187-205 (2022). (2025/04/12)
<https://www.qst.go.jp/site/iqms/news250418.html>
- [7] Taiga Yamaya, Go Akamatsu, Kurumi Narita, Hideaki Tashima, Yuma Iwao, Eiji Yoshida, “Design of Next Generation Hemispherical Brain PET System Aiming for 1mm Resolution,” selected as one of the top 10 papers in the Science Council Session at AAPM 2025. (2025/7/29)
<https://www.qst.go.jp/site/iqms/news250819.html>
- [8] 石川大洋, 令和 7 年度公益財団法人飯塚毅育英会海外留学支援奨学生. (¥1,500,000)
- [9] Taiyo Ishikawa, 2025 Paul Phelps Continuing Education Grant, IEEE Nuclear and Plasma Sciences Society. (750 USD)
- [10] Taiyo Ishikawa, 2025 IEEE NSS MIC RTSD Conference Trainee Grant. (¥107,000)
- [11] Kurumi Narita, 2025 IEEE NSS MIC RTSD Conference Trainee Grant (¥107,000)
- [12] Ryogo Abe, 2025 IEEE NSS MIC RTSD Conference Trainee Grant (¥107,000)
- [13] Han Gyu Kang, received IEEE NPSS “From Membership to Leadership (M2L)” Travel Support for 2025 IEEE NSS MIC RTSD Conference (1,500 USD).
- [14] Sodai Takyu, “Award to Outstanding Reviewer of the Nuclear Engineering and Technology (NET) journal,” 2025/12/15.

表紙画像 Cover image

初の日本開催となった国際会議 IEEE Nuclear Science Symposium (NSS)、Medical Imaging Conference (MIC)、および Room Temperature Semiconductor Detectors Symposium (RTSD) 2025 における、書道家・栗津紅花（写真中央）率いるチーム（左から和太鼓奏者シンゴ、書道家栗津紅翔、右端は篠笛奏者岸田晃司）による書道パフォーマンスの様子。本学会のキーワードである「核」と「医」の融合が患者の命を救い健康長寿を促進する「希望」であるというメッセージを、開催地・横浜の風景とともに揮毫した。マイクを握っているのは MIC Co-Chair を務めた QST 山谷泰賀（右から 2 番目）。

A calligraphy performance by artist Kouka Awazu (center) and her team at the first Japan-hosted IEEE Nuclear Science Symposium (NSS), Medical Imaging Conference (MIC), and Room Temperature Semiconductor Detectors Symposium (RTSD) 2025. The team included Shingo, a Japanese drum performer (far left), calligrapher Kosho Awazu (second from the left), and Koji Kishida, a shinobue (bamboo flute) performer (far right). The performance incorporated the scenic beauty of Yokohama, the host city, to convey the conference message of hope through the large Kanji characters for “Kibou” (hope), symbolizing that the fusion of “nuclear” and “medical” (sciences) - represented by two red Kanji characters, “Kaku” and “I” (pronounced “ee”) - will save lives and promote healthy longevity. The person holding the microphone is Taiga Yamaya from QST (second from the right), who served as MIC Co-Chair.

次世代 PET 研究報告書 2025

2025 Report on PET Imaging Physics Research

2026 年 1 月 24 日刊行 (Publication on Jan. 24, 2026)

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 量子医科学研究所 Institute for Quantum Medical Science, National Institutes for Quantum 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

