



次世代PET

研究報告書2024

2024 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2024	Imaging Physics Group: Research action report 2024	山谷 泰賀 Taiga Yamaya	1
大山永昭先生の教え	<i>Teachings of Professor Nagaaki Ohyama (1954-2024)</i>		2 13
WGI 4号試作機のエネルギー校正	Energy calibration for the WGI 4th prototype	赤松 剛 Go Akamatsu	15
臨床用Whole Gamma Imaging装置の設計	Design study of clinical whole gamma imaging systems	菊地 智也 Tomoya Kikuchi	19
頭部用WGIのシミュレーション設計	Design simulation of brain-dedicated WGI	阿部 榮伍 Ryogo Abe	23
新しいPET-Compton画像再構成法の提案	Proposal of novel PET-Compton image reconstruction	橋本 二三生 Fumio Hashimoto	25
Si-WGI:Si散乱検出器ベースのWGI検出器の開発	Si-WGI: WGI detector based on a Si scatterer	錦戸 文彦 Fumihiro Nishikido	29
頭部専用PETによるアミロイドPET臨床試験	Amyloid PET clinical study using brain-dedicated PET	高橋 美和子 Miwako Takahashi	33
VRAINのための吸収補正法の開発	Attenuation correction method developed for VRAIN	岩男 悠真 Yuma Iwao	37
VRAINによる陽電子寿命測定: 水溶液中ラジカルの計測精度	Positron lifetime measurement using VRAIN: Measurement accuracy of radicals in aqueous solution	田久 創大 Sodai Takyu	41
CLS検出器を用いた頭部用1リングPET試作機の開発	A one-ring prototype of a brain PET with CLS detectors	成田 胡桃 Kurumi Narita	45
MPPCアレイの光学分離によるTOF分解能の改善	Optical isolation in MPPC array for TOF PET detector	吉田 英治 Eiji Yoshida	49
U字型fast-LGSOと高速回路を用いたTOF-DOI検出器	U-shaped fast-LGSO crystals for TOF-DOI PET detectors with high-frequency SiPM readout	清川 実穂 Miho Kiyokawa	53
サブ0.5mm空間分解能PETのシミュレーション	GATE simulation of a sub-0.5 mm resolution PET	カン ハンギュ Han Guy Kang	57
7T MRI用PET付4-channelマイクロストリップRFコイル	A 4-channel microstrip RF coil for PET in a 7T MRI system	エムディシャハダトホサインアクラム Md Shahadat Hossain Akram	61
OpenPET臨床研究の中間報告:重粒子線飛程の解析	OpenPET clinical research interim report: range analysis in carbon-ion therapy	田島 英朗 Hideaki Tashima	65
重粒子線飛程検証PETと低酸素PETの比較:ラット実験	Range-verification PET in carbon ion therapy vs. hypoxia PET: a rat study	寅松 千枝 Chie Toramatsu	69
Total-body小動物PETのイメージング性能シミュレーション	Imaging simulation of a total-body small-animal PET	細谷 宣佳 Nobuyoshi Hosotani	73
鉗子型ミニPET用感度補正法のコンセプト実証	Forceps-type mini-PET detector with sensitivity correction	大橋 遼太郎 Ryotaro Ohashi	77
超高TOF分解能を持つ対向パネル型PETの シミュレーション	Simulation study of a dual-panel PET with ultrafast TOF	石川 大洋 Taiyo Ishikawa	81
イメージング物理研究グループ 研究業績2024	<i>Achievements of Imaging Physics Group in 2024</i>		13 85

イメージング物理研究グループ[®] 研究活動報告 2024

Imaging Physics Group: Research action report 2024

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)



PET の転換点

2024年は転換点として記憶されるだろう。アルツハイマー病(AD)進行抑制薬の実用化に伴い、アミロイドPET検査が保険適用になった(2023年12月)。問診中心だった認知症の診断に確かな定量指標が登場した点と、潜在的には発症前に診断できるようになる可能性があり、先制医療を含め病気への向き合い方が変わってくる点にインパクトがある。

今後のAD治療薬の進歩に伴ってアミロイドPET検査の増加が想定されているが、予想されるボトルネックの一つがPET装置の不足である。日本では、約600台のPET装置が約100万人のがん患者の診療を支えているが、AD患者数から推定すると、日本だけでもあと2000台近くのPET装置が必要になる。

そこで我々は、より高精度で小型・安価な頭部専用PET装置を開発してきた。そして、培った技術を全身用PETに応用して、早期がん診断の普及も目指したいと考えている。しかしPET分野では、研究成果の社会実装の壁は高いと痛感している。それは、PET装置の9割が輸入というデータが示すように、日本のPET装置産業は順風とは言えないからである。根源には、厳しい放射線関連規制により核医学はコスト高になりがちで、現行の保険制度下では収益を確保しにくい事情がある。産業界が衰退すると、人材供給源であるアカデミアも衰退してしまうだろう。

産業界や大学が単独では解決できない課題に対して、国研がソリューションを持っている。そこで、この2年間取り組んできたのは、企業連合を組んでQST成果を共有し開発コストを下げ、次世代PETの普及を図る「QSTアライアンス事業」の立ち上げであったが(次世代PET研究報告書2023, p.16)、「継続不可」とのQST判断が12月に下された。その意味でも2024年は転換点になりそうである。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2024年成果をまとめた。

Turning point in PET

2024 will be remembered as a turning point in the history of PET. In Japan, with the advent of a drug that inhibits the progression of Alzheimer's disease (AD), amyloid PET reached reimbursement (December 2023). This means two things: (1) a reliable quantitative indicator has appeared in the diagnosis of dementia, which used to be based on interviews, and (2) dementia may be diagnosed before symptoms appear, which will change how the illness is dealt with.

It is expected that the number of amyloid PET scans will increase with the progress of AD treatment drugs in the future, but one of the predicted bottlenecks is the lack of PET equipment. In Japan, about 600 PET scanners are available and operating at almost full capacity to scan about 1 million cancer patients, but judging from the present number of AD patients, nearly 2,000 more PET scanners will be needed.

Therefore, we have developed a high-performance, compact and affordable brain-dedicated PET. In addition to the distribution of this machine, application of the technologies we have cultivated to whole-body PET for earlier cancer diagnosis is within our scope. However, in the PET field, we are keenly aware that there are high barriers to social implementation of research results. This is because Japan's PET equipment industry is not strong, as shown by the fact that 90% of PET scanners are imported. The fundamental reason is that nuclear medicine tends to be expensive due to strict radiation-related regulations, making it difficult to secure profits under the current insurance system. Once an industry declines, academia, which is a source of human resources, will also decline.

A government research institution has solutions to problems that industry and universities cannot solve alone. - Therefore, for two years, we had been working to launch the "QST Alliance" to spread the next generation PET scanners by sharing QST's technologies among alliance companies and reducing development costs (2023 Report on PET Imaging Physics Research, p. 16). However, the final launch was not approved by QST Secretariate. In that sense, 2024 is likely to be another turning point. This report summarizes the 2024 research results of the Image Physics Group, which will not give up on realizing a future free of disease.

WGI 開発はマウス用からヒト用へ

ガンマ線の散乱から位置情報を抽出するコンプトンカメラの方法を PET に組み合わせて、PET を超える核医学診断法の実現を目指している。計測できるすべてのガンマ線を画像診断に使うというコンセプトから、whole gamma imaging (WGI)と名付けた。例えば、抗体標識に適した陽電子放出核種である⁸⁹Zr は 909 keV ガンマ線を多く出すため、陽電子の PET 画像と 909 keV ガンマ線のコンプトン画像を合算することで画質が高まると期待される。

WGI では、PET 検出器リングの内側にもう一つ検出器リング（散乱検出器）を挿入する。散乱検出器で散乱した場合、散乱検出器に付与したエネルギーから、ガンマ線の入射方向を円錐の表面上に特定することができる。円錐の角度がエネルギー値によって計算されることから、検出器は、位置分解能に加えてエネルギー分解能も高める必要がある。

科研費基盤 S(2020-2024 年度)や中谷財団(2022-2026 年度予定)の支援を受けて開発した 4 号機（マウス用）では、⁸⁹Zr に特化して開発した散乱検出器用シンチレータの原理実証に成功した（赤松剛, p. 15）。そして、全身用（菊地智也, p. 19）および頭部用（阿部椋伍, p. 23）の臨床用 WGI 装置の設計に着手した。

WGI 画像再構成手法として、PET 画像をコンプトン再構成の事前情報として利用すると共に、更新されたコンプトン画像を PET 再構成の事前情報として使う、相乗的な画像再構成手法を提案した（橋本二三生, p. 25）。また、SPECT 検査薬など低エネルギーガンマ線への適用を想定し、エネルギー分解能に優れたシリコン検出器の試作にも成功した（錦戸文彦, p. 29）。

WGI development shifting from mouse use to human use

By combining PET with Compton camera imaging that extracts positional information from gamma-ray scattering, we are aiming at realizing a nuclear medicine imaging method that surpasses PET. We have named the method whole gamma imaging (WGI) since the concept of using all measurable gamma rays for diagnosis is followed. An example of an imaging target is ⁸⁹Zr, a positron-emitter suitable for labeling antibodies, which emits 909 keV gamma rays more frequently; and using a Compton image of 909 keV gamma rays is expected to improve PET image quality.

In WGI, another detector ring (scatterer detector) is inserted inside the PET detector ring. When a gamma ray is scattered by the scatterer detector, the possible direction of the incident gamma-ray can be the surface of a cone, which is determined from the energy deposited to the scatterer detector. Since the angle of the cone is calculated by the deposit energy value, the scatterer detector needs to have high energy resolution as well as high spatial resolution.

The 4th prototype (for mice), developed with support from Grants-in-Aid for Scientific Research (FY2020-FY2024) and the Nakatani Foundation (scheduled for FY2022 to FY2026), demonstrated the performance of the scintillator for the scatterer which was specially developed for ⁸⁹Zr imaging (Go Akamatsu, p. 15). Then we began designing clinical WGI systems for whole-body imaging (Tomoya Kikuchi, p. 19) and for brain imaging (Ryogo Abe, p. 23).

For better WGI, as a software approach, we proposed a synergistic image reconstruction method that uses a PET image as prior information in Compton reconstruction and uses the updated Compton image as prior information in PET reconstruction (Fumio Hashimoto, p. 25). As a hardware approach, we prototyped a silicon detector with excellent energy resolution for the purpose of applying WGI to low-energy gamma rays such as SPECT tracers (Fumihiko Nishikido, p. 29).

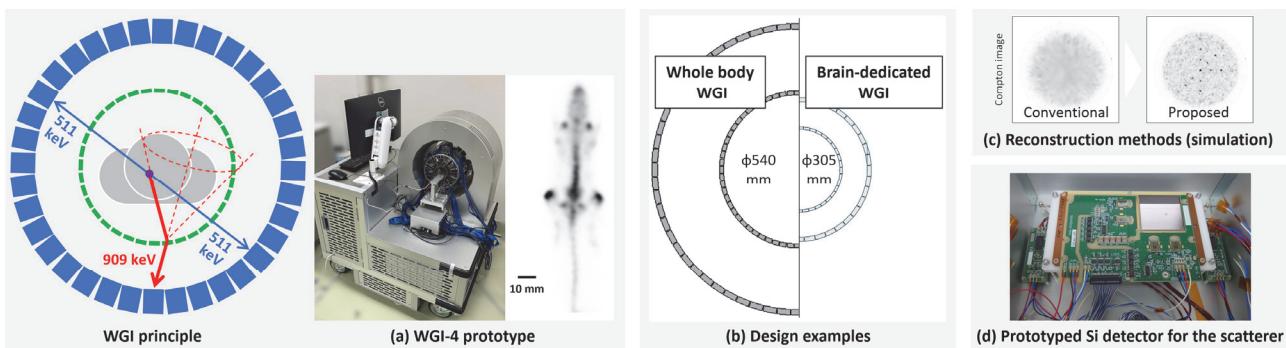


Figure 1 Following the 4th prototype demonstration for ⁸⁹Zr mouse imaging (a), which tested the developed scatterer scintillator, designing of clinical WGI systems was started (b). In parallel, a synergistic PET-Compton image reconstruction method was proposed (c), and a Si scatterer detector for lower energy gamma-rays was prototyped (d).

進む VRAIN の応用と 1mm 分解能の追求

2022 年に製品化に成功した世界初ヘルメット型 PET (VRAIN) を用いたアミロイド PET 臨床研究が開始された (高橋美和子, p. 33)。軽度認知症疑いの患者さんに対して、従来 PET での陰性判定が VRAIN で覆った例が見られたのは興味深い。

ガンマ線の体内吸収を補正する吸収補正の手順を簡便化する研究も進んだ。現在の VRAIN の吸収補正是、事前に別途撮像した CT もしくは MR 画像を必要とするが、これらの画像がなくても吸収補正できる方法を新規開発した (岩男悠真, p. 37)。

高性能で自由度の高い VRAIN は、新しい科学を切り拓くツールとしてのポテンシャルも併せ持つ。我々は、従来の陽電子分布ではなく陽電子寿命をバイオマーカーとして活用する研究を進めており、今回、ラジカルの計測に挑戦した (田久創大, p. 41)。ラジカルは老化や病気の原因と考えられている。

VRAIN では従来 PET よりも格段に優れた 2.2 mm 分解能を達成したわけだが、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。体積でいうと 10 倍の改善になる。今年度は、新型検出器 (CLS 検出器) を用いた 1 リング試作機を開発し、原理実証に初めて成功した (成田胡桃, p. 45)。

Application of VRAIN and pursuit of 1 mm resolution

Clinical research on amyloid PET using the world's first helmet-type PET - VRAIN that was commercialized in 2022 - has begun (Miwako Takahashi, p.33). It should be noted that for a patient suspected of having mild cognitive impairment, there was a case where VRAIN reversed the negative result obtained from a conventional PET scan.

Research has also progressed to simplify the attenuation correction procedure that is necessary to correct the absorption of gamma rays in the body. While the current VRAIN requires CT or MR images taken separately, we have developed a new method that allows attenuation correction without these images (Yuma Iwao, p. 37).

VRAIN, which has high performance and high flexibility in data processing, has the potential to be used as a tool to open a new field of science. We are aiming to utilize the positron lifetime as a biomarker rather than for the conventional positron distribution, and in 2024, we attempted to measure radicals (Sodai Takyu, p. 41). Radicals are thought to be the cause of aging and disease.

VRAIN has achieved a resolution of 2.2 mm, which is much higher than that of conventional PET, but with support from AMED (scheduled for FY2023 to FY2027), we are currently aiming to achieve a resolution of 1 mm, which is almost the theoretical limit in brain PET. This will be a ten-fold improvement in volumetric resolution. In 2024, we developed a one-ring prototype using our original detector and succeeded in showing the proof-of-concept for it (Kurumi Narita, p. 45).

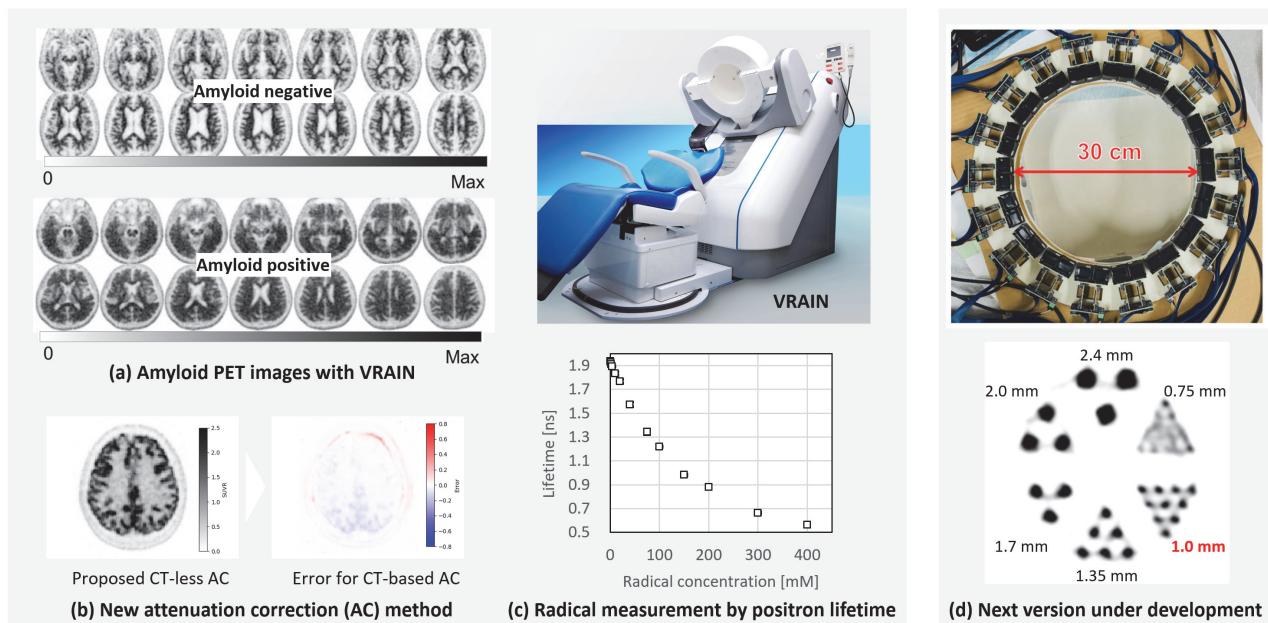


Figure 2 Advantage of VRAIN in Amyloid PET revealed (a). In methodology, a CT-less attenuation correction method was developed (b). Potential of radical sensing by measuring positron lifetime was also shown (c). Higher spatial resolution of 1 mm resolution, which was predicted by simulation in 2023, was experimentally proven by developing the one-ring prototype (d).

次世代 PET の要素技術の研究開発

PET 検出器は、シンチレータ（ガンマ線を可視光に変換）と受光素子から構成されるが、PET 検出器の高性能化に向けて、それぞれの技術革新を行った。具体的には、受光素子においてはピクセル間の光広がりを抑制することで time-of-flight (TOF) 分解能が改善されることを発見した（吉田英治, p. 49）。TOF 分解能が高いほど、PET 画像のノイズが低減される。

また、シンチレータにおいては、TOF 分解能と depth-of-interaction (DOI) 分解能を両立する形状を探索した（清川実穂, p. 53）。DOI 計測は PET 解像度の空間均一性を高める技術であるが、VRAIN を含め臨床 PET 装置ではまだ実用化されていない。

小動物用 PET においては PET 解像度世界一への挑戦を続けている。我々は 2022 年に 0.5 mm 分解能の世界記録を達成したが、今年はそれを越える装置設計を得た（Han Gyu Kang, p. 57）。

臨床では PET/MRI 同時撮像へのニーズは強い。そこで、既存 MRI に後付けできる PET 付 MRI 用コイルの開発も進めている。今年は、高磁場 MRI で性能を発揮するマイクロストリップ RF コイルにおいて、PET 検出器のシールドを兼ねる方法を考案した（Md Shahadat Hossain Akram, p. 61）。

Next generation PET: R&D of components

A PET detector consists of a scintillator (converting gamma rays into visible light) and a photodetector, and innovations have been made in each to improve the performance of the PET detector. For a photodetector, we discovered that reduction of optical crosstalk resulted in improving time-of-flight (TOF) resolution (Eiji Yoshida, p. 49). The higher the TOF resolution, the lower the noise in PET images.

For a scintillator, we optimized a design that achieves both high TOF resolution and high depth-of-interaction (DOI) resolution (Miho Kiyokawa, p. 53). The DOI measurement, a technology that improves the uniformity of spatial resolution in PET images, has not yet been implemented in clinical PET scanners including VRAIN.

We are continuing our efforts to achieve the world's highest PET resolution in small animal PET. In 2024, we performed the simulation design of a new system to break the world's record of 0.5 mm resolution that we achieved in 2022. (Han Gyu Kang, p. 57).

Simultaneous PET/MRI imaging is still required in clinical nuclear medicine. Therefore, we are also developing a PET-detector-integrated MRI coil that can be used to upgrade existing MRI to PET/MRI. In 2024, we devised a method to utilize a microstrip RF coil, which is suitable for high magnetic field MRI, as a shield of a PET detector. (Md Shahadat Hossain Akram, p. 61).

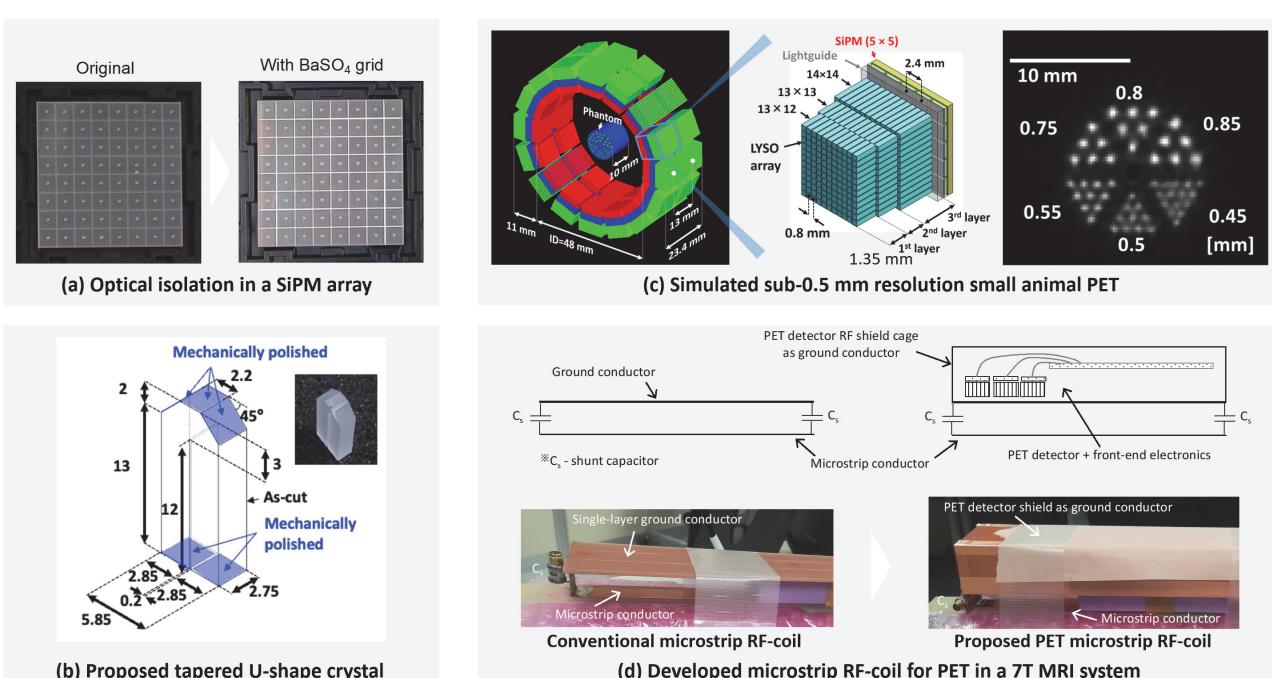


Figure 3 Component technologies developed in 2024 for next generation PET systems: a SiPM array with optical separation for better TOF (a), an optimized scintillator design for both TOF and DOI (b), design simulation of a small animal PET moving toward the world's best spatial resolution (c), and an idea for the PET detector shield which works as a RF coil in MRI (d).

がん治療におけるその場 PET の可能性を引き出す

放射線がん治療法の最高峰とも言える重粒子線治療であるが、未だに解決されていない課題が、重粒子線ビームの体内飛程の可視化である。重粒子線が止まるメカニズムは X 線とは根本的に異なるため、X 線 CT 画像から作成される治療計画では、一定のマージンを設定する必要がある。体内飛程が正確に分かることになれば、より副作用を低減したり、治療日数を減らしたりできるようになると期待される。

ヒントは、重粒子線ビームが体内で勝手に生成する僅かな陽電子放出核種にある。我々は、これをその場で捉えて画像化すれば課題を解決できると考え、世界初となる開放型 PET 「OpenPET」 を発明した。今年は、2023 年開始の臨床研究において、PET 画像の照射毎の変化の解析に着手した(田島英朗, p. 65)。

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、これを逆手にとって腫瘍診断に活用する研究を進めている。今年は、独自の超高感度小動物 PET (TBS-PET) (細谷宣佳, p. 73) による飛程検証 PET を、低酸素 PET と比較する動物実験を行った(寅松千枝, p. 69)。PET 検査薬が不要な PET 診断が可能になるかも知れない。

PET は、FDG などの腫瘍検査薬を手術直前に投与することで、外科手術中の腫瘍位置特定にも役立つ可能性がある。このような術中ガイド PET を目指して、鉗子型ミニ PET (大橋遼太郎, p. 77) や対向パネル型 PET (石川大洋, p. 81) の研究も進んだ。

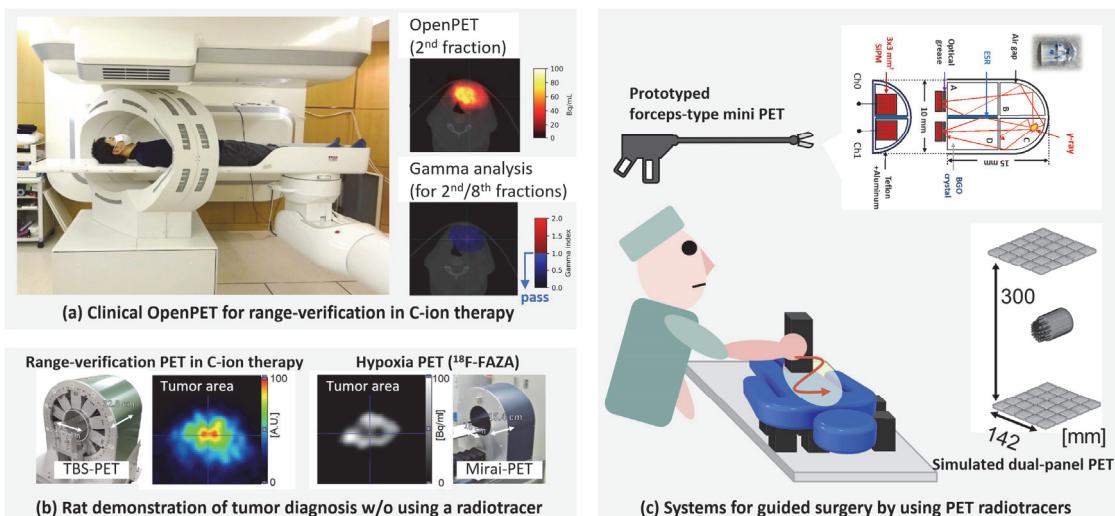


Figure 4 Examples of clinical OpenPET in carbon ion therapy, which confirmed the same dose prescription between the 2nd and the 8th fractions (a). A potential of the range-verification PET for tumor hypoxia imaging was shown in rat experiments (b). Aiming for PET-guided surgery, two other systems, the forceps-type mini PET (c) and the dual-panel PET (d) were investigated.

Revealing the potential of *in-situ* PET in cancer treatment

Carbon ion beam therapy can be said to be the pinnacle of radiotherapy, but one issue that remains unresolved is the visualization of the beam range within the body. The interaction mechanism of carbon ion beams is fundamentally different from that of X-rays; so, it is necessary to set a certain margin in treatment plans generated from X-ray CT images. If the beam range within the body can be accurately observed, it will be possible to further reduce side effects and shorten the number of days required for treatment.

The clue to this observation lies in the tiny amount of positron-emitting nuclides that are produced automatically in the body by the beam irradiation. We believed that if we could visualize them by PET, we could solve the problem. Therefore, we invented the world's first open-type PET, OpenPET. In the clinical test started in 2023, we began analyzing changes in OpenPET images in each irradiation (Hideaki Tashima, p. 65).

For the issue of biological washout, where positron-emitting nuclides produced in the body are diffused quickly, our idea is to utilize the washout for tumor diagnosis. In 2024, we performed an animal experiment to compare range verification PET using our original total-body small animal PET (TBS-PET) (Nobuyoshi Hosotani, p. 73) with hypoxic PET (Chie Toramatsu, p. 69). The feasibility of PET diagnosis, which does not require PET tracers, was demonstrated.

PET may also be useful for locating tumors during surgery by injecting PET tracers such as FDG just before surgery. Aiming for PET-guided surgery, research has progressed on the forceps-type mini-PET (Ryotaro Ohashi, p. 77) and a dual-panel PET system (Taiyo Ishikawa, p. 81).

国際交流の回復、そして IEEE2025 横浜開催へ

2020年から約3年間続いた「コロナ鎖国」の影響はすっかりなくなり、従来通りの国際交流を取り戻した2024年であった。具体的には、日本学術振興会の支援のもと2つのプログラムを実施した。一つは韓国との二国間交流事業であり、ソウル大 Jae Sung Lee 教授らと6回目となる SNU-QST Workshop をソウル大にて開催した。日韓から計50名の研究者や学生が参加した。二つ目は、外国人招へい研究者事業であり、スタンフォード大 Craig Levin 教授を2か月間招へいした。両方事業とも、学生や若手研究者のグローバル意識を高める効果があった。

そして、2025年11月には、PET物理の世界最大学会であるIEEE NSS-MIC-RTSDの日本初開催が控える(厳密な日本初開催は2021年であったが、このときはオンライン開催であった)。1500名前後の研究者を海外から迎え、研究だけでなく文化についても日本を知ってもらうまたとない機会となろう。

一方で手放しでは喜べない現実もある。それは、削減傾向にある研究費や不安定な雇用環境であり、10年問題で去らざるを得なかった研究者と千葉大山谷研で博士号を取得した学生は、ともに米国の大学を就職先に選んだ。2倍とも言われる日米の給与差を考えると、優秀な人材の海外流出傾向は續くだろう。

Revival of International exchanges and hosting IEEE2025

The effects of the "COVID-19 isolation" that had lasted for about three years from 2020 were completely resolved in 2024, and international exchanges resumed as usual. We held the 6th SNU-QST Workshop at Seoul National University with Prof. Jae Sung Lee, under the Bilateral Collaboration Program supported by the Japan Society for the Promotion of Science (JSPS). A total of 50 researchers and students from Japan and Korea, participated. Also Prof. Craig Levin from Stanford University came to visit us for two months under the JSPS Invitational Fellowships for Research in Japan program. Both projects had the effect of increasing the international awareness of students and young researchers.

In November 2025, the world's largest conference on PET physics, IEEE NSS-MIC-RTSD, will be held in Japan for the first time (the 2021 conference, which was held online, should have been the first one held in Japan). We will welcome approximately 1,500 researchers from overseas, and this will be a unique opportunity for them to learn about Japan not only in terms of research but also in terms of culture.

On the other hand, domestic issues such as a decrease in research funding and an unstable employment environment remain, and they may accelerate the outflow of talented human resources overseas, partly due to the double wage gap between Japan and the US. In fact, a researcher who was forced to leave due to the "10-year limitation" and a student who had just received a Ph. D. from Chiba University both chose universities in the US as their career destinations.



Figure 5 International exchange activities supported by the Japan Society for the Promotion of Science: a workshop held with Prof. Jae Sung Lee (top left) and two-month research stay of Prof. Craig Levin (bottom left), which will provide momentum for hosting the world's largest PET physics conference, IEEE NSS-MIC-RTSD 2025 in November 2025 (right).

2024 年度 イメージング物理研究グループまとめ

2024/12/31 時点

メンバー (50 音順、敬称略)

職員など	
赤松 剛	主任研究員
新井 教郎	客員研究員、11月着任
石川 大洋	QST リサーチアシスタント (短時間)
岩男 悠真	研究員
大橋 遼太郎	QST リサーチアシスタント (短時間)
小畠 藤乃	技術員 (短時間)
掛川 誠	客員研究員
菊地 智也	QST リサーチアシスタント (短時間)
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、10月昇任
田島 英朗	主幹研究員 (定年制)
寅松 千枝	主幹研究員
成田 胡桃	業務補助員 (短時間)
錦戸 文彦	主任研究員
細谷 宣佳	業務補助員 (短時間)、10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)
大野	事務担当 (短時間)
越智	事務担当 (短時間)、2024年3月採用
喜多村	事務担当 (短時間)
斎藤	事務担当 (短時間)、4月退職
本田	事務担当 (短時間)、5月採用

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
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
島添 健次	東京大学
菅 幹生	千葉大学
高田 英治	国立高専 (11月より富山高専)
田中 愛結	株式会社アトックス
橋本 二三生	浜松ホトニクス株式会社
羽石 秀昭	千葉大学
浜戸 アクラム	UC Davis
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

学振外国人研究員	
Craig S. Levin	Stanford University (8月-10月)

実習生(受入学生)	
阿部 棕伍	千葉大学(山谷研究室 B3)、12月から
清川 実穂	千葉大学(山谷研究室 M2)
細谷 宣佳	千葉大学(山谷研究室 B4)、9月まで
宮原 瑞季	千葉大学(菅研究室 B3)、12月から

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ベー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 の開閉・屈曲機構や操作ハンドルに関する研究 (M2 林 大翔)
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 (M2 菊地智也, B3 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 (東京大)	WGI 用 Si 検出器の開発
6	日本アイソトープ協会	RI 密封ファントムの開発
7	福永雅喜 (生理学研究所)	Study on a 4-channel microstrip RF coil integrated PET insert with a 7T clinical MRI system
8	山谷泰賀・羽石秀昭 (千葉大フロンティア)	Improving PET image quality using deep image prior (D2 橋本二三生, 2024/9 修了) 陽電子放出核種の検出に特化した術中モダリティーに関する研究 (D1 大橋遼太郎) 術中ガイドのための陽電子断層撮像装置の研究開発 (M2 石川大洋) Development of a PET detector capable of simultaneously acquiring time-of-flight and depth-of-interaction information (M2 清川実穂) TOF-DOI 検出器を用いた半球型頭部 PET 装置の開発 (M1 成田胡桃) Total-body 小動物用 PET の GATE シミュレーション (B4 細谷宣佳) 頭部専用 WGI のシミュレーション設計 (B3 阿部棕伍)
9	渡部浩司・船木善仁 (東北大学 RARIS(青葉山))	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)
10	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
11	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 (2023/4/1-2025/3/31)
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 (2023/4/1-2025/3/31)
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	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)
5	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)
6	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 (2024/8/6-2025/2/28)

イメージング物理研究グループ 2024(R6)年度 研究費

2024/12/31 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	人件費	
1	外部資金間接経費戻し分	間接経費一部戻し—HIA02	4,277	0	—
2	イノベーションハブ・アライアンス事業(HIA04) 代表:山谷泰賀	次世代 PET 機器開発イノベーションハブ:頭部から全身へ(内部競争的資金 2023-24)	2,000	0	—
3	R5 理事長ファンド奨励研究 代表:田久創大	量子 PET の原理実証:小動物イメージング実験(内部競争的資金 2023)	2,000	0	—
4	イメージング物理(HIA02) 代表:山谷泰賀	グループ運営費	1,776	0	—
5	R6 理事長ファンド奨励研究 代表:Han Gyu Kang	世界初 PET/二光子顕微鏡同時撮影の実現(内部競争的資金 2024)	1,000	0	—
6	R6 理事長ファンド奨励研究 代表:田久創大	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(内部競争的資金 2024)	1,000	0	—
		合計	12,053		

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	AMED 医療機器等における先進的研究開発・開発体制強靭化事業 24he2302010h0102	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)	86,161	0	0	25,848	山谷泰賀、高橋美和子、吉田英治、田島英朗、赤松剛、寅松千枝、錦戸文彦、脇坂秀克、Han Gyu Kang、田久創大、小畠藤乃、成田胡桃	補助事業代表者: 山下大地(アツクス) 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)
2	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	8,422	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)、羽石秀昭、菅幹生、川村和也(千葉大)、今井陽一(獨協医大)、他
3	科学研究費 2020-2024 基盤研究(S) 20H05667	ポジトロン断層法の物理限界を克服する全ガンマ線イメージング法の開発	17,400	2,634	3,100	5,220	山谷泰賀、高橋美和子、吉田英治、田島英朗	吉川彰(東北大)、菅幹生(千葉大)、今井陽一(獨協医大)、石橋真理子(日本医大)、永津弘太郎(QST)
4	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レーミング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)	11,264	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
5	共同研究 2024 未来イメージング株式会社	「がん」科治療中の切除前リンパ節診断を可能にする斜型ミニ-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	—
6	科学研究費 2023-2025 基盤研究(B) 23H03775	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	5,600	0	0	1,680	田島英朗、田久創大、Han Gyu Kang	—
7	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に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	寅松千枝、山谷泰賀、田久創大、Han Gyu Kang	Katia Parodi (LMU)
8	科学研究費 2024-2026 基盤研究(C) 24K15805	FDG-PET in combination with proton (¹ H) and sodium (²³ Na) MRI: a di-modal metabolic imaging approach	2,300	0	0	690	Md Shahadat Hossain-Akram	—
9	共同研究 2023-2024 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、小畠藤乃、高橋美和子	—
10	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:新たな低酸素マークーとしての washout 情報の活用	1,800	0	0	540	寅松千枝	—
11	JSPS 韓国とのセミナー(NRF)	核医学イメージング科学技術に関する第 6 回ソウル大・QST ワークショップ	1,190	0	0	0	山谷泰賀、赤松剛、田島英朗、Han Gyu Kang、石川大洋、成田胡桃、大野まどか、大橋遼太郎	Jae Sung Lee, et al.(SNU), 山本誠一(早稲田大)、渡部浩司(東北大)、橋本二三生、大田良亮(浜大)
12	日立財団 2023 年度 第 55 回倉田奨励金	腫瘍内低酸素領域の識別を目指したボジトロニウム寿命イメージングの実証研究	1,000	0	0	0	田久創大、脇坂秀克、高橋美和子、山谷泰賀	—
13	科学研究費 2023-2025 基盤研究(C) 23K11913	100 ビコ秒台の TOF 時間分解能を有する 3 次元 PET 検出器の開発	900	0	0	270	吉田英治	—
14	科学研究費 2022-2024 基盤研究(C) 22K12881	「量子 PET」の提案と陽電子寿命による放射線治療効果センシングへの挑戦	700	0	0	210	田久創大	松本謙一郎(QST)
15	科学研究費 2023-2024 若手研究 23K17239	超高分解能小動物 PET システムの開発	600	0	0	180	Han Gyu Kang	—
16	中谷財団海外派遣	5th Jagiellonian Symposium on Advances in Particle Physics and Medicine への参加	400	0	0	0	田久創大	—
17	中谷財団海外派遣	2024 IEEE NSS/MIC/RTSD への参加	400	0	0	0	Han Gyu Kang	—
18	2024 年度分子科学研究所 生体機能イメージング共同利用 24NIPS630	Study on a 4-channel microstrip RF coil integrated PET insert with a 7T clinical MRI system	285	0	0	0	Md Shahadat Hossain-Akram、山谷泰賀、錦戸文彦、田久創大	福永雅嘉(生理学研究所)、小畠隆行(QST)
19	2024 年度分子科学研究所 UVSOR 施設利用	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	262	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 2022-2024 基盤研究(C) 分担 22K12836	呼吸器疾患予後予測システムの開発 新型コロナウイルス感染症から慢性進行性疾患まで	200	0	0	0	岩男悠真	川田奈緒子、羽石秀昭(千葉大)
21	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、酒井真理(群馬大)、渡部浩司(東北大)
22	東北大学金属材料研究所 共同利用研究費 202312-RDKGE-0024	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)	180	0	0	0	山谷泰賀、他	吉川彰(東北大)
23	JSPS 外国人招へい研究者 (短期)調査研究費	量子科学技術の核医学・PET への応用	150	0	0	0	山谷泰賀、他	Craig Levin (Stanford 大)
合計			200,913	11,056	24,009	41,787		

Imaging Physics Group FY2024

As of Dec. 31st, 2024**Members (alphabetical)**

Staff, etc.	
Go Akamatsu	Senior Researcher
Norio Arai	Visiting Researcher, from Nov. 2024
Nobuyoshi Hosotani	Research Assistant, from Oct. 2024
Taiyo Ishikawa	QST Research Assistant (part time)
Yuma Iwao	Researcher
Makoto Kakegawa	Visiting Researcher
Han Gyu Kang	Senior Researcher
Tomoya Kikuchi	QST Research Assistant (part time)
Md Shahadat Hossain Akram	Senior Researcher (part time)
Kurumi Narita	Research Assistant (part time)
Fumihiko Nishikido	Senior Researcher
Fujino Obata	Technical Staff (part time)
Ryotaro Ohashi	QST Research Assistant (part time)
Miwako Takahashi (concurrent position)	Diagnostic and Therapeutic Nuclear Medicine Group Leader (tenure)
Sodai Takyu	Senior Researcher, promoted in Oct.
Hideaki Tashima	Principal Researcher (tenure)
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), from May 2024
R. Kitamura	Secretary (part time)
Y. Ochi	Secretary (part time), from Mar. 2024
M. Ohno	Secretary (part time)
Y. Saito	Secretary (part time), until Apr. 2024

Visiting Researcher	
Akram Hamato	UC Davis
Hideaki Haneishi	Chiba University
Fumio Hashimoto	Hamamatsu Photonics K.K.
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.
Kazuhiro Maki	ATOX Co., Ltd.
Takashi Obi	Institute of Science Tokyo
Kenji Shimazoe	University of Tokyo
Mikio Suga	Chiba University
Eiji Takada	National Institute of Technology (NIT, Toyama College from Nov.)
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.

JSPS Research Fellow	
Craig S. Levin	Stanford University (Aug.-Oct.)

Trainee / Internship	
Ryogo Abe	Chiba U. (Yamaya-lab. B3), from Dec.
Nobuyoshi Hosotani	Chiba U. (Yamaya-lab. B4), until Sep.
Miho Kiyokawa	Chiba U. (Yamaya-lab. M2)
Mizuki Miyahara	Chiba U. (Suga-lab. B3), from Dec.

Major collaborators (except for funded projects)

	Collaborators (alphabetical)	Themes (Students, etc.)
1	Masaki Fukunaga (NIPS)	Study on a 4-channel microstrip RF coil integrated PET insert with a 7T clinical MRI system
2	Japan Radioisotope Association	Development of unsealed-RI phantoms
3	Kei Kamada (Tohoku U.)	Development of microbeta imaging using eutectic crystals
4	Kazuya Kawamura (CFME, Chiba U.)	Opening and bending mechanism and operation handle of FTMP (M2 Hiroto Hayashi)
5	Katia Parodi, Peter Thirlfolf (LMU)	In-beam PET simulation / experiment, SIRMO project
6	Mitra Safavi-Naeini (ANSTO)	Prompt gamma detection and neutron capture discrimination in NCEPT
7	Mikio Suga (CFME, Chiba U.)	Simulation design of WGI (M2 Tomoya Kikuchi, B3 Mizuki Miyahara)
8	Eiji Takada (NIT, Toyama College)	Medical application of organic semiconductor detectors
9	Shin'ichiro Takeda (U. Tokyo)	Development of a Si detector for WGI
10	Hiroshi Watabe, Yoshihito Funaki (RARIS, Tohoku U.)	Quantum PET study using I-124 (Supply Platform of Short-lived Radioisotopes, PI: Sodai Takyu)
11	Taiga Yamaya, Hideaki Haneishi (CFME, Chiba U.)	Improving PET image quality using deep image prior (D2 Fumio Hashimoto, Completion in Sep. 2024) Research on an intra-operative modality specialized in detecting positron-emitting radionuclides (D1 Ryotaro Ohashi) Study on a hand-held probe-type intraoperative PET (M2 Taiyo Ishikawa) Development of a PET detector capable of simultaneously acquiring time-of-flight and depth-of-interaction information (M2 Miho Kiyokawa) Development of a hemispherical brain PET with TOF-DOI detectors (M1 Kurumi Narita) GATE simulation of total-body small animal PET (B4 Nobuyoshi Hosotani) Simulation design of brain-dedicated WGI (B3 Ryogo Abe)

	Research contracts (alphabetical)	Funded	Themes (period Y/M/D)
1	ATOX Co., Ltd.	Yes	Performance improvement of the helmet PET (2023/4/1-2025/3/31)
2	ATOX Co., Ltd., Hamamatsu Photonics K.K.	No	Application of deep learning methods to VRAIN (2023/4/1-2025/3/31)
3	OXIDE Corporation	No	Research on scintillator blocks for PET detectors (2023/3/30-2026/3/31)
4	Hamamatsu Photonics K.K.	No	Basic research on the next generation PET detectors (2016/8/1-2027/3/31)
5	Mirai-Imaging Corporation	Yes	Scintillation detectors for nuclear medicine and environment (2021/2/1-2026/3/31)
6	Mirai-Imaging Corporation	Yes	Improvements in equipment in "Development of forceps-type mini-PET enabling pre-resection lymph node diagnosis during surgery" (2024/8/6-2025/2/28)

FY2024 Imaging Physics Group Grants

As of Dec. 31st, 2024

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

	Budget	Note	Amount		Main collaborators outside the group (PI underlined)
				Labor	
1	Returned indirect expense	A part of indirect→HIA02	4,277	0	—
2	Innovation hub / Alliance Program (HIA04) PI: Taiga Yamaya	Innovation hub for next generation PET system development: from brain to whole-body (Internal competitive grant, 2024)	2,000	0	—
3	QST President's Fund 2023 PI: <u>Sodai Takyu</u>	Proof-of-concept study of Q-PET: small animal imaging experiment	2,000	0	—
4	Imaging physics (HIA02) PI: <u>Taiga Yamaya</u>	For group operation	1,776	0	—
5	QST President's Fund 2024 PI: <u>Han Gyu Kang</u>	Realizing world's first PET/TPEM simultaneous imaging	1,000	0	—
6	QST President's Fund 2024 PI: <u>Sodai Takyu</u>	Possibility of positron lifetime "imaging" analysis technology using gamma-ray beams	1,000	0	—
Sum			12,053		

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	AMED Advanced R&D and development system strengthening project for medical devices 24he2302010h0102	Development of world's highest resolution brain PET to realize early diagnosis for dementia and cancer (2023-2027)	86,161	0	25,848	<u>T Yamaya</u> , M Takahashi, E Yoshida, H Tashima, G Akamatsu, C Toramatsu, F Nishikido, H Wakizaka, H G Kang, S Takyu, 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)
2	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	8,422	20,909	<u>T Yamaya</u> , M Takahashi, et al. (all Imaging Physics Group members)	S Kuroswa (Tohoku U.), H Haneishi, M Suga, K Kawamura (Chiba U.), Y Imai (Dokkyo Med. U.), et al.
3	KAKENHI 2020-2024 Grant-in-Aid for Scientific Research (S) 20H05667	Whole gamma imaging to break through the physical limitation of positron emission tomography	17,400	2,634	3,100	<u>T Yamaya</u> , M Takahashi, E Yoshida, H Tashima	A Yoshikawa (Tohoku U.), M Suga (Chiba U.), Y Imai (Dokkyo Med. U.), M Ishibashi (Nippon Med. School), K Nagatsu (QST Chiba)
4	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)	11,264	0	0	<u>T Yamaya</u> , M Takahashi, E Yoshida, H Tashima, G Akamatsu, H G Kang	Project Leader: M Higuchi (QST), 238 Co-investigator and Research Participants
5	Collaborative research 2024 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	<u>S Takyu</u> , R Ohashi	—
6	KAKENHI 2023-2025 Grant-in-Aid for Scientific Research (B) 23H03775	Development of whole gamma imaging system capable of simultaneous high-resolution imaging of multiple nuclides	5,600	0	0	<u>H Tashima</u> , S Takyu, H G Kang	—
7	KAKENHI 2023-2028 International Collaborative Research 23KK0206	Japan-Germany collaborative research toward simultaneous real-time imaging of cancer pathology and radiotherapy effects	3,100	0	0	<u>C Toramatsu</u> , T Yamaya, S Takyu, H G Kang	Katia Parodi (LMU)
8	KAKENHI 2024-2026 Grant-in-Aid for Scientific Research (C) 24K15805	FDG-PET in combination with proton (¹ H) and sodium (²³ Na) MRI: a di-modal metabolic imaging approach	2,300	0	0	<u>Md Shahadat Hossain</u> , <u>Akram</u>	—
9	Collaborative research 2023-2024 ATOX Co., Ltd.	Performance improvement of the helmet PET	1,800	0	0	<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	—
10	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	1,800	0	0	<u>C Toramatsu</u>	—
11	JSPS Seminar with Korea (NRF)	The 6th SNU-QST Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and Technology	1,190	0	0	<u>T Yamaya</u> , G Akamatsu, H Tashima, H G Kang, T Ishikawa, K Narita, M Ono, R Ohashi	J S Lee, et al. (SNU), S Yamamoto (Waseda U.), H Watabe (Tohoku U.), F Hashimoto, R Ota (HPK)
12	Hitachi Global Foundation 2023 the 55th Kurata Grants	Demonstration study of positronium lifetime imaging aimed at identifying intratumoral hypoxic regions	1,000	0	0	<u>S Takyu</u> , H Wakizaka, M Takahashi, T Yamaya	—
13	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	900	0	0	<u>E Yoshida</u>	—
14	KAKENHI 2022-2024 Grant-in-Aid for Scientific Research (C) 22K12881	Proposal of "Quantum PET" for sensing radiation therapy effect by positron lifetime	700	0	0	<u>S Takyu</u>	K Matsumoto (QST)
15	KAKENHI 2023-2024 Grant-in-Aid for Early-Career Scientists 23K17239	Development of ultra-high resolution small animal PET system	600	0	0	<u>H G Kang</u>	—
16	Nakatani Foundation Overseas Travel Grant	For 5th Jagiellonian Symposium on Advances in Particle Physics and Medicine	400	0	0	<u>S Takyu</u>	—
17	Nakatani Foundation Overseas Travel Grant	For 2024 IEEE NSS/MIC/RTSD	400	0	0	<u>H G Kang</u>	—
18	NIPS cooperative study by functional imaging 2024 24NIPS630	Study on a 4-channel microstrip RF coil integrated PET insert with a 7T clinical MRI system	285	0	0	<u>Md Shahadat Hossain</u> , <u>Akram</u> , T Yamaya, F Nishikido, S Takyu	M Fukunaga (NIPS), T Obata (QST)
19	UVSOR Facility Use at Institute for Molecular Science 2024	Study on positron lifetime imaging technique using gamma ray beam at UVSOR	262	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 2022-2024 Grant-in-Aid for Scientific Research (C) 22K12836 (Co-investigator)	Development of respiratory disease prognosis prediction system- from COVID-19 infection to chronic progressive disease	200	0	0	<u>Y Iwao</u>	<u>N Kawata</u> , H Haneishi (Chiba U.)
21	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	<u>H G Kang</u>	<u>M Yamaguchi</u> (QST), S Yamamoto (Waseda U.), T Ono, M Sakai (Gunma U.), H Watabe (Tohoku U.)
22	Collaborative Research Program at IMR Tohoku U. 202312-RDKGE-0024	Practical application of next-generation nuclear medicine concept WGI using a new scintillator (2024)	180	0	0	<u>T Yamaya</u> , et al.	A Yoshikawa (Tohoku U.)
23	JSPS Invitational Fellowships for Research in Japan (Short-term) Research Support Allowance	Application of quantum science technologies to nuclear medicine and PET	150	0	0	<u>T Yamaya</u> , et al.	C Levin (Stanford U.)
Sum			200,913	11,056	24,009	41,787	

Data of Imaging Physics Group (FY2009–FY2024)

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

Fiscal year	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015	2016	2017	2018	2019
2. Researchers	4	6	6	6	7.4	8.7	8.0	9.3	11.0	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	2.9	4	3	2.8	2.0	2.0	2.0

3. Achievement (集計は年度ではなく年単位)	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015	2016	2017	2018	2019
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 (Mohammad) 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.	—
稻玉直子 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	—	—	—	Researcher (part-time)	—	—	—	—	Senior Res. (July–)	—
錦戸文彦 Fumihiko Nishikido	—	—	—	—	—	—	—	—	Res. (2017/10–2018/10)	—	—
新田宗孝 Munetaka Nitta	—	—	Assistant (part-time)	—	—	Technical Staff (part-time)	—	—	—	Principal Res.	—
小畠藤乃 Fujino Obata	—	—	—	—	—	—	—	—	—	Postdoc	—
高橋美和子 Miwako Takahashi	—	—	—	—	—	—	—	—	—	Researcher (2016/11–)	—
田久創大 Sodai Taku	—	—	—	—	—	—	—	—	—	Senior Res. (July–)	—
田島英朗 Hideaki Tashima	Postdoc	—	JSPS Fellow (-2014/9)	—	Researcher (2014/10–)	—	—	—	—	—	—
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/
山谷泰賀 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 Kagegawa	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
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 (2018/4–	—
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, 2024

2020	2021	2022	2023	2024
216,354	193,750	158,117	246,065	212,966
65,700	25,780	11,200	1,920	1,776
10,063	14,350	15,660	6,695	6,000
140,591	153,620	131,257	237,450	205,190
109,165	99,122	67,299	195,218	181,181
31,426	46,518	45,109	24,309	24,009

11.0	11.0	12.0	10.9	10.0
3	3	3	3	3
6.8	8.0	9.0	7.9	7.0
1.3	0	0	0	0

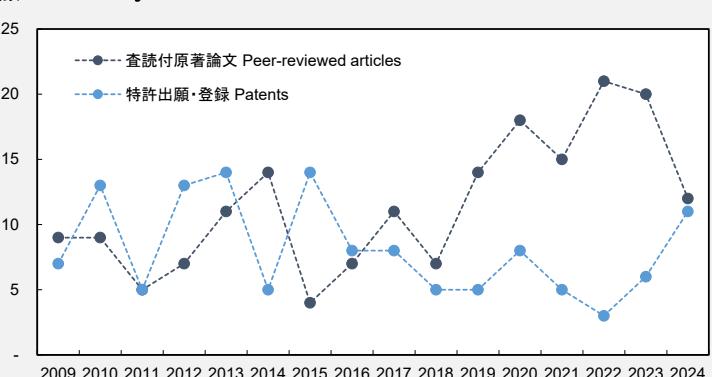
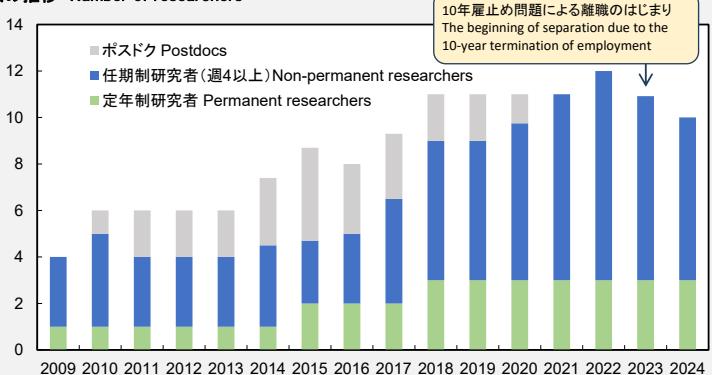
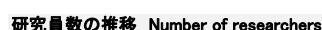
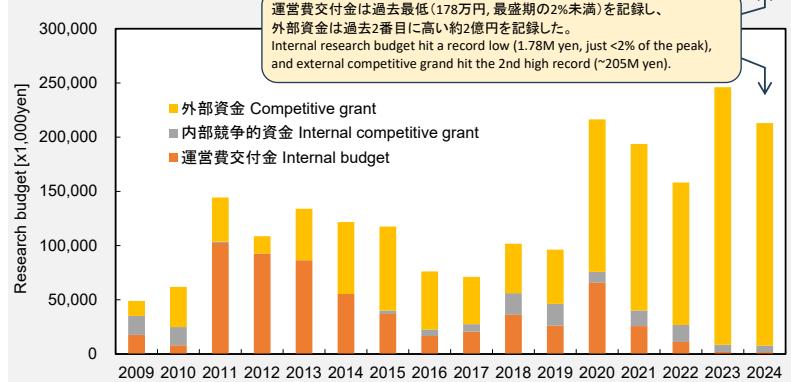
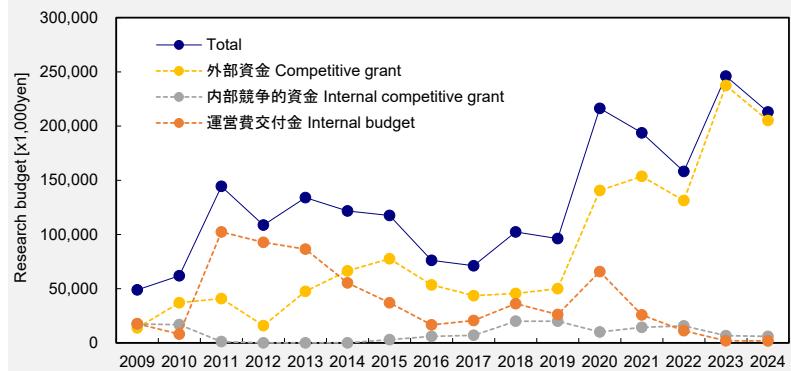
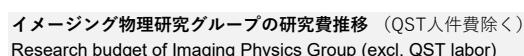
43	59	67	81	70
3.9	5.4	5.6	7.4	7.0
5,031	3,284	2,360	3,038	3,042

18	15	21	20	12
1.6	1.4	1.8	1.8	1.2
12,020	12,917	7,529	12,303	17,747

5	3	3	5	5
3	2	0	1	6
0.7	0.5	0.3	0.5	1.1
27,044	38,750	52,706	41,011	19,361

5	3	10	22	19
7	8	17	27	21
11	10	6	13	12
21	4	26	11	3
7	4	7	6	6

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



QRA = QST Research Assistant

*cp ≡ concurrent position

RA = Research Assistant

RA = Research As
Res = Researcher

SPR = Senior Principal Researcher

GL = Group Leader

大山永昭先生の教え

Teachings of Professor Nagaaki Ohyama (1954-2024)

本質を見抜くこと。本気でやること。—これらは、大山永昭先生がよくおっしゃっていたことでした。

1995 年当時、東工大機械物理工学科にいた私が PET の世界に関わるきっかけを与えてくれたのが、同大教授であった大山先生でした。具体的には、卒研の研究室を探しているときに、大山研究室の画像再構成のテーマを知り、もっと勉強してみたりました。その時の大山先生は 41 歳でした。

大山先生は、東工大定年後も、同大社会情報流通基盤研究センターの特命教授・センター長として、行政や医療において個人情報を取り扱うシステムの理想を追い続けてきました。そうです。マイナンバーカードやその元となった住民基本台帳カードの生みの親なのです。

そんな大山先生ですが、かつては画像再構成の専門家でした。1992 年に、画像再構成問題における連続・離散モデルというものを発表しました (Figure 1)。患者の体は連続的に記述し、検出器 (データ) は離散的に記述するのが本来あるべき姿であろうという考え方です。検出器の応答関数をモデル化したシステムマトリクスは、今は OSEM などの逐次近似再構成で当たり前のように使われていますが、この概念は、連続・離散モデルから生まれたものなのです。

See through the essence and do it seriously. - These are teachings that Prof. Nagaaki Ohyama often said.

In 1995, I was in the Department of Mechanical Physics and Engineering at Tokyo Institute of Technology. It was Prof. Ohyama who gave me an opportunity to get involved in the world of PET; when I was looking for a laboratory for my graduate research, I came across the theme of image reconstruction in the Ohyama laboratory, and I wanted to learn more about it. At that time, Prof. Ohyama was 41 years old.

Even after retiring from Tokyo Institute of Technology, Prof. Ohyama continued to pursue the ideal system for handling personal information in government and medicine, as a Special Professor and Director of the Advanced Research Center for Social Information Science and Technology. Actually, he was the creator of the Individual Number Card (the so-called "My-Number-Card") and the Basic Resident Registration Card, which was the basis of the My-Number-Card.

Prof. Ohyama was an expert in image reconstruction. In 1992, he proposed a continuous-discrete model for image reconstruction (Figure 1). Its idea was that the patient's body should be described continuously and the detectors (data) should be described discretely. A system matrix that models the response function of detectors is now commonly used in iterative reconstruction algorithms such as OSEM, but this concept originally was born from the continuous-discrete model.

Table 1 Chronology of Prof. Oyama's Life (related to Yamaya).

M/Y	Events	Age	
		Yamaya	Ohyama
3/1995	Yamaya's bachelor degree	21	41
9/2000	Yamaya's Ph. D. degree	26	46
8/2003	Basic Resident Registration System (住基カード) started.	29	49
4/2004	Yamaya transferred to NIRs (放医研).	30	50
1/2016	Individual Number Card System (マイナカード) started.	41-42	61-62
11/2023	Prof. Ohyama attended Yamaya's Hal Anger Award cerebration party	49	69

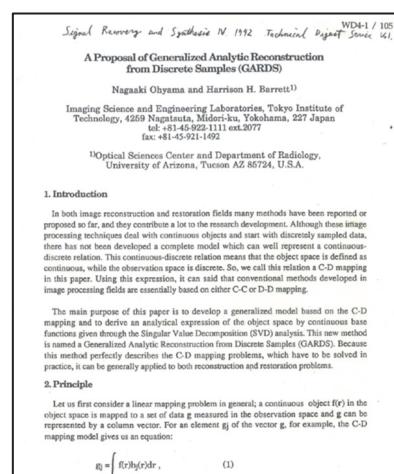


Figure 1 A conference record of the concept of image reconstruction proposed by Prof. Ohyama. ©1992, Optical Society of America

大山先生のご指導を受けた私が 2000 年に博士号を取得できたとき、大山先生は 46 歳だったことになります (Figure 2 左)。情報セキュリティか PET かで 3 年間迷った私は、2004 年に QST (当時の放医研) に場所を変えることを決断したわけですが、その時の大山先生は今の私と同じ年齢だったことになります。大山先生が全力を注いでいた住民基本台帳システムが始まったのがその前年でしたので、今から思えば、社会実装に本気で取り組む姿を私は見ていたのでしょうか。

PET を極めると決めた私は、その後すばらしいチームメンバーに恵まれ、2023 年に米国核医学学会より Hal Anger 賞を頂くことができました。二年に一度、核医学物理分野で貢献した人に贈られる賞として、日本人としては初になります。

そのお祝い会に大山先生は多忙なスケジュールをなんとか調整して駆けつけてくれました (Figure 2 右)。私のルーツである大山研を離れて 20 年になりますが、大山先生の熱量は、私が学生だった当時から全然変わっていないなと思ったのを覚えています。

大山先生は、2024 年 12 月 14 日(土)に、享年 70 歳にてご逝去されました。大山研出身者全員に共通することだと思いますが、在学中はよく怒られました。もう怒ってもらえないと思うと悲しいですが、大山先生の教えを忘れずに、私の夢である病気で困らない未来の実現に向けて「本質を見抜いて本気でやる」を実践していきたいと思います。 (山谷泰賀)

Prof. Ohyama was 46 years old when I received a Ph. D degree in 2000 under his supervision (Figure 2, left). After three years of research in two different fields of information security and PET, I decided to change my position to QST (formerly the National Institute of Radiological Sciences) in 2004. It should be noted that Prof. Ohyama at that time was the same age as I am now. Considering that the Basic Resident Registration System, which Prof. Ohyama had put all his efforts into, was launched in the year before, looking back now, I saw him seriously working on social implementation.

After deciding to be a top researcher in PET physics, I was blessed with wonderful team members and was able to receive the Hal Anger Award from the Society of Nuclear Medicine in 2023. This award is given once every two years to a person who has contributed to the field of nuclear medicine physics worldwide, and I was the first Japanese to receive this award.

Prof. Ohyama somehow managed to adjust his busy schedule to attend the award celebration party (Figure 2, right). It had been 20 years since I left my roots in his Lab, but I remember that Prof. Ohyama was as enthusiastic as he used to be when I was his student.

Prof. Ohyama passed away on Saturday, December 14th, 2024 at the age of 70. I think it is common to all graduates of his Lab - including me - that they were often scolded by Prof. Ohyama during their time there. Because he was such a great educator, it is sad to imagine that I won't be scolded by Prof. Ohyama anymore. However, I will not forget Prof. Ohyama's teachings and I will continue to put into practice the mind set of "seeing through the essence and doing it seriously", in order to realize my dream of a future free from illness. (Taiga Yamaya)



Figure 2 Prof. Ohyama and Yamaya just after Yamaya finished his Ph. D defense in 2000 (left picture).

Yamaya introducing Prof. Ohyama to the guests at Yamaya's Hal Anger Award cerebration party in 2023 (right picture).

WGI 4号試作機のエネルギー校正

Energy calibration for the WGI 4th prototype

赤松 剛 主任研究員

Go Akamatsu, Senior Researcher



はじめに

Whole gamma imaging (WGI) は 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 [1]。検出器を 2 重リング状に配置することで、消滅ガンマ線対の PET イメージングにくわえて、シングルガンマ線のコンプトンイメージングも可能である [2]。コリメータが不要なため、ガンマカメラ (SPECT) よりも高い検出感度が期待できる。

これまでに 3 つの WGI 試作機を開発し、⁴⁴Sc トリプルガンマ線イメージング [1, 3]、⁸⁹Zr 909 keV ガンマ線コンプトンイメージング [2]、⁸⁹Zr PET-コンプトンハイブリッドイメージング [4] など、次世代核医学イメージング技術の実証研究に取り組んできた。小動物用の 4 号試作機 (WGI-4) 開発では、散乱検出器と吸収検出器の両方を刷新することで ⁸⁹Zr コンプトンイメージングの画質向上を目指すとともに、将来のヒト用装置開発に必要な基盤技術開発を進めている。

WGI-4 では、散乱、吸収検出器それぞれにおいて、ガンマ線の検出位置情報、検出エネルギー情報、検出タイミング情報を計測している。装置性能を最大限発揮するためには、各測定情報の精度が重要である。本稿では、WGI-4 のエネルギー校正手法と ⁸⁹Zr コンプトンイメージングの結果を報告する。

Introduction

Whole gamma imaging (WGI) is a novel concept combining PET and Compton imaging [1]. A dual-ring detector arrangement allows PET imaging of positron-annihilation 511 keV γ -ray pairs and Compton imaging of single γ -rays. Because WGI does not require a physical collimator, its sensitivity might be higher than that of a conventional gamma camera.

We have developed three prototype systems for proof-of-concept of WGI applications: ⁴⁴Sc triple- γ imaging [1, 3], ⁸⁹Zr 909 keV Compton imaging [2], and ⁸⁹Zr PET-Compton hybrid imaging [4]. For future development of a human-sized WGI system, we are working on basic technology development through developing a WGI 4th prototype (WGI-4).

The scatterer and absorber detectors of WGI-4 are operated by the same data acquisition system. These detectors record the position, energy, and timing information of γ -rays they detect. Accurate calibration of each piece of measurement information is crucial for maximizing the performance of WGI.

This report presents energy calibration methods for WGI-4 and ⁸⁹Zr Compton imaging results.

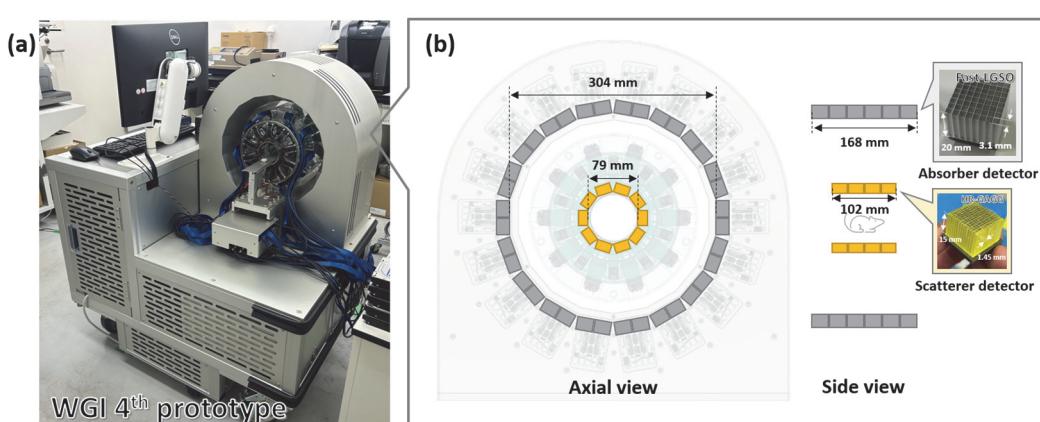


Figure 1 Configurations of the WGI 4th prototype: system appearance (a) and detector arrangements (b).

Table 1 System specifications of the WGI 4th prototype.

	Scatterer (inner ring)	Absorber (outer ring)
Data acquisition system	PETsys TOFPET2 ASIC (PETsys Electronics)	
Scintillator	Custom HR-GAGG (Tohoku Univ.)	Fast-LGSO (OXIDE Corp.)
Scintillator element size	1.45×1.45×15 mm ³	3.1×3.1×20 mm ³
Scintillator array	14×14	8×8
Number of detector blocks	40	216
Photosensor	SiPM (S14161-9865, Hamamatsu Photonics K.K.)	
Photosensor active area size	3.0×3.0 mm ²	
Photosensor array	8×8	
Photosensor overvoltage	4.8 V	3.7 V
Scintillator and photosensor coupling	Crosshair light sharing (CLS)	One-to-one
TOF measurement capability	No	Yes (<300 ps)
DOI measurement capability	Yes (3 segments)	No

WGI 4 号試作機の仕様とエネルギー校正手法

WGI-4 の仕様を Figure 1 および Table 1 に示す。散乱検出器には東北大学と共同で新規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 [5]、DOI 情報が計測できる CLS 検出器方式を採用した [6]。吸収検出器には Fast-LGSO シンチレータを使用し、半導体光センサ SiPM との 1 対 1 結合方式を採用した。

シンチレータ内でのエネルギー付与量が増えるほどシンチレーション光子数が増えるため、SiPM の出力量から検出ガンマ線のエネルギー情報が得られる。しかし、ガンマ線エネルギーと SiPM の出力量の関係は非線形であり、エネルギーが高いほど SiPM の出力量が頭打ちとなる問題がある（いわゆるサチュレーション）。そのため、放出するガンマ線エネルギーが既知である複数の放射線源を用いて、ガンマ線エネルギーと SiPM 出力量の関係を校正する必要がある。

WGI-4 のエネルギー校正には ²⁴¹Am, ¹⁵²Eu, ¹⁷⁶Lu, ²²Na, ¹³⁷Cs, ⁸⁹Zr を用いた。⁸⁹Zr の 909 keV コンプトンイメージングを想定し、散乱検出器は 60~511 keV、吸収検出器は 307~909 keV のエネルギー帯を測定した。各測定核種のエネルギースペクトル、およびガンマ線エネルギーと SiPM 出力量との関係を Figure 2 に示す。全てのシンチレータ素子において、各エネルギーにおける SiPM 出力量の関係性をもとに校正式を導出し、エネルギー校正を行った。

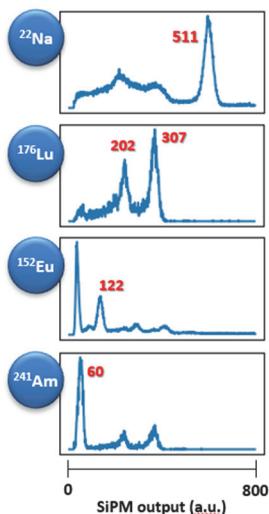
Energy calibration scheme for WGI-4

Figure 1 and Table 1 show configurations and specifications of the WGI-4. We used HR-GAGG scintillators, which were collaboratively developed with Tohoku University [5], for scatterer detectors. In addition, we used a crosshair light-sharing (CLS) configuration to get depth-of-interaction (DOI) information [6]. For absorber detectors, we used fast-LGSO scintillators with a one-to-one coupling to a SiPM photosensor.

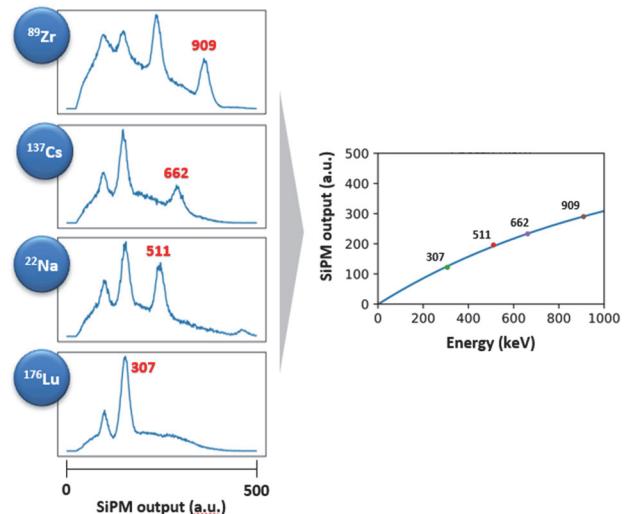
The energy information can be obtained based on the SiPM output pulse height because the number of scintillation photons increases with the deposited energy of the γ -rays. However, the relationship between the deposited γ -ray energy and the SiPM output pulse height was non-linear because of the limited number of SiPM micro-pixels (the so called saturation effect). Energy calibration is therefore needed based on the relationship between the γ -ray energy and the SiPM output pulse height.

We used ²⁴¹Am, ¹⁵²Eu, ¹⁷⁶Lu, ²²Na, ¹³⁷Cs, ⁸⁹Zr for energy calibration of WGI-4. For optimizing ⁸⁹Zr 909 keV Compton imaging, we measured the 60-511 keV range for scatterer detectors and the 307-909 keV range for absorber detectors. Figure 2 shows energy spectra for all measured radioisotopes and the relationships between the γ -ray energy and the SiPM output pulse height. Energy calibrations have been applied to all scintillators.

(a) Scatterer



(b) Absorber

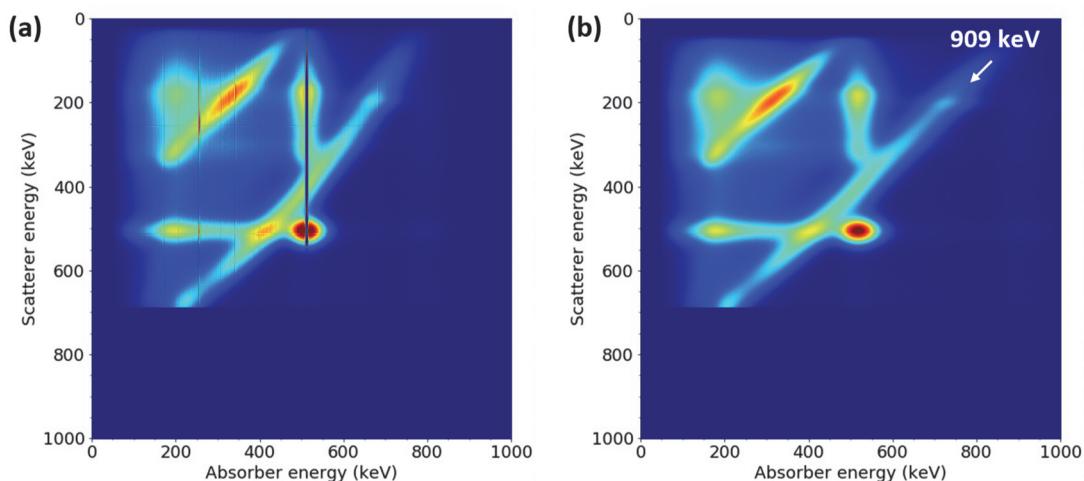
**Figure 2** Energy calibration scheme for scatterer (a) and absorber (b) detectors.

校正後の2次元エネルギースペクトル

^{89}Zr の 2 次元エネルギースペクトル（散乱検出器と吸収検出器の同時計数イベント）を Figure 3 に示す。511 keV エネルギー 1 点のみでエネルギー校正した従来手法と、複数エネルギーでエネルギー校正した提案手法で比較した。909 keV コンプトンイベントにおいて、吸収検出器における高エネルギー側の直線性が改善されていることが分かる。

2D energy spectra after energy calibration

Figure 3 shows 2D energy spectra of scatterer and absorber coincidence events for ^{89}Zr . We compared them between the conventional energy calibration method using a 511 keV single energy and the proposed energy calibration method using multiple energies. The linearity for 909 keV Compton events in the absorber detector was improved by the proposed energy calibration method.

**Figure 3** 2D energy spectra of scatterer and absorber coincidence events for ^{89}Zr : The conventional energy calibration method with a 511 keV single energy (a) and the proposed energy calibration method with multiple energies (b).

⁸⁹Zr-oxalate コンプトンイメージング

⁸⁹Zr-oxalate を投与した正常マウスの撮像試験を行った。投与放射能は 9.6 MBq で、投与 24 時間後より 60 分間撮像した。エネルギーインデウは散乱検出器 80-400 keV、吸収検出器 620-850 keV、散乱検出器+吸収検出器 800-1100 keV に設定し、OSEM にて画像再構成した。Figure 4 に 909 keV ガンマ線のコンプトン画像を示す。コンプトンイメージングによって 3 mm 程度の骨集積を描出できた。

まとめ

WGI-4 のエネルギー校正を行い、909 keV コンプトンイベントに対するエネルギー直線性が改善された。⁸⁹Zr-oxalate を投与した正常マウスの 909 keV コンプトンイメージングにより、3 mm 程度の小集積の描出が可能であることを示した。

⁸⁹Zr-oxalate Compton imaging

We conducted 60-min Compton imaging of a normal mouse from 24 h after ⁸⁹Zr-oxalate injection (9.6 MBq). Energy windows were 80-400 keV for scatterer detectors, 620-850 keV for absorber detectors, and 800-1100 keV for the combined energy of scatterer and absorber detectors. Image reconstruction was performed with the OSEM algorithm. Figure 4 shows 909 keV Compton MIP images. Small bone uptakes of around 3 mm could be visualized by Compton imaging.

Conclusion

Energy calibration of the WGI-4 prototype was performed to improve the linearity for 909 keV Compton events. Results from the ⁸⁹Zr-oxalate normal mouse imaging test demonstrated that 909 keV Compton imaging could visualize about 3 mm small uptakes.

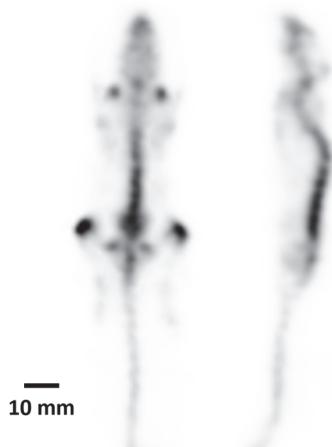


Figure 4 909 keV Compton MIP images for a ⁸⁹Zr-oxalate normal mouse.

Acknowledgements

Collaborators

Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Sodai Takyu, Yuma Iwao, Han Gyu Kang, Fumihiko Nishikido, Akram Hamato, Fujino Obata, Hidekatsu Wakizaka, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya, Aya Sugyo, Atsushi Tsuji (QST), Kyoung Jin Kim, Kei Kamada, Akira Yoshikawa (Tohoku Univ.), Shigeki Ito (Mirai-imaging)

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.*, "Compton imaging for medical applications," *Radiol. Phys. Technol.*, 15, 187-205, 2022.
- [4] T. Yamaya, *et al.*, "Whole Gamma Imaging, challenges and opportunities," *PET Clinics*, 19, 83-93, 2024.
- [5] 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.
- [6] 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, 2021.

臨床用 Whole Gamma Imaging 装置の設計

Design study of clinical whole gamma imaging systems

菊地 智也 QST リサーチアシスタント/千葉大（菅研究室 修士 2 年生）

Tomoya Kikuchi, QST Research Assistant / Chiba University (Suga-lab, M2)

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し、2 つの異なるイメージングモダリティを 1 つのシステムで実現する。QST では小動物用 WGI 試作機の開発を進めており、昨年 4 号試作機について報告し[2, 3]、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[2]。

本研究では、小動物用 WGI 試作機開発で得られた知見をもとに臨床用 WGI 装置を設計することを目的とした。また、モンテカルロシミュレーションを用いて、空間分解能を中心とした性能を調査した。ヒトを撮像対象とする臨床 WGI 装置では、小動物用 WGI 試作機と比べて散乱検出器リングの径が長くなり、吸収検出器との距離が相対的に短くなる。この場合、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。この劣化の軽減のために、散乱検出器を放射線源になるべく近づけて配置することが望ましい。そこで、検出器をより近づけることのできる橢円形の検出器配置を追加で検討した。検出器の配置は、患者と寝台の厚みを考慮して設計し、患者の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、吸収体に LGSO シンチレータを採用した臨床用 WGI 装置をモデル化した (Figure 1)。シミュレーションで用いたジオメトリの仕様を Table 1 に示す。吸収検出器リングの半径は 510 mm で、1 リング当たり 256 検出器で構成される。円形の散乱検出器リングの半径は 270 mm で、1 リング当たり 64 検出器で構成される。橢円形の配置では、長軸と短軸がそれぞれ 270 mm と 240 mm であり、1 リング当

Introduction

Whole gamma imaging (WGI) is a new nuclear medicine imaging method that combines PET and Compton imaging [1]. By inserting a scatter detector ring inside a PET detector ring, it is possible to combine the two different imaging modalities into one system. We have been developing small animal WGI prototypes. Last year, we reported the fourth prototype [2, 3]. Previously, we achieved Compton imaging performance that is close to PET imaging performance [2].

In this study, we primarily aimed at designing clinical WGI systems based on the knowledge obtained in the small animal prototyping. Using Monte Carlo simulation, we investigated how much the system performance, particularly its spatial resolution, deteriorates in a clinical setting. The diameter of the scatter detector ring in the clinical WGI system for human imaging becomes longer than that in the small animal WGI prototype, and therefore the distance between the scatterer and absorber is relatively short. In this case, it is predicted to degrade the spatial resolution of Compton imaging. To mitigate this issue, placing the scatter detector as close as possible to the radiation source is desirable. Therefore, we additionally considered an elliptical detector arrangement that allows the detectors to be positioned closer. The detector arrangement was designed with consideration for the patient and the thickness of the bed, ensuring that the center of the patient's body aligns with the center of the field of view (FOV).

Simulated systems and image quality evaluation

Using GEANT4, we modeled clinical WGI systems employing HR-GAGG crystals as the scatterer and LGSO crystals as the absorber (Figure 1). Major specifications of simulated geometries are summarized in Table 1. The radius of the absorber rings was 510 mm. One absorber ring consisted of 256 detectors. The radius of the circular scatterer ring arrangement was 270 mm, and one scatterer ring consisted of 64 detectors. In the case of the elliptical arrangement, the semi-major and semi-minor axes of the scatterer rings were 270 mm and 240 mm, and one scatterer ring consisted of 60 detectors.

たり 60 検出器で構成される。

^{89}Zr を封入したデレンゾファントム(Figure 2)をモデル化し、シミュレーションにおいて視野中心および中心から 190 mm の位置に配置した。デレンゾファントムは 10、8、5、4、3 mm の直径のロッドで構成される。画像再構成には OSEM 法をもとにした再構成プログラムを用いた。サブセット数は 8、反復回数は最大 20 回、ボクセルサイズは $1.5 \times 1.5 \times 1.5 \text{ mm}^3$ とした。

The ^{89}Zr -injected Derenzo-like phantom (Figure 2) was modeled and placed in the center of the FOV and offset 190 mm from the center of the FOV in the simulation. The Derenzo-like phantom had five clusters, each of which had 10, 8, 5, 4, and 3 mm diameter rods. The image reconstruction was performed using the list-mode ordered subset expectation maximization method. The number of subsets was 8, and up to 20 iterations were performed. The size of each image voxel was $1.5 \times 1.5 \times 1.5 \text{ mm}^3$.

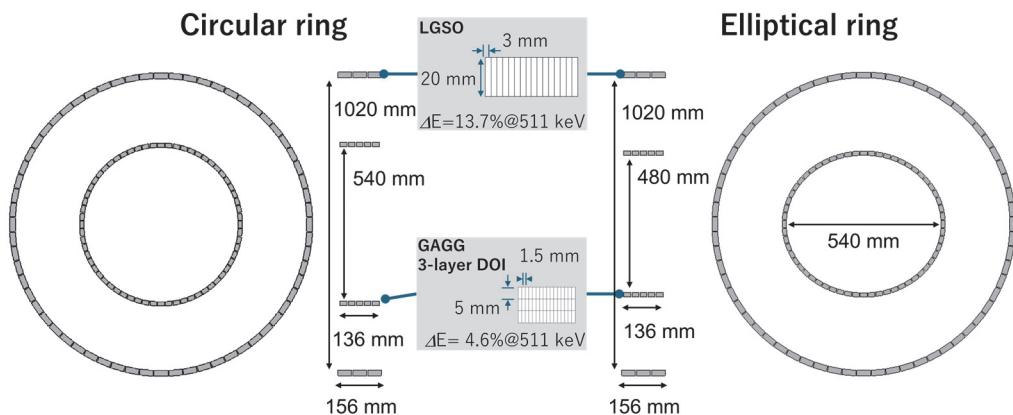


Figure 1 Illustrations of the simulated clinical WGI geometries

Table 1 Major specifications of the simulated geometries.

	Absorber (PET ring)	Scatterer	
		Circular ring	Elliptical ring
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	$8 \times 8 \times 1$	$16 \times 16 \times 3$	
DOI	Non-DOI	3-layer DOI	
Number of detectors (per ring)	768 (256)	320 (64)	300 (60)
Number of rings	3		5

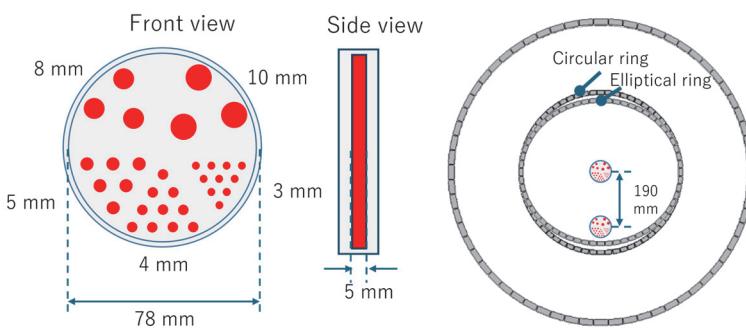


Figure 2 Illustrations of the simulated Derenzo-like phantom and the position inside the scatterer ring.

結果

Table 2 には 2 つの検出器配置における視野中心と視野端での PET および 909 keV のエネルギーに対するコンプトンイベントの感度を示す。視野中心では、円形配置が楕円形配置よりわずかに高い感度を示した。しかし、視野端（オフセット 190 mm）では、円形配置と楕円形配置の間に感度の差は認められない。楕円形配置が視野の端部でより優れた感度を示すと予測されるが、実際にはそのような結果は得られなかった。この理由として、楕円形配置では散乱検出器が放射線源に近づいたものの、検出器の数が減少したためと考えられる。

Figure 3 (a) には、デレンゾファントムの PET 画像を示す。4 回の反復後に得られた PET 画像を示した。PET イメージングでは、線源の位置や散乱検出器配置に関係なく、3 mm のロッド分解能を有することが確認された。Figure 3 (b) には、デレンゾファントムのコンプトン画像を示す。20 回の反復で得られたコンプトン画像を示した。視野中心ではどちらの散乱検出器配置でも 8 mm のロッド分解能を有し、差は見られなかった。視野端では円形配置が 4 mm、楕円形配置が 3 mm のロッド分解能を有することが確認された。

これらの結果から、視野端においてコンプトンイメージング性能は PET イメージング性能に近い性能が予測される。しかし、視野中心においてさらなるコンプトンイメージング性能の向上が必要である。

Result

Table 2 shows the detection fractions of PET and Compton events for 909 keV energy at each source location for the two shapes of detector rings. At the center of the FOV, the circular arrangement had slightly better sensitivity than the elliptical arrangement. However, no significant sensitivity differences were found at the periphery region (offset 190 mm) between the circular and elliptical scatterer arrangement. We expected that the elliptical arrangement would have a higher sensitivity at the periphery, but it did not. We considered this was because the number of detectors was reduced although the elliptical arrangement brought the scatterer detectors closer to the source.

Figure 3 (a) shows the PET images of the Derenzo-like phantom. We selected the PET images obtained after 4 iterations. PET imaging achieved a spatial resolution of 3 mm, regardless of the source location or the configuration of the scatter detectors. Figure 3 (b) shows Compton images of the Derenzo-like phantom. We selected the Compton images obtained after 20 iterations. No significant difference in rod discrimination was observed between the two scatterer arrangements. At the center of the FOV, both arrangements resolved 8 mm rods, and at the periphery (offset 190 mm), 4 mm rods were resolved.

The results suggest that at the periphery, the performance of Compton imaging is comparable to PET imaging. However, further improvement in the Compton imaging performance at the center of the FOV is necessary.

Table 2 Fractions of detected PET and Compton events against number of decays
at each source location and shape of detector rings

	PET		Compton (909 keV)	
	Circular ring	Elliptical ring	Circular ring	Elliptical ring
Center	2.3%	2.2%	0.28%	0.27%
Offset 190 mm	2.0%	2.0%	0.35%	0.35%

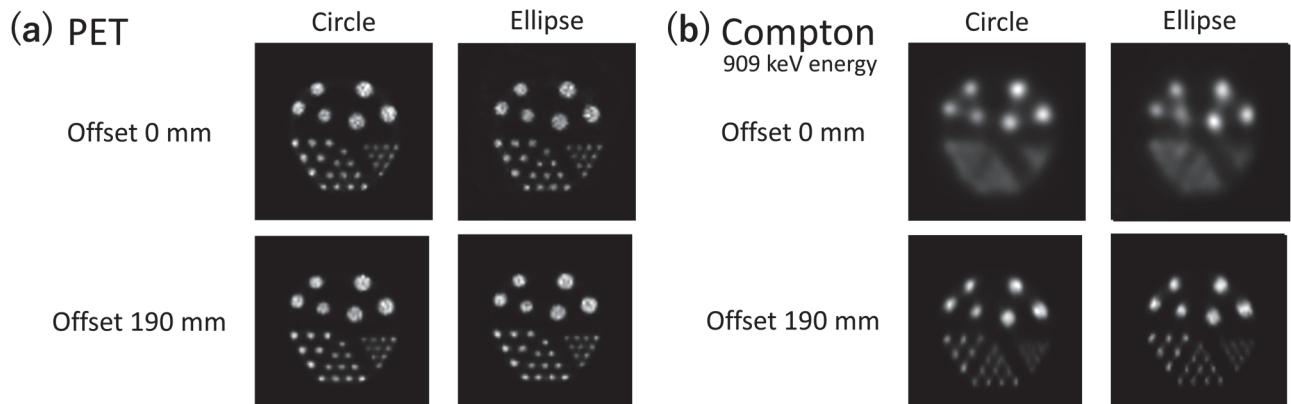


Figure 3 Derenzo-like phantom simulation: PET reconstruction images (a) and Compton reconstruction images (b).

まとめ

本研究では、シミュレーションにより、臨床用 WGI の PET イメージングおよびコンプトンイメージング性能を評価した。PET は視野領域内で 3 mm のロッド分解能、コンプトンイメージングでは視野中心で 8 mm が予測された。視野端では円形の検出器配置で 4 mm、橢円形の検出器配置で 3 mm のロッド分解能が予測された。引き続き、検出器配置のさらなる検討や高性能検出器の開発を行っていく予定である。

Conclusion

In this study, we evaluated the PET imaging and Compton imaging performance of clinical WGI systems using simulations. For PET, a rod resolution of 3 mm within the FOV was predicted, while for Compton imaging, a rod resolution of 8 mm at the center of the FOV was predicted. At the periphery, rod resolutions of 4 mm and 3 mm were predicted with the circular scatter detector arrangement and the elliptical scatter arrangement, respectively. We will continue to investigate the detector arrangement and develop a high-performance detector.

Acknowledgements

Collaborators Sodai Takyu, Hideki Tashima, Fumihiko Nishikido, Go Akamatsu, 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. 65 (2020) 125013.
- [2] T. Kikuchi et al., "PET-Compton hybrid imaging simulation of a small animal whole-gamma-imaging system", 2023 IEEE NSS MIC, MIC-M-20-05.
- [3] G. Akamatsu et al., "Development of the 4th Whole Gamma Imaging Prototype for ^{89}Zr Mouse Imaging Demonstration", 2023 IEEE NSS MIC, MIC-M-10-431.

頭部用 WGI のシミュレーション設計

Design simulation of brain-dedicated WGI

阿部 榛伍 実習生/千葉大学（山谷研究室 学部3年生）

Ryogo Abe, Trainee / Chiba University (Yamaya-lab, B3)



はじめに

アルツハイマー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って、PET とコンプトンイメージング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, 2]。コンプトンイメージングは SPECT 核種も画像化でき、また、広いエネルギー範囲のガンマ線を測定可能なイメージング手法である。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。

これまでに、小動物サイズの WGI 試作装置の開発を行ってきた。また、ヒト全身サイズのシミュレーション検討も始めたが、頭部用のサイズにした WGI のイメージング性能は未知である。特に、PET・SPECT 同時撮像が可能な頭部用 WGI の開発を行うためには、コンプトンイメージング性能の予測を行い、検出器配置など装置パラメータを最適化した設計が必要となる。そこで、開発中の WGI-4 号機のパラメータを参考に頭部用 WGI のモンテカルロシミュレーションを行い、基本性能を予測した。

方法

本研究では、Geant4 を使用し、Figure 1 で示すジオメトリの吸収検出器リングの直径のみを変え、リングの中心に点状の陽電子放出核種を試験的に模擬した。放射能 1MBq、測定時間 30 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 50–250 keV、260–460 keV、470–545 keV とし、同時計数時間窓を 20 ナノ秒として 511 keV のコンプトンイベントを抽出し、基本性能としてコンプトン感度と角度分解能 (ARM) を比較した。

Introduction

In recent years, dementia, including Alzheimer's disease, has become a social problem as the population ages. PET visualization of the amyloid- β distribution and SPECT visualization of perfusion are useful in diagnosing dementia. QST is developing whole gamma imaging (WGI), which is a new nuclear medicine imaging method that combines PET and Compton imaging by placing a scattering detector ring inside the PET detector ring [1, 2]. Compton imaging is an imaging technique that can image single gamma-ray emitters like SPECT and can measure gamma rays over a wide energy range. Therefore, by realizing WGI for brain measurement, it is expected that simultaneous PET and SPECT imaging will provide multi-modality information in a single measurement, enabling rapid and accurate diagnosis.

To date, we have developed several small animal-sized WGI prototypes. Also, we started a simulation study for whole human-body-sized systems. However, the imaging performance of WGI sized for the head is unknown. Especially, to develop brain-dedicated WGI capable of simultaneous PET and SPECT imaging, it is necessary to predict Compton imaging performance and optimize the system parameters, such as detector arrangement. Therefore, we constructed geometries of the WGI dedicated to the brain regarding the parameters of the WGI-4 under development and we evaluated basic performance through Monte Carlo simulations.

Method

We used Geant4, and simulated point source measurements of positron emitters placed at the center of the ring in the geometry shown in Figure 1, varying only the diameter of the absorber detector ring. We set the radioactivity to 1 MBq and the measurement time to 30 s. The Compton events at 511 keV were extracted using energy windows of 50–250 keV for the scatterer detector, 260–460 keV for the absorber detector, and 470–545 keV for the total, along with a coincidence time window of 20 ns. We compared Compton sensitivity and angular resolution measure (ARM) as basic performance items.

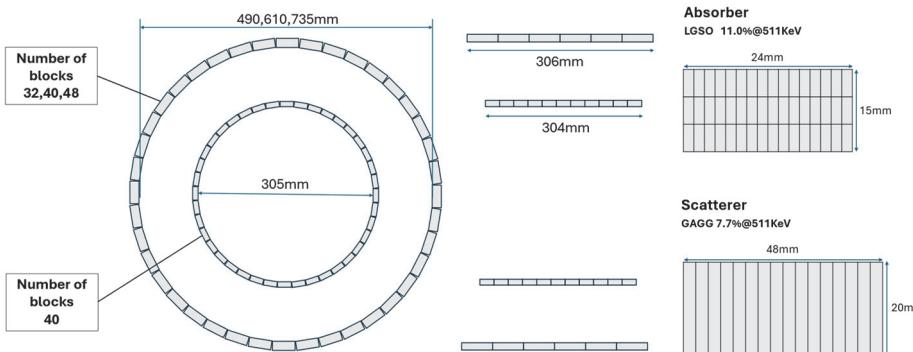
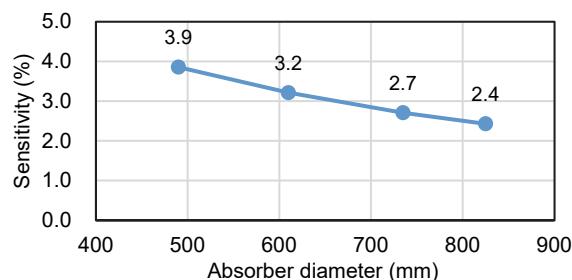


Figure 1 The simulated geometries: The absorber diameter was varied as 490, 610, and 735 mm with the number of blocks of 32, 40, and 48 per ring for 6 rings (192, 240, and 288 blocks in total). The scatterer ring was fixed at 305 mm in diameter with 40 blocks per ring for 11 rings (440 blocks in total).

結果

吸収検出器リングの直径に対するコンプトン感度とARMの値をFigure 2に示す。コンプトン感度は吸収検出器リングが大きくなると下がったが、ARMはリング径が最大の時に最も良い値となった。



Results

Figure 2 shows the Compton sensitivity and ARM versus the diameter of the absorber detector ring. Compton sensitivity decreased as the absorption detector ring increased in size, but ARM had its best value when the ring diameter was at its largest.

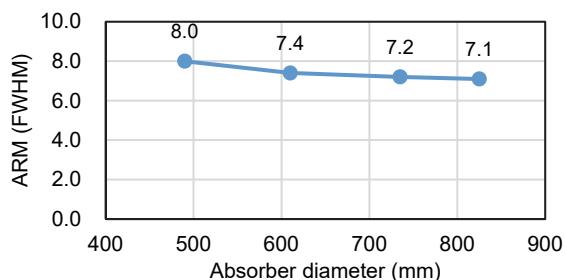


Figure 2 Sensitivity (left) and spatial resolution (right) plotted against absorber diameter.

まとめ

今回は試験的に核種として陽電子放出核種を用い、コンプトン感度と角度分解能を用いて頭部専用WGIのジオメトリの性能を評価した。今後はSPECT製剤の核種を想定したシミュレーションやコンプトン感度と角度分解能に加え、イメージングシミュレーションによる性能評価を行う予定である。

Conclusion

In this preliminary study, positron emitters were modeled as the nuclide, and the performance of the geometries of the brain-dedicated WGI was evaluated with Compton sensitivity and angular resolution. In the future, we plan to evaluate the performance using the nuclides of SPECT and conduct imaging simulations.

Acknowledgments

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

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.

新しい PET-Compton 画像再構成法の提案

Proposal of novel PET-Compton image reconstruction

橋本 二三生 協力研究員/浜松ホトニクス株式会社

Fumio Hashimoto, Visiting Researcher / Hamamatsu Photonics K.K.



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ることで、陽電子放出核種に加え、単一ガンマ線放出核種の3次元イメージングをも可能にする夢のような技術である[1]。具体的には、陽電子崩壊の際に生じる一对のガンマ線を同時計数するPETイベントだけでなく、単一ガンマ線をコンプトンイベントとして記録する。すなわち、WGIは、これまでのPETが見過ごしていた単一ガンマ線を活用することで、画質や感度の向上が期待できる。

QSTではこれまで、ハードウェア側からWGIの画質を向上させる取り組み、例えば散乱検出器の性能向上[2]やシステム設計の最適化[3]等が行われてきた。一方で、WGIのイメージング性能をソフトウェア側から改善する試み、特にWGIのための画像再構成技術としては、独自のPET-コンプトンハイブリッド再構成法が用いられてきた[4]。

本研究では、PET画像をコンプトン画像の改善に使うのと同時にコンプトン画像をPET画像改善に使うという着眼点からアルゴリズムを考案し、WGIの画質をソフトウェア的に向上させる相乗的PET-Compton画像再構成法を提案する。提案手法は、PET画像とコンプトン画像の関係を事前情報として数学的に定義し、それを両方の反復画像再構成処理に統合することで、WGIの画質の改善を目指す。提案手法は、数学的枠組みに基づき、PETおよびコンプトン画像の両方を高品質に再構成できると期待される。本手法は、PET核種⁸⁹ZrのようにPETとコンプトンカメラが同じ核種分布を撮像する場合だけではなく、PETとコンプトンカメラのそれぞれが異なる核種分布を撮像する場合にも適用できる可能性がある。本報告では、提案手法の原理検証としてPET核種を想定したシミュレーションを用いて有効性を検討する。

Introduction

Whole gamma imaging (WGI) is a dream technology that combines both PET and Compton cameras to enable three-dimensional imaging of positron emitters as well as single gamma ray emitters [1]. Specifically, WGI records not only PET events, which measure coincidence events of a pair of gamma rays produced from positron decay, but also single gamma rays as Compton events. This means that WGI is expected to improve image quality and sensitivity by measuring and utilizing single gamma ray events that were previously overlooked by PET systems.

QST researchers have been focused on enhancing the image quality of WGI systems through hardware improvements, such as improving the performance of the scatter detector [2] and optimizing the system design [3]. On the other hand, there has also been an effort to improve the imaging performance of the WGI from the software side, i.e., a unique PET-Compton hybrid reconstruction method for WGI [4].

In this study, we propose a synergistic PET-Compton image reconstruction method that improves WGI image quality through software improvements by devising an algorithm based on the idea of using PET images to improve Compton images and using Compton images to improve PET images. The proposed method seeks to enhance the image quality of WGI by mathematically defining the relationship between PET and Compton images as prior information and integrating it into both iterative image reconstruction processes. This approach is expected to enable the reconstruction of high-quality PET and Compton images within a robust mathematical framework. Furthermore, the method has potential not only for cases where PET and Compton cameras image the same radionuclide distribution, such as with the PET nuclide ⁸⁹Zr, but also for cases where they image different radionuclide distributions. In this report, we explore the possible application of the proposed method using Monte Carlo simulation, assuming PET nuclides as a proof of principle.

提案方法

提案する相乗画像再構成手法では、PET およびコンプトン画像を個別に再構成するのではなく、これら画像再構成を次式のように単一の最適化問題として定義する。

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

ここで、 L は対数尤度関数、 y_p と x_p 、 y_c と x_c はそれぞれ PET、コンプトンの計測データと未知画像である。さらに、PET 画像とコンプトン画像の関係を事前情報 U として定義し、相乗的画像再構成を行う。なお、 β は事前情報の影響を制御するハイパーパラメータである。

本研究では、Figure 1 に示す 3 ステップのアルゴリズムを用いて上記最適化問題を解く [5]。

- (1) 最大事後期待値最大化 (MAPEM) アルゴリズムを用いて PET 画像再構成を行う。
- (2) MAPEM アルゴリズムを用いてコンプトン画像再構成を行う。
- (3) PET 画像とコンプトン画像に関する事前情報 (prior) を更新する。

今回の実験では、PET 画像とコンプトン画像が同一分布、すなわちポジトロン放出核種であると仮定し、以下の 2 つのエネルギー関数を設計した。

Proposed method

In the proposed synergistic image reconstruction method, we define the reconstruction of both PET and Compton images as a single optimization problem, rather than reconstructing PET and Compton images separately, as follows,

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. In addition, we define the correlations between PET and Compton images as prior information U for synergistic image reconstruction, and β is a hyperparameter that controls the influence of the prior information.

In this study, we solve the above optimization problem in a three-step algorithm, as shown in Figure 1 [5].

- (1) Reconstruct the PET image using the maximum a posteriori expectation maximization (MAPEM) algorithm.
- (2) Reconstruct the Compton image using the MAPEM algorithm.
- (3) Update the prior information about correlations between PET and Compton images.

In the experiment, we assumed PET and Compton images had the same activity distribution, and we designed two different energy functions as follows.

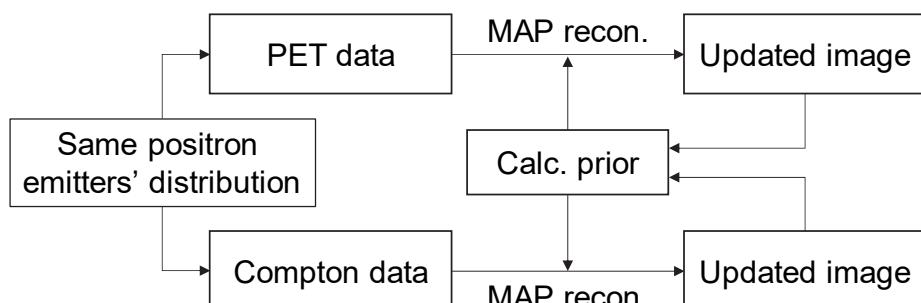


Figure 1 Overview of the proposed synergistic PET-Compton reconstruction.

(Gap preserving prior)

$$U = \delta \sum_{j=1}^J \log \left\{ 1 + \left(\frac{(x_p)_j - (x_c)_j}{\delta} \right)^2 \right\}$$

(Reversed Gaussian prior)

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

結果

提案手法の実現可能性を評価するため、モンテカルロシミュレーションによる実験を行った[4]。再構成結果を Figure 2 に示す。なお、比較として OSEM 法で PET およびコンプトン画像を個別に再構成した結果も示す。PET 画像における点線源の FWHM とバックグラウンドノイズ (COV) のトレードオフ曲線を Figure 3 に示す。

シミュレーション結果より、提案再構成手法、とりわけ Reserved Gaussian prior を用いた手法は、PET およびコンプトン画像を個別に再構成する OSEM 法と比較し、PET 画像の統計ノイズを低減しながら空間分解能を向上できることがわかった。さらに、提案手法を利用することで、PET 画像に匹敵するコンプトン画像も取得できることがわかった。

Results

We performed a numerical experiment using Monte Carlo simulations [4] to evaluate the feasibility of the proposed method. The reconstructed results are shown in Figure 2. We evaluated reconstructed results for separately reconstructing PET and Compton images using the OSEM method. The trade-off curves with the FWHM of point sources and the background noise (COV) in the PET images are shown in Figure 3.

The simulation results showed that the proposed reconstruction method, especially the method using the reversed Gaussian prior, can improve spatial resolution of PET images while mitigating statistical noise compared to the OSEM method, which separately performs the PET and Compton image reconstructions. In addition, the proposed method can obtain Compton images comparable to PET images.

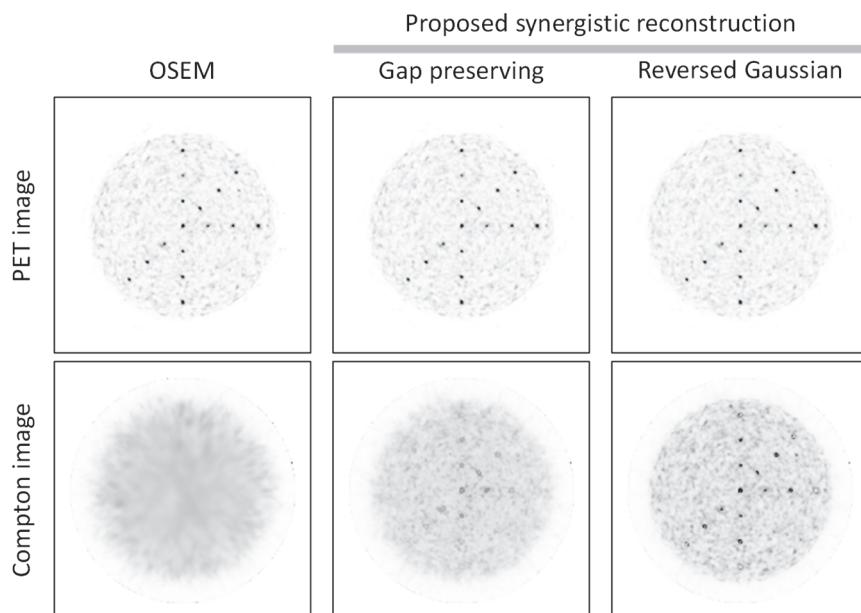


Figure 2 Reconstructed results of the Monte Carlo simulation data: OSEM, proposed method with gap preserving prior, and reserved Gaussian prior (left-to-right).

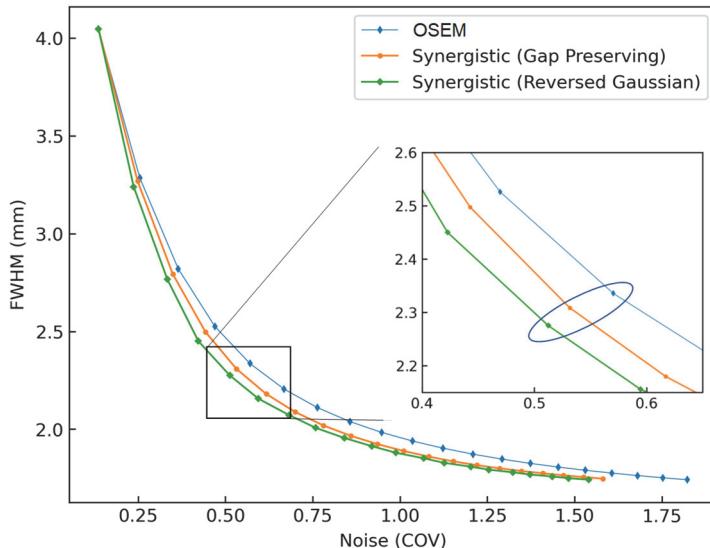


Figure 3 Mean FWHM-noise tradeoff curves with different reconstruction algorithms for PET: the OSEM, the proposed synergistic reconstruction with gap preserving prior, and reversed Gaussian prior.

まとめ

本研究では、PET画像とコンプトン画像を同時に再構成し、WGIの画質をソフトウェア的に向上させる相乗的PET-Compton画像再構成法を提案し、その実現可能性についてシミュレーション実験により検証した。具体的には、PETおよびコンプトン画像間の関係を事前情報として数学的に記述し、それを両方の反復画像再構成処理に統合した。実験の結果、提案手法はPETイベントに加えコンプトンイベントも利用することで、PET画像の統計ノイズを低減しながら空間分解能を向上させる効果が確認でき、WGIを用いた撮像がPET画像の空間分解能の限界を押し上げる可能性を示唆した。今後、事前情報を適切に設計することで、多核種イメージングの実現が期待できる。

Conclusion

In this study, we proposed a synergistic PET-Compton image reconstruction method that simultaneously performed PET and Compton image reconstruction, improving the image quality of WGI through software improvements, and we verified its feasibility through simulation experiments. Specifically, we mathematically described the relationship between PET and Compton images as prior information, and integrated it into both PET and Compton iterative image reconstruction processes. The experimental results showed that the proposed method could improve the spatial resolution while mitigating the statistical noise of PET images by using Compton events in addition to PET events, suggesting the possibility that WGI could push the limits of spatial resolution of PET images. In the future, we expect to achieve multi-tracer imaging by appropriately designing prior information.

Acknowledgements

Collaborators Hideaki Tashima, Taiga Yamaya (QST), Kibo Ote, (Hamamatsu Photonics K.K.)

References

- [1] T. Yamaya, et al., "Whole Gamma Imaging: Challenges and Opportunities," *PET Clin.*, 19, 83-93, 2024.
- [2] S. Takyu, et al., "GAGG-MPPC detector with optimized light guide thickness for combined Compton-PET applications," *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A*, 990, 164998, 2021.
- [3] S. Takyu, et al., "The Correlation Between Scatter Detector Performance and Spatial Resolution in a Ring-Shaped Compton Imaging System," *IEEE Trans. Radiat. Plasma Med. Sci.*, 7, 570-579, 2023.
- [4] H. Tashima, et al., "Optimum selection for multi-interaction events in Compton-PET hybrid reconstruction: a Monte Carlo study," *Radiol. Phys. Technol.*, 16, 254-261, 2023.
- [5] A. Mehranian, et al., "Multi - modal synergistic PET and MR reconstruction using mutually weighted quadratic priors," *Magn. Reson. Med.*, 81, 2120-2134, 2019.

Si-WGI : Si 散乱検出器ベースの WGI 検出器の開発

Si-WGI: WGI detector based on a Si scatterer

錦戸 文彦 主任研究員

Fumihiko Nishikido, Senior Researcher



背景

我々は Whole gamma imaging (WGI)と名付けた PET とコンプトン画像の両方を取得できる装置の開発を進めている[1]。Figure 1 に示す通り WGI では PET 装置の中にコンプトンイメージング用の散乱検出器を挿入する。PET 検出器をコンプトンイメージング用の吸収検出器として利用することで、PET 画像だけでなくコンプトン画像も取得することが可能となる。我々は既に GSOZ や GAGG 等のシンチレータからなる散乱検出器を PET リングに挿入した様々な試作機の開発・評価を行ってきた。その結果 WGI を用いて 500 keV 以上のガンマ線に対するコンプトン画像の取得に成功している[2]。一方で、低エネルギー領域では満足なコンプトン画像は得られていない。

シンチレータは高エネルギーのガンマ線に対し感度が高いという利点が有るが、コンプトンイメージングでは検出器としてのエネルギー分解能の限界やドップラー広がりの影響で性能が制限されてしまっている。特に、低エネルギーガンマ線に対してそれらの影響が大きく、加えてコンプトン散乱確率も低いためコンプトンイメージングには適さない。そこで本研究では、WGI の低エネルギー領域への拡張を目指し、低エネルギーガンマ線に対しエネルギー分解能およびコンプトン散乱確率が高いシリコン(Si) を散乱検出器とした WGI の開発に着手した。

我々は過去に Double-sided silicon strip detector (DSSD)と呼ばれる両面ストリップ型 Si チップ (Figures 2)を使用した試作散乱検出器を開発、性能評価を行った。その結果-10 °Cで 50 keV 以下の領域に対し明瞭なエネルギーピークが観測できた。エネルギー分解能は 59.5 keV (¹⁴²Am)、81 keV (¹³³Ba)、122 keV (⁵⁷Co)に対しそれぞれ、4.0%、3.6%、2.2% であった(詳細は昨年度の報告書を参照)[3]。

現在は次のステップとして、我々で開発した Si 検

Introduction

Whole gamma imaging (WGI) is our original concept combining PET and Compton imaging techniques so as to utilize all measured gamma rays for imaging. [1]. As shown in Figure 1, the WGI is enabled by inserting a scatterer ring in a PET ring, which also works as an absorber in Compton imaging. Therefore, the WGI system can obtain not only PET images but also Compton images. Previously, we developed several types of WGI prototypes. In these prototypes, the scatterer detector ring consisting of GSOZ and GAGG scintillation crystals was inserted in the bore of a PET ring. As a result, good Compton images of volumetric phantoms could be obtained for high energy gamma rays with the WGI prototype (over ~500 keV) [2]. On the other hand, satisfactory Compton images have not been obtained for low-energy gamma rays.

The selection of suitable scintillators as the WGI scatterer imager is important in terms of its high sensitivity for the high energy gamma rays. However, some scintillators may have limitations for their use in WGI, in terms of energy resolution and Doppler broadening in Compton imaging. In addition, Compton scattering efficiency is low for low energy gamma rays. Therefore, this work aimed at developing a silicon detector, which would be a better choice for the scatterer, in particular, for low energy gamma rays because of its better energy resolution and higher scattering efficiency in the low energy region than those of the scintillators. We have started development of a WGI system based on Si scatterers.

We previously developed scatterer prototypes which consisted of double-sided silicon-strip detectors (DSSDs) (Figure 2) and evaluated their performances for low-energy gamma rays and x-rays from Am-142, Ba-133 and Co-57 point sources. As a result, x-ray energy peaks lower than 50 keV could be clearly recognized when the temperature was below -10 °C. The energy resolutions of 4.0%, 3.6% and 2.2% were obtained at -20 °C for 59.5 keV (Am-241), 81 keV (Ba-133) and 122 keV (Co-57), respectively. There results were reported in the 2023 annual report [3].

As a next step, we are developing a prototype Compton imaging system using our DSSD detector and a PET detector (e.g. absorber) based on commercially available PET

出器(散乱検出器)と市販されている PETsys 読出し回路 (PETsys Electronics, Portugal) を用いた PET 検出器(散乱検出器)からなる試作コンプトイメージング検出器の開発を進めている。しかし、2 つの読出しシステムは完全に別の回路のため、それらの同期をとるシステムの開発が必要となる。本報告書では、その検出器・同期法・評価結果の詳細を報告する。

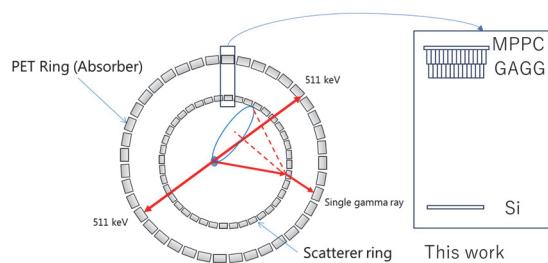


Figure 1 Principle of whole gamma imaging, WGI.

実験セットアップ

試作コンプトイメージング検出器は、我々が過去に開発した Si 散乱検出器と市販されている PET 読出しシステムを使用した吸収検出器からなる。シリコンチップには DSSD を使用した (Figure 3)。DSSD チップの詳細を Figure 2 に示す。チップのサイズは $45.5 \text{ mm} \times 45.5 \text{ mm}$ 、そのうち有感部が $43.2 \text{ mm} \times 43.2 \text{ mm}$ 、ストリップピッチは $900 \mu\text{m}$ である。厚さは $600 \mu\text{m}$ である。ストリップの数は片側 48 ch である。ASIC (VATA450.3) は前置増幅器、波形整形、AD コンバータの機能が内蔵されている。出力されたデジタル化したデータが FPGA、PC により収集・記録される。Figure 4 に示す通り、DSSD と ASIC 回路はアルミニウム製のシールドボックス内に収容されている。全ての測定で印加電圧は $+200 \text{ V}$ とした。吸収検出器はスタガー方式の GAGG シンチレータ、シリコンフォトマル (SiPM)、PETsys 読出しシステムで構成されている (Figure 5)。GAGG 結晶のサイズは $1.5 \text{ mm} \times 1.5 \text{ mm} \times 5.0 \text{ mm}$ 、アレイサイズ 13×13 (上層) および 14×14 (下層) である。SiPM への印加電圧は $+41.6 \text{ V}$ である。測定中試作機は恒温槽の中に置き $+20^\circ\text{C}$ に保った。

Figure 6 に Si の読出しボードと PETsys からなる同期システムを示す。PETsys から 25 MHz のクロックとリセット信号を出力するため、PETsys より提供された修正版ファームウェアを導入した。リセッ

electronics, the PETsys readout system (PETsys Electronics, Portugal). However, the PETsys readout system operates independently of the Si scatterer system. Therefore, we developed a synchronization system for coincidence measurements with the Si scatterer and absorber based on the PETsys. In this report, we report details of the detectors, coincidence method and evaluation results.

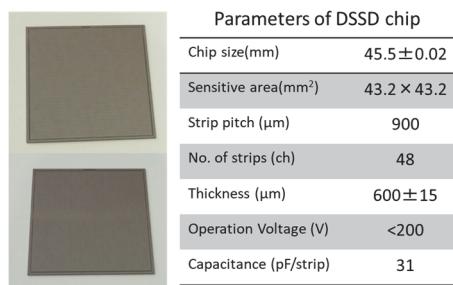


Figure 2 Photograph and parameters of DSSD chip.

Experimental setup

The prototype Compton imaging system consisted of the Si scatterer we previously developed and the absorber based on the commercial PETsys readout system (Figure 3). The Si chip was a DSSD. Figure 2 shows photographs and specifications of the DSSD chip. The total chip size of the DSSD was $45.5 \text{ mm} \times 45.5 \text{ mm}$ and its thickness was $600 \mu\text{m}$. The size of the sensitive region was $43.2 \text{ mm} \times 43.2 \text{ mm}$. The strip pitch was $900 \mu\text{m}$ and the number of strips was 48 channels for each side. The DSSD chip was connected to the readout board with ASICs (VATA450.3) which contained pre-amplifiers, shapers and analog-to-digital circuits. Digitalized data from the ASICs were collected and recorded with a FPGA board and a control PC. Figure 4 shows the DSSD and ASIC readout circuit with ASICs. The DSSD and readout circuits were shielded with an Al shielding box. Applied bias voltage was $+200 \text{ V}$ in all measurements. The absorber consisted of a stagger type GAGG scintillator array, a silicon photomultiplier (SiPM) array and the PETsys readout system. A photograph of the absorber is shown in Figure 5. The GAGG crystals were $1.5 \text{ mm} \times 1.5 \text{ mm} \times 5.0 \text{ mm}$. Array sizes were 13×13 (top) and 14×14 (bottom). Applied voltage for the SiPM was $+41.6 \text{ V}$. In measurements, the prototype was operated using a thermostat and temperature was set to $+20^\circ\text{C}$.

Figure 6 shows a photo of the synchronization system which consisted of the readout board for the Si scatterer and the PETsys. We applied modified PETsys firmware provided from the electronics system manufacturer to generate the 25 MHz clock signal and the reset signal which was generated at the clock reset timing in the PETsys readout system. The clock

ト信号は PETsys が測定を開始した瞬間に output される。PETsys のクロックボードと Si 検出器の FPGA ボードは同期用ケーブルで接続されている。両システムではそれぞれ別の PC のプログラムによって収集が開始されるが、PETsys からのリセット信号で Si 検出器のカウンタをリセットし、その後 PETsys の 25 MHz クロックから時間情報を得る。PETsys は 200 MHz の内部クロックから時間情報を得る。その結果、両システム間で同期した時間情報を得ることができる。

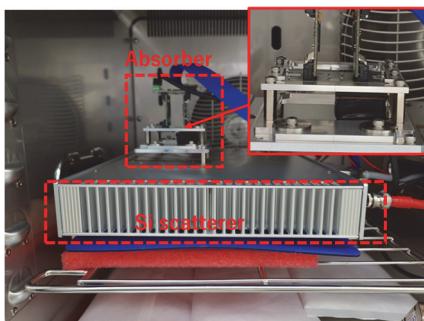


Figure 3 Photograph of prototype Compton imaging system.

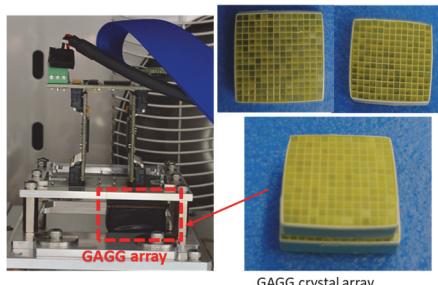


Figure 5 Photograph of GAGG absorber.

board of the PETsys and the FPGA board of the Si scatterer were connected with a cable for synchronization of the two systems. Measurements were started by running different DAQ programs installed in the respective PCs. A clock counter in the Si scatterer was reset by the reset signal from the PETsys and it counted the 25 MHz clock signals. On the other hand, the PETsys counted 200 MHz clock signals from an internal clock generator of the PETsys. As a result, both systems obtained synchronized timing information.



Figure 4 Photograph of Si scatterer.

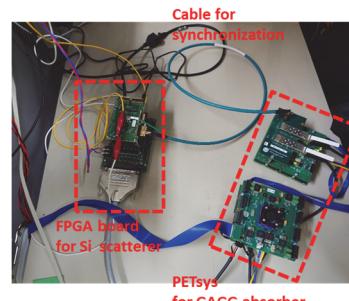


Figure 6 Photograph of readout board for Si and PETsys.

評価実験結果

Figure 7 は、測定開始から 350 秒程度の間のクロックカウント数である。カウント数は時間と共に増加し、リセット信号により一旦ゼロになる。その後再度カウント数は増えていきカウンタのオーバーフローによりゼロになっている。これにより同期システムがうまく機能していることがわかる。Figure 8 は、Si 検出器と吸収検出器の検出時間の差分によって得られた時間スペクトルである。同時計数イベントのピークが表れており、時間分解能は $\sim 1.8 \mu\text{s}$ であった。この時点では時間補正是行っておらず、補正を行うことで時間分解能は改善すると考えられる。次にそれぞれの検出器のエネルギー情報の結果を示す。Figure 9(Si 散乱検出器)と Figure 10(吸収検出器)は ^{133}Ba 点線源に対し同時計数測定で得られ

Experimental results

Figure 7 shows clock count numbers during several seconds from the start of measurement. Count numbers were increasing as time passed and the count was set to zero by the reset signal. After that, count numbers increased until they overflowed. This meant that the synchronization system was working well. Figure 8 shows the coincidence timing spectrum. The time differences between the single event data of the Si scatterer and the GAGG absorber were calculated. A peak of coincidence events was observed, and timing resolution was better than $\sim 2 \mu\text{s}$. No corrections were applied in this analysis. The coincidence timing resolution could be improved by applying timing correction for each channel. Next, energy information of both detectors was evaluated. Figures 9 and 10 show energy spectra of Ba-133 point source for the Si and PET detectors in the coincidence measurement. In the spectrum of the Si scatterer, the peak at about 31 keV was completely

たエネルギースペクトルである。Si 検出器のスペクトルでは 31 keV のピークが雑音成分から完全に切り分けられている。また、両検出器で 81 keV のピークが観測できている。

結論

我々は過去に開発した Si 散乱検出器と PETsys ベースの吸収検出器を組みあわせた試作コンプトンイメージング検出器の開発を行った。実験の結果、同時計数測定において、試作システムの同期された時間情報と両検出器の同時計数測定によるエネルギースペクトルを得ることに成功した。今後もイメージング実験を目指して開発を進めていく予定である。

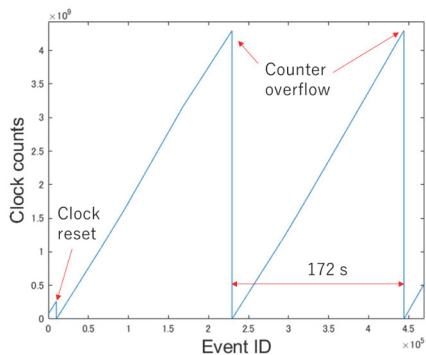


Figure 7 Clock count numbers from start of measurement. **Figure 8** Timing histogram of absorber for Ba-133 irradiation.

separated from the noise component. In the spectrum of both detectors, the peak at about 81 keV was clearly observed. Those results were sufficient for the detectors of Compton imaging.

Conclusion

We developed the prototype Compton imaging system that combined the Si scatterer we previously developed and the PETsys-based absorber. We obtained the coincidence timing information of the prototype system and the energy spectra of both detectors in coincidence measurement. In the future, we will conduct imaging experiments and evaluate imaging performance of the prototype system.

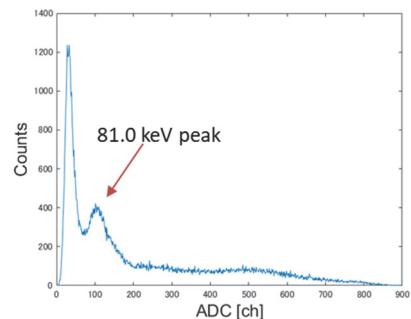
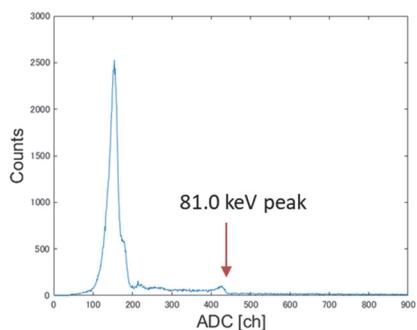
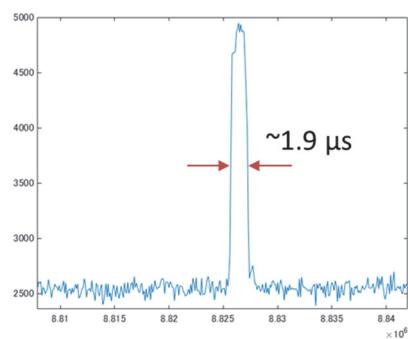


Figure 9 Energy spectrum of Si scatterer for Ba -133 irradiation. **Figure 10** Energy spectrum of absorber for Ba-133 irradiation.

Acknowledgements

Collaborators

Sodai Takyu, Hideaki Tashima, Taiga Yamaya (QST), Tomoya Kikuchi, Mikio Suga (Chiba Univ.)
Shinichiro Takeda, Tadayuki Takanashi (Univ. of Tokyo)

References

- [1] T. Yamaya., et al., "Concrete realization of the whole gamma imaging concept," 2017 IEEE NSS & MIC, M-21-2, 2017.
- [2] G. Akamatsu, et al., "Performance measurement standards for Compton imaging systems in nuclear medicine," 2022 IEEE NSS & MIC, M-17-333, 2022.
- [3] 錦戸文彦, "Si-WGI: シリコン散乱検出器試作と性能予測シミュレーション", 令和 5 年度次世代 PET 報告書

頭部専用 PET によるアミロイド PET 臨床試験

Amyloid PET clinical study using brain-dedicated 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

他覚的に評価しやすい症状、例えば、運動神経麻痺等は、画像上同定される脳損傷部位を対応づけることにより、その機能を担う脳領域が同定されてきた。認知症の代表的な症状である短期記憶障害も、脳内の責任部位が同定されつつある。一方で、他覚的評価法では明らかな異常とは言えない程度のごく微細な症状や、記述しにくい症状の責任領域を同定するのは未だに困難である。

こうした課題を解決しうる非侵襲法として PET の高精度化が期待されており、私達のグループではより高精度な PET を目指して開発を進めてきた。これまで、私達が開発した頭部専用 PET (VRAIN) による健常成人ボランティア ¹⁸F-FDG を用いた臨床試験では、従来型の全身用 PET により得た画像と比較し、高精細なデータを得られることを示してきた[1]。特に脳の深い部位に位置する視床や脳幹においては、これまでの PET 画像では描出し得なかった小構造が描出され、高い性能を持つことを示すことが出来た[2]。今回、アミロイド PET を実施し、同様に従来型 PET 画像と比較することで、VRAIN の性能評価を行い、有用性を検討した。

方法

本研究の参加者は、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 点以上である患者とした。研究第 1 日目に、スクリーニング目的に MRI を実施した後、VRAIN を用いて FDG-PET撮像を行った。2 日目は、VRAIN と全身用最新 PET スキャナー (GE, Discovery MI-5ring) の両方を用いてアミロイド PET 撮像を実施した。撮像の順序は被験者ごとに交互に行われ、半数は VRAIN での撮像を先に行い、続いて従来型 PET で撮像を行い、残りの半数は逆の順序で実施した。研究プロトコルの概要を Figure 1 に示す。

Introduction

Objective symptoms that are relatively easy to evaluate, such as motor paralysis, have significantly advanced our understanding of brain function localization by correlating these symptoms with specific brain injury sites. Similarly, the responsible brain regions for short-term memory impairment, a representative symptom of dementia, are gradually being identified. However, it remains challenging to decide brain regions responsible for subtle symptoms or symptoms that are difficult to describe.

High-precision PET imaging holds promise as a non-invasive approach to address these challenges. Our research group has been working on developing PET systems to achieve this goal. We have demonstrated that FDG-PET imaging of healthy adult volunteers using our newly developed head-dedicated commercial PET system (VRAIN) provides higher-resolution images compared to a high-end whole-body PET scanner [1]. Notably, in deep brain regions such as the thalamus and brainstem, VRAIN successfully identified small structures that could not be visualized with conventional PET scanners [2].

The aim of the present study was to elucidate the advantages of VRAIN for obtaining amyloid-PET images, compared to those obtained with a high-end whole-body PET scanner.

Material and Methods

Participants in this study were patients who subjectively complained of cognitive decline and scored 24 or higher on a questionnaire-based screening tool, the mini-mental state examination (MMSE; a perfect score is 30).. On the first day, participants underwent MRI for screening, followed by FDG-PET imaging using the VRAIN. On the second day, amyloid PET imaging was performed using both the VRAIN and a high-end whole-body PET scanner (GE, Discovery MI-5ring). The order of scans alternated for participants: half underwent VRAIN imaging first, followed by whole-body PET, while the other half had the order reversed. The study protocol is outlined in Figure 1.

アミロイド PET および FDG-PET の放射性医薬品の投与量は、それぞれ ^{18}F -florbetapir 370 MBq、および ^{18}F -fluorodeoxyglucose 4.0 MBq/kg（体重 kgあたり）とした。FDG-PET 撮像は投与 30 分後に開始し、25 分間撮の像を行った。アミロイド PET では、投与 30 分後に 10 分間の撮像を行い、その後 10 分間の間隔を挟んで 20 分間の撮像を実施した。MRI 撮像では、3D T1 強調画像 (T1WI)、T2 強調画像 (T2WI)、FLAIR 画像、および MRA 画像を取得した。

視覚的に画像評価を行い、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。その後、アミロイド放射性医薬品の集積程度を mean cortical SUV ratio (mcSUVr) を用いて定量的に評価した。mcSUVr は、大脳皮質の SUV を、アミロイドが集積しない小脳皮質の SUV で割ることで算出した。解析のために PET 画像を 3D T1WI 画像に位置合わせた。3D T1WI 画像上で大脳皮質を輪郭抽出することで関心領域 (ROI) を設定し、これを PET 画像に適用した。

The administered doses for amyloid PET and FDG-PET were 370 MBq of ^{18}F -florbetapir and 4.0 MBq/kg of ^{18}F -fluorodeoxyglucose (per kilogram of body weight), respectively. The FDG-PET scan started 30 minutes post-injection and lasted 25 minutes. For amyloid PET, a 10-minute scan was conducted 30 minutes post-injection, followed by a 20-minute scan, with a 10-minute interval between the two scans. MRI acquisitions included 3D T1-weighted imaging (T1WI), T2-weighted imaging (T2WI), fluid-attenuated inversion recovery (FLAIR), and magnetic resonance angiography (MRA).

Initially, the acquired images were evaluated visually. For amyloid PET, positivity or negativity was assessed following established guidelines. Subsequently, amyloid tracer accumulation was quantitatively evaluated using the mean cortical standardized uptake value ratio (mcSUVr). The mcSUVr was calculated by dividing the standardized uptake values (SUVs) of the cerebral cortex by those of the cerebellar cortex, which was an amyloid-free reference region. Amyloid PET images were coregistered to T1WI images for analysis. Regions of interest (ROIs) were delineated by contouring the cerebral cortex in the T1WI images and applying these ROIs to the PET images.

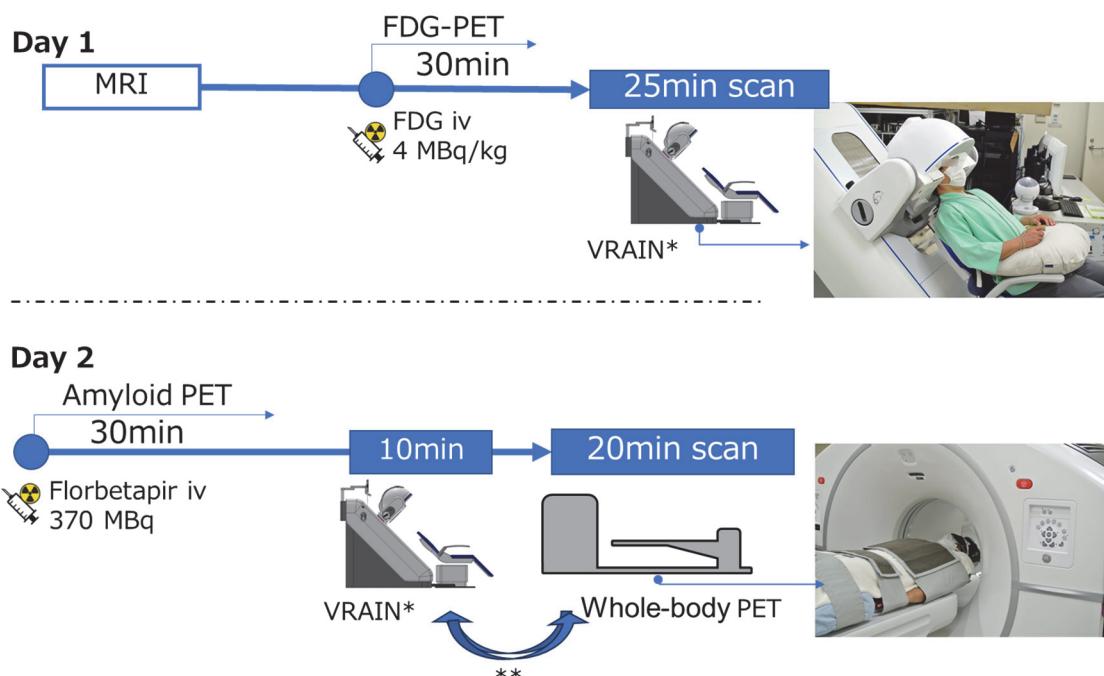


Figure 1 Protocol of the study. VRAIN* is the brain-dedicated PET we developed.

** Half the cases had the VRAIN scan first and the whole-body PET second; the other half had the reversed order.

結果

代表的なアミロイド画像、陽性および陰性を Figure 2 および 3 に示す。VRAIN 画像と従来型 PET 画像の判定は基本的に一致していたが、1 例においてのみ相違が見られた。この例では、一部の皮質領域が VRAIN 画像では陽性と判定されたが、従来型 PET 画像では陰性と判定された。これは、脳溝がわずかに拡大していたため、従来型 PET では、皮質でのトレーサー集積が低く見えた可能性がある。また、脳幹領域においては、白質での非標的集積が VRAIN 画像でより明瞭に可視化された (Figure 4)。

皮質集積の指標値である mcSUV_R は、アミロイド陰性例において VRAIN 画像の値が従来型 PET 画像より約 10% 低かった。一方、アミロイド陽性例では、両画像法の mcSUV_R は陽性部位において同等（差分で 5% 未満）であった。

Results

Representative images of positive and negative amyloid PET scans are shown in Figures 2 and 3, respectively. The judgments of the positivity were in concordance between the images obtained with the VRAIN and with the whole-body PET except for one case, in which part of the cortical regions appeared positive in the VRAIN images but negative in the whole-body PET images. This was likely due to slightly enlarged cortical sulci, which may have caused reduced tracer accumulation in the cortex. Notably, in the brainstem region, off-target accumulation in the white matter was more distinctly visualized in the Vrain images (Figure 4).

Comparison of the mean cortical standardized uptake value ratios (mcSUV_Rs) revealed that they were approximately 10% lower in VRAIN images compared to the whole-body PET images for amyloid-negative cases. However, mcSUV_Rs were nearly identical between the two imaging methods for amyloid-positive regions (the differences were less than 5%).

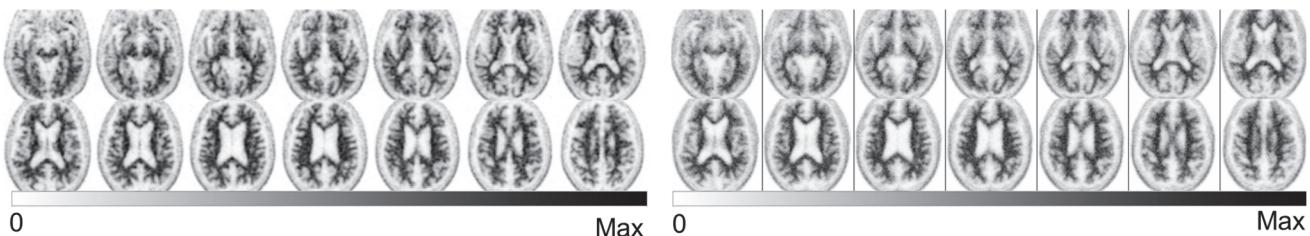


Figure 2 Representative amyloid PET images of negative cases;
Left, images obtained with VRAIN; Right, those obtained with the whole-body PET.

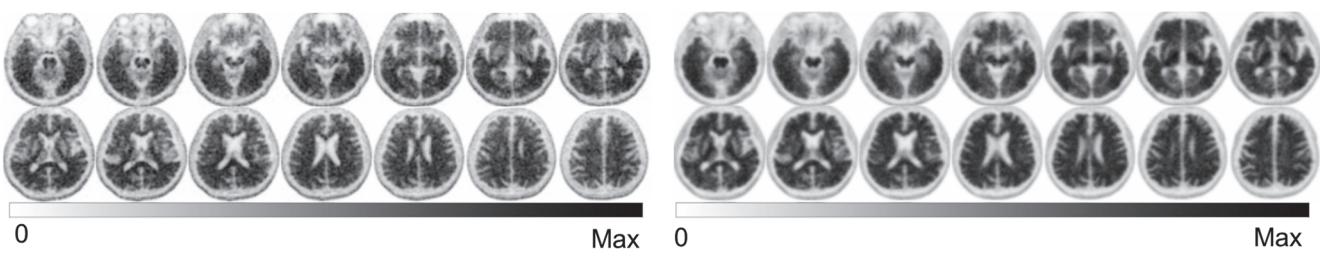


Figure 3 Representative amyloid PET images of positive cases;
Left, images obtained with VRAIN; Right, those obtained with the whole-body PET.

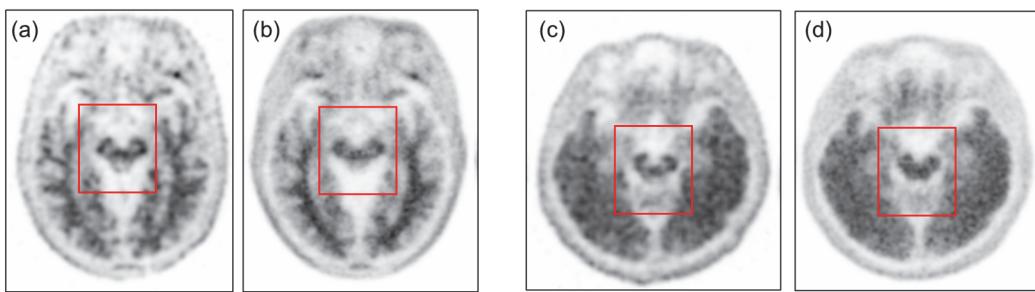


Figure 4 Representative images at the level of the brainstem.

(a) VRAIN image of a 10-min scan and (b) a whole-body PET image of a 20-min scan of a negative case.
 (c) VRAIN image of a 20-min scan and (d) a whole-body PET image of 10-min scan of a positive case.

考察

VRAIN による画像は、全身用 PET 画像と同等であったが、VRAIN 画像は小領域をより鮮明に描出し、皮質のトレーサーの集積を特定するのに有用であった。また、VRAIN で測定された mcSUVR 値は、アミロイド陰性例では低く、アミロイド陽性部位では全身用 PET で得られた値と同等であった。これは VRAIN 画像が白質における非特異的な集積による spillover 効果を低減していることを示唆した。

アミロイド トレーサーの分布は被験者間で必ずしも同一ではなく、FDG-PET 画像における低下域も被験者により異なっていた。患者それぞれにおける病理学的および機能的状態をより正確に評価するためには、アミロイド PET の陽性・陰性を判断するだけでは不十分であり、異常所見を空間的かつ経時に解析することが必要である。

特にアミロイド PET では、厚さ 3~5 mm しかない皮質領域を評価する必要があり、しかも高い非特異的集積を伴う白質と隣接している。そのため、VRAIN のような高性能な頭部専用 PET システムは、小さな構造である皮質領域の評価に役立つ。

まとめ

VRAIN によるアミロイド PET は、隣接する白質の非特異的集積の影響を最小限にしながら、皮質という厚みの少ない構造においても、より高精度に描出し得ることを示した。

Acknowledgements

Collaborators Go Akamatsu, Yuma Iwao, Hideaki Tashima (QST)

Reference

- [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

This study revealed two main findings. First, the images obtained with VRAIN were almost identical to those acquired with the whole-body PET, but the VRAIN images provided clearer visualization of small regions, aiding in the identification of cortical amyloid PET tracer accumulation. Second, mcSUVR values measured with VRAIN were lower in amyloid-negative cases but nearly identical in amyloid-positive cases compared to those obtained with the whole-body PET, suggesting that VRAIN images reduce the spillover effect from off-target accumulation in the white matter.

The cortical accumulation amyloid tracer varied between participants, while some regions were commonly positive. FDG-PET images also exhibited variability, ranging from normal to slight decreases in the temporal area. To evaluate individual brain function more accurately considering the slightly variable findings, it is insufficient to only determine positive or negative findings for amyloid PET. Spatial and longitudinal analyses of abnormal findings are essential to elucidate the pathological and functional statuses of individual patients.

Since tracer accumulation must be evaluated in cortical regions, which are only 3 to 5 mm thick and located adjacent to areas of high off-target accumulation in the white matter in a complex manner, high-performance brain-dedicated PET systems like VRAIN are valuable. Such systems enable precise evaluation of small structures like the cortical regions.

Conclusion

Amyloid PET imaging with VRAIN demonstrated higher accuracy in visualizing the cortex, while minimizing the influence of nonspecific accumulation in the adjacent white matter.

VRAIN のための吸収補正法の開発

Attenuation correction method developed for VRAIN

岩男 悠真 研究員

Yuma Iwao, Researcher

はじめに

2023年9月に薬事承認されたアルツハイマー病進行抑制薬である「レカネマブ」の後押しもあり、頭部PET検査に対する注目は益々高まっている。

我々の研究チームでは、脳に特化した小型の頭部専用PET装置であるVRAINの開発を行ってきた。2022年には製品化を達成し、従来装置よりも優れた2.2mmの分解能を有することが実証されている[1]。PET画像再構成では、 γ 線の減弱を補正し定量性を高める吸収補正(Attenuation Correction: AC)が必須となる。この時に用いるのが吸収補正計数マップ(μ -map)であり、通常のPET-CT一体型装置では同時撮像されたCT画像からこの μ マップを生成する。CT装置を搭載しないPET単独機であるVRAINでは、別途撮像したCT画像からこの μ マップの生成を行っていたが、PET単独でのACの実現が求められてきた。従来法として、AC無しで再構成したPET画像(NoAC PET)を領域分割し、適切な吸収補正值で埋めることで μ マップを生成し吸収補正を行うEmission Segmentation AC法(ESAC)があげられる[2]。しかし、PET画像を高精度に領域分割することは難しく、 μ マップの精度は十分ではなかった。

そこで本研究では、汎用的なテンプレート μ マップを用いて、NoAC PETと非剛体な画像位置合わせ処理を行うことで、高精度な μ マップの生成を行う手法を開発した。

手法

NoAC PETから、2種類の μ マップを生成した(Figure 1)。1つ目は従来法であるESAC法によるもので、しきい値処理によってNoAC PETから頭部領域の抽出を行い、さらにモルフォロジ演算により頭部境界より一定範囲内側にある領域を骨領域とし

Introduction

The pharmaceutical approval of the Alzheimer's disease progression inhibitor "recanemab", in September 2023 has significantly increased interest in head PET scans.

Our research team developed VRAIN, a compact, head-specific PET device dedicated to brain imaging. In 2022, we achieved product commercialization and demonstrated a high-resolution capability of 2.2 mm, higher than that of conventional devices [1]. In PET image reconstruction, attenuation correction (AC) is essential to compensate for gamma-ray attenuation and improve quantification. The correction requires an attenuation correction coefficient map (μ -map), which is typically generated from CT images in integrated PET-CT systems. However, VRAIN, a standalone PET system without a CT scanner, generated this μ -map from separately acquired CT images, but there has been a demand for the realization of AC using PET alone. A conventional method, emission segmentation AC (ESAC), generates the μ -map by segmenting the PET image reconstructed without AC (NoAC PET) and filling the segmented mask with appropriate attenuation correction values [2]. However, accurate segmentation of PET images is challenging, resulting in insufficient μ -map accuracy.

Therefore, in this study, we developed a method to generate high-precision μ -maps by using a generic template μ -map and performing non-rigid image registration with NoAC PET images.

Method

Two types of μ -maps were generated from NoAC PET (Figure 1). The first was generated using the conventional ESAC method, in which the head region was extracted from the NoAC PET using threshold processing, and the region within a certain range from the head boundary was divided using morphological operations as the bone region. Finally,

て分割した。最後にそれぞれの領域内を理想的な吸収補正值で埋めることで μ マップを作成した。

2つ目は提案する非剛体レジストレーション法(Non Rigid Registration method: NRAC)であり、テンプレートCT画像をNoAC PETに対して非剛体レジストレーションすることで μ マップの生成を行う。テンプレートCTには、シミュレーション用途などで提供されているBigBrainデータセットに含まれるCT画像を用いた。

提案法の精度検証のため、VRAINで実施されたボランティア試験(jRCTs032210086)のデータ9名分を用いた精度検証実験を行った。実験では、基準となる被験者自身のCT画像を用いて吸収補正を行ったCTAC PET、吸収補正無しの再構成画像(NoAC PET)、およびESAC法と提案するNRAC法により生成した μ マップを用いたESAC PETとNRAC PETの計4種の再構成像を作成した。精度指標として、PMODを用いて、PET画像から作成した5つの主要な解剖学的ROIごとに、CTAC PETとの類似度の平均値を導出した。用いた指標は平均絶対誤差(mean absolute error:MAE)、ピーク信号対雑音比(peak signal-to-noise ratio: PSNR)、構造類似度指数(structural similarity index: SSIM)の3種である。

μ -maps were created by filling each region with the ideal AC value.

The second method was the proposed non-rigid registration method (NRAC), which generated μ maps by performing non-rigid registration of the template CT image onto the NoAC PET image. The template image used was a CT image included in the BigBrain dataset, which is provided for simulation purposes, etc.

To verify the accuracy of the proposed method, we conducted an accuracy verification experiment using data from 9 subjects in a clinical study (jRCTs032210086) conducted by VRAIN. Four types of reconstructed images were generated in the experiment: CTAC PET, which used the subject's own CT images as a reference and performed AC; NoAC PET, which was a reconstructed image without AC; and ESAC PET and NRAC PET, which used μ -maps generated by the ESAC method and the proposed NRAC method, respectively. The average similarity to CTAC PET was derived for each of the five major anatomical regions of interest (ROIs) in the brain created from the PET images using PMOD software. The three metrics used were mean absolute error (MAE), peak signal-to-noise ratio (PSNR), and structural similarity index (SSIM).

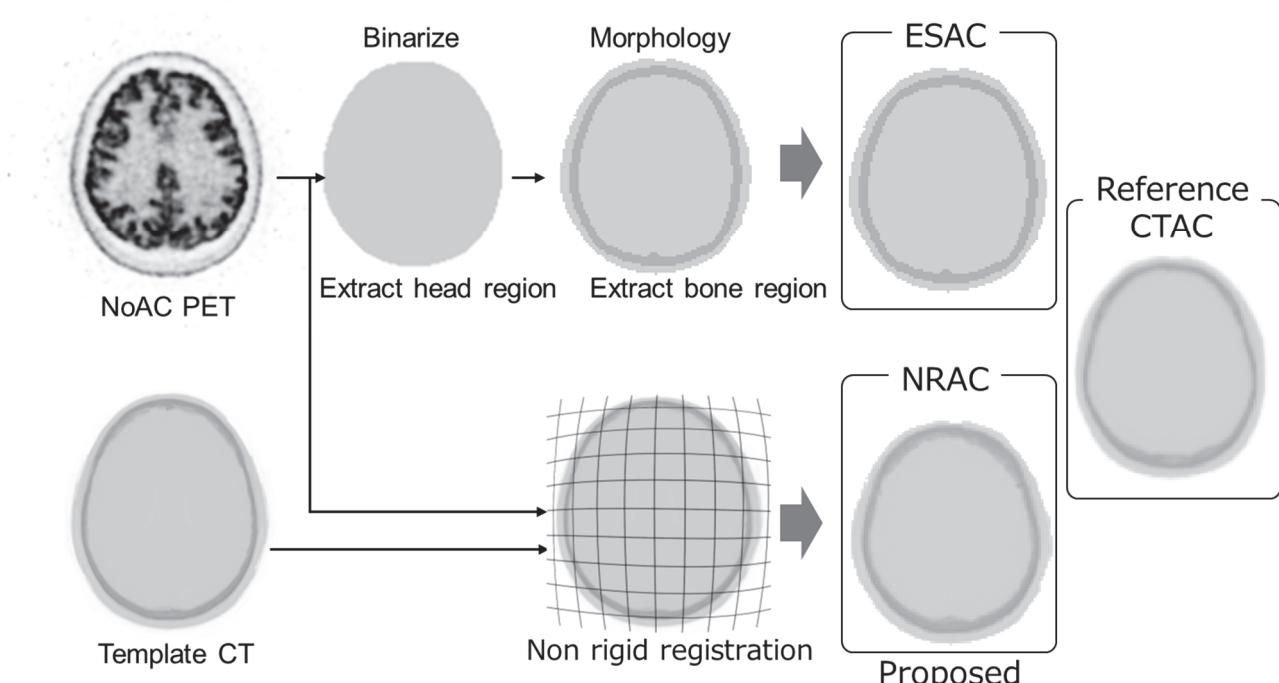


Figure 1 The μ -map creation process.

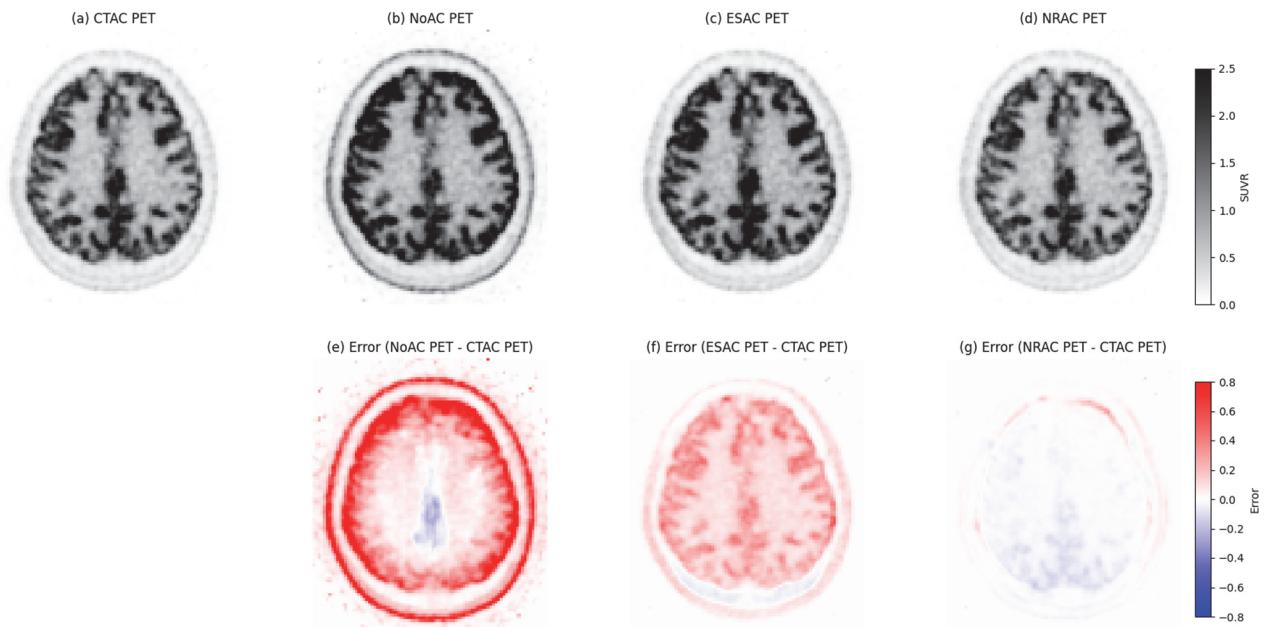


Figure 2 Upper row, reconstructed images: (a) CTAC PET; (b) NoAC PET; (c) ESAC PET; and (d) proposed NRAC PET. Lower row: (e) error image between NoAC and CTAC PET; (f) error image between ESAC and CTAC PET; and (g) error image between NRAC and CTAC PET.

Table 1 Comparison of the accuracy of μ -map generation methods.

Region	μ type	MAE	PSNR	SSIM
Frontal cortex	NoAC	0.352 \pm 0.063	15.810 \pm 0.949	0.911 \pm 0.015
	ESAC	0.103 \pm 0.092	27.899 \pm 6.327	0.978 \pm 0.023
	NRAC	0.031\pm0.008*	36.208\pm1.792*	0.997\pm0.001*
Medial temporal cortex	NoAC	0.120 \pm 0.024	23.328 \pm 1.775	0.951 \pm 0.010
	ESAC	0.050 \pm 0.041	30.065 \pm 4.600	0.987 \pm 0.010
	NRAC	0.023\pm0.006*	37.052\pm2.425*	0.997\pm0.001*
Parietal cortex	NoAC	0.364 \pm 0.061	16.526 \pm 1.186	0.847 \pm 0.013
	ESAC	0.077 \pm 0.080	32.138 \pm 6.444	0.990 \pm 0.013
	NRAC	0.033\pm0.011	36.981\pm2.089	0.997\pm0.002
Occipital cortex	NoAC	0.204 \pm 0.022	21.544 \pm 1.020	0.934 \pm 0.010
	ESAC	0.071 \pm 0.058	32.392 \pm 5.386	0.991 \pm 0.011
	NRAC	0.050\pm0.017	35.062\pm2.820	0.998\pm0.001*
Thalamus	NoAC	0.196 \pm 0.049	20.037 \pm 1.782	0.953 \pm 0.011
	ESAC	0.053 \pm 0.064	35.599 \pm 8.070	0.996 \pm 0.006
	NRAC	0.032\pm0.013	36.672\pm4.224	0.999\pm0.001

結果

Figure 2 に再構成像と、リファレンスである CTAC PET との差分を示す Error 画像の一例を示した。画像より、提案する NRAC は NoAC や ESAC に比べ、CTAC との差異が明らかに小さいことが確認できる。これは、Table 1 に示した画像類似度からも明らかである。いずれの領域、またいずれの指標においても、NRAC 法は他の手法に比べて優れた類似度を示しており、高精度な吸収補正が実施可能なことが示唆されている。

Results

Figure 2 shows an example of the reconstructed image and the error image, which shows the difference from the reference CTAC PET. From the image, we confirmed that the proposed NRAC has a clearly smaller difference from CTAC than NoAC and ESAC. This is also clear from the image similarity shown in Table 1. In all areas and for all indicators, the NRAC method showed a higher similarity than other methods, suggesting that it is possible to perform high-precision AC.

まとめ

頭部専用 PET 装置 VRAIN のための、高精度な吸収補正法を開発した。提案法により、追加の CT 撮像が不要で、PET 画像から高精度な μ マップの生成が可能であることを示した。

Conclusion

We have developed a high-precision AC method for the VRAIN brain-dedicated PET scanner. We have shown that the proposed method makes it possible to generate high-precision μ -maps from PET images without the need for additional CT imaging.

Acknowledgements

Collaborators Go Akamatsu, Hideaki Tashima, Miwako Takahashi, and Taiga Yamaya (QST)
Taichi Yamashita (ATOX)

Grants JSPS KAKENHI (KibanC) 22K12836

References

- [1] Yoshida E, Tashima H, Akamatsu G, Iwao Y, Takahashi M, Yamashita T, et al. "245 ps-TOF brain-dedicated PET prototype with a hemispherical detector arrangement," *Phys. Med. Bio.*;65:145008, 2020.
- [2] Berker Y, Li Y. "Attenuation correction in emission tomography using the emission data—a review." *Med. Phys.* 43(2):807–32, 2016.

VRAINによる陽電子寿命測定：水溶液中ラジカルの計測精度

Positron lifetime measurement using VRAIN: Measurement accuracy of radicals in aqueous solution

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。この性質を上手く活用できれば、陽電子寿命から生体内の新しい生化学的情報を取り出せる可能性がある[1, 2]。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。これまでに、陽電子寿命の二次元画像化によるコンセプト実証[3]や、治療抵抗性のある低酸素がん識別への応用の可能性などを報告してきた[4, 5]。本年度は、生体内の（フリー）ラジカル計測への応用可能性について報告する。

フリー ラジカルは、生体内の様々な代謝活動で生成され、生命維持に必須な反応にも関与している。一方、ヒドロキシラジカルやスーパー オキサイド等のフリー ラジカルは、高い反応性を持った活性酸素種であり、生体内の様々な組織と反応（酸化）して、老化や疾患の原因になると言われている(Figure 1 (a))[6]。しかし、生体内で生成されるフリー ラジカルを *in vivo* で直接定量する方法は現状無い。フリー ラジカルの大部分は、1つ以上の不対電子を持つため、周辺の電子密度に影響し陽電子寿命が変化すると予想される(Figure 1 (b))[7]。そこで、陽電子寿命による水溶液中のフリー ラジカルの計測精度を調べ、結果を考察した[8]。

Introduction

The time it takes for a positron to annihilate with an electron (the positron lifetime) varies depending on the surrounding electron density. If this property variation can be effectively utilized, it may be possible to extract new biochemical information about the body by using the positron lifetime [1, 2]. 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). We have previously reported the proof of concept using two-dimensional positron lifetime imaging [3] and discussed the possibility of application to identifying treatment-resistant hypoxic cancer [4, 5]. This year, we report on the possibility of application to the quantification of (free) radicals in the body by using the positron lifetime.

Free radicals are generated by various metabolic activities in the body and they are also involved in reactions essential for maintaining life. On the other hand, free radicals such as hydroxyl radicals and superoxide are highly reactive species called “reactive oxygen species (ROS)” that react (oxidize) with various tissues in the body, and it is known that they cause aging and diseases (Figure 1 (a)) [6]. However, there is currently no method to directly quantify the free radicals generated in the living body *in vivo*. Most free radicals have one or more unpaired electrons; these unpaired electrons affect the electron density in the surrounding area and this is presumed to change the positron lifetime (Figure 1 (b)) [7]. Therefore, we investigated the accuracy of measuring free radicals in aqueous solution by using the positron lifetime and we discussed the results [8].

材料と方法

TEMPOL(4-ヒドロキシ-2,2,6,6-テトラメチルピペリジン-1-オキシル)は不対電子を1つ持つ安定なフリー ラジカルである。TEMPOLを純水に溶解して、濃度0(純水)～400 mMの複数のTEMPOL水溶液を作成した。これらの溶液のそれぞれに薄膜²²Na線源(0.43 MBq)を接触させた(Figure 2 (a))。頭部専

Materials and methods

TEMPOL (4-hydroxy-2,2,6,6-tetramethylpiperidine-1-oxyl) is a stable free radical with one unpaired electron. TEMPOL was dissolved in pure water to prepare several TEMPOL aqueous solutions with concentrations ranging from 0 (pure water) to 400 mM. A thin-film ²²Na source (0.43 MBq) was contacted with each of these solutions (Figure 2 (a)). The brain-dedicated PET scanner VRAIN was used as the measurement system (Figure

用 PET 装置 VRAIN を測定システムとして使用した (Figure 2 (b))[9]。VRAIN は 54 個の検出器を半球状に配置している。各検出器は、 12×12 の LFS シンチレータアレイ ($4 \times 4 \times 10 \text{ mm}^3$) と SiPM ($4 \times 4 \text{ mm}^2$) が 1 対 1 で結合されている。時間分解能は 229 ps (FWHM) である。

^{22}Na 溶液ホルダーを中心配置し、個別に測定した。同時計数データから、1275 keV ガンマ線検出をスタート、511 keV 対消滅光子検出をストップとして検出時刻差解析を行った。陽電子寿命の解析には PALSfit3 を使用した。12 時間の測定データで、イベント数は 1.65×10^8 カウントであった。このデータを 6 時間分 (0.82×10^8 カウント) と 3 時間分 (0.41×10^8 カウント) と減少させ、寿命値の精度の変化を比較した。線源の放射能と測定時間を考慮すると、実際の核医学診断よりも 2 枠以上は統計的に有利な条件での実験であると考えられる。

2 (b)) [9]。VRAIN は 54 個の検出器を半球状に配置している。各検出器は、 12×12 の LFS シンチレータアレイ ($4 \times 4 \times 10 \text{ mm}^3$) と SiPM ($4 \times 4 \text{ mm}^2$) が 1 対 1 で結合されている。時間分解能は 229 ps (FWHM)。

The ^{22}Na solution holder was placed in the center and measured separately. From the coincidence data, detection time difference analysis was performed, in which the 1275 keV gamma ray detection was treated as the start and the 511 keV annihilation photon detection, as the stop. PALSfit3 was used to analyze the positron lifetime. The number of events was 165 million counts in the 12-hour measurement data. These data were reduced to 6 hours (82 million counts) and 3 hours (41 million counts), and the change in accuracy of the lifetime value was compared. Considering the radioactivity of the source and the measurement time, this experiment was considered to be statistically more advantageous than actual nuclear medicine diagnosis by more than two orders of magnitude.

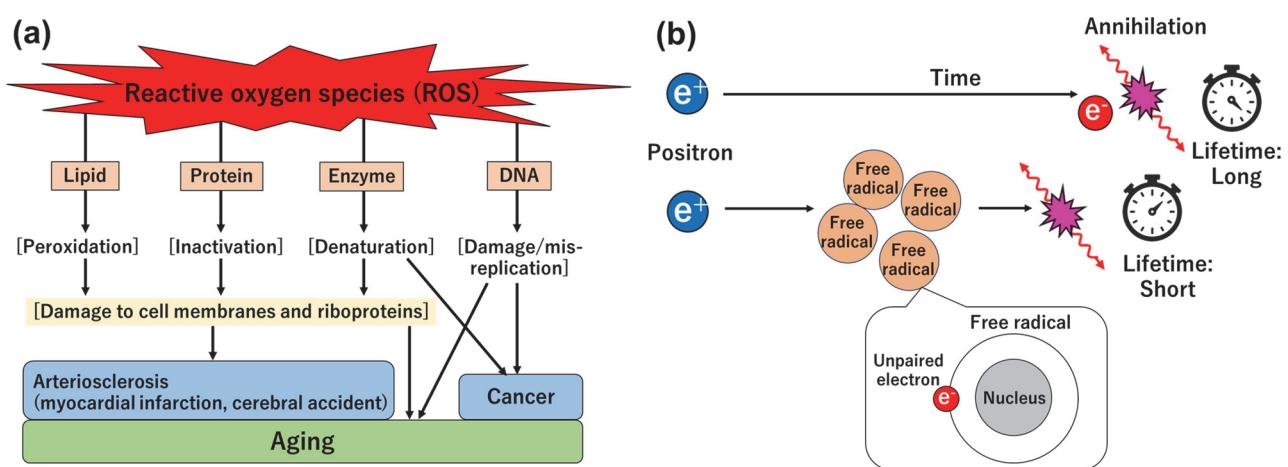


Figure 1 A simple illustration explaining the effects of reactive oxygen species on biological tissues (a); and a conceptual diagram of shortening of positron lifetime due to reaction of a positron with free radicals (b).

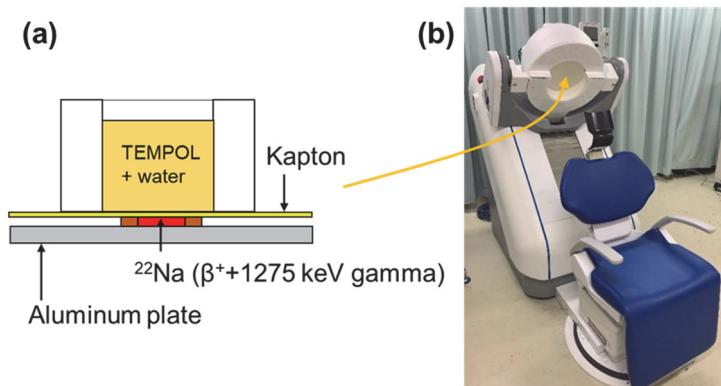


Figure 2 Schematic side view of the radioactive source and the aqueous TEMPOL solution holder (a); and a photo of the brain-dedicated PET scanner VRAIN into which the solution holder was placed (b)

“Copyright (2024) The Japan Society of Applied Physics”.

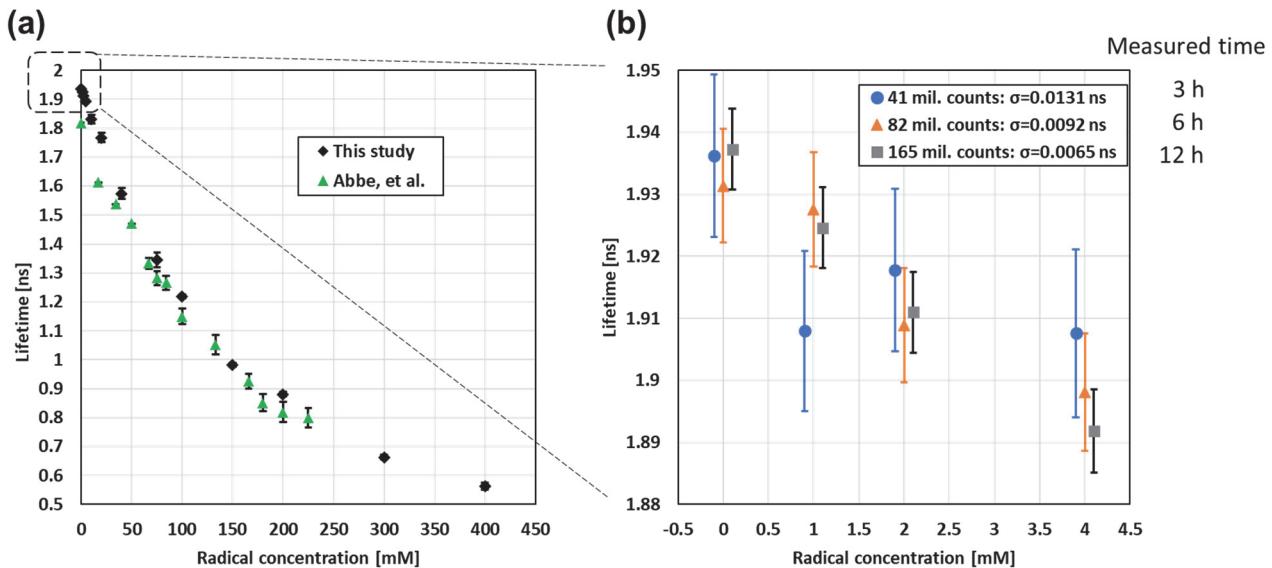


Figure 3 Correlations of the radical concentration in water and the positron lifetime. The radical concentration ranges are: (a) 0 to 450 mM; (b) -0.5 to 4.5 mM. In (b), the results at each concentration are divided into three parts according to the number of events used in the analysis. Those plotted points are slightly shifted to avoid graphical overlaps.

“Copyright (2024) The Japan Society of Applied Physics”.

結果と考察

Figure 3 にラジカル濃度と陽電子寿命の相関を示す。各グラフは、異なるラジカル濃度の範囲を示している。各プロットの誤差棒は、 $\pm 1\sigma$ (1標準偏差: PALSfit3 出力値) として表示された。Figure 3 (a) で示すように、我々の結果と Abbe らの結果は同様の傾向を示した[10]。Figure 3 (b)においては、カウント数が増加するにつれて誤差棒が小さくなかった。 1.65×10^8 カウントでは、各ポイントの誤差棒は重ならなくなった。つまり、4つの測定点は約 $\pm 1\sigma$ 値で分離されていると言える。

一方で、生体の生理機能において発生するフリー ラジカルの局所濃度は最大でも約 $10 \mu M$ であるとされる[11]。この濃度は、本研究で陽電子寿命を用いて定量できたラジカル濃度 (mM オーダー) よりも 2 枠以上低い。また、生体内で生成されたフリー ラジカルは ns から μs オーダーの時間で消滅するものが多いため[12]、統計量を満たすことに限界がある。これらのことから、現在の技術では、陽電子寿命によって生体内で生成されるラジカルを直接定量することは現実的ではないと考えられた。

他方、生体内で発生するラジカルではなく、生体内に投与した高濃度のラジカル薬剤を陽電子寿命でイメージング (定量) することは、それほど難しくない

Results and discussion

Figure 3 shows the correlations between radical concentration and positron lifetime. Each graph shows a range of different radical concentrations. The error bars of each plot are displayed as $\pm 1\sigma$ (1 standard deviation: PALSfit3 output value). As shown in Figure 3 (a), our results and those of Abbe *et al.* [10] showed similar trends. In Figure 3 (b), the error bars became smaller as the number of counts increased. At 165 million counts, the error bars of each point no longer overlapped. In other words, we were able to separate the four measurement points by approximately $\pm 1\sigma$.

On the other hand, Thomas *et al.* [11] considered that the local concentration of free radicals generated in the physiological functions of living organisms was at most about $10 \mu M$. This concentration is more than two orders of magnitude lower than the radical concentration that could be quantified by positron lifetime in this study (mM order). In addition, free radicals generated in living organisms mostly disappear within a time period of ns to μs [12], so there is a limitation to satisfying the statistical quantity. Based on these facts, we considered that it is not realistic to directly quantify radicals generated in living organisms using positron lifetime with current technology.

On the other hand, it may not be so difficult to do positron lifetime imaging (quantifying) of high-concentration radical drugs administered *in vivo*, rather than radicals generated *in vivo*. In studies investigating the reactions of radicals with

かもしれない。生体組織とラジカルとの反応を MRI で画像化して調べる研究[13, 14]では、より高濃度のラジカル薬剤が小動物に投与されている。

biological tissues by MRI imaging [13, 14], high concentrations of radical drugs have been administered to small animals.

まとめ

量子 PET による生体内ラジカル画像化の実現性を調べるために、臨床 PET (VRAIN) を使った陽電子寿命測定実験を行った。数 mM オーダーの水溶液中ラジカル濃度の違いは定量できたが、生体内で発生するラジカルの直接の定量は、現状の技術では現実的ではないことがわかった。

Conclusion

To investigate the feasibility of in vivo radical imaging by the Q-PET concept, we carried out a positron lifetime measurement experiment using a clinical PET system (VRAIN). Although we could quantify radical concentration differences in aqueous solutions on the order of several mM, we found that direct quantification of radicals generated in vivo by positron lifetime is not realistic with current technology.

Acknowledgements

Collaborators	Ken-ichiro Matsumoto, Fumihiko Nishikido, Go Akamatsu, Hideaki Tashima, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya (QST) Tetsuya Hirade (Japan Atomic Energy Agency) Kengo Shibuya (Former staff member, University of Tokyo)
Grants	JSPS KAKENHI 22K12881 and 20H05667 The Kurata Grants by the Hitachi Global Foundation QST President's Strategic Grant

References

- [1] M. D. Harpen, "Positronium: Review of symmetry, conserved quantities and decay for the radiological physicist," *Med. Phys.*, 31, 1, 57-61, 2004.
- [2] P. Moskal *et al.*, "Positronium image of the human brain in vivo," *Sci. Adv.*, 10, eadp2840, 2024.
- [3] S. Takyu *et al.*, "Two-dimensional positronium lifetime imaging using certified reference materials," *Appl. Phys. Express*, 15, 106001, 2022.
- [4] K. Shibuya *et al.*, "Oxygen sensing ability of positronium atom for tumor hypoxia imaging," *Commun. Phys.* 3, 173, 2020.
- [5] 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.
- [6] Japan Institute for the Control of Aging, NIKKEN SEIL Co., Ltd, https://www.jaica.com/guidance_oxidative_stress/.
- [7] S. Takyu, "Quantum PET: positron lifetime measurement in aqueous solutions containing stable radicals," 2022 Report on PET Imaging Physics Research, 55-58, 2023.
- [8] 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.
- [9] G. Akamatsu *et al.*, "Performance evaluation of VRAIN: a brain-dedicated PET with a hemispherical detector arrangement," *Phys. Med. Biol.*, 67, 225011, 2022.
- [10] J. C. Abbé *et al.*, "Temperature and (Polar) Solvent Effects on Positronium Reactions with Nitroxyl Free Radicals," *J. Phys. Chem.* 88, 2071-2076, 1984.
- [11] D. D. Thomas *et al.*, "The chemical biology of nitric oxide: Implications in cellular signaling," *Free Radical Biol. Med.*, 45, 18-31, 2008.
- [12] C. P. Rubio *et al.*, "Spectrophotometric assays for evaluation of Reactive Oxygen Species (ROS) in serum: general concepts and applications in dogs and humans," *BMC Vet. Res.*, 17, 226, 2021.
- [13] K. Matsumoto *et al.*, "Nitroxyl Radical as a Theranostic Contrast Agent in Magnetic Resonance Redox Imaging," *Antioxid. Redox Signal.*, 36, 95-121, 2022.
- [14] Y. Takakusagi *et al.*, "EPR and Related Magnetic Resonance Imaging Techniques in Cancer Research," *Metabolites*. 13, 69, 2023.

CLS 検出器を用いた頭部用 1 リング PET 試作機の開発

A one-ring prototype of a brain PET with CLS detectors

成田 胡桃 業務補助員/千葉大学（山谷研究室 修士 1 年生）

Kurumi Narita, Research Assistant / Chiba University (Yamaya-lab, M1)



はじめに

脳 PET イメージングはアルツハイマー病などの神経変性疾患の病態解明に有用である。QST が開発した半球型頭部 PET 装置 VRAIN の空間分解能（ロッドの分離性能）は 2.2 mm [1] であるが、疾患のはじまりをより早期に見つけるにはさらに高い空間分解能が必要である。そこで本研究では、検出器のシンチレータ間の距離（ピッチ）をより小さくし、さらに検出器の奥行方向(depth-of-interaction: DOI) の計測を追加することで、視野内で均一な高分解能の実現を目指す。これまで、シンチレータピッチが VRAIN の 4.2 mm より小さい 1.6 mm で、ガンマ線の飛行時間差(time-of-flight: TOF) と DOI の両方を計測可能な crosshair light-sharing (CLS) 検出器を開発した[2]。

昨年度は、CLS 検出器を用いた半球型頭部 PET 装置をシミュレーションし、空間分解能 1 mm の達成が期待できることを明らかにした。今年度は、シミュレーション結果を実証するために、CLS 検出器を用いた直径 30 cm の 1 リング卓上試作機を開発した。

方法

CLS 検出器は、 $1.45 \times 1.45 \times 15 \text{ mm}^3$ のオキサイド社製 fast-LGSO 結晶を 14×14 (1.6 mm ピッチ) にアレイ化したシンチレータブロックと、浜松ホトニクス社製 8×8 SiPM 光センサアレイ（各受光面 $3.0 \times 3.0 \text{ mm}^2$ ）で構成される。シンチレータは側面 1 面のみ粗面であり、反射材には ESR フィルムを使用した。CLS 検出器 36 個を使用し、1 リング状の卓上試作機を開発した。Figure 1 に卓上試作機と CLS 検出器モジュールの外観を示す。リング直径は 30 cm、体軸方向視野は 2.6 cm である。データ収集には PETsys 社製の PETsys TOFPET2 ASIC [3] を使用した。ノーマライズ用データとして、ドームファントムの下部のリング部に 42.7 MBq の ^{18}F を封入し、12 時間収集した。

Introduction

Brain PET imaging is useful for the elucidation of the pathophysiology of neurodegenerative diseases such as Alzheimer's disease. Researchers at QST have developed VRAIN, the world's first hemispherical brain PET. VRAIN has 2.2 mm spatial resolution (visibility of rods) [1]; however, higher spatial resolution is needed to detect the signs of diseases earlier. In this study, fine scintillator pitch detectors with depth-of-interaction (DOI) measurement capability are used to provide high spatial resolution in the entire field-of-view (FOV). QST has developed a crosshair light-sharing (CLS) detector having a scintillator pitch of 1.6 mm which was smaller than the 4.2 mm pitch of VRAIN. The CLS detector can measure both time-of-flight (TOF) and DOI based on our original reflector arrangement [2].

We showed the feasibility of achieving 1 mm spatial resolution through simulations of a hemispherical brain PET with CLS detectors last year. In this study, we developed a one-ring benchtop prototype to demonstrate the simulation result.

Methods

Each CLS detector was composed of a detector block using fast-LGSO scintillator crystals (OXIDE Corp.) and silicon photomultipliers (SiPMs) (Hamamatsu Photonics K.K.). The scintillator crystals of $1.45 \times 1.45 \times 15 \text{ mm}^3$ (1.6 mm pitch) were arranged in a 14×14 array, and the SiPMs of $3.0 \times 3.0 \text{ mm}^2$ were arranged in an 8×8 array. One-sided saw-cut surface scintillator crystals were used with enhanced specular reflectors (ESRs). A one-ring benchtop prototype was developed using 36 CLS detectors. Figure 1 shows photos of the benchtop prototype and the CLS detector module. The ring diameter was 30 cm, and the axial FOV was 2.6 cm. The PETsys TOFPET2 ASIC [3] (PETsys Electronics) was used for data acquisition. For normalization, 42.7 MBq of ^{18}F was filled in the lower ring part of a dome phantom, and measurement

エネルギー分解能の測定にはノーマライズ用データ (^{18}F リングファントム) を使用した。同時計数時間分解能(coincidence timing resolution: CTR)評価では、0.55 MBq の ^{22}Na 点線源を視野中心に置き、1 時間測定した。エネルギー分解能と CTR は、それぞれピークに対してガウシアンフィッティングを行い半値幅から計算した。空間分解能評価として、0.44 MBq の ^{22}Na ultra-micro hot phantom (ロッド直径: 0.75, 1.0, 1.35, 1.75, 2.0, 2.4 mm) を視野中心、10 cm オフセット位置でそれぞれ 5 時間測定した。撮像試験として、Hoffman 3D 脳ファントム (体軸視野サイズに合わせてアクリルプレートは 4 枚のみ) を使用し、54.3 MBq の ^{18}F を封入して 10 時間測定を行った (Figure 3 (a))。画像再構成には ordered-subset expectation-maximization (OSEM) 法を用いた。データ補正については、ultra-micro hot phantom の画像再構成ではノーマライズと偶発同時計数補正、Hoffman ファントムの画像再構成では上記に加えて CT-based 減弱補正と散乱同時計数補正を追加した。

duration was 12 h.

Normalization data were used to measure the energy resolution. For coincidence timing resolution (CTR) evaluation, a 0.55 MBq ^{22}Na point source was placed at the center of the FOV and measured for 1 h. Energy resolution and CTR were calculated from the full width at half maximum of each peak using Gaussian fitting. For spatial resolution evaluation, a 0.44 MBq ^{22}Na ultra-micro hot phantom (rod diameters: 0.75, 1.0, 1.35, 1.75, 2.0, 2.4 mm) was placed at the center of the FOV and a 10 cm offset position. Measurement duration was 5 h for each phantom position. An ^{18}F -filled Hoffman 3D brain phantom (only four acrylic plates) was used for the imaging demonstration. The measurement duration for this phantom was 10 h and the radioactivity was 54.3 MBq (Figure 3 (a)). The ordered-subset expectation-maximization (OSEM) method was used for image reconstruction. Normalization and random correction were applied for the image reconstruction of the ultra-micro hot phantom. CT-based attenuation correction and scatter correction were additionally applied to the Hoffman phantom image reconstruction.

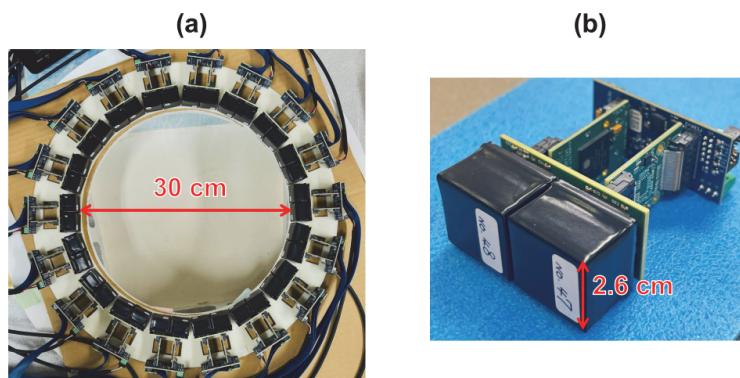


Figure 1 Photos of a one-ring benchtop prototype (a) and a CLS detector module (b).

結果・考察

エネルギー分解能は 511 keV で 11.6%、CTR は 297.2 ps であった。本研究と同じ反射材および表面状態条件を持つ CLS 検出器を 1 ペアで対向に置いた際の CTR 値 296 ps [4] と同等の結果が得られたため、今回の CTR は妥当な結果と考えられる。Figure 2 に空間分解能評価の ultra-micro hot phantom の再構成画像を示す。シミュレーション研究の結果と同様に、1 mm ロッドを描出できた。10 cm オフセット位置における DOI の有無で画像比較すると、DOI に

Results and discussion

The energy resolution was 11.6% at 511 keV. The CTR was 297.2 ps, which is reasonable performance because the CTR was 296 ps [4] when a pair of CLS detectors with the same reflectors and surface conditions as in this study were placed opposite each other. Figure 2 shows the reconstructed PET image of the ultra-micro hot phantom. We also reconstructed PET images without using DOI information. The 1 mm rods were visualized as well as in the previous simulation study. When comparing PET images with and without DOI

よる視野边缘部での空間分解能の向上が認められた。

Figure 3 (b)および(c)に Hoffman phantom の再構成画像を示す。コロナル断面画像では 0.8 mm 厚の放射能分布を描出できた。

information, the DOI information clearly improved the spatial resolution especially at the peripheral region.

Figures 3 (b) and (c) show the reconstructed images of the Hoffman phantom. In the coronal image, 0.8-mm-thick radioactivity distribution was visualized.

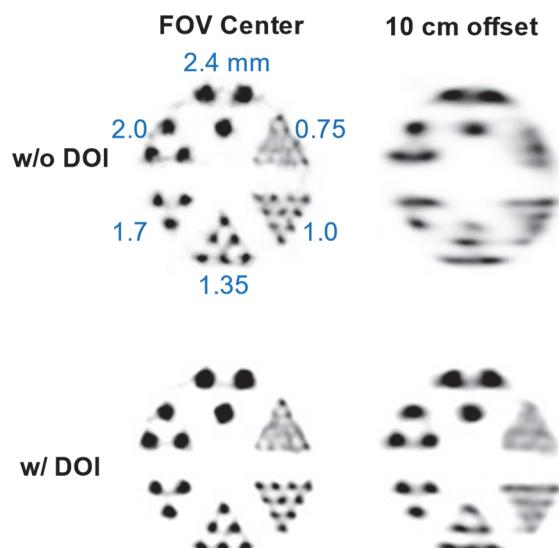


Figure 2 PET images of the ultra-micro hot phantom without DOI (upper) and with DOI (lower).

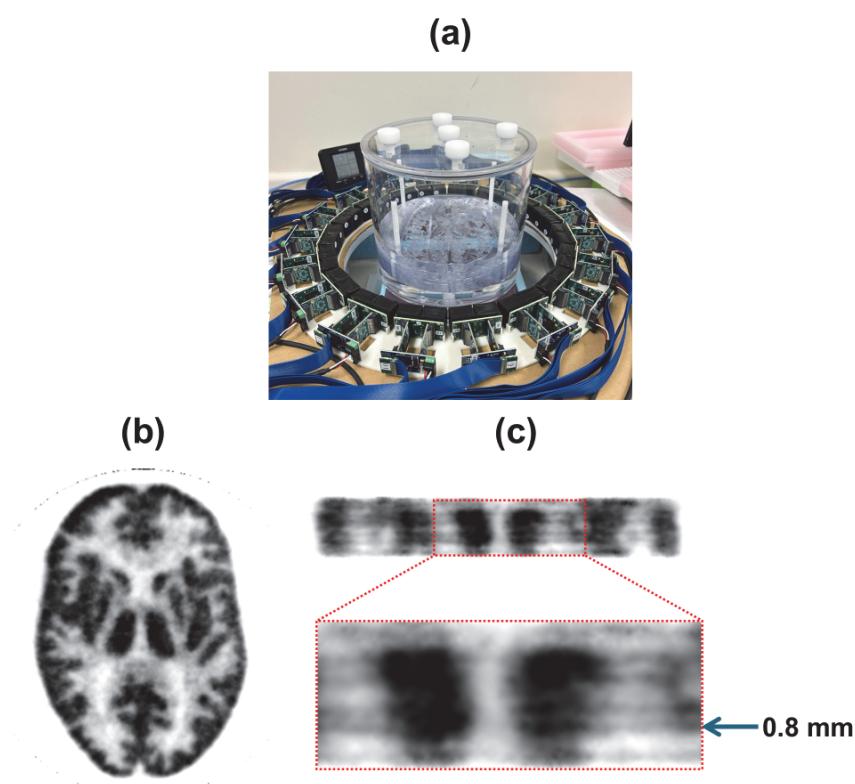


Figure 3 Photo taken during measurement of the Hoffman phantom (a), PET image in the axial direction (b) and PET image in the coronal direction (c).

まとめ

TOF 計測と DOI 計測が可能な CLS 検出器（シンチレータピッチ 1.6 mm）を用いて頭部用 1 リング PET 試作機を開発し、1 mm の空間分解能が得られることを実証した。今後は、脳全体が撮像可能なフルスケールの試作機開発を進める予定である。

Conclusion

We demonstrated 1 mm spatial resolution by developing a one-ring brain PET prototype using CLS detectors (1.6 mm scintillator pitch) which has TOF and DOI measurement capabilities. In the next step, we will develop a full-scale prototype that covers the whole brain.

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., 67, 225011, 2022.
- [2] 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, 2023.
- [3] V. Nadig, *et al.*, “Evaluation of the PETsys TOFPET2 ASIC in multi-channel coincidence experiments”, EJNMMI Phys., 8, 30, 2021.
- [4] E. Yoshida, *et al.*, “Optimized Crystal Surface Treatment for Crosshair Light-Sharing TOF-DOI PET Detector”, IEEE Trans. Radiat. Plasma Med. Sci., 7, 459-464, 2023.

MPPC アレイの光学分離による TOF 分解能の改善

Optical isolation in MPPC array for TOF PET detector

吉田 英治 主幹研究員

Eiji Yoshida, Principal Researcher

はじめに

飛行時間差 (TOF) [1, 2]は PET 装置の画質に直接影響する重要な要素であり、PET 検出器の時間分解能 (CRT) を改善するために様々な試みがなされてきた。独立読み出し型検出器では、タイル状に配置されたシリコン光電子増倍 (SiPM) アレイ [3, 4]の SiPM ごとにタイミングを取得するため、抵抗チェーンを用いて信号を束ねる一般的な検出器に比べて CRT が向上する。また、単一の SiPM に集光できれば、さらなる改善が期待できる。しかし、既存の SiPM アレイは SiPM の上に薄いシリコーン樹脂で保護されており、光はシリコーン樹脂カバーでわずかに拡散してしまう。本研究では、CRT を改善するために、シリコーン樹脂カバーにおける光クロストークの低減を試みた [5]。

MPPC アレイ

SiPM アレイは 8×8 の MPPC アレイ (浜松ホトニクス製 S14161-3050AS-08) を用いた。各 MPPC の有感領域は $3 \times 3 \text{ mm}^2$ 、ピッチは 3.2 mm であった。Figure 1 の左側に示すように、MPPC アレイの表面はもともと 0.15 mm 厚のシリコーン樹脂カバーで覆われている。そのため、シリコーン樹脂カバーがシンチレータ結晶アレイと MPPC アレイの接続層となり、シンチレーション光が拡散し、TOF 検出器の CRT を劣化させる。そこで、Figure 1 の右側に示すように、MPPC アレイの非有感領域に沿って格子状のスリットを形成した。スリット幅は約 $80 \mu\text{m}$ で、スリット深さは $50, 100, 150, 350 \mu\text{m}$ の 4 種類の MPPC アレイを作製した。格子状のスリットに光反射材である BaSO_4 粉末を充填することで、シリコーン樹脂カバー内でのシンチレーション光の拡散を抑えることが期待できる。

Introduction

Time-of-flight (TOF) [1, 2] is an important factor that directly affects the image quality of PET scanners, and various attempts have been made to improve the coincidence resolving time (CRT) of PET detectors. For independent readout detectors, the timing is acquired for each silicon photomultiplier (SiPM) [3, 4], so they are less sensitive to diffused scintillation light, resulting in a better CRT. Further improvement can be expected if the light can be focused on a single SiPM. However, existing SiPM arrays have a thin protective cover on the SiPM and the gap between the SiPMs is filled with this protective cover, and the light must diffuse through it. In this work, we investigated optical crosstalk in the protective cover to improve the CRT [5].

MPPC array

The SiPM array was an 8×8 multi pixel photon counter (MPPC) array (S14161-3050AS-08). The active area of each MPPC was $3 \times 3 \text{ mm}^2$ and the pitch was 3.2 mm . As shown on the left in Figure 1, the MPPC array surface was originally covered with a 0.15 mm thick layer of silicone resin. Therefore, the silicone resin cover served as the connection layer between the crystal array and the MPPC array, and there was a possibility of scintillation light diffusion. Scintillation light diffusion caused by the silicone resin cover deteriorates the CRT in TOF detectors. To reduce the diffusion in the cover, grid-shaped slits were formed along the inactive area of the MPPC array as shown on the right in Figure 1. The slit width was approximately $80 \mu\text{m}$, and four types of MPPC arrays with slit depths of $50, 100, 150$, and $350 \mu\text{m}$ were produced. By filling the grid-shaped slits with BaSO_4 powder, which is an optical reflective material, we expected to reduce the diffusion of scintillation light in the silicone resin cover.

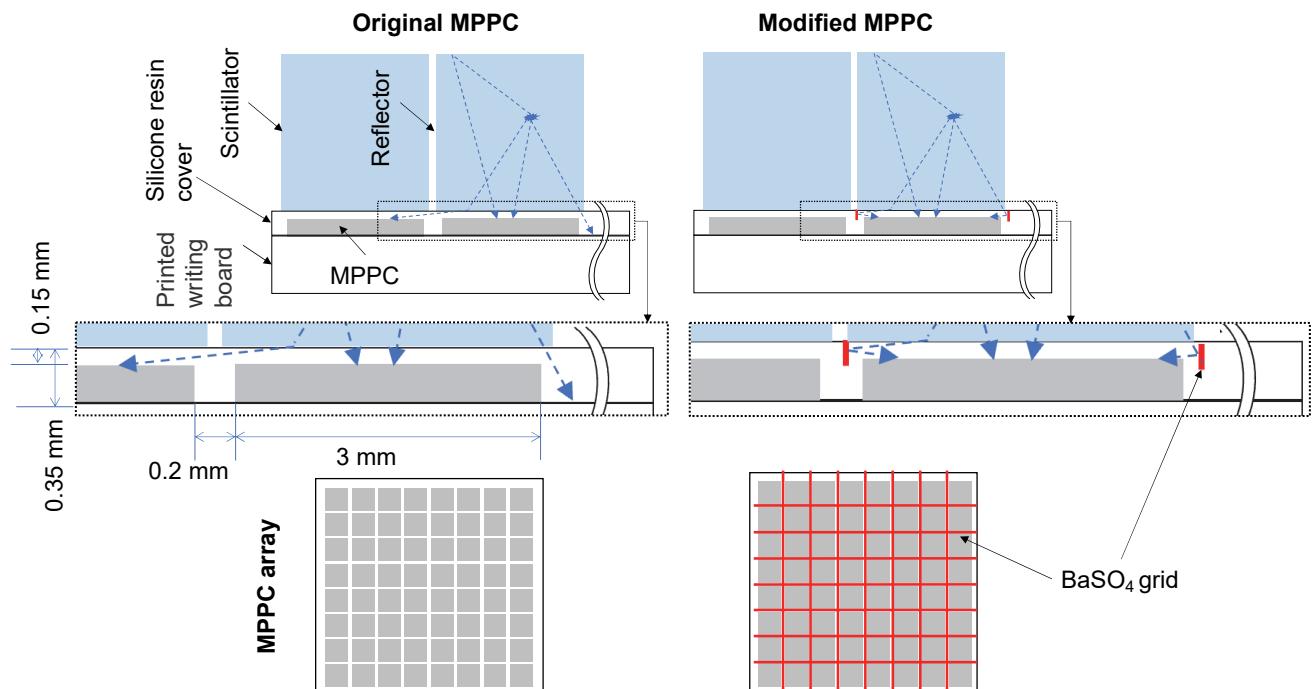


Figure 1 | Illustration of original MPPC array and modified MPPC array with the reflective grid cover.

TOF 検出器

Figure 2 に開発した TOF 検出器を示す。結晶には全面に化学エッティングが施されている Fast LGSO シンチレータ ($3.1 \times 3.1 \times 20 \text{ mm}^3$) [6] を用い、結晶間反射材にはルミラーを用いた。同一の Fast LGSO アレイを異なる深さの反射格子を有する MPPC アレイに光学接続した一対の検出器を用い、CRT を測定した。比較のため、オリジナルの MPPC アレイを用いた TOF 検出器[7]のペアも用意した。DAQ システムは、TOFPET2 ASIC 評価キット[8]を使用した。

結果

Figure 3 は、反射格子の深さを変えた場合のタイミングヒストグラム、CRT、および MPPC ヒット (MPPC ごとに独立して検出したシングル計数率) を示している。反射格子が深くなるにつれて、CRT は短くなり改善された。改善前の CRT は 235 ps であったが、深さ 350 μm のスリットに反射材を充填することで、CRT は 211 ps まで低下した。MPPC ヒットは、オリジナルの MPPC アレイに比べ、深さ 150 μm で 8%、深さ 350 μm で 21% 減少し、光クロストークを低減できている。

TOF detector

Figure 2 shows the developed TOF detector. Fast LGSO scintillator crystals ($3.1 \times 3.1 \times 20 \text{ mm}^3$) (Oxide Corp., Japan) [6] were used; they were chemically etched on all sides. Lumirror (Toray Industries Inc., Japan) was used as the inter-crystal reflector. The same fast LGSO array was optically connected to an MPPC array with different depth reflective gratings to measure the CRT. For comparison, a pair of TOF detectors using MPPC arrays with the original silicone resin cover [7] was also prepared. The DAQ system was realized by using the TOFPET2 ASIC evaluation kit (PETsys Electronics S.A., Portugal) [8].

Results

Figure 3 shows the timing histograms, CRTs, and MPPC hits, which are the total count rates of events acquired at individual MPPCs, for different depths of the reflective grid. As the depth of the reflective grid increased, the CRT was improved as it became shorter. The CRT before improvement was 235 ps, and using the cover having the 350 μm deep slits filled with reflective material lowered the CRT to 211 ps. The MPPC hits decreased by 8% for the 150 μm depth and by 21% for the 350 μm depth compared to the value for the original cover.

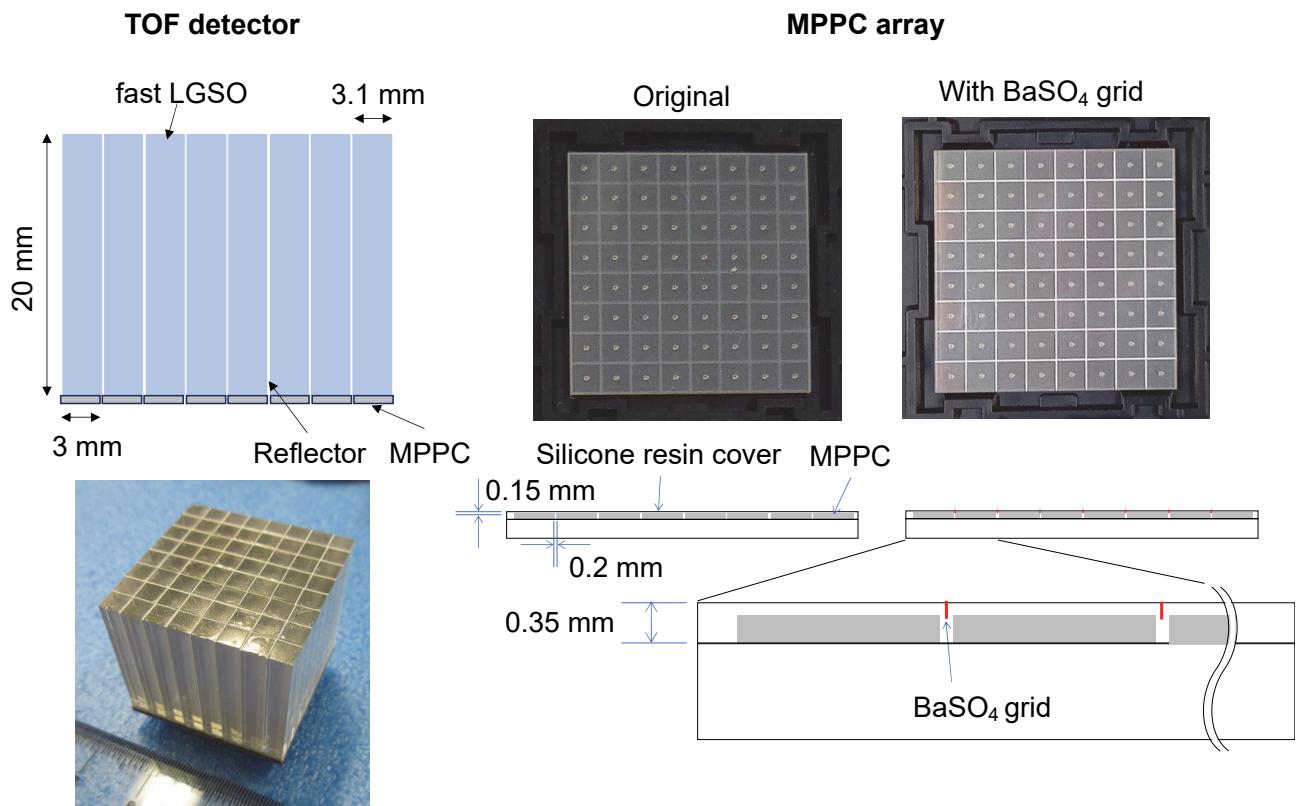


Figure 2 Illustrations and photographs of the TOF detector.

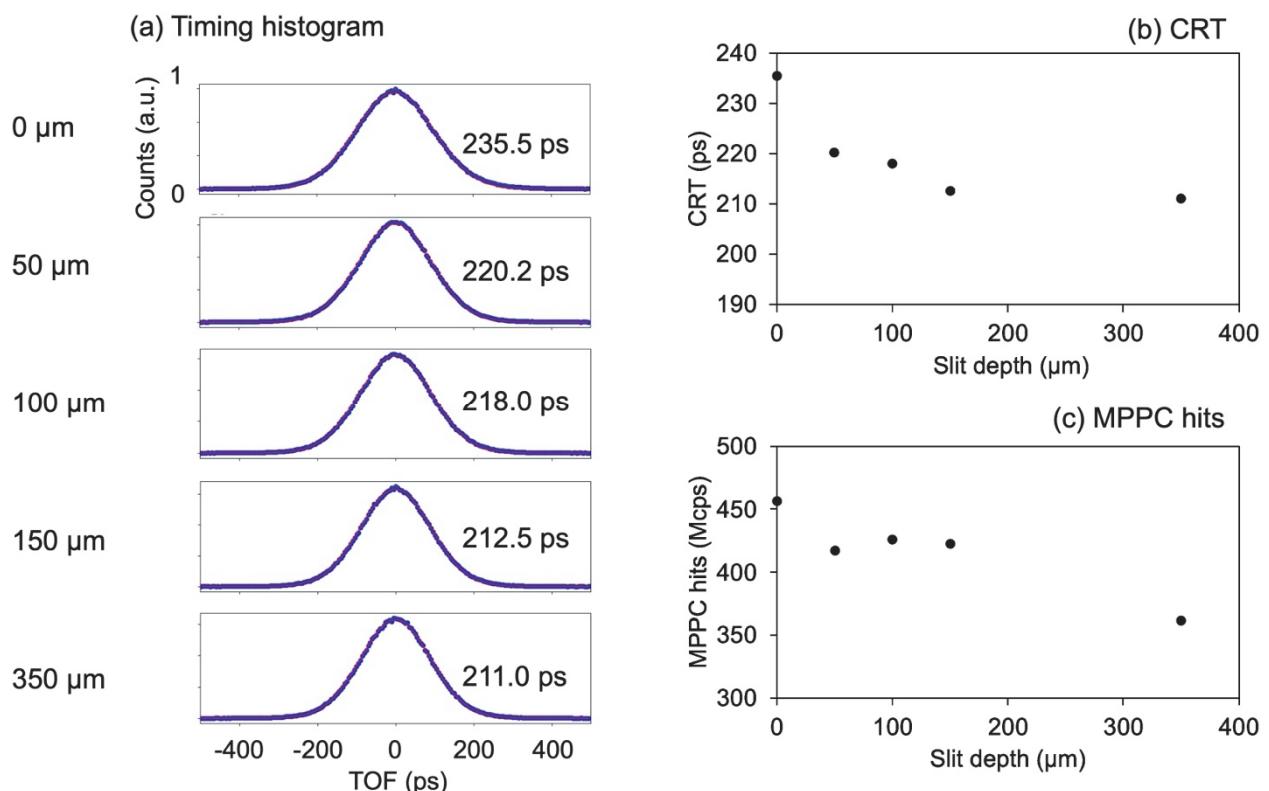


Figure 3 (a) Timing histograms, (b) CRTs and (c) MPPC hits for different depths of the reflective grid.

まとめ

本研究では、シンチレーション光の拡散を抑制するために、MPPC アレイのシリコーン樹脂カバーに反射格子を組み込んだ TOF 検出器を開発した。提案した方法は、TOF 検出器の CRT を約 10% 改善できる。

Conclusion

In this work investigating optical crosstalk in the protective cover on an MPPC array, we developed the TOF detector with the MPPC array having a reflective grid cover to suppress the diffusion of scintillation light. The proposed method promises to improve the CRT of the TOF detector by about 10%.

Acknowledgements

Collaborators Hamamatsu Photonics K.K
 Fujino Obata, Taiga Yamaya (QST)

Grants JSPS KAKENHI 23K11913 and 20H05667

References

- [1] Surti S and Karp J S 2020 Update on latest advances in time-of-flight PET *Phys. Medica* **80** 251–8
- [2] Schaart D R 2021 Physics and technology of time-of-flight PET detectors *Phys. Med. Biol.* **66** 09TR01
- [3] Jiang W, Chalich Y and Deen M J 2019 Sensors for Positron Emission Tomography Applications *Sensors* **19** 5019
- [4] Gundacker S and Heering A 2020 The silicon photomultiplier: fundamentals and applications of a modern solid-state photon detector *Phys. Med. Biol.* **65** 17TR01
- [5] Yoshida E, Obata F and Yamaya T 2024 Optical crosstalk of protective cover on MPPC array for TOF PET detector *Phys. Med. Biol.* **69** 125012
- [6] Cates J W and Levin C S 2016 Advances in coincidence time resolution for PET *Phys. Med. Biol.* **61** 2255–64
- [7] Yoshida E, Obata F and Yamaya T 2023 Simultaneous time-skew and time-walk correction for TOF-PET detector *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. Sect. A: Acce.I, Spectrometers, Detect. Assoc. Equip.* **1049** 168114
- [8] Nadig V, Schug D, Weissler B and Schulz V 2021 Evaluation of the PETsys TOFPET2 ASIC in multi-channel coincidence experiments *EJNMMI Phys.* **8** 30

U字型 fast-LGSO と高速回路を用いた TOF-DOI 検出器

U-shaped fast-LGSO crystals for TOF-DOI PET detectors with high-frequency SiPM readout

清川 実穂 実習生/千葉大学（山谷研究室 修士2年生）

Miho Kiyokawa, Trainee / Chiba University (Yamaya-lab, M2)



はじめに

全身用 PET に比べて小さい検出器リングを特徴とする頭部用 PET 装置では、結晶の厚みが斜め方向から入射する消滅放射線の検出精度を劣化させてしまう。これを解決する depth-of-interaction (DOI) 検出器は、消滅放射線の相互作用深さの情報を取得し、分解能と感度を両立させ、視野周辺部の空間分解能を向上させることができる。この DOI 情報を time-of-flight (TOF) PET に組み合わせることは、画質向上に有効である。

DOI 分解能および TOF 同時計数時間分解能 (coincidence timing resolution : CTR) は、シンチレータ、SiPM、反射材などの検出器の要素技術に大きく依存する。特に、fast-LGSO ($\text{Ce} : \text{Lu}_x\text{Gd}_{2-x}\text{SiO}_5$) や LYSO ($\text{Lu}_{0.5}\text{Y}_{1.4}\text{Si}_{0.5} : \text{Ce}$) シンチレータは、その短い減衰時間と高い発光量から、TOF-DOI PET 検出器に適している[1]。近年、モノリシック U 字型シンチレータを用いた検出器が、深さ方向における高い光伝送効率と均一な分解能を同時に達成できると期待されている[2]。本研究では、fast-LGSO シンチレータを用いて、新しい形状となるテーパードトップ U 字型を設計し、従来のフラットトップ U 字型と比較することで、頭部用 TOF-DOI PET 検出器における CTR と DOI 分解能の向上を目指した。

方法

モノリシック U 字型の fast-LGSO シンチレータ (厚さ 15.0 mm) を用いて、3 種類の構成：フラット U 字型 A (平らな上部)、テーパード U 字型 B (両角に 45° 傾斜がある先の細い上部) およびテーパード U 字型 C (機械研磨表面を持つ先の細い上部) を製作した (Figure 1)。各結晶には、中央に幅 0.20 mm の 12.0 mm の部分的なスリットと上部 3.0 mm の結晶連結範囲を持つ。結晶間のスリットには 2 層

Introduction

Positron emission tomography (PET) scanners with smaller detector rings, such as brain-dedicated PET, can experience degradation of the detection accuracy due to parallax errors caused by gamma rays entering a detector at oblique angles. To address this issue, depth-of-interaction (DOI) detectors can acquire depth information, enabling both high resolution and sensitivity while improving spatial resolution, especially in the peripheral field of view. Combining DOI information with time-of-flight (TOF) PET further enhances image quality by providing more accurate positioning of the annihilation events.

The DOI resolution and coincidence timing resolution (CTR) depend heavily on key detector components such as scintillators, silicon photomultipliers (SiPMs), and reflective materials. Fast-LGSO ($\text{Ce} : \text{Lu}_x\text{Gd}_{2-x}\text{SiO}_5$) and LYSO ($\text{Lu}_{0.5}\text{Y}_{1.4}\text{Si}_{0.5} : \text{Ce}$) scintillator crystals, with their short decay times and high light output, are particularly well-suited for TOF-DOI PET detectors [1]. Recently, a monolithic U-shaped scintillator design has shown promise in achieving high light collection efficiency and uniform DOI resolution as well as high CTR simultaneously [2]. In this study, we designed a new tapered monolithic U-shaped fast-LGSO scintillator and compared it to a conventional flat-top U-shaped design, with the aim to enhance both the CTR and the DOI resolution for brain-dedicated TOF-DOI PET detectors.

Methods

The monolithic U-shaped fast-LGSO crystal design (with a 15 mm length) was developed to include three configurations: flat top U-shape A (flat top), tapered top U-shape B (45° tapered top), and tapered top U-shape C (tapered top with mechanically polished surfaces) (Figure 1). Each crystal had a 0.2 mm central gap extending 12 mm to form the U-shape geometry, while the remaining 3 mm of material connected the two crystal segments. Two layers of Lumirror film were inserted

のルミラーを挿入した。Fast-LGSO シンチレータの 4 側面と上部は、各形状に適合するように切り出した ESR フィルムで覆った。結晶表面は、SiPM と結合する底面のみが機械研磨、側面は DOI 分解能を向上させるために粗面のままにした。U 字型 C の上部は、機械研磨表面にした (Table 1)。これらの U 字型 fast-LGSO は光学グリースを用いて 2×1 SiPM アレイ (浜松ホトニクス製 S14160-3050HS breakdown voltage : 38.5 V) に結合し、テスト検出器を構成した。最適化した SiPM の印加電圧 43.0 V (over voltage=4.5 V) を適用した。それぞれの SiPM からの信号処理およびデータの取得には高速回路を使用した。同時計数の測定には、 8×8 の SiPM アレイに結合した単一 LYSO ($3.0 \times 3.0 \times 5.0 \text{ mm}^3$) で構成されるリファレンス検出器を用いた。放射線源 ^{22}Na (0.933 MBq) を 2 つの検出器間に配置して、テスト検出器の上部と側面をそれぞれリファレンス検出器の上部に向かい合わせにした正面照射とスリット照射を計測した (Figure 2)。スリット照射では、1 mm のスリットがある鉛ブロックを使用した。1D モータステージを用いてテスト検出器を深さ方向に 7 点の深さ (2.5 mm, 5.0 mm, 7.5 mm, 10.0 mm, 12.5 mm, 13.5 mm, 14.5 mm) で移動させた。室温 23 °C にて、各計測で 90,000 同時計数カウントを取得した。同条件で測定を 5 回繰り返し、正面照射で得られた CTR、スリット照射で得られた DOI 分解能を評価した。

同時計数リストモード形式でデータを取得し、全測定データに 20% のエネルギー ウィンドウ (409–613 keV) を適用した。テスト検出器の 2 つの SiPM におけるタイムスタンプの平均値とリファレンス検出器との時間差を計算して時間ヒストグラムを作成し、ガウシアンフィッティング後の FWHM を CTR とした [3]。DOI 分解能は、DOI 比 (2 つの隣接する SiPM の信号比) のヒストグラムの FWHM とした。

into the gap for optical isolation. The lateral and top crystal surfaces were tightly wrapped by enhanced specular reflector (ESR) film. The lateral and top surfaces of U-shape A and U-shape B were as-cut, while U-shape C featured mechanically polished top surfaces. The bottom surfaces, which were coupled to the SiPMs, were mechanically polished in all designs to enhance light collection efficiency (Table 1). Each of these U-shaped fast-LGSO crystals was coupled with a 2×1 array of SiPMs (Hamamatsu, S14160-3050HS, $V_{\text{BR}}=38.5 \text{ V}$) using optical grease to form a test detector. The SiPMs were operated at an optimized voltage of 43.0 V (over-voltage=4.5 V). A custom high-frequency readout circuit was used for signal processing and data acquisition. A reference detector consisted of a mechanically polished LYSO crystal ($3.0 \times 3.0 \times 5.0 \text{ mm}^3$) and a single-channel SiPM. A ^{22}Na source (0.933 MBq) was positioned between a pair of detectors, with the test detector aligned either face-to-face or side-by-side with the reference detector for front and side irradiation measurements, respectively (Figure 2). For DOI irradiation, a slit irradiation setup of a lead block with a 1 mm slit was used to produce collimated annihilation photons. Data were acquired at seven depth points (2.5 mm, 5.0 mm, 7.5 mm, 10.0 mm, 12.5 mm, 13.5 mm, and 14.5 mm) by moving the test detector along the depth direction using a 1D motorized stage. Each measurement recorded 90,000 coincidence events at a room temperature of 23 °C and was repeated five times under the same conditions.

The data were acquired in list-mode format and an energy window of $\pm 20\%$ (409 to 613 keV) was used. For calculating the CTR, the mean of the timestamps from the two SiPMs in the test detector was subtracted from the timestamp of the reference detector, and a timing histogram was generated. A Gaussian fitting was applied to the timing histogram and full width at half maximum (FWHM) was used to extract the CTR [3]. The DOI resolution was calculated from the FWHM of the DOI ratio (signal ratio of the two SiPMs).

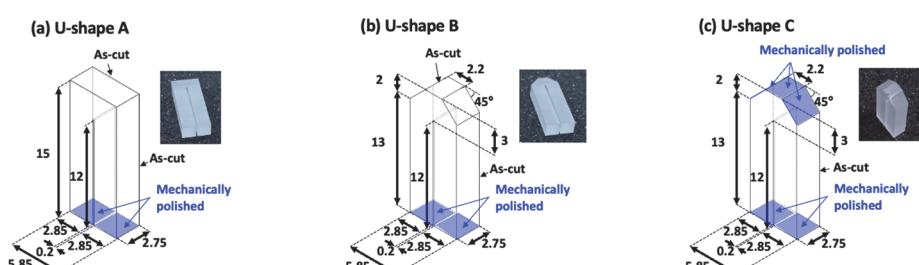


Figure 1 Detector design with three differently shaped fast-LGSO crystals:

U-shaped monolithic fast-LGSO crystal with flat top (U-shape A) (a), tapered U-shaped fast-LGSO crystal (U-shape B) (b), and tapered U-shaped fast-LGSO crystal with mechanically polished top surfaces (U-shape C) (c). The dimension unit is mm.

Table 1 Surface roughness and sigma alpha values of the fast-LGSO crystals. Each surface roughness was measured using a portable surface roughness tester (Mitutoyo, SJ210, Japan) with a scan resolution of 1 μm [4].

U-shape design	Top geometry	Top surface finish	Surface roughness (R_a) [μm]	Sigma alpha (σ_α) [$^\circ$]
A	Flat top	As-cut	0.960 ± 0.01	12.6 ± 0.3
B	45° tapered top	As-cut	0.930 ± 0.01	12.2 ± 0.1
C	45° tapered top	Mechanically polished	0.015 ± 0.01	0.5 ± 0.1

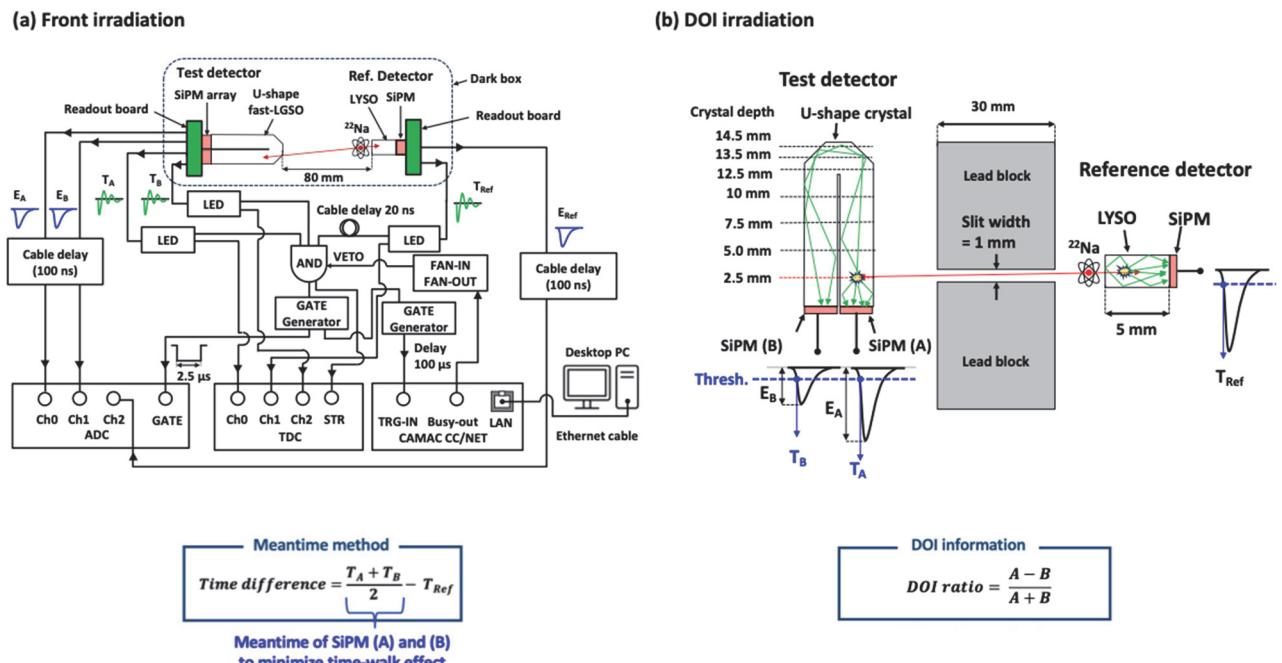


Figure 2 Block diagram for the coincidence data acquisition with the front irradiation configuration (a) and slit irradiation configuration for DOI resolution evaluation (b).

結果

フロント照射の CTR は、U-shape C が最も優れた 201 ± 3 ps を達成した。これは、U-shape A (220 ± 3 ps) を 9.5%、U-shape B (213 ± 1 ps) を 5.8% 改善した (Figure 3a)。

DOI 分解能は、U-shape A、U-shape B、U-shape C のそれぞれで、 3.2 ± 0.9 mm、 3.0 ± 0.7 mm、および 3.1 ± 0.6 mm であった (Figure 3b)。特に、U-shape B は深さ方向で最も小さいばらつきを示した。

Results

For the CTR with the front irradiation configuration, U-shape C offered the best performance of 201 ± 3 ps, representing a 9.5% improvement over U-shape A (220 ± 3 ps) and a 5.8% improvement over U-shape B (213 ± 1 ps) (Figure 3a).

The DOI resolutions of 3.2 ± 0.9 mm, 3.0 ± 0.7 mm, and 3.1 ± 0.6 mm were achieved for U-shape A, U-shape B, and U-shape C, respectively (Figure 3b). U-shape B showed the least variation across the range of depths.

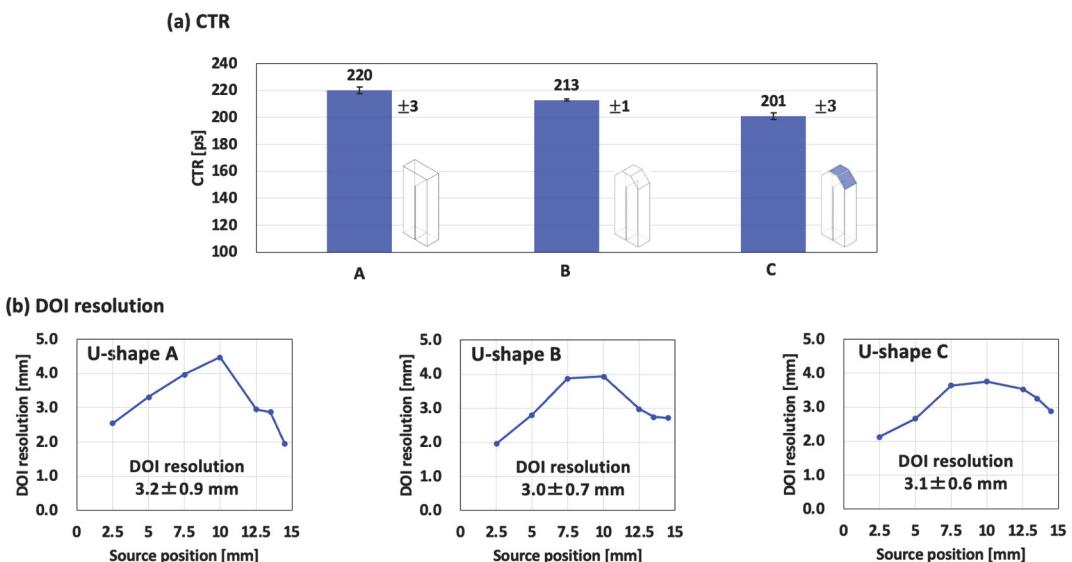


Figure 3 CTR with the front irradiation configuration (a), and DOI resolution as a function of source position (b).

The error bars indicate the standard deviations of five repeated measurements.

The average DOI resolution for all source positions is given with its standard deviation for each crystal design.

考察

U字型Cで比較的優れたCTRとDOIが得られた。これは、上部の研磨表面における鏡面反射により隣接する2つの結晶間のSiPM方向への光伝送が改善されたことに起因すると考えられる。今後は、エネルギー分解能の評価を考慮し、テーパードU字型における表面処理や反射材の最適化、および配列結晶への適用にも取り組む予定である。

まとめ

新しいテーパードトップと機械研磨された表面の組み合わせを持つU字型Cにおいて、優れたCTR 201 ± 3 psとDOI分解能 3.1 ± 0.6 mmが得られ、テーパードU字型の形状による光伝送効率の向上がCTRとDOI分解能の改善に寄与したと言える。

Discussion

U字型Cは相対的に優れたCTRとDOIを実現した。研磨された上部表面は鏡面反射を促進し、隣接する2つの結晶間のSiPM方向への光伝送を改善した。次回の研究では、エネルギー分解能の評価を考慮して、テーパードU字型の表面処理や反射材の最適化を行って、これらの改良を結晶アレイに適用する予定である。

Conclusion

U字型Cは、研磨された上部表面とテーパードトップによって、CTR 201 ± 3 psとDOI分解能 3.1 ± 0.6 mmを実現した。これらの結果は、光伝送効率の向上がCTRとDOI分解能の改善に寄与したことを示す。

Acknowledgements

Collaborators

Han Gyu Kang, Taiga Yamaya (QST), Hiroyuki Ishibashi (OXIDE), Hideaki Haneishi (Chiba University)

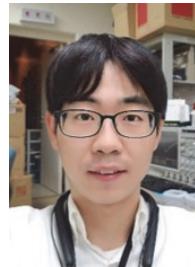
References

- [1] E. Yoshida and T. Yamaya, "PET detectors with depth-of-interaction and time-of-flight capabilities," *Radiol. Phys. Technol.*, vol. 17, no. 3, pp. 596-609, 2024.
- [2] H. Li et al., "Performance characteristics of the NeuroEXPLORER, a next-generation human brain PET/CT imager," *J. Nucl. Med.*, vol. 65, no. 8, pp. 1320-1326, Aug. 2024.
- [3] H.G. Kang et al., "A Dual-Ended Readout Detector Using a Meantime Method for SiPM TOF-DOI PET," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, 62(5), 1935-43, 2015.
- [4] M. Kiyokawa, et al., "Tracking the same fast-LGSO crystals by changing surface treatments for better coincidence timing resolution in PET," *Biomedical Physics & Engineering Express*, 8(2), 023023, 2023.

サブ 0.5mm 空間分解能 PET のシミュレーション

GATE simulation of a sub-0.5 mm resolution PET

カン ハンギュ 主任研究員
Han Gyu Kang, Senior Researcher



はじめに

PET は、生体の機能的な情報を非侵襲的に可視化できる分子イメージング手法である。小動物 PET は、神経変性疾患のメカニズムを解明するために重要な役割果たしてきた。PET の空間分解能はマウス脳イメージングにおいて重要な要因である[1]。我々はこれまで、PET の世界最高空間分解能である 0.55 mm を達成したが、マウスの脳のイメージングにはまだ不十分であった[2]。本稿では、サブ 0.5 mm 空間分解能の小動物用 PET の実現を目指し、モンテカルロシミュレーションを行ったので報告する。

方法

設計した小動物用 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 検出器から成り、各検出器は 3 層の LYSO 結晶と半導体受光素子 (SiPM) で構成される。結晶のピッチは 0.8 mm で、 BaSO_4 反射材の厚みは 0.1 mm とした。結晶アレイの 1 層目(13×12)、2 層目(13×13)、3 層目(14×14)は、それぞれ結晶ピッチの半分だけずらしたスタガード構造である[3]。

GATE モンテカルロシミュレーションを用いて 3 層 DOI 検出器の各層の結晶厚みを最適化した[4]。3 つの 3 層結晶アレイのパターン：(A) 4+4+7 mm、(B) 3+4+4 mm、(C) 3+3+5 mm を比較した (Figure 2)。PET の内径は、物理的に検出器同士が干渉しない最小の値とした (Table 1)。

感度と空間分解能の評価は、直径 0.25 mm の ^{22}Na 点線源を用いて行った。空間分解能は動径方向に視野中心から 15 mm オフセット位置まで 5 mm 間隔で移動しながら評価した。エネルギー ウィンドウは 440-560 keV である。

Introduction

Positron emission tomography (PET) is a molecular imaging technique that can provide functional information of living objects non-invasively. For neuroscience research, small animal PET has been widely used to unravel neurological mechanisms of various neurodegenerative diseases. One of the important parameters for mouse brain imaging is spatial resolution [1]. However, the best spatial resolution for a small animal PET scanner is 0.55 mm, which is still not sufficient for mouse brain imaging [2]. In this report, we present the Monte Carlo simulation results of the sub-0.5 mm resolution PET scanner.

Methods

The proposed PET scanner has a 48 mm inner diameter and 23.4 mm axial field-of-view (FOV) (Figure 1). The PET scanner has 2 rings, each of which consists of 16 DOI detectors. Each DOI detector consists of a staggered 3-layer LYSO crystal array, lightguide, and silicon photomultiplier (SiPM) array. The LYSO crystal pitch is 0.8 mm and a 0.1 mm thick layer of BaSO_4 powder is used as reflector materials. The 1st (13×12), 2nd (13×13), and 3rd (14×14) layers are stacked with staggered configuration to encode DOI information [3].

We conducted GATE simulations to optimize the crystal layer designs in terms of spatial resolution [4]. Three different crystal layer designs were used: (A) 4+4+7 mm, (B) 3+4+4 mm, and (C) 3+3+5 mm (Figure 2). The inner diameter of the PET ring was determined to minimize the detector gaps while avoiding mechanical overlaps between the detectors (Table 1).

The sensitivity of the PET scanners was evaluated with a point source placed at the center of the FOV. To evaluate the spatial resolution, four NEMA ^{22}Na sources (diameter = 0.25 mm) with spacing of 5 mm in the radial direction were used. An energy window of 440-560 keV was used for sensitivity and spatial resolution evaluation.

Using the optimized crystal layer design, we scanned a resolution phantom having six different rod diameters (0.45,

3 パターンから最適なものを選んだ後、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。

GATE シミュレーションから出力されたファイルは FBP および OSEM で再構成した。OSEM のサブセットと反復数はそれぞれ 8 と 10 である。ボクセルサイズは $0.2 \times 0.2 \times 0.2 \text{ mm}^3$ である。減弱補正と散乱補正是行わなかった。ロッドファントムの場合はサブ 0.5 mm の構造を分解するため反復数 50 とした。

0.5, 0.55, 0.75, 0.8, and 0.85 mm) filled with ^{18}F (0.95 MBq) for 600 s.

The GATE ROOT output files (i.e. list-mode coincidence data) were imported and reconstructed by using filtered back projection (FBP) and ordered subset expectation maximization (OSEM) algorithms. Eight subsets and ten iterations were used for the OSEM algorithm. A voxel size of $0.2 \times 0.2 \times 0.2 \text{ mm}^3$ was used. No attenuation nor scatter corrections were applied. For the resolution phantom, 50 iterations were used to resolve the sub-0.5 mm rod structures.

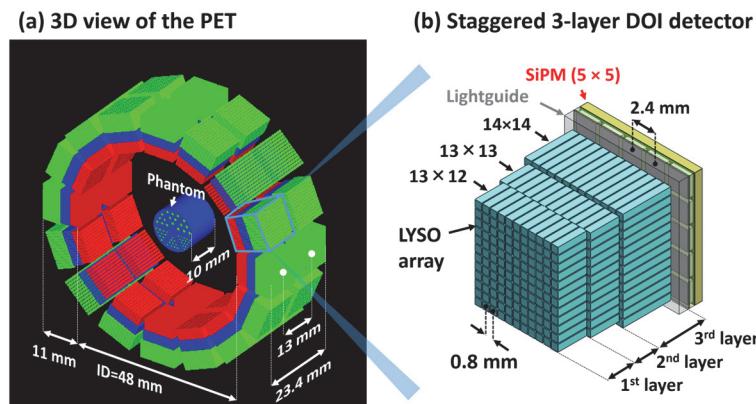


Figure 1 A 3D view of the mouse brain PET scanner (a) and staggered 3-layer DOI detector (b).

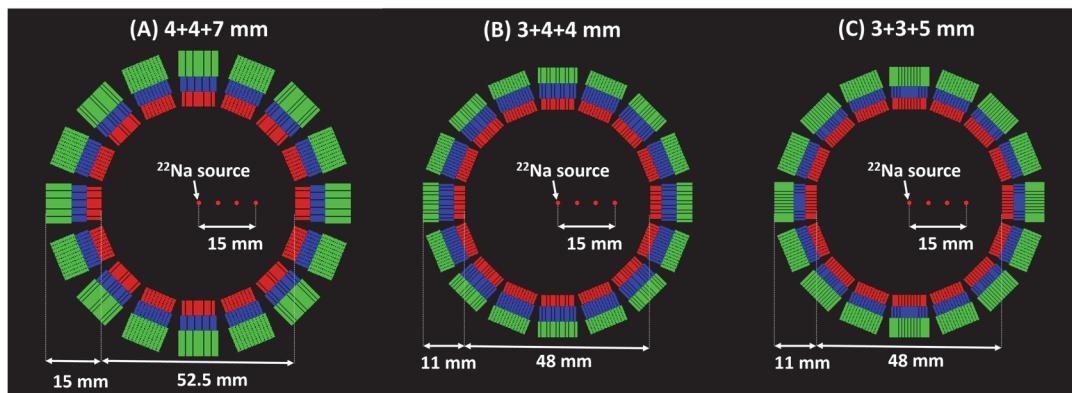


Figure 2 Mouse brain PET geometries with three different designs of (A) 4+4+7 mm, (B) 3+4+4 mm, and (C) 3+3+5 mm.

Table 1 Three different crystal layer designs.

Parameter	Design (A)	Design (B)	Design (C)
Crystal layer [mm]	4+4+7	3+3+4	3+3+5
Crystal thickness [mm]	15	11	11
Crystal pitch [mm]	0.8	0.8	0.8
PET inner diameter [mm]	52.5	48	48

結果と考察

^{22}Na 点線源の再構成画像から、ラインプロファイルを取り出して、半値幅を求ることで空間分解能を計算した (Figure 4)。結晶デザイン (C) ($3+3+5\text{ mm}$) は、他のデザインより良い空間分解能が得られた。一番高い感度はデザイン (A) ($4+4+7\text{ mm}$) で得られた(Table 2)。

最適化された結晶デザイン (C) で、ロッドファンタムの PET 画像が得られた(Figure 5)。空間分解能を定量的評価するため、直径 0.45 mm のロッド構造において、ラインプロファイルから valley to peak ratio (VPR) を計算した。 0.45 mm のロッドの VPR 値 0.573 ± 0.062 は、Rayleigh 基準を下回っており、全てのロッドが分離されていることが示された。

Results and discussion

The reconstructed PET images of the four NEMA ^{22}Na sources with different crystal layer designs were obtained (Figure 3). The full width at half maximums of the line profiles were also obtained to provide the radial resolution. Design (C) ($3+3+5\text{ mm}$) showed better radial resolutions than the other two designs (Figure 4). The highest sensitivity was obtained with design (A) ($4+4+7\text{ mm}$) (Table 2).

The PET images of the resolution phantom obtained with the optimal crystal layer design (C) are reproduced in Figure 5 (a). The valley-to-peak ratios (VPRs) were calculated from the line profiles of the 0.45 mm rod diameter structure for quantitative evaluation of imaging resolution and their histogram is shown in Figure 5 (b). The 0.45 mm rod structure was resolved with the VPR of 0.573 ± 0.062 . All the 16-line profiles were below the Rayleigh criterion, suggesting 100% resolvability was realized.

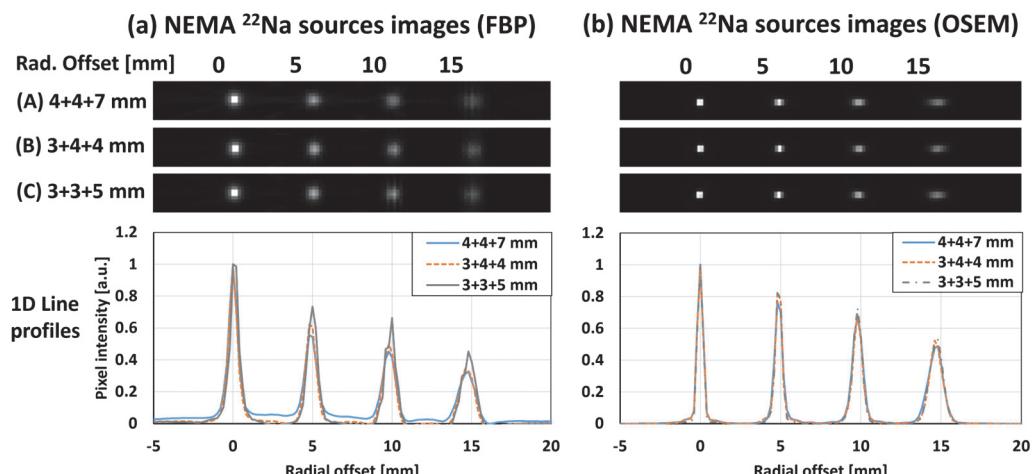


Figure 3 The reconstructed PET images for different crystal layer designs obtained with FBP (a) and OSEM (b) algorithms. The line profiles are shown underneath the images.

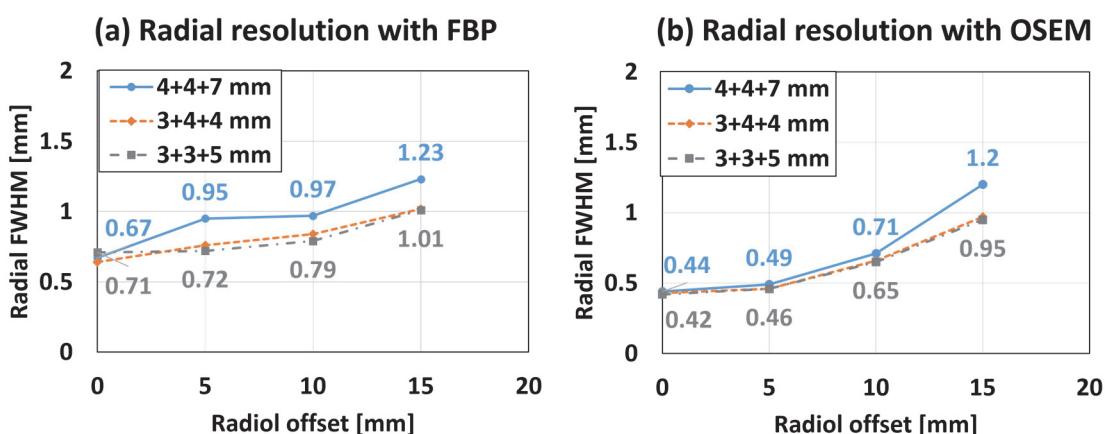
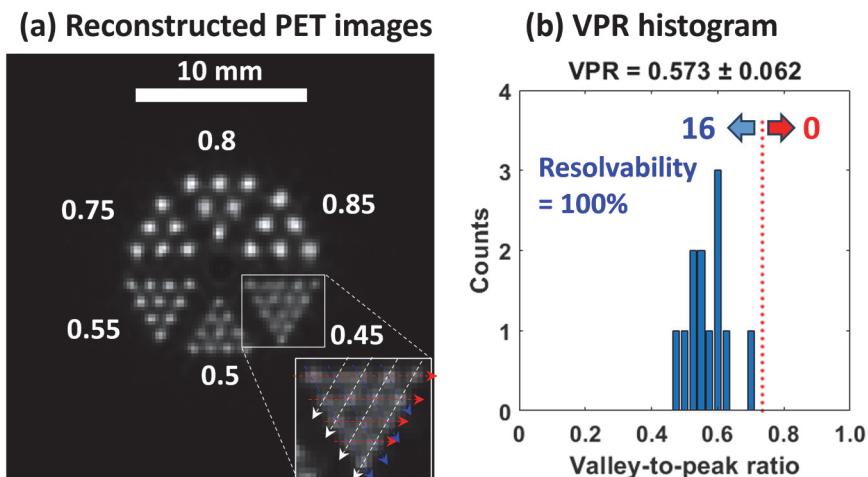


Figure 4 Radial resolution for different crystal layer designs obtained with FBP (a) and OSEM (b) algorithms.

Table 2 Radial resolution and sensitivity with three different crystal layer designs.

Design (Crystal layer)	Radial offset [mm]			Sensitivity [%]
	0	5	10	15
(A) (4+4+7 mm)	0.44 (0.67)	0.49 (0.95)	0.71 (0.97)	1.20 (1.23)
(B) (3+4+4 mm)	0.43 (0.64)	0.46 (0.76)	0.66 (0.84)	0.97 (1.02)
(C) (3+3+5 mm)	0.47 (0.71)	0.46 (0.72)	0.65 (0.79)	0.95 (1.01)

**Figure 5** The reconstructed resolution phantom images obtained with design (C)

(a) and the valley-to-peak ratio of the 0.45 mm rod structure (b). The Rayleigh criterion is marked by the vertical red dotted line. The numbers of line profiles below and over the Rayleigh criterion are shown alongside the blue and red arrows.

まとめ

GATE シミュレーションを用いて結晶デザインを最適化した。最適化された結晶デザインではサブ 0.5mm の分解能がシミュレーション上で達成された。今後、この最適化されたデザインで実機を開発する予定である。

Conclusion

The crystal layer design of the mouse brain PET was optimized with GATE simulations. Using the optimized crystal layer design, we achieved sub-0.5 mm resolution in the resolution phantom imaging. In the future, we plan to develop a prototype mouse brain PET with an optimized PET design.

Acknowledgements

Collaborators Hideaki Tashima, 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.*, "A staggered 3-layer DOI PET detector using BaSO₄ reflector for enhanced crystal identification and inter-crystal scattering event discrimination capability," *Biomed. Phys. Exp. Eng. Express*, vol. 7, 03518, 2021.
- [4] D. Sarrut, *et al.*, "The OpenGATE ecosystem for Monte Carlo simulation in medical physics," *Phys. Med. Biol.*, vol. 67, 184001, 2022.

7T MRI 用 PET 付 4-channel マイクロストリップ RF コイル A 4-channel microstrip RF coil for PET in a 7T MRI system

エムディ シャハダト ホサイン アクラム 主任研究員

Md Shahadat Hossain Akram, Senior Researcher



はじめに

PET と MRI のマルチモーダルイメージングは、単一装置の場合と比較して、がんや認知症などの疾患の診断精度が向上することが示されている[1]。市販の臨床 PET/MRI が利用可能である一方、既存の MRI で使用する臓器特化型 (organ-specific, OS) PET [2-4] は (Figure 1)、高感度で高解像度の PET 画像が得られ、かつコストを低減できる代替法になる。10 年以上前から、OS PET 装置（頭部用アドオン PET、挿入型乳房 PET、RF 透過型 PET など）が広く提案されており、そのほとんどが 3 テスラ (3T) MRI 装置用である。しかし MR 画像の感度とコントラストは、磁場強度の増加と共にほぼ直線的に増加し[5]、7T の超高磁場 MRI では 3T MRI と比較して約 2 倍となっている。本研究では、全身用 7T MRI 装置 (Siemens MAGNETOM 7T, Erlangen, ドイツ) 用の頭用 PET の開発を進めている。本報告ではここでは、PET 検出器と読出し回路を搭載するために設計された 4 チャンネルマイクロストリップ RF コイル [6] の性能評価について述べる。実験ではグラジエントエコー (GRE) およびターボスピニエコー (TSE) を用いてファントムの撮像を行った。

Introduction

The multimodal imaging of PET and MRI has shown improved diagnostic accuracy for such diseases as cancer and dementia compared to a single imaging module [1]. Although commercial clinical PET/MRI systems are available, an organ-specific (OS) PET [2-4] for an existing MRI system (Figure 1) is an alternate low-cost solution that can also provide high-sensitivity and high-resolution PET images. For more than a decade, OS PET devices (e.g., add-on brain PET, breast PET insert, and RF penetrable PET) have been widely designed, mostly for 3 Tesla (3T) MRI systems. However, the MR image sensitivity and contrast increase almost linearly with the increased magnetic field strength [5]; and, for a 7T ultra-high field (UHF) MRI system they almost double compared to those for a 3T MRI system. In this project, we are working on the development of a brain OS PET for a whole-body 7T MRI system (Siemens MAGNETOM 7T, Erlangen, Germany). Here, we describe a performance study for a 4-channel microstrip radiofrequency (RF) coil that was customized [6] to be mounted with PET detectors and front-end electronics. An MRI study was performed with a phantom for the gradient echo (GRE) and the turbo spin echo (TSE) imaging sequences.

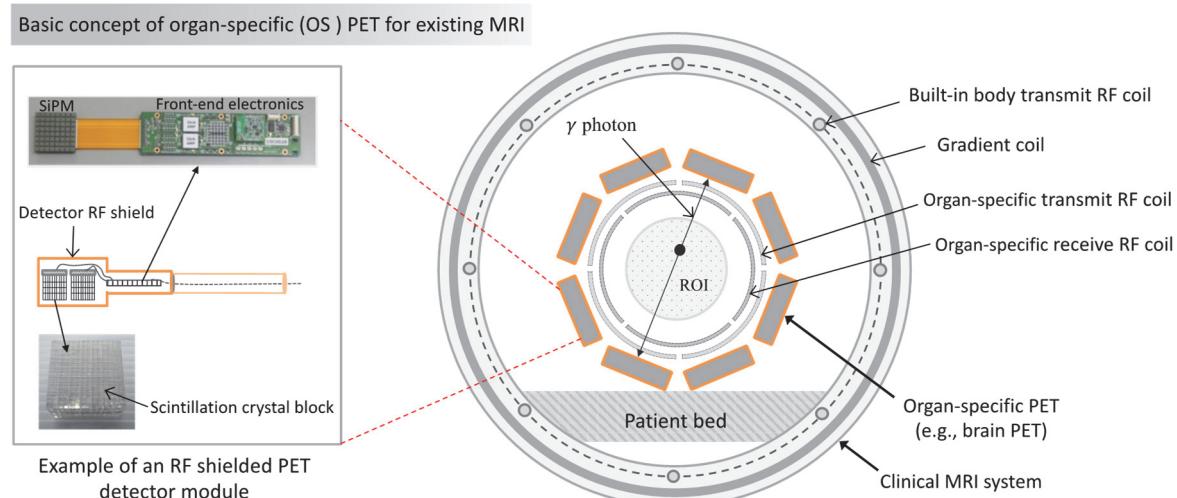


Figure 1 Schematic of an organ-specific (OS) PET with an MRI system. The OS PET combines an RF shielded PET with MRI RF coils (transmit/receive). It is also possible to use the built-in RF coil of the MRI system as a transmitter.

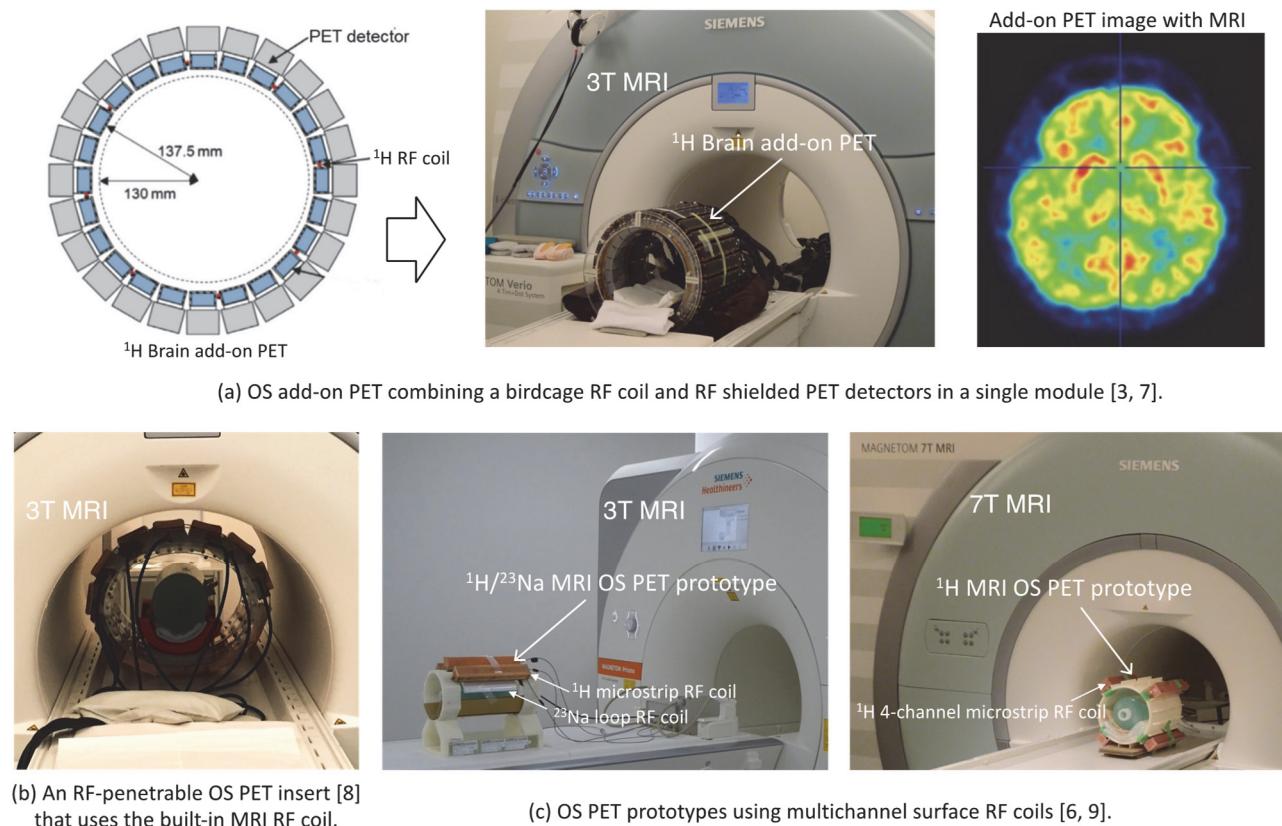


Figure 2 Different OS PET designs at QST. (a) A full-ring human brain imaging OS add-on PET for a 3T MRI system (Siemens MAGNETOM Verio). Proton (^1H) imaging is the conventional clinical MR imaging method. (b) An oval RF penetrable OS PET insert that uses the built-in body RF coil of the MRI system. (c) A partial ring dual RF coil design for OS PET for a 3T MRI system (Siemens MAGNETOM Prisma). (c) The present study – a 4-channel microstrip RF coil for OS PET designed to be used for a collaboration project with a 7T MRI facility (Siemens MAGNETOM Verio) at NIPS, Aichi, Japan.

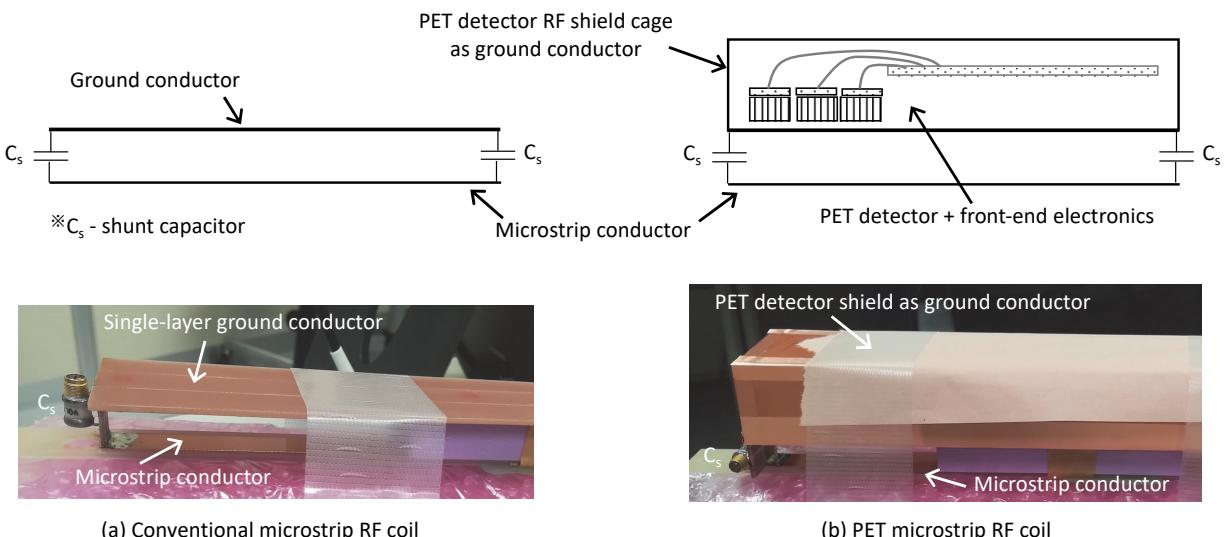


Figure 3 Microstrip surface RF coils. (a) A conventional microstrip coil combining a microstrip conductor and a ground conductor. The ground conductor works as an RF shield for the coil. (b) The RF shield box of a PET detector designed for an OS PET device is used as the ground conductor of the microstrip RF coil.

方法

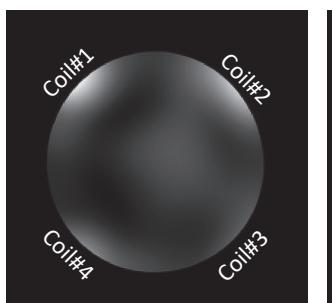
Figure 2 は我々が開発した様々な OS PET 装置であり、その中でも頭部用アドオン PET は既にボランティア試験を行っている。本稿では 7T 全身 MRI 用の OS PET のために設計した 4ch のマイクロストリップ RF コイルについて報告する (Figure 2 (c))。従来のマイクロストリップ RF コイルは、細いストリップ状の導体と RF シールドとして機能する単層の導体で構成される (Figure 3 (a))。本研究では、PET 専用 RF コイルの開発であるため、PET 検出器の RF シールドボックスをコイルのグランドとして使用する (Figure 3 (b)) [6]。比較のために 4ch の従来型マイクロストリップ RF コイルも作製し、ファントムを用いた評価実験を行った。4ch マイクロストリップ RF コイルは、ダミーの PET 検出器モジュールに搭載した (PET 検出器のシールドボックスのみを RF フラデーケージとして使用)。

MR 画像は円筒形ファントム ($\text{NaCl} + \text{NiSO}_4 \times \text{H}_2\text{O}$) を GRE および TSE を用いて測定した。GR のパラメータは $\text{TR} = 300 \text{ ms}$ 、 $\text{TE} = 5.9 \text{ ms}$ 、フリップ角 = 45° 、スライス数 = 15、スライス厚 = 5 mm、画像マトリックス = 256×256 、FOV = 200 mm^2 。TSE のパラメータは $\text{TR} = 4000 \text{ ms}$ 、 $\text{TE} = 8.8 \text{ ms}$ 、フリップ角 = 140° 、スライス数 = 15、スライス厚 = 5 mm、画像マトリックス = 256×256 、FOV = 200 mm^2 。

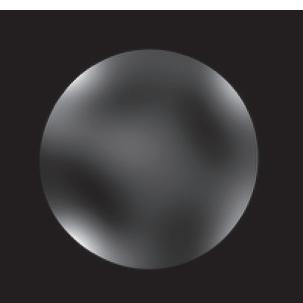
Methods and Materials

Figure 2 illustrates different OS PET devices that have been developed at our lab; among them, the add-on brain PET has already been tested with human volunteers. Here, we report on a 4-channel microstrip transmission line RF coil designed for OS PET for a 7T whole-body MRI system (Figure 2(c)). A conventional microstrip RF coil consists of a microstrip conductor and a single-layer ground conductor that functions as an RF shield (Figure 3(a)). In this study, to develop a PET dedicated RF coil, the RF shield box of a PET detector was used as the electric ground conductor of the microstrip coil (Figure 3(b)) [6]. Both a 4-channel conventional microstrip RF coil and a 4-channel OS PET microstrip RF coil were designed for a comparison. A phantom study was conducted for both the coils. The 4-channel PET microstrip RF coil was implemented with dummy PET detector modules (only the detector RF shield box was used as the RF Faraday cage).

MR images were measured with a cylindrical phantom ($\text{NaCl} + \text{NiSO}_4 \times \text{H}_2\text{O}$) for the GRE and TSE imaging sequences. The GRE sequence parameters were as follows: $\text{TR} = 300 \text{ ms}$, $\text{TE} = 5.9 \text{ ms}$, flip angle = 45° , slices = 15, slice thickness = 5 mm, image matrix = 256×256 and $\text{FOV} = 200 \text{ mm}^2$. And the sequence parameters for the TSE were: $\text{TR} = 4000 \text{ ms}$, $\text{TE} = 8.8 \text{ ms}$, flip angle = 140° , slices = 15, slice thickness = 5 mm, image matrix = 256×256 and $\text{FOV} = 200 \text{ mm}^2$.

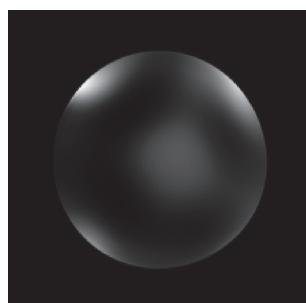


Conventional microstrip coil



OS PET microstrip coil

(a) Gradient echo (GRE) MR images



Conventional microstrip coil

(b) Turbo spin echo (TSE) MR images



OS PET microstrip coil

Figure 4 MR images of both the conventional and OS PET microstrip RF coils. (a) Gradient echo (GRE) and (b) turbo spin echo (TSE) images of the phantom for the central transverse slice.

結果

Figure 4 は両方のコイルで得られた中央スライス画像である。Figure 4(a)左の画像は、90 度位相シフト画像と共にマイクロストリップコイルの位置も示している。従来型コイルの GRE 画像と TSE 画像の

Results and discussion

Figure 4 illustrates the central transverse slice images for both 4-channel RF coils. The left image of Figure 4(a) shows the positions of individual microstrip RF coil with a 90-deg phase shift orientation. The signal-to-noise ratios (SNRs) of GRE and TSE images for the conventional coil were 203.1 ± 28.2 and

SNR は 203.1 ± 28.2 および 80.2 ± 27.0 であり、PET 用コイルでは 202.4 ± 34.2 および 75.1 ± 29.8 であった。全ての画像で均一性は非常に低いことが確認された。マルチチャンネルコイルの場合、高い画像均一性を得るためにには視野の 360 度全てをカバーする必要がある。今後は高 SNR、高画質を目指し 16ch の頭部用 PET マイクロストリップ RF コイルを設計する予定である。7T MRI 用の 1 ch のコイルのみを使用した PET 検出器の研究は文献[6]にある。

80.2 ± 27.0 respectively, whereas they were respectively 202.4 ± 34.2 and 75.1 ± 29.8 for the PET microstrip coil. The image homogeneity was seen to be very low in all images. In the multi-channel configuration, a full-ring 360-deg field-of-view coverage is required to achieve a high image homogeneity. For this, in the future, we plan to design a 16-channel PET microstrip RF coil for brain imaging purpose that should provide high SNR and high image homogeneity. A study for a PET detector with a single-channel coil with the 7T MRI system can be found elsewhere in the literature [6].

まとめ

我々は 7T 全身用 MRI のための 4ch OS PET 用マイクロストリップ RF コイルの試作機を開発し、従来型の 4ch マイクロストリップ RF との比較実験を行った。PET 用マイクロストリップ RF コイルは従来のマイクロストリップ RF コイルと同等の性能を示した。全身 7T MRI システム用のヒト脳 OS PET の開発のため、今後は多数の RF コイル（例えば 16 チャンネルコイル）とそれらを搭載するための PET 検出器用シールドボックスを用いた研究を行っていく。

Conclusion

We developed a 4-channel OS PET microstrip RF coil as a prototype for a 7T whole-body MRI system. A conventional 4-channel microstrip RF coil was also designed for a comparison. MR images were measured for both RF coils. The PET microstrip RF coil performed like the conventional microstrip RF coil. A future study with a large number of RF coils (e.g., sixteen channel coils) and a PET detector housing for all the RF coils will be done to develop a human brain OS PET for a whole-body 7T MRI system.

Acknowledgements

Collaborators	Sodai Takyu, Fumihiko Nishikido, Takahashi Miwako, Takayuki Obata, Taiga Yamaya (QST, Chiba, Japan) Masaki Fukunaga (National Institute for Physiological Sciences (大学共同利用機関法人 自然科学研究機構 生理学研究所), Aichi, Japan,)
Grants	This research was supported by a QST President grant 2019, QST, Japan, and JSPS KAKENHI grants (ID: 22K18224 and 22H03946)

References

- [1] C. Spick, K. Herrmann, J. Czernin, "18F-FDG PET/CT and PET/MRI perform equally well in cancer: Evidence from studies on more than 2,300 patients", *J. Nucl. Med.*, 57(3), 420-430, Mar. 2016.
- [2] A. Kolb, *et al.*, "Technical performance evaluation of a human brain PET/MRI system", *Eur. Radiol.*, 22, 1776–1788, Aug. 2012.
- [3] F. Nishikido, *et al.*, "Axial scalable add-on PET/MRI prototype based on four-layer DOI detectors integrated with a RF coil", *Nucl Instr Meth Phys Res A*, 1040, 55–61, 2022.
- [4] M.S.H. Akram, *et al.*, "MRI compatibility study of an integrated PET/RF-coil prototype system at 3T", *J. Magn. Reson.*, 283, 62-70, Oct. 2017.
- [5] A.G. van der Kolk, *et al.*, "Clinical applications of 7T MRI in the brain", *Eur. J. Radiol.*, 82(5), 708-718, May. 2013.
- [6] M.S.H. Akram, *et al.*, "Feasibility study for a microstrip transmission line RF coil integrated with a PET detector module in a 7T human MR imaging system", *Magn. Reson. Med. Sci.*, Article ID mp.2023-0061, Advance online publication February 09, 2024.
- [7] M. Takahashi, "PET and MRI simultaneous brain imaging by Add-on PET", Report on PET Imaging Physics Research, National institutes for quantum science and technology (QST), Japan. pp 51-54, 2023.
- [8] M.S.H. Akram, *et al.*, "MRI compatibility study of a prototype radiofrequency penetrable oval PET insert at 3 T", *Jpn. J. Radol.* 42, 382–390, 2024.
- [9] M.S.H. Akram, "Sodium/proton RF coils integrated into Add-on PET", Report on PET Imaging Physics Research, National institutes for quantum science and technology (QST), Japan. pp. 89-92, 2023.

OpenPET 臨床研究の中間報告：重粒子線飛程の解析

OpenPET clinical research interim report: range analysis in carbon-ion therapy



田島 英朗 主幹研究員

Hideaki Tashima, Principal Researcher

はじめに

重粒子線がん治療は、周囲の臓器への影響を最小限に抑えながら腫瘍に高い線量を集中させることができ。CT画像とともに作成された治療計画により、綿密な治療ビームの照射が行うことで、高い治療成績が得られている。現状、治療効果の確認は経過観察で評価されているが、我々は実際の照射でどのような線量が付与されたかをその場で確認し、より安心な治療を提供できるようにするために、OpenPETの研究開発を行っている[1-3]。重粒子線がん治療で照射するビームは炭素イオンを加速させたもので、生体との核破碎反応により、様々な陽電子放出核種が生成されるため、PETを用いた飛程検証法が有望視されている[4]。生成される核種の半減期は短いため、短時間で十分なデータ量を得るために照射中及び照射直後からの測定が可能なIn-beam PETが望ましい。OpenPETは、3次元断層撮像が可能なフルリング型でありながら、治療ビームを照射可能な解放空間を持つ。昨年度、初の臨床試験を頭頸部がんの重粒子線治療を対象として開始した。本稿では、これまでに測定したデータについて、飛程検証の予備的検討を行った結果を報告する。

Introduction

Carbon-ion therapy can deliver a high dose to a tumor while minimizing impact on the surrounding organs. High treatment outcomes have been achieved by carefully irradiating the treatment beams based on treatment plans that in turn are generated based on precise calculations using CT images. Currently, the effectiveness of a treatment is evaluated through follow-up observation. To enable on-site confirmation of the dose given by the actual irradiation, we are conducting research and development of OpenPET to provide more reliable treatment [1-3]. The beam used in carbon-ion cancer therapy generates various positron emitters by nuclear fragmentation reactions with the living body. Therefore, PET is considered a promising method for range verification [4]. Since the half-lives of the generated positron emitters are short and their amount is limited, in-beam PET is desirable as it allows measurement during and immediately after irradiation to obtain sufficient data in a short time. OpenPET is a full-ring type that allows 3D tomographic imaging while having an open space that allows the treatment beam to pass through. Last year we started the first clinical trial for carbon-ion therapy for head and neck cancer. In this paper, we report the results of a preliminary study on range verification using data measured so far.

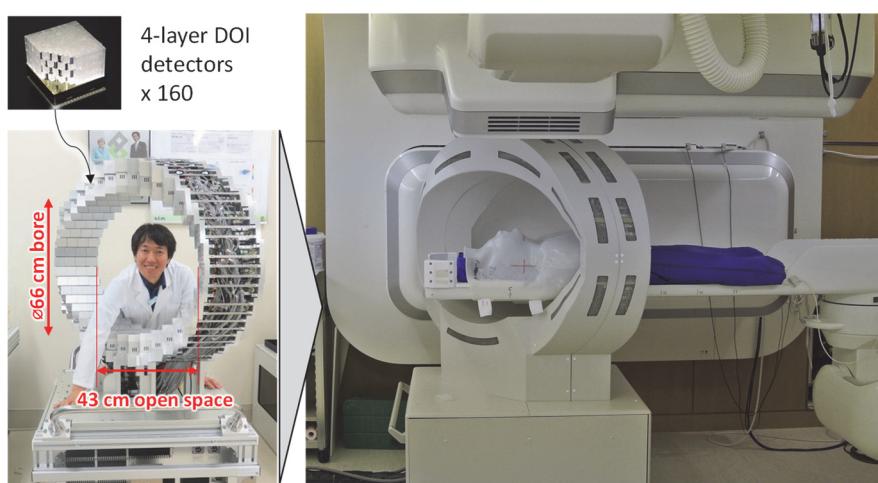


Figure 1 OpenPET developed using 4-layer DOI detectors and installed in treatment room E at the HIMAC.

方法

OpenPETは、円筒を並行する斜めの2平面で切り取ったジオメトリで、円筒型PETの検出器配置から体軸方向に検出器をずらしながら配置することで実現している。QST独自の4層DOI検出器を用いて開発することで、特殊な検出器配置にもかかわらず、高い空間分解能を達成している[3]。HIMAC治療室(E室)での臨床試験に使用するために、着脱式のレールシステムを開発し、患者セットアップ後にアイソセンターの測定位置へOpenPETを速やかに移動できるようにした(Figure 1)。

Method

OpenPET has a geometry in which a cylinder is cut by two parallel oblique planes, and the detectors are shifted in the axis direction from the cylindrical PET detector arrangement. Using our original 4-layer DOI detectors, we have achieved high spatial resolution despite the special detector arrangement [3]. For use in clinical trials at the HIMAC treatment room (room E), a detachable rail system was developed to enable OpenPET to be moved quickly to the isocenter measurement position after patient setup (Figure 1).

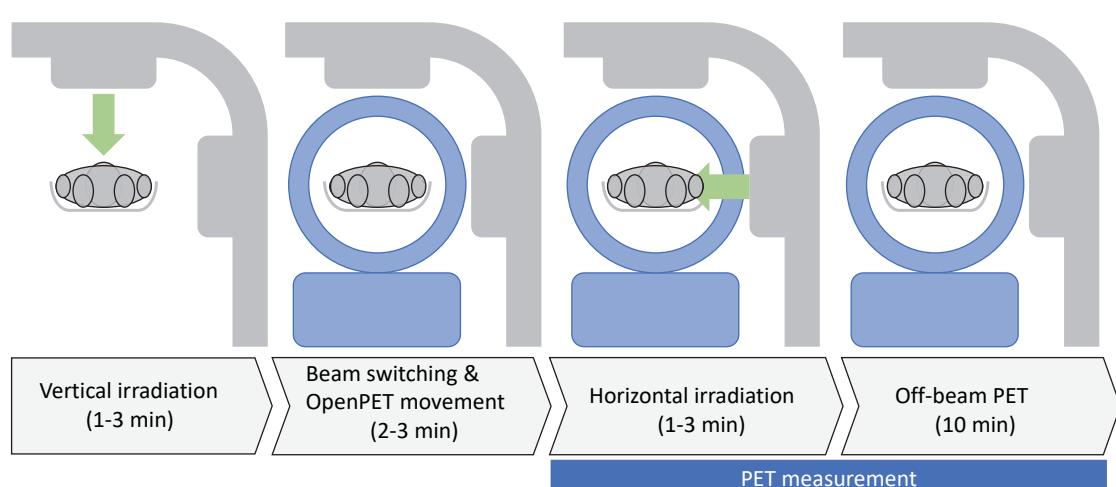


Figure 2 Measurement protocol of OpenPET for two-port irradiation.

臨床研究の対象とした頭頸部がん治療では計16回の照射が行われる。そのうち4回(1-4、5-8、9-12、13-16回目のそれぞれ1回ずつ)の照射についてOpenPETによるin-beam測定を実施した。なお、各回ごとに垂直・水平の2門照射が行われるが、現行OpenPETは水平照射専用の設計であるため、先にOpenPETを使わずに垂直照射を行い、その後OpenPETをレールに沿って移動し、水平照射中及び照射終了直後から10分間継続して測定を実施した(Figure 2)。本臨床研究は量子科学技術研究開発機構臨床研究審査委員会により承認されている(臨床研究実施計画番号:jRCTs032220746)。

照射ビームは、バンチと呼ばれる構造を持っており、1秒前後の不規則な間隔で照射(ビームオン)と休止(ビームオフ)が繰り返されている。ビームオンの間は即発ガンマ線が多くデータは使えないが、ビームオフの間はバックグラウンドノイズの少ないデータを取得できる。そこで、ビームオフ時間の同時計

The head and neck cancer treatment that was the subject of the clinical research involves a total of 16 irradiation fractions. In-beam measurements were performed using OpenPET for 4 of these sessions (1-4, 5-8, 9-12, 13-16). Two-port irradiation (vertical and horizontal) is performed in each fraction. However, since the current OpenPET is designed for horizontal irradiation only, vertical irradiation was performed first without OpenPET. Then, OpenPET was moved along the rail to perform measurements during horizontal irradiation and for 10 min immediately after the end of irradiation (Figure 2). The National Institutes for Quantum Science and Technology Certified Review Board approved this clinical study (Trial ID: jRCTs032220746).

The irradiation beam had a structure called a bunch, and irradiation (beam on) and pauses (beam off) were repeated at irregular intervals of about 1 s. During beam on, there were many prompt gamma rays, and data could not be used, but during beam off, data with less background noise could be obtained. Therefore, we extracted coincidence events during the beam-off time only and added them to coincidence events

数イベントのみを抽出し、照射直後の 10 分間の同時計数イベントに合算した。画像再構成には、先見情報として median root prior (MRP) を平滑化関数として組み込んだリストモード MAP-OSEM 法（8 サブセット、10 反復）を用い、減弱補正と散乱補正是治療計画用の X 線 CT 画像を位置合わせして行った。

OpenPET 測定によって得られた画像を評価し飛程検証する手法として、同じ照射計画で得られた画像同士をフラクション間で比較するガンマ解析を適用した [5]。ガンマ解析は、放射線治療の線量評価に広く使用されており、線量差と線量分布の一致度を組み合わせて評価線量分布と基準線量分布の比較を行う手法であるが、線量分布画像に限らず画像一般の比較が可能である。具体的には、一方を基準画像、他方を評価画像とし、画素値の差に対する許容値 ΔD と空間的な距離に対する許容値 Δd を設定し、各画素についてガンマインデックス (γ) と呼ばれる評価値を計算する。 $\gamma \leq 1$ ならば許容範囲内 (pass) とし、評価領域内の pass の割合 (ガンマパス率) で、基準画像と評価画像の一致度合いを評価する。ここで、一般的にガンマパス率 90%以上 ($\Delta D = 3\%$ 、 $\Delta d = 3\text{mm}$ など) が、ガフクロミックフィルムなどを用いた線量検証での合格基準とされているが、今回は in-beam PET 画像の空間分解能を加味して ΔD と Δd をそれぞれ 3%と 6mm とし評価した。

結果

Figure 3 に第一症例の 1 週目と 2 週目の測定時の照射プラン線量及び得られた OpenPET 画像、ガンマ解析結果を示す。水平・垂直合計で、RBE (生物学的効果比) 加重線量は 4Gy であった。1 週目と 2 週目は同じ照射プランであったため、PET 画像同士を直接比較することが可能である。なお、照射された領域以外の低放射能領域はガンマ解析では正しく評価できないため、15Bq/mL 以上の画素値の領域を評価対象とした。その結果、ガンマパス率は 99.4%と高い値を示した。また、3 週目と 4 週目もそれぞれ同じ照射プラン同士 (1、2 週目とは違う照射プラン) であり、ガンマパス率 96.3%と高い値であった。

まとめ

OpenPET 重粒子臨床研究を進め、得られた in-beam PET 画像の評価のために、同じ照射プラン同士の画像を比較するガンマ解析を適用した結果、高い一致度を示す値が得られた。今後、さらに症例数を

for 10 min immediately after irradiation. For image reconstruction, the list-mode MAP-OSEM (8 subsets, 10 iterations) incorporating the smoothing function of the median root prior (MRP) as prior information was used, and attenuation correction and scatter correction were performed by registering the X-ray CT images used for treatment planning.

As a method for evaluating images obtained by OpenPET measurement and verifying the range, gamma analysis was applied to compare images obtained with the same irradiation plan between fractions [5]. Gamma analysis is widely used in dose evaluation in radiation therapy to compare the evaluation dose distribution with the reference dose distribution by combining evaluations of the dose difference and the agreement of the dose distribution. This method can be applied not only for dose distribution images but also for general images. One image is used as the reference image, and the other is the evaluation image. A tolerance value ΔD for the difference in the evaluation value and a tolerance value Δd for spatial distance are set, and an evaluation value called the gamma index (γ) is calculated for each voxel. The percentage of passes within is the gamma pass rate, where a gamma pass rate of 90% or more ($\Delta D = 3\%$, $\Delta d = 3\text{mm}$, etc.) is generally considered to be the pass standard for dose verification using gamma chromic films. In this study, considering the spatial resolution of the in-beam PET images, we set ΔD and Δd values to 3% and 6 mm, respectively.

Results

Figure 3 shows the irradiation plan dose, OpenPET images, and the gamma analysis results for the first case at the first and second weeks of measurement. The total RBE (relative biological effectiveness) weighted dose for the horizontal and vertical irradiations was 4 Gy. The same irradiation plan was used in the first and second weeks; therefore, the PET images can be compared directly. Since low-activity areas other than the irradiated area cannot be correctly evaluated by gamma analysis, areas with voxel values of 15 Bq/mL or more were evaluated. As a result, the gamma pass rate was high at 99.4%. In addition, the same irradiation plan was used in the third and fourth weeks (differing from the first and second weeks), and the gamma pass rate was high at 96.3%.

Conclusion

As we proceeded with the OpenPET carbon-ion therapy clinical trial, we applied gamma analysis to compare images obtained from the same irradiation plans to evaluate the obtained in-beam PET images and obtained values showing a high degree of agreement. In the future, we plan to increase

重ねていき、治療成績との関係を解析する予定である。また、血流状態に影響される洗い出し効果の解析を行い、治療成績との関係性を調査する予定である。

the number of cases further and analyze the relationship with treatment outcomes. We also plan to analyze the washout effect, which is influenced by the blood flow state, and investigate the relationship with treatment outcomes.

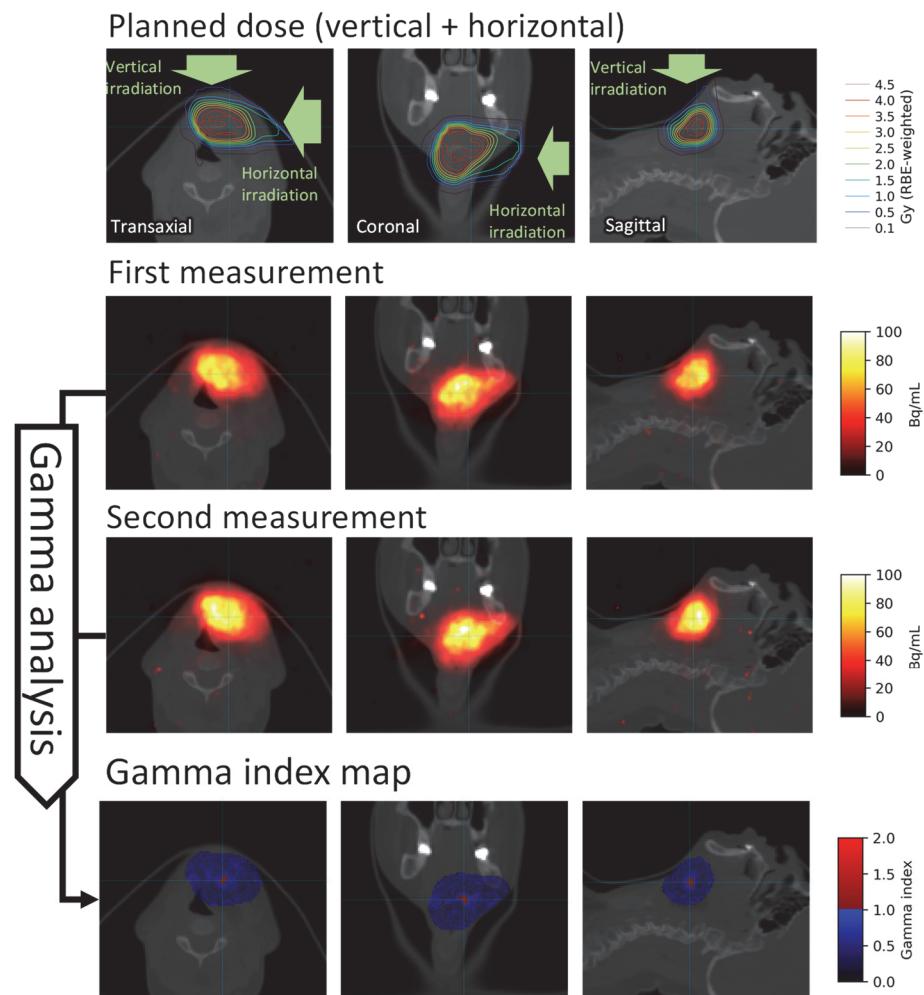


Figure 3 The first and second measurements of the first case based on the same irradiation plan were compared by gamma analysis. The passed voxels were in blue, and the failed pixels were in red.

Acknowledgments

The author would like to thank all the staff in the QST hospital for their understanding and continued support in clinical research.

Collaborators

Chie Toramatsu, Akram Hamato, Go Akamatsu, Yuma Iwao, Sodai Takyu, Naoko Inadama, Han Gyu Kang, Fumihiko Nishikido, Miwako Takahashi, Eiji Yoshida, Hidekatsu Wakizaka, Fujino Obata, Fumio Hashimoto, Ryoitaro Ohashi, Taiyo Ishikawa, Kurumi Narita, Makoto Sakama, Shunsuke Yonai, Hideyuki Mizuno, Taku Inaniwa, Nobuyuki Kanematsu, Toshiyuki Shirai, Minoru Tajiri, Katsuyuki Tanimoto, Hiroaki Ikawa, Masashi Koto, Shigeru Yamada, Hitoshi Ishikawa, Makoto Shinoto, Taiga Yamaya (QST)

References

- [1] T. Yamaya *et al.*, "A proposal of an open PET geometry," *Phys. Med. Biol.*, 53, 757-773, 2008.
- [2] H. Tashima *et al.*, "A single-ring OpenPET enabling PET imaging during radiotherapy," *Phys. Med. Biol.*, 57, 4705-4718, 2012.
- [3] H. Tashima *et al.*, "Development of a multi-use human-scale single-ring OpenPET system," *IEEE Trans. Rad. Plasm. Med. Sci.* 5, 807-816, 2021.
- [4] K. Parodi and J. C. Polf, "*In vivo* range verification in particle therapy," *Med. Phys.*, 45, e1036-e1050, 2018.
- [5] A. C. Kraan *et al.*, "Using the gamma-index analysis for inter-fractional comparison of in-beam PET images for head-and-neck treatment monitoring in proton therapy: A Monte Carlo simulation study," *Physica Medica*, 120, 103329, 2024.

重粒子線飛程検証 PET と低酸素 PET の比較：ラット実験

Range-verification PET in carbon ion therapy vs. hypoxia PET: a rat study



寅松 千枝 主幹研究員

Chie Toramatsu, Principal Researcher

はじめに

粒子線治療を最適化する上で、腫瘍の酸素状態の情報は重要である。数週間に渡る治療期間中、腫瘍の酸素状態は常に変化すると考えられるが、放射性薬剤（低酸素マーカー）を用いた陽電子放出断層撮影（PET）診断を照射の度に行なうことは現実的に難しい。そこで本研究では、飛程検証用に実用化が進められている PET（飛程検証 PET）に着目した[1]。飛程検証 PET は、照射ビームと組織の核破碎反応により自然発生する陽電子放出核種（生成 β^+ 放出核種）を検出する。生成 β^+ 放出核種は腫瘍の血管状態（即ち酸素状態）に反映して生物学的に洗い出されるため[2]、我々は、その洗い流し速度が腫瘍の酸素状態のバイオマーカーとなるという仮説を立てた。

この仮説は、これまでの小動物照射実験により、洗い出し速度の違いに基づいて低酸素腫瘍モデルと活動的な腫瘍モデルの判別ができるまで明らかになった[2-6]。そこで本研究では、低酸素 PET との相関性を明らかにするため、腫瘍内の洗い出し速度分布を検出し、腫瘍の酸素状態との関連性の検証することを目的とした。腫瘍ラットモデルに対して ^{12}C イオンビームを照射し、Total-body 小動物 PET 装置（TBS-PET）[7]による撮像を行った。その後、同じラットに対し低酸素 PET (^{18}F -FAZA 投与) を行い、洗い出し速度分布と酸素状態の関連性を検証した。

Introduction

Tumor oxygen status provides important information to optimize particle therapy. Tumor oxygen status might constantly change during a treatment period of several weeks, but it is impractical to execute diagnostic positron emission tomography (PET) using radioactive agents (hypoxia markers) for every fractionated irradiation. Therefore, we focused on a PET approach which is being put into practical use for verifying beam range in particle therapy (range-verification PET). Range-verification PET is based on the detection of positron (β^+)-emitting nuclides produced through nuclear fragmentation reactions in tissue [1]. Because the washout rate of the produced β^+ -emitting nuclides reflects the tumor vascular status (i.e. oxygen status) [2], we hypothesized that the washout rate of the produced β^+ -emitting nuclides themselves would be a biomarker for the tumor oxygen status.

This hypothesis has been confirmed by demonstrating the washout-based tumor diagnosis by separating hypoxic tumors from viable tumors in a rat model [2-6]. The aim of the present study was to detect the washout rate distribution within the tumor and verify its relationship with the oxygen status within the tumor. We irradiated a ^{12}C ion beam onto the tumor rat model, then we performed a PET scan using a total-body small animal PET system (TBS-PET) [7]. Then, a hypoxia PET (^{18}F -FAZA injection) experiment was carried out for the same rat model, and the relationship of the washout rate distribution and tumor oxygen status was investigated.

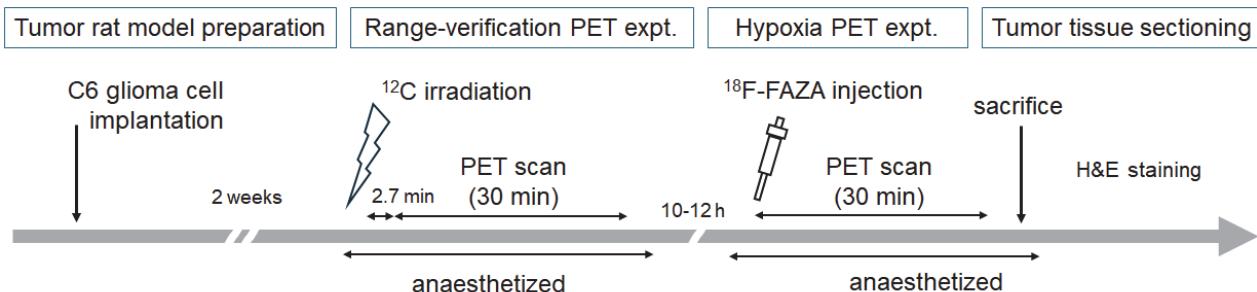


Figure 1 Overview of the experimental design of this study.

方法

実験の流れを Figure 1 に示す。C6 グリオーマ細胞を約 4×10^6 個、ラットの左脚（皮下組織）に移植し、腫瘍ラットモデルを用意した。

① 飛程検証 PET 撮像:

直径約 2 cm に成長した腫瘍全体に対し、 ^{12}C イオンビームを照射した。その後、照射室外に設置した TBS-PET [3]にて 30 分間撮像した。

② 低酸素 PET 撮像 :

飛程検証 PET 撮像の半日以内に、同じ腫瘍ラットモデルに対し PET 診断薬 ^{18}F -FAZA を静脈内注射した。1 時間のアップテーク後、小動物用高解像度 PET 装置 Mirai-PET（未来イメージング株式会社）[8]を使用して PET 撮像を行った。その後、腫瘍の病理状態を確認するため、腫瘍組織切片を作成した。

飛程検証 PET では、まず static 画像から放射能強度の異なる 2 領域を設定し、それぞれの領域において、dynamic データから生成 β^+ 放出核種の洗い出し速度を求めた。具体的には、1 組織コンパートメントモデルを仮定し、洗い出し速度係数 ($k_{2,m} [\text{min}^{-1}]$) を導出した。そして、腫瘍内の洗い出し速度分布と低酸素 PET 撮像との比較を行った。

Method

The experimental design of this study is shown in Figure 1. The tumor rat model was prepared by implanting C6 glioma cancer cells (4×10^6 cells) into the subcutaneous region in the left thigh.

① Range-verification PET experiment:

After the tumor grew to 2 cm in diameter, a ^{12}C ion beam was irradiated to the whole tumor. Immediately, PET scanning was performed for 30 min by TBS-PET which was installed outside the irradiation room.

② Hypoxia PET experiment:

Within a half day after the range-verification PET experiment, the radiopharmaceutical, ^{18}F -FAZA, was intravenously injected into the same rat model. After 60 min for uptake, PET scanning was performed for 30 min by the high-resolution small animal PET system, Mirai-PET (Mirai Imaging Inc., Fukushima, Japan) [8]. Then, the tumor tissue section was obtained to confirm the tumor histopathological status.

In the range-verification PET experiment, we first set two regions with different radioactivity intensities from static images, and derived the washout rate of produced β^+ -emitting nuclides from dynamic data. To obtain the washout rate constant ($k_{2,m} [\text{min}^{-1}]$), the single tissue compartment model was applied. The washout rate distribution was then compared with the images of the hypoxia PET experiment.

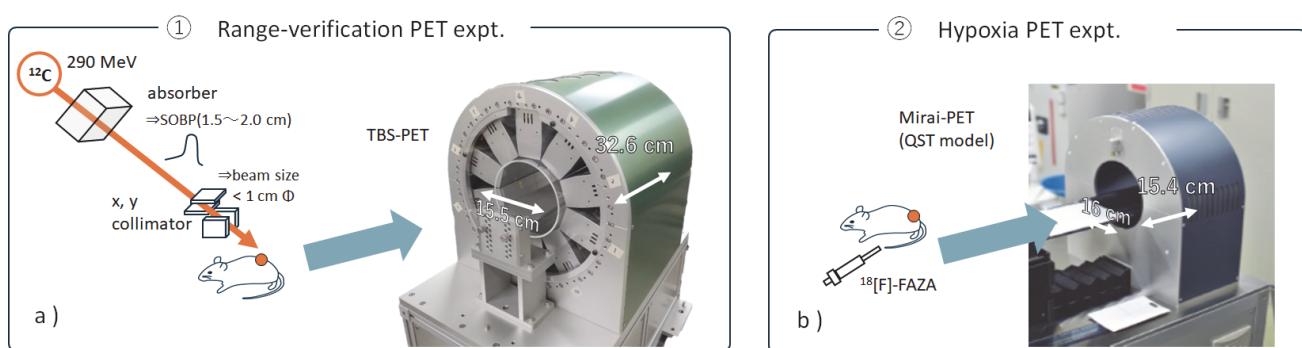


Figure 2 Experimental set up for the range-verification PET experiment (a) and the hypoxia PET experiment (b).

結果と考察

Figure 3 に飛程検証 PET 撮像と低酸素 PET 撮像それぞれの腫瘍の画像を示す。飛程検証 PET 撮像画像の高放射能強度領域と、診断 PET 撮像画像上の集積の低い領域とに一致が見られた。そういった領域は腫瘍の中心部であった。Figure 3 (c)に、飛程検証

Results and Discussion

Figure 3 shows axial images of the tumor obtained by the range-verification PET and the hypoxia PET experiments. The higher activity intensity area observed in the range-verification PET image corresponded to the low accumulated area observed in the diagnostic PET image, and that area was observed around the central part of the tumor. Figure 3 (c)

PET撮像にて得られた生成 β^+ 放出核種の強度時間曲線を、コンパートメントモデルにより導出された洗い出し速度定数($k_{2,m}$)とともに示す。高放射能強度領域(最大値の80%以上の領域)の値を白丸、それ以外の領域の値を黒丸でプロットしてある。高放射能強度領域において、明らかに遅い洗い出し速度が得られた。

Figure 4に腫瘍組織切片画像を示す。不均一な形態が観察された。特に腫瘍の中心部においては、血管が存在せず、壊死した細胞の領域が観察された。診断PET撮像画像における低集積領域は壊死領域であると考えられる。これらの結果は、壊死性領域にて生成された β^+ 放出核種の生物学的な洗い出し速度は血流不足により遅くなかったことを示唆している。

shows the time activity curves of the irradiation produced β^+ -emitting nuclides obtained by the range-verification PET experiment. The higher activity intensity area (more than 80 % of the maximum value) was plotted with open circles and that of the other lower activity intensity area was plotted with filled circles. The derived washout rate constants, $k_{2,m}$, by the compartment model were also shown in Figure 3. The washout rate was clearly slower in the higher activity intensity area.

Figure 4 shows slices of the tumor tissue sections. At the inner part of the tumor, dead cell-like structures without any blood vessels were observed, indicating that necrosis had occurred. The low accumulated area in the hypoxia PET image was considered to be necrotic. These results suggested that the irradiation produced β^+ -emitting nuclides in the necrotic area which slowly washed out due to the lack of blood flow.

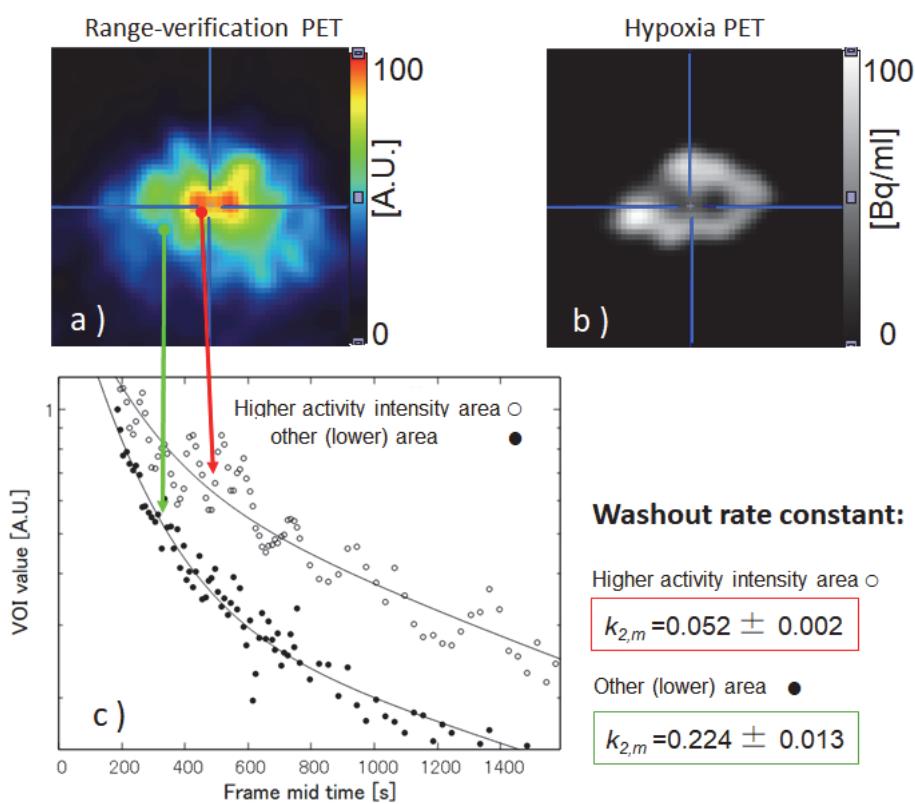


Figure 3 Axial tumor image obtained by the range-verification PET experiment (a) and the hypoxia PET experiment (b). Time activity curves in the higher activity intensity area (open circles) and that in the other lower activity intensity area (filled circles) (c). Solid lines were obtained by fitting results with the compartment model.

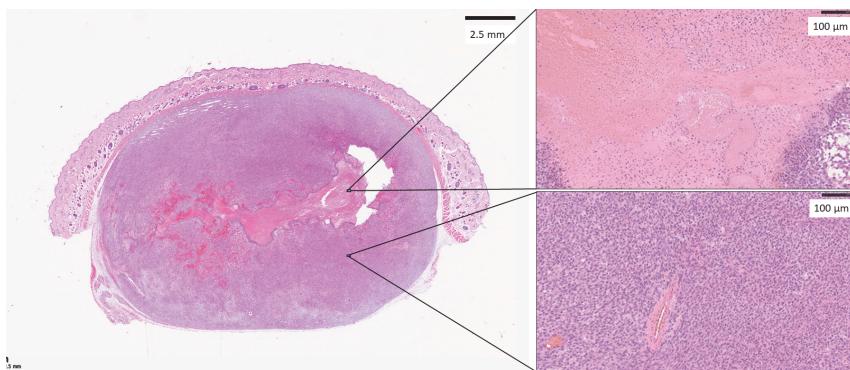


Figure 4 Tumor tissue section. The slice from the central part of the tumor.

まとめ

本研究では、腫瘍ラットモデルに対し、 ^{12}C イオンビーム照射後の飛程検証 PET 撮像と ^{18}F -FAZA 薬剤投与による診断 PET 撮像を行い、比較検討を行った。その結果、腫瘍内部の血管状態に応じて、生成 β^+ 放出核種の洗い出し速度に違いがあることが示された。本実験の結果は、粒子線治療における飛程検証 PET 撮像により、放射性薬剤を用いずに腫瘍の酸素状態も診断できる可能性を示した。

Conclusion

In this study, we compared results obtained for the range-verification PET experiment after ^{12}C ion beam irradiation and the hypoxia PET experiment injecting ^{18}F -FAZA tracer. A difference was observed in the biological washout rate that depended on the vascular status inside the tumor. The results of this study demonstrated the possibility that range-verification PET in particle therapy may be used to diagnose the oxygen status of tumors, without using radiopharmaceuticals.

Acknowledgements

Collaborators

Hitomi Sudo, Chie Seki, Iwao Kanno 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] K. Parodi, *et al.*, "Patient study on in-vivo verification of beam delivery and range using PET/CT imaging after proton therapy," *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 68 920–923, 2007.
- [2] 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 125006105011, 2022.
- [3] Y. Hirano *et al.* "Compartmental analysis of washout effect in rat brain: in beam OpenPET measurement using a ^{11}C beam", *Phys. Med. Biol.* 58 8281–94, 2013
- [4] C. Toramatsu *et al.* "Washout effect in rabbit brain: in-beam PET measurements using ^{10}C , ^{11}C and ^{15}O ion beams", *Biomed. Phys. Eng. Express* 4 035001, 2018
- [5] C. Toramatsu *et al.* "Biological washout modelling for in-beam PET: rabbit brain irradiation by ^{11}C and ^{15}O ion beams", *Phys. Med. Biol.* 65 105011, 2020
- [6] C. Toramatsu *et al.* "Tumour status prediction by means of carbon-ion beam irradiation: comparison of washout rates between in-beam PET and DCE-MRI in rats", *Phys. Med. Biol.* 68 195005, 2023
- [7] H. G. Kang, *et al.*, "A total-body small animal PET scanner with a 4-layer DOI detector", *SNMMI.*, 62, (Supplement 1) 1148, 2021.
- [8] 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

Total-body 小動物 PET のイメージング性能シミュレーション

Imaging simulation of a total-body small-animal PET

細谷 宣佳 業務補助員/千葉大学（山谷研究室 学部4年生）

Nobuyoshi Hosotani, Research Assistant / Chiba University (Yamaya-lab, B4)



はじめに

小動物用 PET は、基礎研究と臨床を繋ぐ橋渡し研究の手法として重要視されている。たとえば、臨床研究と同じ放射線薬剤を用いて小動物実験を行うことで、臨床への移行をスムーズに行うことが出来る。しかし、これまでの装置は体軸視野が 10 cm 程度であるため、感度が低いことや約 20 cm あるラットの全身同時撮像ができないことが問題点であった [1]。そこで我々は、体軸視野が 32 cm もある超高感度 Total-Body Small-animal PET (TBS-PET) を開発した (Figure 1) [2]。特徴の 1 つはシンチレータ内の放射線相互作用位置を 3 次元で特定できる 4 層 depth-of-interaction (DOI) 検出器を搭載し、視野周縁部でも高い解像度を保持できるようにした。TBS-PET により、体全体の放射線薬剤の追跡や微量物質の可視化ができるようになり、創薬研究が加速されると期待される。

本研究では、TBS-PET 装置のシミュレータを作成した。本シミュレータは、TBS-PET 装置の性能検証のほか、TBS-PET を利用した今後の橋渡し研究の立案にも役立つ。

Introduction

Small-animal PET scanners have been used for translational research, which fills the gaps between basic research and clinical research. For example, small animal experiments can be conducted using the same radiopharmaceuticals as in clinical research to facilitate a smooth transition to the clinical setting.

However, conventional small animal PET scanners have a short axial field of view (FOV) of about 10 cm, which limits the sensitivity and total body imaging of animals the size of a rat [1]. Therefore, we developed the ultra-sensitive total-body small animal PET (TBS-PET) with a 32 cm FOV (Figure 1) [2].

The TBS-PET enables total-body rat imaging and ultralow dose imaging, thereby accelerating drug discovery research. The modeling of a small animal PET system using Monte Carlo simulation is important to optimize the imaging protocol for animal imaging.

In this study, we report the Monte Carlo simulation results of the TBS-PET. These results were validated against experimental data in terms of spatial resolution and sensitivity.

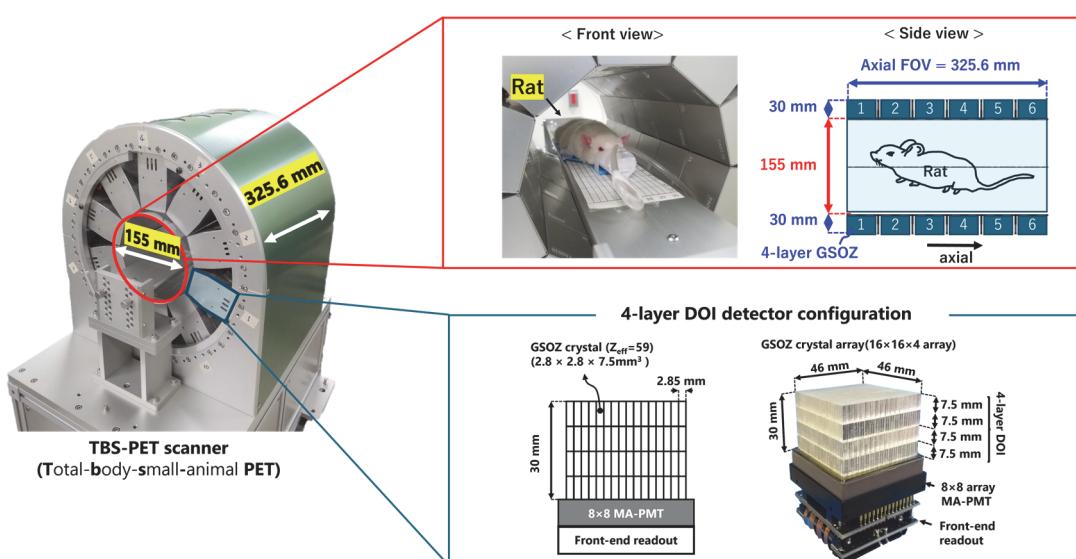


Figure 1 Photos and schematic drawings of the TBS-PET scanner

方法

本研究では、TBS-PET のモンテカルロシミュレーションのために GATEv9.0 ソフトウェアを利用した [3]。TBS-PET は内径 155 mm であり、1 リングあたり 10 個の検出器を搭載している。また、6 リングにより構成され、体軸視野は 325.6 mm の体軸視野を得た。DOI 検出器は、4 層の GSOZ 結晶 (16×16 アレイ) と 8×8 チャンネルの位置弁別型マルチアノード PMT で構成されている。結晶サイズは $2.8 \times 2.8 \times 7.5 \text{ mm}^3$ (結晶ピッチは 2.85mm) で、結晶の厚みは計 30 mm である。GATE ソフトウェアを用いて TBS-PET のジオメトリと検出器のモデリングを行った (Figure 2)。

感度計測は、 ^{22}Na 点線源 (直径 0.25 mm、1 MBq) を視野中心から軸方向に 14 mm 間隔で移動させる設定とした。

空間分解能の評価は ^{22}Na 点線源を視野中心から動径方向に 10 mm 間隔で 30 mm のオフセット位置まで移動させる設定とした。イメージング性能の評価は、0.4 MBq の ^{22}Na デレンゾファントム (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 10 分間スキャンを設定とした。画像再構成は 3D OSEM 法を使用し、サブセットと反復数はそれぞれ 8 と 5 である。ボクセルサイズは $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$ である。エネルギー ウィンドウと同時計数時間 ウィンドウは、400-600 keV、12 ns に設定した。

実機ではアンガー方式の検出器を使用したため結晶選別エラー (Crystal Decoding Error: CDE) が発生し、分解能が悪化する。シミュレーションでは隣接するクリスタル間でイベントを入れ替えることで、結晶選別エラーをモデル化した (Figure 3)。シミュレーションで行った全ての性能評価結果は実験結果と比較し、シミュレーションの再現性を評価した。

Method

In this study, GATEv9.0 software was used for the Monte Carlo simulation of the TBS-PET [2]. The TBS-PET had an inner diameter of 155 mm for each of its 6 rings and 10 DOI detectors per ring. The axial FOV was 325.6 mm. Each DOI detector consisted of a 4-layer GSOZ crystal array (16×16 crystals in the array) and an 8×8 channel multi-anode PMT. The crystal size was $2.8 \times 2.8 \times 7.5 \text{ mm}^3$ (crystal pitch was 2.85 mm) with a total crystal thickness of 30 mm. GATE software was used to model the TBS-PET geometry and DOI detectors (Figure 2).

For sensitivity measurements, a ^{22}Na point source (0.25 mm diameter, 1 MBq) was scanned along the axial direction from the center to the 168 mm offset position at an interval of 14 mm.

Spatial resolution was evaluated with a ^{22}Na point source at four different radial offset positions (0, 10, 20, and 30 mm). Imaging performance was evaluated by using a 0.4 MBq ^{22}Na Derenzo phantom (rod diameter: 1.6, 2.2, 3.0, 4.0, 5.0, and 6.0 mm) at the center of the FOV with a scan time of 10 min. Image reconstruction was performed using the 3D OSEM method with 8 subsets and 5 iterations. The voxel size was $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$. The energy window and coincidence time window were set to 400-600 keV and 12 ns, respectively.

In the experiment, a crystal decoding error (CDE) occurs due to the light sharing detector design. The CDE degrades the spatial resolution in experiments. Therefore, the CDE was modeled in the simulation by shuffling the coincidence events between neighboring crystals (Figure 3). All performance evaluation results from the simulation were compared with experimental results to evaluate the reproducibility of the simulation.

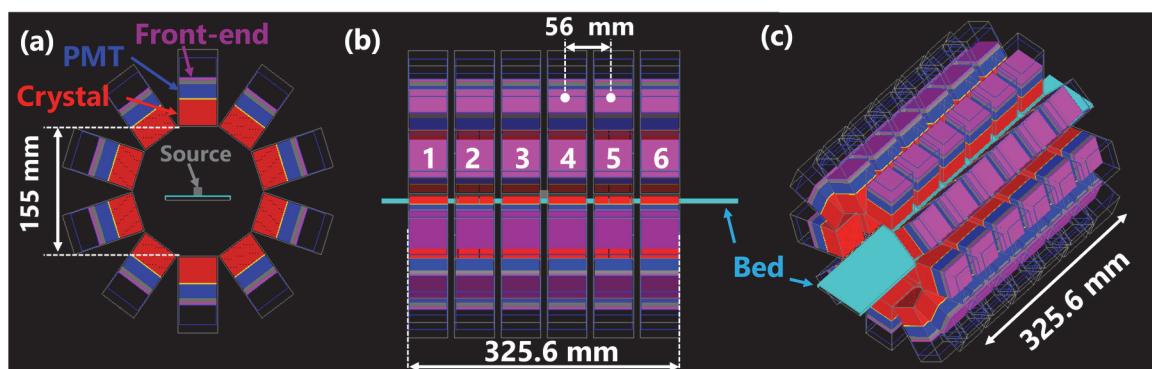


Figure 2 The front view (a), side view (b) and 3D view (c) of the TBS-PET geometry in the GATE simulation.

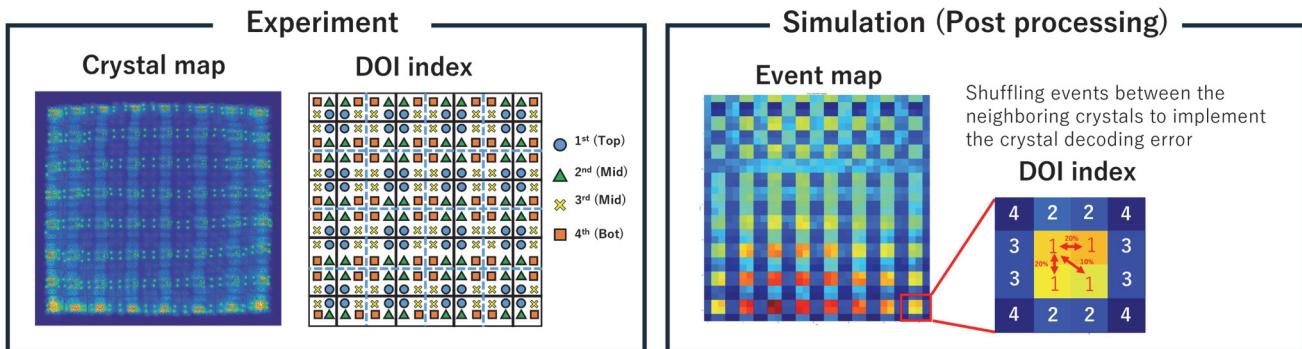


Figure 3 Crystal map and DOI index for the experiment (left), and the crystal decoding error implemented into the simulated PET events (right).

結果・考察

エネルギースペクトルは、シミュレーションと実験結果で同様な分布が得られた。エネルギーインデックスが 400 keV から 600 keV までの感度も近い値を出力することができた (Table 1)。また、線源を軸方向移動させた場合の感度も実験結果を再現することが出来た (Figure 4)。

^{22}Na 点線源を用いた空間分解能の評価では、シミュレーションに結晶選別エラーを入れることで実験結果に近い結果になった (Figure 5)。

デレンゾファントムの画像再構成と Peak Valley Response (PVR) の結果からも、CDE モデル化なし (W/O CDE) と比べて、CDE モデル化あり (W/ CDE) では、実験結果に近い結果になったことが分かる (Figure 6)。

結晶選別エラーを考慮できるようにしたことで、画像再構成の結果も実験データに近い結果を出力することができた。

Results and discussion

The energy spectra of the experiment and simulation had similar distributions to each other. The sensitivities of the simulation and experiment with an energy window from 400 keV to 600 keV were also similar to each other (Table 1). The axial sensitivity profile obtained with the simulation was reproduced by the experimental results (Figure 4).

For the evaluation of spatial resolution using a ^{22}Na point source, the results were close to the experimental results by including the CDE process in the simulation (Figure 5).

The image reconstruction and peak valley response (PVR) results for the Derenzo phantom also showed that the results with CDE modeling (W/ CDE) were closer to the experimental results than those without CDE modeling (W/O CDE) (Figure 6).

By considering the CDE in the simulation, the image reconstruction results also became closer to the experimental data.

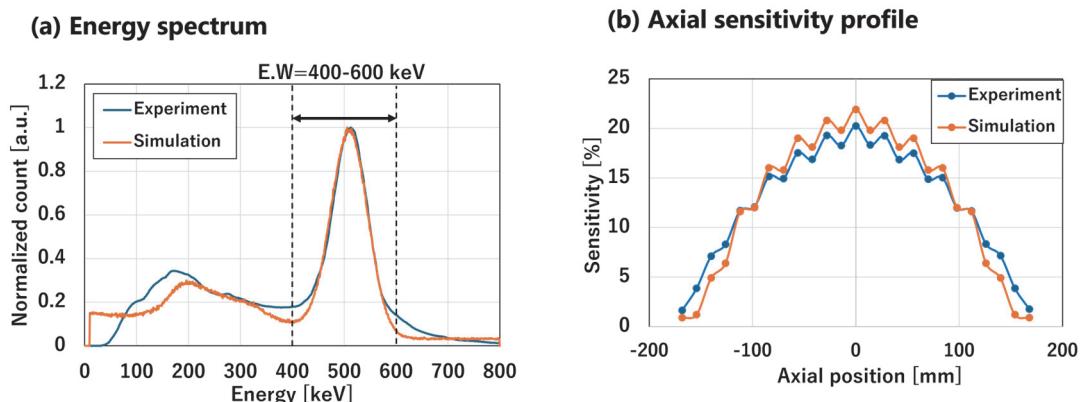
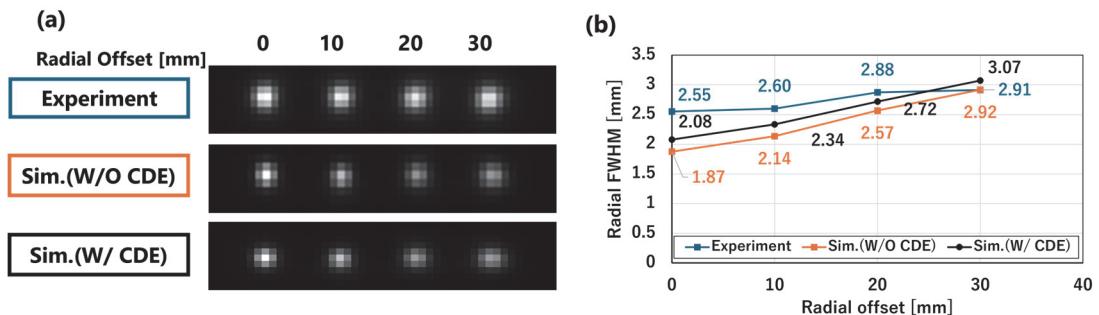
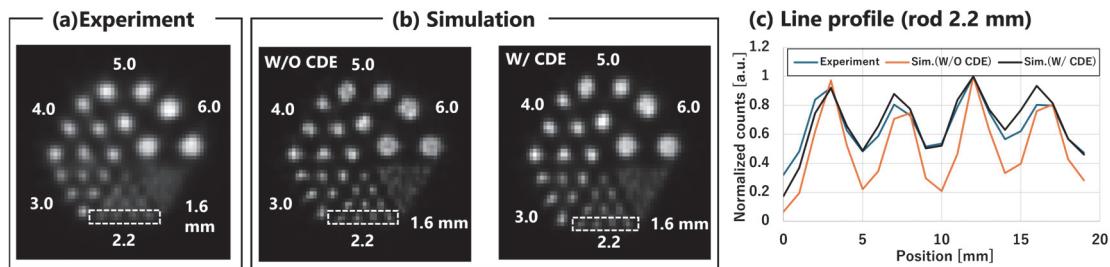


Figure 4 Comparison of energy spectrum (a) and axial sensitivity profile between experiment and simulation (b)

Table 1 Comparison of sensitivity when energy resolution was 400-600 keV

Energy Window[keV]	Sensitivity [%]	
	Simulation	Experiment
400-600	21.9	20.2

**Figure 5** The ^{22}Na point source PET images of experiment and simulation without and with the crystal decoding error (a) and the spatial resolution as a function of radial offset with the OSEM (b)**Figure 6** Derenzo phantom images of experiment (a) and simulation without and with crystal decoding error (b), and line profile extracted from the 2.2 mm rod marked by the dotted white boxes

まとめ

本研究では、TBS-PET を GATE モンテカルロシミュレーションソフトウェアでモデリングして、シミュレーション結果と実験結果を比較した。結晶選別エラーを実装することで、実験結果に近い結果を出力することができた。今後はラットファントムを用いて in vivo イメージングシミュレーションを行う予定である。

Conclusion

In this study, the TBS-PET was modeled with GATE Monte Carlo simulation software to compare simulation results with experimental results. The spatial resolution was modeled by implementing CDE into the simulation. Future work will include in vivo imaging simulation using a rat phantom.

Acknowledgements

Collaborators Han Gyu Kang, Chie Toramatsu, Hideaki Tashima, Taiga Yamaya (QST)
Hideaki Haneishi (Chiba U)

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.*, 65, 24TR04, 2020.
- [2] H.G. Kang, *et al.*, "A total-body small animal PET scanner with a 4-layer DOI detector," *SNMMI*, 62 (1), 1148, 2021.
- [3] D. Sarrut *et al.*, "The OpenGATE ecosystem for Monte Carlo simulation in medical physics," *Phys. Med. Biol.*, 67, 184001, 2022.

鉗子型ミニ PET 用感度補正法のコンセプト実証

Forceps-type mini-PET detector with sensitivity correction

大橋 遼太郎 QST リサーチアシスタント/千葉大学（山谷研究室 博士 1 年）

Ryotaro Ohashi, QST Research Assistant / Chiba University (Yamaya-lab, D1)



はじめに

食道癌に対する外科治療は広範囲のリンパ節郭清を伴い、特に頸部や上縦隔部の侵襲は術後合併症を引き起こすリスクを高める。また、摘出されたリンパ節の約 95% は非転移であったと報告もあり [1]、不要な郭清を避けるため、正確な転移診断に基づく郭清範囲の限局化が切望されている。

非侵襲的な転移診断法として、 $[^{18}\text{F}]$ FDG-PET 検査がある。 $[^{18}\text{F}]$ FDG はブドウ糖に似た性質を持ち、正常細胞と比較して代謝が活発な癌細胞に多く集積するため、PET 装置を用いることで転移の有無を可視化できる。しかし、装置の感度や空間分解能に限界があり、小さな転移リンパ節の検出は困難である。

そこで我々は、術中に個々のリンパ節に対して直接 FDG-PET 検査を行う手法を実現すべく、鉗子先端に一対の超小型 PET 検出器を搭載した鉗子型ミニ PET を開発中である [2]。本装置はリンパ節を直接挟み、 ^{18}F からの消滅ガンマ線ペアを同時計数することで、FDG 集積を高感度に測定できる。ただし、放射線の計測感度は線源と検出器との相対位置に依存するため、位置関係に基づいた感度補正が必要である。

2022 年度は、 2×2 アレイにピクセル化した検出器と、深層学習モデルを用いて、その検出器から得られる計数値から放射能の分布位置を推定する手法をシミュレーション検証した。昨年度は、アレイ検出器の基本性能を評価した。今年度は、この手法を用いた補正法のコンセプト実証をした。

方法

試作した検出器は、ペアの半割砲弾型 BGO 結晶で構成され、それぞれを 2×2 アレイの 4 部品 (A、B、C、D) に分割した (Figure 1 (a))。結晶アレイ全体のサイズは、直径 10 mm、長さ 15 mm である。結晶 AB、BC、および CD 間には空気層を設け、AD 間

Introduction

Surgical treatment for esophageal cancer involves extensive lymph node (LN) dissection, particularly in the cervical and upper mediastinal regions, increasing the risk of postoperative complications. Furthermore, approximately 95% of resected LNs have been reported to be non-metastatic [1], highlighting the urgent need for accurate metastatic diagnosis to limit the extent of unnecessary dissection.

A non-invasive diagnostic method for detecting metastasis is $[^{18}\text{F}]$ FDG-PET imaging. $[^{18}\text{F}]$ FDG is a glucose analog that preferentially accumulates more in metabolically active cancer cells than in normal cells, enabling the visualization of metastasis using a PET system. However, the PET system has limitations in sensitivity and spatial resolution, making it difficult to detect small metastatic LNs.

Therefore, we propose an intraoperative approach for direct FDG-PET imaging of individual LNs. To realize this approach, we are developing a forceps-type mini-PET, which integrates a pair of ultra-compact PET detectors at the tips of the forceps [2]. This device measures FDG accumulation with high sensitivity by clamping LNs and detecting coincident annihilation gamma rays from ^{18}F . However, the sensitivity to radiation can vary depending on the relative position between the radiation source and the detectors. Therefore, sensitivity correction based on this relationship is required.

In 2022, we simulated and validated a deep learning-based method to estimate a radioactivity distribution using data from a 2×2 pixelated detector array. Last year, we evaluated the basic performance of the multi-crystal-array detector. This year, we demonstrated the correction concept using our proposed method, and we report the results here.

Materials and methods

As shown in Figure 1 (a), the designed detector consists of a pair of BGO crystals with a hemispherical bullet shape, 0 mm in diameter and 15 mm in length. Each crystal was divided into a 2×2 array (A, B, C, D). Air gaps were introduced between crystals AB, BC, and CD, while a U-shaped optical pathway was formed inserting an ESR-type reflective material between

には反射材を配置した。光学経路の末端には、受光面サイズ $3 \times 3 \text{ mm}^2$ の浜松ホトニクス製 SiPM (S14160-3050HS) を光学接着した。また、遮光性や光収集効率を考慮して、結晶アレイ全体をテフロンテープ 2 層で巻き、その上からアルミホイルで覆った。各 SiPM から得られるエネルギー信号 (S1、S2) をアンガーモード ($S1 - S2)/(S1 + S2)$ として閾値で処理すれば、応答結晶を識別できる [3]。

SiPM は浜松ホトニクス製 MPPC 用駆動回路 (C12332-02) により動作させた。2つの SiPM からのアナログ信号をサムアンプで合成した後、Leading Edge 式ディスクリミネータでエネルギー弁別を施した (Figure 1 (b))。各 SiPM からのアナログ信号は、同時計数回路の出力をトリガ信号として、CAEN 波形デジタイザー (DR54 DT57342B) によりサンプリング周波数 1GHz で記録した。幅 6 mm で対向配置された検出器視野内の異なる 35 点で、直径 3 mm、長さ 3 mm の ^{22}Na 円柱線源を用いて計数率を測定した。35 点における計数率の変動係数 (標準偏差を平均値で割った値) を補正効果の評価指標とした。

crystals AD. At the end of the optical pathway, a Hamamatsu Photonics SiPM (S14160-3050HS) with a photosensitive area of $3 \times 3 \text{ mm}^2$ was optically coupled. Additionally, the entire crystal array was wrapped in two layers of Teflon tape followed by a layer of aluminum foil to enhance light transmission efficiency and block stray light. The energy signals obtained from the two SiPMs (S1, S2) were processed using Anger logic ($S1 - S2)/(S1 + S2)$ and three thresholds to identify the responding crystal.

The SiPMs were operated with a Hamamatsu Photonics MPPC driver circuit (C12332-02). Analog signals from the two SiPMs were combined with a summing amplifier and then energy-discriminated via a leading-edge discriminator (Figure 1 (b)). Output of the coincidence circuit was used as a trigger signal, and the analog signals from each SiPM were recorded using a CAEN waveform digitizer (DR54 DT57342B) at a sampling rate of 1 GHz. The counting rate was measured using a ^{22}Na cylindrical source with a diameter of 3 mm and a length of 3 mm at 35 different points within the field of view of detectors arranged oppositely with a separation of 6 mm. The coefficient of variation (the standard deviation divided by the mean) of the counting rate across the 35 points was used as an evaluation metric for the correction effect.

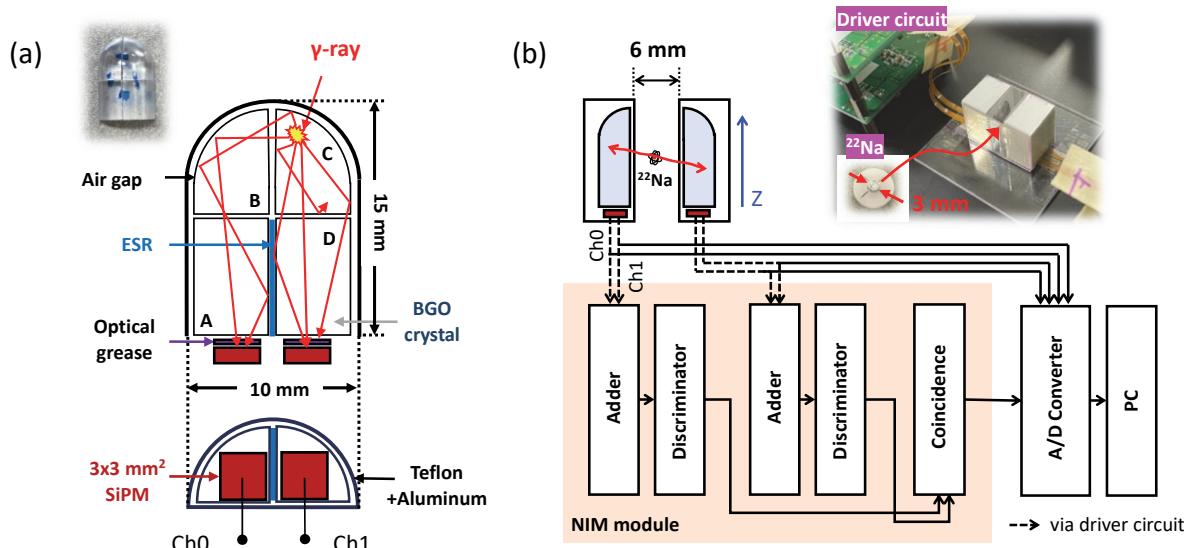


Figure 1 (a) Design of 2x2 BGO crystal array detector and (b) coincidence detection circuit.

アレイ検出器ペアから出力される 16 組の同時計数信号 (A-A, A-B, …, D-D) を入力とし、放射能分布の 2 次元座標 (X, Z) を出力するニューラルネットワーク (NN) モデルを作成した (Figure 2 (a))。中間層は、64 ユニットの全結合層 (活性化関数: ReLU) と 32 ユニットの全結合層 (活性化関数: シグモイド) で構成される。モデルの学習には、平均絶

We developed a neural network (NN) model (Figure 2 (a)) that took 16 pairs of coincidence signals (A-A, A-B, ..., D-D) output from the array detector pair as input and output the two-dimensional coordinates (X, Z) of the radioactivity distribution. The hidden layers consisted of an affine layer with 64 units (activation function: ReLU) and another affine layer with 32 units (activation function: sigmoid). The model was trained using the mean absolute error (MAE) as the loss function and

対誤差 (MAE) を損失関数、Adam を最適化アルゴリズム (学習率 : 0.01) として使用した。

Geant4 シミュレーションを用いて、検出器視野内 XZ 平面の感度分布 $S(x, z)$ を取得した (Figure 2 (b))。また、 S を最大値で正規化後、逆数を取って補正係数マップ $C(x, z)^{-1} = S(x, z)/\max(S)$ を作成した。このデータは、NN モデルの学習データとしても用いた。

Adam (learning rate: 0.01) as the optimization algorithm.

Geant4 simulation was conducted to obtain the sensitivity distribution $S(x, z)$ in the XZ-plane of the detector FOV (Figure 2 (b)). S was normalized by dividing by its maximum value, and inverse values were used to generate a correction coefficient map: $C(x, z)^{-1} = S(x, z)/\max(S)$. The simulation data were also used as training data for the NN model.

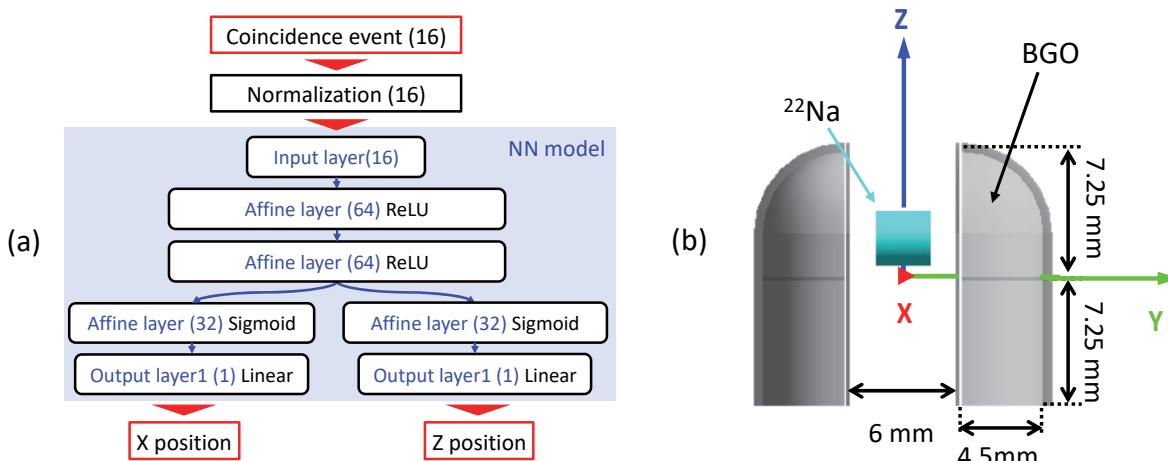


Figure 2 (a) NN model structure and (b) visualization of Geant4 simulation.

結果

異なる 35 点での測定データを用いて、NN モデルで放射能分布位置を推定したところ、真値と推定値の MAE は X 座標で 0.57 mm (Figure 3 (a))、Z 座標で 0.78 mm (Figure 3 (b)) であった。検出器の視野周辺部では、統計的誤差が大きく、視野中心部と比較して推定精度が劣化したものの、2 次元ユークリッド距離は平均 1.07 mm と良好な結果が得られた。

また、計数率の変動係数について、補正前は 66% (46.2 ± 30.5 cps) であったところ (Figure 4 (a))、補正後は 48% (112.1 ± 53.58 cps) に改善された (Figure 4 (b))。視野中心部では、基準値 (検出視野中心での測定値) である 101 cps に近づいたが、視野周辺部では位置推定誤差が大きく補正精度の劣化が見られた。今後の課題として、視野周辺部における位置推定精度の向上が挙げられる。

まとめ

鉗子型ミニ PET の定量性向上を目的として、 2×2 アレイ検出器の 16 組の同時計数信号を用いて放射

Result

Using data measured at 35 points, the NN model estimated the positions of the radioactivity distribution. The MAE between the true and estimated values was 0.57 mm for the X-axis (Figure 3 (a)) and 0.78 mm for the Z-axis (Figure 3 (b)). While the estimation accuracy degraded in the peripheral areas of the detector FOV due to statistical error compared to the central area, the mean 2D Euclidean distance error was 1.07 mm, indicating good overall performance.

Additionally, the coefficient of variation of the counting rate was 66% (46.2 ± 30.5 cps) before correction and improved to 48% (112.1 ± 53.58 cps) after correction. (Figure 4 (b)). In the central region of the FOV, the values approached the reference value (measured value at the center of the detector FOV) of 101 cps; however, in the peripheral regions, larger position estimation errors led to a decline in correction accuracy. Improving position estimation accuracy in the peripheral regions remains a future challenge.

Conclusion

To improve the quantification accuracy of a forceps-type mini-PET, we developed a NN model that estimates the 2-D coordinates of the radioactivity distribution using a 2×2 array

能分布の2次元座標を推定するNNモデルを開発し、推定位置に基づいて測定値を補正するコンセプトを実証した。その結果、位置推定精度は約1 mmとなり、測定値のばらつきは66%から48%へと低減されることが示された。

detector and 16 pairs of coincidence signals. The concept of correcting the measured values based on the estimated positions was demonstrated. The results showed a position estimation accuracy of around 1 mm and the variation in the measured values was reduced from 66% to 48%.

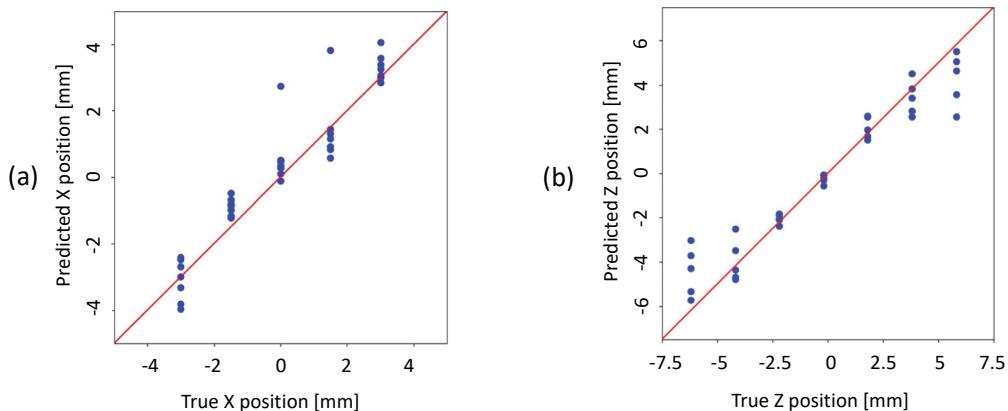


Figure 3 Comparison of predicted and true positions: (a) X-position, (b) Z-position.

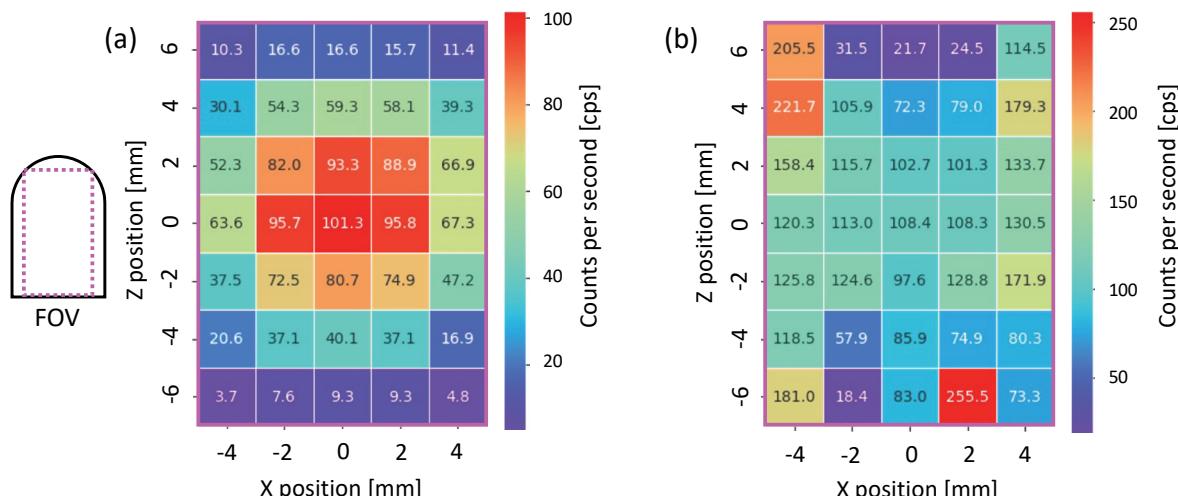


Figure 4 Count rate map: (a) before correction, (b) after correction.

Acknowledgements

Collaborators Sodai Takyu, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya (QST)
Shigeki Ito (Mirai-Imaging Co. Ltd.)

References

- [1] S Yoshimura, et al., “One-by-One Comparison of Lymph Nodes Between ^{18}F -FDG Uptake and Pathological Diagnosis in Esophageal Cancer,” Clinical Nuclear Medicine, 2020, 45:741-746.
- [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”, Ann Nucl Med, 2022, 36:285-292.
- [3] R.S. Miyaoka, et al., “Design of Depth of Interaction (DOI) PET Detector Module,” IEEE Trans. Nucl. Sci. 1998, 45(3):1069-1073.

超高 TOF 分解能を持つ対向パネル型 PET のシミュレーション

Simulation study of a dual-panel PET with ultrafast TOF

石川 大洋 QST リサーチアシスタント/千葉大学（羽石・岡本研究室 修士2年生）

Taiyo Ishikawa,

QST Research Assistant / Chiba University (Haneishi and Okamoto-lab, M2)



はじめに

陽電子断層撮像法(PET)において、同時計数線(LOR)上での消滅放射線の発生位置は、飛行時間差(time-of-flight, TOF)情報を使って推定できる。近年、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)によって世界最高の 30 ps の TOF 分解能が達成された[1]。これは、LOR 上での 4.5 mm の空間分解能に相当する。この検出器のペアを対向配置することで、検出器を回転させることなく断層像が取得できることも実証された[2]。このような超高 TOF 分解能を持つ検出器によって、PET の検出器配置は従来のリング型に限定されることなく、例えば対向パネル型のような配置も実現できる可能性がある。対向パネル型とすることでリング型よりも広い開放空間を確保でき、画像ガイド下手術や粒子線治療モニタリングといった新たな PET 応用の可能性が拓かれる。

先行研究[2]において、30 ps の TOF 分解能を持つ検出器ペアを使用した小規模な撮影系で断層撮像ができることが示された。しかし、ヒトサイズの対向パネル型装置へと拡張させる際に必要となる TOF 分解能は分かっていない。そこで本研究では、超高 TOF 分解能を持つ対向パネル型 PET 装置をシミュレーションした。空間分解能と画像ノイズを画質評価指標とし、リング型装置と同等性能を得るために必要な TOF 分解能を調査した。

手法

モンテカルロシミュレーションコード Geant4 を用いて、対向パネル型 PET とリング型 PET をモデル化した(Figure 1(a))。142 × 142 mm² の大きさを持つ検出器パネル 2 枚を 300 mm の距離で対向させて配置した。リング型 PET は直径 300 mm、体軸視野 142 mm とした。対向パネル型 PET とリング型 PET

Introduction

In positron emission tomography (PET), source positions of the annihilation radiation along the lines of response (LORs) can be estimated using time-of-flight (TOF) information. Recently, a pair of Cherenkov-radiator-integrated microchannel-plate photomultiplier tubes (CRI-MCP-PMTs) has achieved a world-fastest TOF resolution of 30 ps [1], which corresponds to a 4.5 mm spatial resolution. Reconstruction-free imaging has been demonstrated [2] using the pair of the CRI-MCP-PMTs without the detector rotation. Such ultrafast TOF detectors are expected to free PET from the conventional ring geometry to a non-ring geometry, such as a dual-panel geometry. The dual-panel geometry ensures a wider open space than the ring geometry, enabling new PET applications, such as image-guided surgery and in-beam monitoring.

In the previous research [2], the pair of detectors with 30 ps TOF resolution was demonstrated to obtain tomographic images with a bench-top setup. However, the required TOF resolution for the human-sized dual-panel system has not been investigated well.

In this study, we simulated the dual-panel PET with ultrafast TOF resolution. We evaluated the spatial resolution and image noise to clarify the required TOF resolution.

Method

We modeled the proposed dual-panel PET and a ring PET using Geant4 simulation (Figure 1(a)). For the dual-panel PET, two detector panels, each sized 142 × 142 mm², were placed face-to-face at a 300 mm distance. The ring PET had 5 detector rings with a 300 mm diameter and 142 mm axial field of view. The dual-panel PET was composed of 50 detectors,

には、それぞれ 50 個と 160 個の検出器を使用した。検出器は厚さ 5 mm の BGO 結晶 (5.75 mm ピッチ) 4×4 配列で構成した。この検出器は、表面サイズ $28 \times 28 \text{ mm}^2$ の単一 BGO 結晶を窓材に使用したマルチアノード CRI-MCP-PMT(読み出しピッチ 5.75 mm) [3]を想定しており、市販のマルチアノード MCP-PMT(R10754-07-M16, 浜松ホトニクス株式会社)の将来的な改良を想定している。BGO のチエレンコフ発光から検出タイミングを取得し、シンチレーション発光から位置情報・エネルギー情報をそれぞれ取得するハイブリッド検出器を想定する。エネルギー分解能は 20% とし、対向パネル型 PET の TOF 分解能は 30 ps から 50 ps の間で変化させた。

撮影対象には、マルチロッド型と円柱型の陽電子分布を結合させた数値ファントムを設定した (Figure 1(b))。これにより一度のデータ収集で空間分解能と画像ノイズの両方が評価できる。マルチロッド領域は高さ 15 mm、直径 6.0, 5.0, 4.0, 3.0, 2.2, 1.6 mm の多数の円柱型放射能分布で、均一円柱領域は高さ 50 mm、直径 45 mm の円柱型放射能分布で構成されている。放射能分布は空気中に配置し、減弱散乱体は考慮していない。放射能は全体で 21 MBq とし、データ収集時間は 600 s に設定した。

画像再構成には Maximum likelihood expectation maximization (ML-EM) 法を使用した。対向パネル型 PET の TOF 分解能はガウス関数でモデル化した。リング型 PET の画像再構成では TOF 情報は使用しなかった (Non-TOF PET)。

and the ring PET was composed of 160 detectors. Each detector had a 4×4 array of 5 mm-thick BGO crystals with a 5.75 mm pitch. We supposed that the multi-anode CRI-MCP-PMTs (5.75 mm readout pitch) [3] with a BGO window with $28 \times 28 \text{ mm}^2$ surface size would be a future possible extension of a commercially available multi-anode MCP-PMT (R10754-07-M16, Hamamatsu Photonics K. K.). We used Cherenkov/scintillation hybrid measurements of the BGO crystal; detection timing was determined by the Cherenkov photons and position and energy information was determined by the scintillation photons. Energy resolution was set at 20%. TOF resolutions were varied from 30 ps to 50 ps for the dual-panel PET.

We used a numerical phantom, which consisted of multi-rod and uniform cylindrical distributions of positrons (Figure 1(b)). Spatial resolution and image noise were evaluated with this phantom. The multiple rods were 15 mm in height and 6.0, 5.0, 4.0, 3.0, 2.2, and 1.6 mm in diameter. The size of the uniform cylindrical activity was 50 mm in height and 45 mm in diameter. We only simulated the radioactivity distributions, and radiation attenuation and scattering with material on the phantom were not simulated. The radioactivity was 21 MBq in total. The data acquisition time was 600 s.

We used the maximum likelihood expectation maximization (ML-EM) algorithm for image reconstruction. The TOF resolution kernel of the dual-panel PET was modeled with a Gaussian function. The TOF information was not used for the image reconstruction in the non-TOF ring PET.

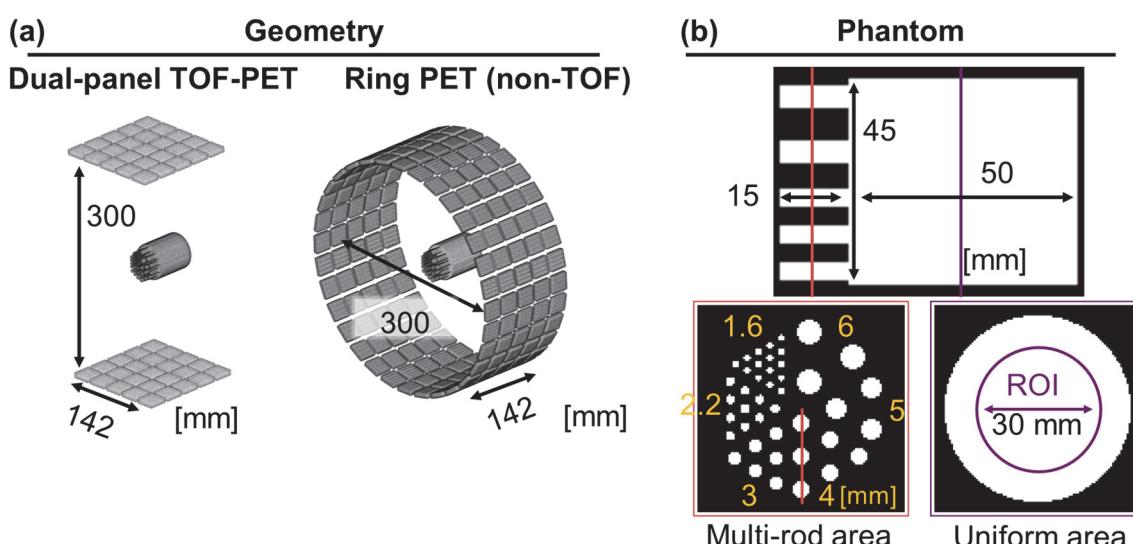


Figure 1 Simulated geometries of the dual-panel TOF-PET and the ring PET (a) and activity distribution of the numerical phantom (b).

画質評価として、マルチロッド領域の空間分解能と均一円柱領域の画像ノイズを評価した。TOF 分解能による空間分解能の変化を評価するために、検出器パネルに垂直に配列した直徑 4 mm ロッドのパーセントピーク対バレー比 (%P2V) を算出した。画像ノイズの指標として、円形の関心領域 (ROI) 内において、画素値のパーセント標準偏差 (%SD) を算出した。円形 ROI は直徑 30 mm であり、円柱の中央部に配置した。

結果と考察

マルチロッド領域の再構成画像を Figure 2 に示す。ML-EM の反復回数は、均一円柱領域の %SD が 10% となる場合を選択した。対向パネル型 PET において、%P2V の結果から、30 ps (%P2V = 94.6%) および 40 ps (%P2V = 93.6%) の TOF 分解能の場合に、リング型 (%P2V = 92.3%) を上回るロッド分解能が達成された。これより、提案する対向パネル型 PET がリング型 PET と同等の空間分解能を持つためには、40 ps の TOF 分解能が必要であることが示された。40 ps の TOF 分解能 (6.0 mm の空間分解能に相当) の場合でも直徑 3 mm のロッドが分解されたのは、斜めの LOR によって検出器パネルに垂直な方向の空間分解能が補われたためだと考えられる。

均一円柱領域の再構成画像を Figure 3 に示す。ML-EM の反復回数は、マルチロッド領域の %P2V が 92.3% (リング型 PET で %SD = 10%) となる場合を選択した。TOF 分解能が 30 ps から 50 ps へと低下するにつれて、画像ノイズの指標である均一円柱領域の %SD は 5.3% から 14.4% へと増加した。今回は、シンチレーション光とチエレンコフ光のどちらで検出タイミングが決定されたかを確実に分類できる状態を想定したが[4]、両者が混ざった場合の想定については今後の検討課題とする。

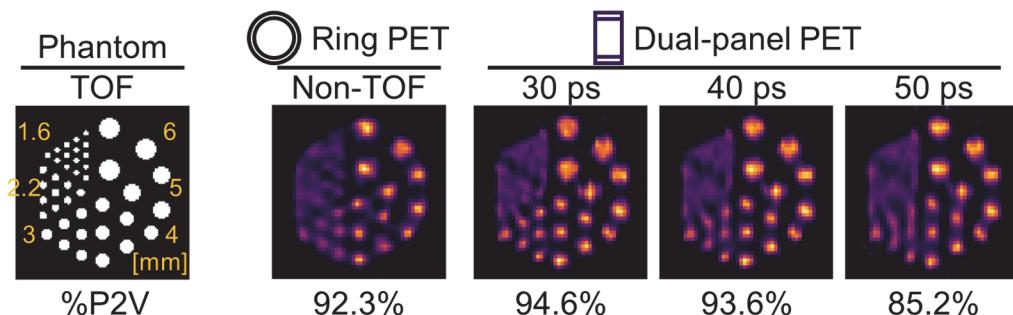


Figure 2 Reconstructed images of the multi-rod activity. TOF resolutions were varied from 30 ps to 50 ps in the dual-panel PET. The number of iterations was selected when %SD was closest to 10%.

We evaluated the spatial resolution of the multi-rod activity and the image noise of the uniform cylindrical activity. The spatial resolution was evaluated with the percentage peak-to-valley ratio (%P2V) of the 4 mm rods aligned perpendicular to the detector panels. The image noise was evaluated with the percentage standard deviation (%SD) of the circular region of interest (ROI). The circular ROI of 30 mm in diameter was placed at the center of the cylindrical activity.

Results and discussion

Figure 2 shows the reconstructed images of the multi-rod activity. The iterations of the ML-EM algorithm were selected at 10% of %SD in the uniform cylindrical activity. From the results of %P2V, the dual-panel PET at 30 ps (%P2V = 94.6%) and 40 ps (%P2V = 93.6%) showed better rod resolution than the non-TOF ring PET (%P2V = 92.3%). The proposed dual-panel PET required 40 ps TOF resolution to have the same spatial resolution as the non-TOF ring PET. The 3 mm rods were resolved even with the 40 ps TOF resolution (equivalent to 6.0 mm spatial resolution). This was possibly because the oblique LORs compensated for the spatial resolution in the direction perpendicular to the detector panels.

Figure 3 shows the reconstructed images of the uniform cylindrical activity. The iterations of the ML-EM algorithm were selected at 92.3% of %P2V (%SD = 10% in the non-TOF ring PET) in the multi-rod activity. %SD, which indicated image noise, was increased from 5.3% to 14.4% according to the degraded TOF resolution from 30 ps to 50 ps. We assumed that the detection timing of all coincidence events could be identified whether they were determined by scintillation photons or Cherenkov photons [4]. Further investigation on image quality is needed when both events are mixed.

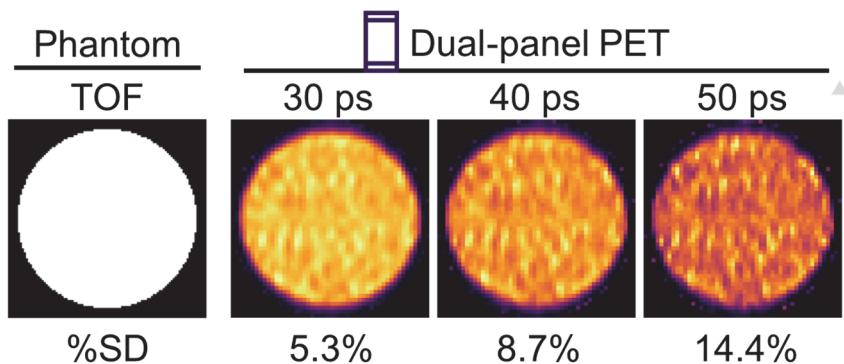


Figure 3 Reconstructed images of the uniform cylindrical activity. TOF resolutions were varied from 30 ps to 50 ps. The number of iterations was selected when %P2V was closest to 92.3%.

まとめ

Geant4 シミュレーションを用いて、超高 TOF 分解能を持つ対向パネル型 PET のイメージング性能を調査した。リング型と同等の空間分解能を得るためにには 40 ps の TOF 分解能が必要であることが分かった。

Conclusion

We investigated the imaging performance of the dual-panel PET with ultrafast TOF resolution using Geant4 simulation. The 40 ps TOF resolution was required for the proposed dual-panel PET to have the same spatial resolution as the ring PET.

Acknowledgements

Collaborators Go Akamatsu, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, Taiga Yamaya (QST)
 Ryosuke Ota, Fumio Hashimoto (Hamamatsu Photonics K. K.)
 Hideaki Haneishi, Takayuki Okamoto (Chiba University)
 Sun Il Kwon, Simon R. Cherry (UC Davis)

References

- [1] 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
- [2] S. I. Kwon *et al.*, "Ultrafast timing enables reconstruction-free positron emission imaging," *Nat. Photon.*, 15, 12, 914–918, 2021
- [3] L. Ma *et al.*, "A novel multi-anode MCP-PMT with Cherenkov radiator window," *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A.*, 1049, 168089, 2023
- [4] N. Kratochwil *et al.*, "Pushing Cherenkov PET with BGO via coincidence time resolution classification and correction," *Phys. Med. Biol.*, 65, 11, 115004, 2020

イメージング物理研究グループ研究業績 2024（2024年1月 - 2024年12月）

Achievements of Imaging Physics Group in 2024 (Jan. 2024 – Dec. 2024)

1. 研究成果 Research achievements**1.1 原著論文 Peer-reviewed articles (12)**

- [1] Marissa Kielly, Anita Caracciolo, Andrew Chacon, James Vohradsky, Davide Di Vita, Akram Hamato, Hideaki Tashima, Daniel R. Franklin, Taiga Yamaya, Anatoly Rosenfeld, Marco Carminati, Carlo Fiorini, Susanna Guatelli, Mitra Safavi-Naeini, "First experimental demonstration of real-time neutron capture discrimination in helium and carbon ion therapy," *Scientific Reports*, 14, 2601, 2024.
- [2] Md Shahadat Hossain Akram, Masaki Fukunaga, Fumihiko Nishikido, Sodai Takyu, Takayuki Obata, Taiga Yamaya, "Feasibility study for a microstrip transmission line RF coil integrated with a PET detector module in a 7T human MRI imaging system," *Magn. Reson. Med. Sci.*, Published Online, 2024. (doi:10.2463/mrms.mp.2023-0061)
- [3] Sodai Takyu, Fumihiko Nishikido, Hideaki Tashima, Go Akamatsu, Ken-ichiro Matsumoto, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya, "Positronium lifetime measurement using a clinical PET system for tumor hypoxia identification," *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 1065, 169514, 2024.
- [4] Eiji Yoshida, Fujino Obata, Taiga Yamaya, "Optical crosstalk of protective cover on MPPC array for TOF PET detector," *Phys. Med. Biol.*, 69, 125012, 2024.
- [5] Andrew Chacon, Harley Rutherford, Akram Hamato, Munetaka Nitta, Fumihiko Nishikido, Yuma Iwao, Hideaki Tashima, Eiji Yoshida, Go Akamatsu, Sodai Takyu, Han Gyu Kang, Daniel R Franklin, Katia Parodi, Taiga Yamaya, Anatoly Rosenfeld, Susanna Guatelli, Mitra Safavi-Naeini, "A quantitative assessment of Geant4 for predicting the yield and distribution of positron-emitting fragments in ion beam therapy," *Phys. Med. Biol.*, 69, 125015, 2024.
- [6] Akram Hamato, Hideaki Tashima, Yuma Iwao, Sodai Takyu, Go Akamatsu, Han Gyu Kang, Fumihiko Nishikido, Katia Parodi, Taiga Yamaya, "Dose estimation using in-beam positron emission tomography: Demonstration for ^{11}C and ^{15}O ion beams," *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 1066, 169643, 2024.
- [7] Sodai Takyu, Ken-ichiro Matsumoto, Tetsuya Hirade, Fumihiko Nishikido, Go Akamatsu, Hideaki Tashima, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya, "Quantification of radicals in aqueous solution by positronium lifetime: an experiment using a clinical PET scanner," *Japanese Journal of Applied Physics*, 63, 086003, 2024.
- [8] Fumio Hashimoto, Yuya Onishi, Kibo Ote, Hideaki Tashima, Taiga Yamaya, "Two-step optimization for accelerating deep image prior-based PET image reconstruction," *Radiological Physics and Technology*, Vol. 17, pp. 776–781, 2024.
- [9] Kyoung Jin Kim, Kei Kamada, Yoshiyuki Usuki, Eiji Yoshida, Yasuhiro Shoji, Han Gyu Kang, Go Akamatsu, Taiga Yamaya, Akira Yoshikawa, "Growth and optimization of the scintillation properties of $\text{Gd}_3(\text{Ga},\text{Al})_5\text{O}_{12}$ single crystals for WGI applications," *Journal of Crystal Growth* 652, 128014, 2024.
- [10] Kazuya Kawamura, Ayano Nakajima, Shigeki Ito, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya, "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*, online first, 2024. (<https://doi.org/10.1007/s11548-024-03296-8>)
- [11] Hiroto Hayashi, Kazuya Kawamura, Shigeki Ito, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya, "Operational verification of a parallel open/closeable forceps tip mechanism for forceps-type mini-PET," *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol. 36, No. 6, pp. 1550-1557, 2024.
- [12] Nicholas Howell, Ryan J. Middleton, Frederic Sierro, Benjamin H. Fraser, Naomi A. Wyatt, Andrew Chacon, Keith R. Bamberg, Elle Livio, Christopher Dobie, Joseph J. Bevitt, Justin Davies, Anthony Dosseto, Daniel R. Franklin, Ulf Garbe, Susanna Guatelli, Ryoichi Hirayama, Naruhiro Matsufuji, Akram Mohammadi, Karl Mutimer, Louis M. Rendina, Anatoly B. Rosenfeld, Mitra Safavi-Naeini, "Neutron capture enhances dose and reduces cancer cell viability in and out of beam during helium and carbon ion therapy," *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, Volume 120, Issue 1, pp. 229 – 242, 2024.

1.2 査読付プロシーティング Peer-reviewed proceedings (0)**1.3 査読なしプロシーティング Proceedings (5)**

- [1] 橋本二三生, 大手希望, 田島英朗, 赤松剛, 岩男悠真, 高橋美和子, 山谷泰賀, "Deep image prior に不確実性情報を組み込んだ信頼できそうな画像ノイズ除去の開発," *信学技報 IEICE Technical Report MI2023-64(2024-03)*, pp. 103-105, 2024.
- [2] 石川大洋, 岩男悠真, 赤松剛, 田久創大, 田島英朗, 岡本尚之, 山谷泰賀, 羽石秀昭, "術中ガイド PET 「Scratch-PET」 のファントムを用いた実験的検証," *信学技報 IEICE Technical Report MI2023-53(2024-03)*, pp. 69-72, 2024.

- [3] Sodai Takyu, Hayato Ikeda, Hidekatsu Wakizaka, Fumihiko Nishikido, Ken-ichiro Matsumoto, Hideaki Tashima, Hisashi Suzuki, Yoshihito Funaki, Hiroshi Watabe, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya, "Feasibility of Iodine-124 for positronium lifetime measurement with TOF-PET detectors," Japanese Journal of Medical Physics, Vol. 44 Suppl. No. 1, p. 170, 2024.
- [4] Taiga Yamaya, Taiyo Ishikawa, Go Akamatsu, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, Miwako Takahashi, Fumio Hashimoto, Ryosuke Ota, "Dual-panel PET system to be enabled by 30-ps super-fast detector: a preliminary simulation study," Japanese Journal of Medical Physics, Vol. 44 Suppl. No. 1, p. 171, 2024.
- [5] Chie Toramatsu, Hideaki Tashima, Hidekatsu Wakizaka, Han Gyu Kang, Akram Mohammadi, Go Akamatsu, Shigeki Ito, Chie Seki, Taiga Yamaya, "Intra-tumoral biological washout-rate distribution in range-verification PET: a preliminary rat study with a ¹²C-beam," Japanese Journal of Medical Physics, Vol. 44 Suppl. No. 1, p. 172, 2024.

1.4 学会発表 Conference presentations (70)

・国際会議（口頭発表） International conference (oral presentations) (23)

- [1] Go Akamatsu, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Shigeki Ito, Han Gyu Kang, Sodai Takyu, Kyoung Jin Kim, Kei Kamada, Akira Yoshikawa, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya, "Development of the next-generation WGI prototype with modified GAGG-CLS scatterer and fast-LGSO TOF absorber detectors," Japanese Journal of Medical Physics, Vol. 44 Suppl. No. 1, p. 64, 2024. (the 3rd International Conference on Radiological Physics and Technology, TPI-025, oral, 2024/4/12)
- [2] Taiyo Ishikawa, Yuma Iwao, Go Akamatsu, Sodai Takyu, Hideaki Tashima, Takayuki Okamoto, Taiga Yamaya, Hideaki Haneishi, "First demonstration of "Scratch-PET" for intraoperative PET with a hand-held probe-type detector," Japanese Journal of Medical Physics, Vol. 44 Suppl. No. 1, p. 64, 2024. (the 3rd International Conference on Radiological Physics and Technology, TPI-026, oral, 2024/4/12)
- [3] Kurumi Narita, Go Akamatsu, Hideaki Tashima, Yuma Iwao, Eiji Yoshida, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya, "Imaging simulation of a next-version hemispherical brain PET powered by a novel DOI/TOF detector," Japanese Journal of Medical Physics, Vol. 44 Suppl. No. 1, p. 65, 2024. (the 3rd International Conference on Radiological Physics and Technology, TPI-027, oral, 2024/4/12)
- [4] Sodai Takyu, Hayato Ikeda, Hidekatsu Wakizaka, Fumihiko Nishikido, Ken-ichiro Matsumoto, Hideaki Tashima, Hisashi Suzuki, Yoshihito Funaki, Hiroshi Watabe, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya, "Feasibility of Iodine-124 for positronium lifetime measurement with TOF-PET detectors," Japanese Journal of Medical Physics, Vol. 44 Suppl. No. 1, p. 65, 2024. (the 3rd International Conference on Radiological Physics and Technology, TPI-028, oral, 2024/4/12)
- [5] Taiga Yamaya, Taiyo Ishikawa, Go Akamatsu, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, Miwako Takahashi, Fumio Hashimoto, Ryosuke Ota, "Dual-panel PET system to be enabled by 30-ps super-fast detector: a preliminary simulation study," Japanese Journal of Medical Physics, Vol. 44 Suppl. No. 1, p. 66, 2024. (the 3rd International Conference on Radiological Physics and Technology, TPI-030, oral, 2024/4/12) (ICRPT Certificate of Merit Award)
- [6] Chie Toramatsu, Hideaki Tashima, Hidekatsu Wakizaka, Han Gyu Kang, Akram Mohammadi, Go Akamatsu, Shigeki Ito, Chie Seki, Taiga Yamaya, "Intra-tumoral biological washout-rate distribution in range-verification PET: a preliminary rat study with a ¹²C-beam," Japanese Journal of Medical Physics, Vol. 44 Suppl. No. 1, p. 66, 2024. (the 3rd International Conference on Radiological Physics and Technology, TPI-031, oral, 2024/4/12)
- [7] Hideaki Tashima, Chie Toramatsu, Akram Mohammadi, Yuma Iwao, Go Akamatsu, Han Gyu Kang, Fumihiko Nishikido, Minoru Tajiri, Hideyuki Mizuno, Masashi Koto, Taiga Yamaya, "A preliminary report of the first clinical study of OpenPET: in-beam range verification for carbon ion therapy," Japanese Journal of Medical Physics, Vol. 44 Suppl. No. 1, p. 68, 2024. (the 3rd International Conference on Radiological Physics and Technology, TPI-035, oral, 2024/4/12) (ICRPT Certificate of Merit Award)
- [8] Fumio Hashimoto, Kibo Ote, Hideaki Tashima, Go Akamatsu, Yuma Iwao, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya, "Uncertainty-based mixture of a deep image prior and an original reconstructed images in PET," Japanese Journal of Medical Physics, Vol. 44 Suppl. No. 1, p. 87, 2024. (the 3rd International Conference on Radiological Physics and Technology, TPI-083, oral, 2024/4/13)
- [9] Go Akamatsu, Eiji Yoshida, Hideaki Tashima, Shigeki Ito, Han Gyu Kang, Sodai Takyu, Fumihiko Nishikido, Fujino Obata, Hidekatsu Wakizaka, Kyoung Jin Kim, Akira Yoshikawa, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya, "Zr-89 mouse Compton imaging with the developed next-generation whole gamma imaging system," SNMMI2024, 241604, 2024. (oral, Toronto, 2024/6/9) (Awarded for Masahiro Iio, MD, Best Abstract Award from SNMMI and International Best Abstract Award from SNMMI 2024 Annual Meeting)
- [10] Chie Toramatsu, Hideaki Tashima, Han Gyu Kang, Hidekatsu Wakizaka, Go Akamatsu, Nobuhiro Nitta, Akram Hamato, Chie Seki, Taiga Yamaya, "Hypoxia imaging by range-verification PET in carbon ion therapy: rat demonstration, PTCOG62 Conference, 2024. (2024/6/14, oral, Singapore)
- [11] Takuya Yabe, Munetaka Nitta, Mitsutaka Yamaguchi, Jonathan Bortfeldt, Ze Huang, Marco Pinto, Niels Bassler, Taiga

Yamaya, Katia Parodi, Naoki Kawachi, "First measurement of secondary electron bremsstrahlung towards in-vivo range verification in preclinical small animal proton therapy research," PTCOG62 Conference, 2024. (2024/6/14, oral, Singapore)

- [12] Kyoung Jin Kim, Kei Kamada, Yoshiyuki Usuki, Eiji Yoshida, Han Gyu Kang, Go Akamatsu, Taiga Yamaya, Akira Yoshikawa, "Growth and optimization of scintillation properties of $\text{Gd}_3(\text{Ga},\text{Al})_5\text{O}_{12}$ single crystals for WGI applications," The 9th Asian Conference on Crystal Growth and Crystal Technology (CGCT-9), pp. 200-201, 2024. (2024/6/24, 10-0615, poster, Jeju National University, Jeju)
- [13] Giulio Lovatti, Francesco Evangelista, Munetaka Nitta, Ze Huang, Chiara Gianoli, Marco Pinto, Julie Lascaud, Jonathan Bortfeldt, Taiga Yamaya, Per R. Poulsen, Peter Thirolf, Niels Bassler, Andreas Zoglauer, Katia Parodi, "On-line proton beam range verification for small animals with a novel spherical in-beam PET scanner," AAPM2024, 2024. (oral, 2024/7/23, LA)
- [14] F. Evangelista , M. Nitta, G. Lovatti, J. Bortfeldt, Z. Huang, M. Pinto, C. Gianoli, G. Dedes, H. G. Kang, T. Yamaya, N. Bassler, P. R. Poulsen, P. Thirolf, K. Parodi, "Novel spherical in-beam PET scanner for online range monitoring in small animal radiation research", Abstracts / Physica Medica 125S1, S48-S49, 2024. (5th European Congress of Medical PhysicsJoint Conference of the DGMP, ÖGMP & SGSMP, SC 21.05, oral, 2024/9/13)
- [15] Han Gyu Kang, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, Hidekatsu Wakizaka, Makoto Higuchi, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya, "Development of an ultrahigh resolution small animal PET," The 10th Japan-Korea Joint Meeting on Medical Physics, O-078, 2024. (oral, Nagoya Congress Center, 2024/9/21) (President Award Gold (1st place))
- [16] Go Akamatsu, Hideaki Tashima, Sodai Takyu, Mitsutaka Yamaguchi, Naoki Kawachi, Makoto Sakai, Jun Furukawa, Shinji Motomura, Donghwan Kim, Kenji Shimazoe, Shunsuke Kurosawa, Han Gyu Kang, Hidekatsu Wakizaka, Fumihiko Nishikido, Eiji Yoshida, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya, "Development of performance evaluation methods for medical Compton camera," The 10th Japan-Korea Joint Meeting on Medical Physics, 2024. (oral, Nagoya Congress Center, 2024/9/21)
- [17] Sodai Takyu, Ken-ichiro Matsumoto, Tetsuya Hirade, Fumihiko Nishikido, Go Akamatsu, Hideaki Tashima, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya, "Positronium lifetime measurement using a clinical PET system for biological and medical applications," The 13th International Workshop on Positron and Positronium Chemistry (PPC13), Oral-09, (Oral, 2024/10/29, Kanazawa)
- [18] M. Nitta, G. Lovatti, F. Evangelista, J. Bortfeldt, M. Pinto, Z. Huang, N. Bassler, P. R. Poulsen, H.G. Kang, A. Zoglauer, C. Gianoli, G. Dedes, T. Yamaya, P. G. Thirolf, K. Parodi, "Characterization of the SIRMIO Spherical Small Animal PET toward Simultaneous Beam and Tracer Imaging," 2024 IEEE NSS MIC RTSD, M-02-04, 2024. (oral, 30 October, 2024)
- [19] 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, "Mirai-PET: High-Resolution, Portable, Axially Long Small Animal PET with TOF-DOI Detection," 2024 IEEE NSS MIC RTSD, M-02-05, 2024. (oral, 30 October, 2024)
- [20] F. Nishikido, S. Takeda, T. Arai, H. Tashima, T. Takahashi, T. Yamaya, "Prototyping an Si-GAGG Detector Unit for Whole Gamma Imaging," 2024 IEEE NSS MIC RTSD, M-10-05, 2024. (oral, 31 October, 2024)
- [21] H. Tashima, C. Toramatsu, A. Hamato (Mohammadi), Y. Iwao, G. Akamatsu, H.G. Kang, F. Nishikido, M. Tajiri, H. Mizuno, M. Koto, T. Yamaya, "First Patient Study of In-Beam OpenPET for Range Verification in Carbon-Ion Therapy," 2024 IEEE NSS MIC RTSD, M-16-05, 2024. (oral, 1 November, 2024)
- [22] H.G. Kang, H. Tashima, T. Yamaya, "Design of a Sub-0.5 mm Resolution Mouse Brain PET – GATE Simulation Study," 2024 IEEE NSS MIC RTSD, M-11-03, 2024. (oral, 1 November, 2024)
- [23] Han Gyu Kang, Hideaki Tashima, Taiga Yamaya, "GATE Simulation for Sub-0.5 mm Resolution PET," GATE User Meeting in 2024 IEEE NSS MIC RTSD, 2024. (oral, 31 October, 2024)

・国際会議（ポスター発表） International conference (poster presentations) (23)

- [1] Taiga Yamaya, Taiyo Ishikawa, Go Akamatsu, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, Miwako Takahashi, Chie Toramatsu, Yuma Iwao, Fumio Hashimoto, Ryosuke Ota, Sun Il Kwon, Simon R. Cherry, "Dual-panel geometry for PET-guided therapy to be enabled by super-fast detector: simulation study," PSMR2024 Book of Abstracts, p. 55, 2024. (PSMR2024, oral, 2024/5/22)
- [2] Chie Toramatsu, Hideaki Tashima, Hidekatsu Wakizaka, Chie Seki , Go Akamatsu, Han Gyu Kang, Nobuhiro Nitta, Akram Mohammadi, Taiga Yamaya, "Utility of total-body PET in monitoring carbon ion therapy: Demonstration in rat," PSMR2024 Book of Abstracts, p. 58, 2024. (PSMR2024, oral, 2024/5/22)
- [3] Miwako Takahashi, Fumihiko Nishikido, Go Akamatsu, Yuma Iwao, Hideaki Tashima, Mikio Suga, Taiga Yamaya, "The first clinical test of Add-on PET: A PET-integrated RF coil for 3T MRI," SNMMI2024, 241855, 2024. (poster, Toronto, 2024/6/11)
- [4] Taiga Yamaya, Taiyo Ishikawa, Go Akamatsu, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, Miwako Takahashi, Fumio Hashimoto, Ryosuke Ota, Sun Il Kwon, Simon R. Cherry, "Dual-panel PET system to be enabled by 30-ps super-fast detector: simulation

- study," SNMMI2024, 241643, 2024. (poster, Toronto, 2024/6/11)
- [5] Taiga Yamaya, Hideaki Tashima, Chie Toramatsu, Akram Hamato, Yuma Iwao, Go Akamatsu, Han Gyu Kang, Minoru Tajiri, Hideyuki Mizuno, Masashi Koto, "The first clinical test of OpenPET: the world's first open-type full-ring PET system for range verification," PTCOG62 Conference, 2024. (poster, Singapore).
- [6] Ryoichi Hirayama, Hideaki Tashima, Akram Hamato, Nicholas Howell, Frederic Sierro, Marissa Kielly, Anita Caracciolo, Daniel Franklin, Susanna Guatelli, Taiga Yamaya, Anatoly Rosenfeld, Carlo Fiorini, Marco Carminati, Mitra Safavi-Naeini, "Advancement in NCEPT: Animal study outcomes and technological developments toward clinical application", PTCOG62 Conference, 2024. (poster, Singapore). (International Journal of Particle Therapy, Volume 12, Supplement, 2024, 100603, ISSN 2331-5180, <https://doi.org/10.1016/j.ijpt.2024.100603>.)
- [7] Hiroto Hayashi, Kazuya Kawamura, Shigeki Ito, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya, "Usability evaluation of improved handle shapes in a forceps-type mini positron-emission-tomography," 46th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC2024), poster #233, Orlando, USA, July 15-19, 2024.
- [8] Taiga Yamaya, Hideaki Tashima, Chie Toramatsu, Akram Mohammadi, Yuma Iwao, Go Akamatsu, Han Gyu Kang, Minoru Tajiri, Hideyuki Mizuno, Masashi Koto, "The world's first full-ring in-beam PET system for range verification in carbon ion therapy," AAPM2024, SU330-BRP-LOUNGE-2, 2024. (poster, selected as Blue Ribbon Poster, 2024/7/21).
- [9] Chie Toramatsu, Hideaki Tashima, Han Gyu Kang, Hidekatsu Wakizaka, Go Akamatsu, Nobuhiro Nitta, Akram Mohammadi, Chie Seki, Yuma Iwao, Taiga Yamaya, "Intratumoral vascular-condition imaging during carbon ion therapy by range-verification PET: Rat demonstration," AAPM2024, TU300-GPD(B)-LOUNGE-351, 2024. (poster, 2024/7/23).
- [10] N. Hosotani, H.G. Kang, C. Toramatsu, H. Tashima, T. Yamaya, "GATE Simulation of an Ultra-Sensitive Total-Body Small-Animal PET Scanner," 2024 IEEE NSS MIC RTSD, M-03-064, 2024. (poster, 30 October, 2024, Tampa)
- [11] Md Shahadat Hossain Akram, F. Nishikido, S. Takyu, H. Kurabayashi, T. Obata, T. Yamaya, "Concept of a Di-modal Metabolic Imaging System Combining PET and Sodium (²³Na) MRI," 2024 IEEE NSS MIC RTSD, M-03-100, 2024. (poster, 30 October, 2024, Tampa)
- [12] A. Hamato (Mohammadi), H. Tashima, Y. Iwao, C. Toramatsu, K. Parodi, T. Yamaya, "Range verification in carbon ion therapy: Compton imaging of 718 keV gamma-rays," 2024 IEEE NSS MIC RTSD, M-03-349, 2024. (poster, 30 October, 2024, Tampa)
- [13] H.G. Kang, E. Yoshida, G. Akamatsu, T. Yamaya, "Optimization of a Row-Column Multiplexing Circuit Dedicated to the TOFPET2 ASIC Module," 2024 IEEE NSS MIC RTSD, M-08-005, 2024. (poster, 31 October, 2024, Tampa)
- [14] F. Nishikido, K. Kamada, H. Wakizaka, A. Yoshikawa, Y. Usuki, S. Ito, T. Yamaya, "Dynamic micro RI Imaging System Using Eutectic Scintillation Crystal with Micro Fiber Structure," 2024 IEEE NSS MIC RTSD, M-08-029, 2024. (poster, 31 October, 2024, Tampa)
- [15] F. Evangelista, G. Lovatti, J. Bortfeldt, Z. Huang, M. Pinto, C. Gianoli, G. Dedes, H.G. Kang, T. Yamaya, P. G. Thirolf, K. Parodi, M. Nitta, "Effect of inter-crystal events inclusion on high resolution small-animal PET scanner performance," 2024 IEEE NSS MIC RTSD, M-08-116, 2024. (poster, 31 October, 2024, Tampa)
- [16] F. Hashimoto, H. Tashima, K. Ote, T. Yamaya, "Synergistic PET-Compton Reconstruction for Whole Gamma Imaging of Positron Emitters," 2024 IEEE NSS MIC RTSD, M-08-161, 2024. (poster, 31 October, 2024, Tampa)
- [17] F. Hashimoto, K. Ote, H. Tashima, G. Akamatsu, Y. Iwao, M. Takahashi, T. Yamaya, "An Approach to Reliable PET Image Denoising Using Deep Image Prior," 2024 IEEE NSS MIC RTSD, M-08-266, 2024. (poster, 31 October, 2024, Tampa)
- [18] G. Akamatsu, H. Tashima, S. Takyu, M. Yamaguchi, N. Kawachi, M. Sakai, J. Furukawa, S. Motomura, D. Kim, K. Shimazoe, S. Kurosawa, F. Nishikido, E. Yoshida, M. Takahashi, T. Yamaya, "Proposal of performance evaluation methods for Compton cameras," 2024 IEEE NSS MIC RTSD, M-08-272, 2024. (poster, 31 October, 2024, Tampa)
- [19] S. Takyu, K. Matsumoto, F. Nishikido, G. Akamatsu, H. Tashima, M. Takahashi, T. Yamaya, "Positronium Lifetime Measurement Using a Clinical PET for Quantification of Radicals In Vivo," 2024 IEEE NSS MIC RTSD, M-08-329, 2024. (poster, 31 October, 2024, Tampa)
- [20] C. Toramatsu, H. Wakizaka, H. Tashima, G. Akamatsu, C. Seki, T. Yamaya, "Utility of Total-Body PET for Range Verification and Tumor Diagnosis in Carbon Ion Therapy: A Rat Study," 2024 IEEE NSS MIC RTSD, M-08-350, 2024. (poster, 31 October, 2024, Tampa)
- [21] T. Ishikawa, G. Akamatsu, H. Tashima, F. Nishikido, F. Hashimoto, R. Ota, H. Haneishi, S.I. Kwon, S. R. Cherry, T. Yamaya, "Simulation Study of a Panel-Type PET Geometry: Effect of TOF and Sensitivity on Image Quality," 2024 IEEE NSS MIC RTSD, M-17-069, 2024. (poster, 1 November, 2024, Tampa)
- [22] Md Shahadat Hossain Akram, M. Fukunaga, F. Nishikido, S. Takyu, T. Obata, T. Yamaya, "A 4-Channel Microstrip RF Coil for a 7T Whole-Body MRI to Shield PET-Insert Detectors," 2024 IEEE NSS MIC RTSD, M-17-099, 2024. (poster, 1 November, 2024, Tampa)
- [23] K. Narita, G. Akamatsu, E. Yoshida, H. Tashima, Y. Iwao, M. Takahashi, T. Yamaya, "A One-ring Prototype of the Next

Generation Hemispherical PET with TOF and DOI Measurement," 2024 IEEE NSS MIC RTSD, M-17-114, 2024. (poster, 1 November, 2024, Tampa)

・国内会議 Domestic conference (24)

- [1] 石川大洋, 岩男悠真, 赤松剛, 田久創大, 田島英朗, 岡本尚之, 山谷泰賀, 羽石秀昭, "術中ガイド PET 「Scratch-PET」のファントムを用いた実験的検証," 医用画像研究会(MI)医用画像処理一般・メディカルイメージング連合フォーラム(JAMIT フロンティア 2024), 25, 2024. (oral, 2024/3/3, 沖縄県青年会館)
- [2] 橋本二三生, 大手希望, 田島英朗, 赤松剛, 岩男悠真, 高橋美和子, 山谷泰賀, "Deep image prior に不確実性情報を組み込んだ信頼できそうな画像ノイズ除去の開発," 医用画像研究会(MI)医用画像処理一般・メディカルイメージング連合フォーラム(JAMIT フロンティア 2024), 36, 2024. (oral, 2024/3/4, 沖縄県青年会館)
- [3] 山谷泰賀, 石川大洋, 赤松剛, 田島英朗, 錦戸文彦, 高橋美和子, 橋本二三生, 大田良亮, "30-ps TOF 時間分解能が可能にする新しい PET の探索 : パネル型 PET 装置のイメージングシミュレーション, 第 71 回応用物理学会春季学術講演会講演予稿集, 02-110, 2024. (25a-12E-2, oral, 2024/3/25, 東京都市大学)
- [4] 田久創大, 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, "陽電子寿命による水溶液中ラジカルの定量 : 臨床 PET 装置を用いた実験," 第 71 回応用物理学会春季学術講演会講演予稿集, 02-111, 2024. (25a-12E-3, oral, 2024/3/25, 東京都市大学)
- [5] 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, "QST 発の高感度・高分解能・大視野・可搬型 PET 装置 : Mirai-PET," JSMI Report, Vol. 17, No. 2, p. 124, 2024. (第 18 回日本分子イメージング学会総会・学術集会, ID-65, poster, 東京国際交流館・プラザ平成, 2024/5/23)
- [6] 菊地智也, 田久創大, 菅幹生, 田島英朗, 赤松剛, 錦戸文彦, 山谷泰賀, "臨床用 Whole Gamma Imaging 装置のシミュレーション設計," 第 43 回日本医用画像工学会大会抄録集, pp. 264-265, 2024. (第 43 回日本医用画像工学会大会, OP17-3, 2024/8/7, 一橋講堂, oral)
- [7] 石川大洋, 赤松剛, 田島英朗, 錦戸文彦, 高橋美和子, 橋本二三生, 大田良亮, 山谷泰賀, "対向パネル型 PET のシミュレーション : TOF 分解能と感度が画質に及ぼす影響," 第 43 回日本医用画像工学会大会抄録集, pp. 266-267, 2024. (第 43 回日本医用画像工学会大会, OP17-4, 2024/8/7, 一橋講堂, oral)
- [8] 成田胡桃, 赤松剛, 吉田英治, 田島英朗, 岩男悠真, 高橋美和子, 山谷泰賀, "TOF-DOI 検出器を用いた半球型頭部 PET 装置 1 リング試作機の開発," 第 43 回日本医用画像工学会大会抄録集, pp. 268-269, 2024. (第 43 回日本医用画像工学会大会, OP17-5, 2024/8/7, 一橋講堂, oral)
- [9] 田島英朗, 寅松千枝, 浜戸アクラム, 岩男悠真, 赤松剛, Han Gyu Kang, 錦戸文彦, 田尻稔, 水野秀之, 小藤昌志, 山谷泰賀, "OpenPET 初の重粒子線がん治療臨床応用," 第 43 回日本医用画像工学会大会抄録集, pp. 270-271, 2024. (第 43 回日本医用画像工学会大会, OP17-6, 2024/8/7, 一橋講堂, oral)
- [10] 寅松千枝, 田島英朗, 脇坂秀克, 関千江, 生駒洋子, 菅野巖, 山谷泰賀, "開放型 PET による粒子線治療の治療効果モニタリング法の開発," PET サマーセミナー 2024 in 高松 抄録集, p. 81, 2024. (2024/9/1, 一般演題 2-8, oral, online)
- [11] 寅松千枝, 田島英朗, 脇坂秀克, 須藤仁美, 関千江, 生駒洋子, 菅野巖, 山谷泰賀, "重粒子線治療の飛程検証 PET による腫瘍診断の可能性 : ラット実証実験," 第 85 回応用物理学会秋季学術講演会, 18a-D62-4, 2024. (2024/9/18, oral, 朱鷺メッセ)
- [12] Han Gyu Kang, Hideaki Tashima, Taiga Yamaya, "Design of a sub-0.5 mm resolution mouse brain PET," 第 85 回応用物理学会秋季学術講演会, 18a-D62-5, 2024. (2024/9/18, oral, 朱鷺メッセ)
- [13] Md Shahadat Hossain Akram, Fumihiko Nishikido, Sodai Takyu, Hideto Kurabayashi, Takayuki Obata, Taiga Yamaya, "Design of a tri-modal imaging system combining PET insert with proton (¹H) and sodium (²³Na) RF coils for a 3T clinical MRI system," 第 52 回日本磁気共鳴医学会大会, PS2-29, 2024. (poster, 2024/9/21, 幕張メッセ)
- [14] Md Shahadat Hossain Akram, Masaki Fukunaga, Fumihiko Nishikido, Sodai Takyu, Takayuki Obata, Taiga Yamaya, "Feasibility study of a 4-channel microstrip RF coil for a PET insert at a 7T whole-body MRI system," 第 52 回日本磁気共鳴医学会大会, PS2-45, 2024. (poster, 2024/9/21, 幕張メッセ)
- [15] 高橋美和子, 赤松剛, 岩男悠真, 田島英朗, 山谷泰賀, "ヘルメット型 PET による世界初のアミロイド PET 撮像," 核医学, 61 卷, Supplement 号, S154, 2024. (第 64 回日本核医学会学術総会, oral, 1-MO07-5, 2024/11/7)
- [16] 田久創大, 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 を用いたポジトロニウム寿命測定 : 生体内ラジカル計測を目指して," 核医学, 61 卷, Supplement 号, S171, 2024. (第 64 回日本核医学会学術総会, oral, 2-MO24-1, 2024/11/8)
- [17] 田島英朗, 寅松千枝, 浜戸アクラム, 岩男悠真, 赤松剛, Han Gyu Kang, 錦戸文彦, 田尻稔, 水野秀之, 小藤昌志, 山谷泰賀, "OpenPET 試作機による重粒子線がん治療照射野イメージング : 臨床試験の開始," 核医学, 61 卷, Supplement 号, S171, 2024. (第 64 回日本核医学会学術総会, oral, 2-MO24-2, 2024/11/8)

- [18] 山谷泰賀, 石川大洋, 赤松剛, 田島英朗, 錦戸文彦, 高橋美和子, 橋本二三生, 大田良亮, 羽石秀昭, Sun Il Kwon, Simon R Cherry, "30-ps TOF 時間分解能が可能にする新しいパネル型 PET 装置のシミュレーション研究," 核医学, 61巻, Supplement号, S171, 2024. (第 64 回日本核医学会学術総会, oral, 2-MO24-3, 2024/11/8)
- [19] 高橋美和子, 錦戸文彦, 赤松剛, 田島英朗, 岩男悠真, 菅幹生, 山谷泰賀, "3T MRI 用 RF コイル一体型 PET 「Add-on PET」試作機による初の臨床試験," 核医学, 61巻, Supplement号, S171, 2024. (第 64 回日本核医学会学術総会, oral, 2-MO24-4, 2024/11/8)
- [20] 赤松剛, 吉田英治, 成田胡桃, 田島英朗, 岩男悠真, 高橋美和子, 山谷泰賀, "TOF-DOI 型次世代検出器を用いた頭部 PET 1 リング試作機の開発," 核医学, 61巻, Supplement号, S171, 2024. (第 64 回日本核医学会学術総会, oral, 2-MO24-5, 2024/11/8)
- [21] 成田胡桃, 赤松剛, 田島英朗, 岩男悠真, 吉田英治, 高橋美和子, 山谷泰賀, "次期ヘルメット型 PET 装置の検出器配置の検討," 核医学, 61巻, Supplement号, S171, 2024. (第 64 回日本核医学会学術総会, oral, 2-MO24-6, 2024/11/8)
- [22] 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, "高分解能・広視野の可搬型小動物用 DOI/TOF-PET 装置「Mirai-PET」の性能評価," 第 44 回日本核医学技術学会学術大会, 1-TO09-1, 2024. (oral, 2024/11/7)
- [23] 赤松真奈, 赤松剛, 前田貴雅, 脇坂秀克, 田島英朗, 高橋美和子, 山谷泰賀, 谷本克之, "⁸⁹Zr の物理特性が PET の画質と定量精度に与える影響," 第 44 回日本核医学技術学会学術大会, 1-TO07-4, 2024. (oral, 2024/11/7)
- [24] 寅寅千枝, 脇坂秀克, 田島英朗, 須藤仁美, 関千江, 菅野巖, 山谷泰賀, "粒子線が生成する陽電子放出核種の洗出し速度による腫瘍診断の可能性: ラット実証," 日本放射線腫瘍学会第 37 回学術大会報文集, pp. 449, 2024. (poster, P14-2, パシフィコ横浜ノース, 2024/11/21)

1.5 研究会 Workshop presentations (38)

- [1] 山谷泰賀, "イメージング物理研究サマリー 次世代 PET 研究 2023," 次世代 PET 研究会 2024, 2024/1/20 (ベルサール八重洲).
- [2] 田久創大, 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 の量子 PET への利用可能性," 第 40 回サイクロトロン・ラジオアイソトープセンター(CYRIC) 共同利用研究成果報告会, 2024/3/11. (東北大学, online poster)
- [3] Go Akamatsu, Eiji Yoshida, Shigeki Ito, Hideaki Tashima, Sodai Takyu, Han Gyu Kang, Fumihiko Nishikido, Fujino Obata, Miho Kiyokawa, Hidekatsu Wakizaka, Kyoungh Jin Kim, Kei Kamada, Akira Yoshikawa, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya, "Compton imaging performance of WGI prototypes," LMU-QST joint workshop, 2024/3/19. (LMU, hybrid)
- [4] F. Nishikido, S. Takeda, T. Kikuchi, H. Tashima, M. Suga, T. Takahashi, T. Yamaya, "Si-WGI: Si detector prototyping and system simulation," LMU-QST joint workshop, 2024/3/19. (LMU, hybrid)
- [5] Sodai Takyu, "Positronium life time measurement study for nuclear medicine applications," LMU-QST joint workshop, 2024/3/19. (LMU, hybrid)
- [6] Taiyo Ishikawa, Go Akamatsu, Hideaki Tashima, Fumihiko Nishikido, Fumio Hashimoto, Ryosuke Ota, Taiga Yamaya, "Imaging simulation of dPEI," 6th SNU-QST Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and Technology, 2024. (2024/5/15, oral, SNUH)
- [7] R. Ohashi, S. Takyu, S. Ito, M. Takahashi, T. Yamaya, "Forceps-type mini-PET," 6th SNU-QST Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and Technology, 2024. (2024/5/15, oral, SNUH)
- [8] Kurumi Narita, Go Akamatsu, Hideaki Tashima, Yuma Iwao, Eiji Yoshida, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya, "Simulation design of a high resolution brain PET," 6th SNU-QST Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and Technology, 2024. (2024/5/15, oral, SNUH)
- [9] Taiga Yamaya, "PET physics innovation being made at QST," 6th SNU-QST Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and Technology, 2024. (2024/5/16, oral, SNUH)
- [10] Hideaki Tashima, Chie Toramatsu, Akram Hamato, Yuma Iwao, Go Akamatsu, Han Gyu Kang, Fumihiko Nishikido, Minoru Tajiri, Hideyuki Mizuno, Masashi Koto, Taiga Yamaya, "First clinical results with OpenPET at HIMAC," 6th SNU-QST Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and Technology, 2024. (2024/5/16, oral, SNUH)
- [11] Han Gyu Kang, Hideaki Tashima, Hidekatsu Wakizaka, Fumihiko Nishikido, Makoto Higuchi, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya, "Submillimeter resolution PET for mouse brain imaging," 6th SNU-QST Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and Technology, 2024. (2024/5/16, oral, SNUH)
- [12] Go Akamatsu, Eiji Yoshida, Shigeki Ito, Hideaki Tashima, Sodai Takyu, Han Gyu Kang, Fumihiko Nishikido, Fujino Obata, Miho Kiyokawa, Hidekatsu Wakizaka, Kyoungh Jin Kim, Kei Kamada, Akira Yoshikawa, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya, "Initial results of a new whole-gamma imaging system," 6th SNU-QST Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science

and Technology, 2024. (2024/5/16, oral, SNUH)

- [13] 寅松千枝, 山谷泰賀, Akram Hamato, Han Gyu Kan, 田久創大, 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 (23H285)," 2023 年度 HIMAC 共同利用研究成果発表会, 2024/6/3.
- [14] 細谷宣佳, Han Gyu Kang, 寅松千枝, 山谷泰賀, "超高感度小動物 PET のモンテカルロシミュレーション," 第 61 回アイソトープ・放射線研究発表会 2B16-21-03, 2024. (2024/7/4, oral, 日本科学未来館)
- [15] 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, 寅松千枝, 岩男悠真, 田島英朗, 吉田英治, 南本敬史, 山谷泰賀, "Mirai-PET: マウスからサルまで撮れる QST 発の高分解能 PET," 第 19 回小動物インビボイメージング研究会, 2024. (oral, 東京理科大学野田キャンパス, 2024/9/7)
- [16] 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, 寅松千枝, 岩男悠真, 田島英朗, 吉田英治, 南本敬史, 山谷泰賀, "Mirai-PET: マウスからサルまで撮れる QST 発の高分解能 PET," 未来 PET 創造研究ユニット中間報告 Bench to Clinical シンポジウム, 2024. (poster, 2024/10/4, QST)
- [17] 成田胡桃, 赤松剛, 吉田英治, 田島英朗, 岩男悠真, 高橋美和子, 山谷泰賀, "QST 開発の TOF-DOI 検出器を用いた半球型頭部 PET 装置 1 リング試作機の開発," 未来 PET 創造研究ユニット中間報告 Bench to Clinical シンポジウム, 2024. (poster, 2024/10/4, QST)
- [18] 橋本二三生, 大手希望, 田島英朗, 赤松剛, 岩男悠真, 高橋美和子, 山谷泰賀, "”信頼できそうな” AI PET 画像ノイズ除去の開発," 未来 PET 創造研究ユニット中間報告 Bench to Clinical シンポジウム, 2024. (poster, 2024/10/4, QST)
- [19] 錦戸文彦, 武田伸一郎, 新井利彦, 菊地智也, 菅幹生, 田島英朗, 高橋忠幸, 山谷泰賀, "Si-WGI ~WGI 用シリコン半導体検出器の開発～," 未来 PET 創造研究ユニット中間報告 Bench to Clinical シンポジウム, 2024. (poster, 2024/10/4, QST)
- [20] 菊地智也, 田久創大, 菅幹生, 田島英朗, 赤松剛, 錦戸文彦, 山谷泰賀, "臨床用 Whole Gamma Imaging 試作機のシミュレーション設計," 未来 PET 創造研究ユニット中間報告 Bench to Clinical シンポジウム, 2024. (poster, 2024/10/4, QST)
- [21] Han Gyu Kang, Hideaki Tashima, Hidekatsu Wakizaka, Fumihiko Nishikido, Makoto Higuchi, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya, "超高分解能小動物用 PET 装置の開発," 未来 PET 創造研究ユニット中間報告 Bench to Clinical シンポジウム, 2024. (poster, 2024/10/4, QST)
- [22] 田久創大, 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 (Q-PET) ~陽電子の寿命で診断を目指す～," 未来 PET 創造研究ユニット中間報告 Bench to Clinical シンポジウム, 2024. (poster, 2024/10/4, QST)
- [23] Md Shahadat Hossain Akram, Fumihiko Nishikido, Sodai Takyu, Masaki Fukunaga, Craig S. Levin, Takayuki Obata, Taiga Yamaya, "Add-on PET for different magnetic field strengths of MRI system," 未来 PET 創造研究ユニット中間報告 Bench to Clinical シンポジウム, 2024. (poster, 2024/10/4, QST)
- [24] 赤松剛, 吉田英治, 田島英朗, 伊藤繁記, Han Gyu Kang, 田久創大, 錦戸文彦, 小畠藤乃, 脇坂秀克, Kyoung Jin Kim, 鎌田圭, 吉川彰, 高橋美和子, 山谷泰賀, "WGI4 号試作機による ^{89}Zr コンプトンイメージング," 未来 PET 創造研究ユニット中間報告 Bench to Clinical シンポジウム, 2024. (poster, 2024/10/4, QST)
- [25] 大橋遼太郎, 田久創大, 伊藤繁記, 山谷泰賀, "鉗子型ミニ PET の定量性向上を目指した基礎研究," 未来 PET 創造研究ユニット中間報告 Bench to Clinical シンポジウム, 2024. (poster, 2024/10/4, QST)
- [26] 細谷宣佳, Han Gyu Kang, 寅松千枝, 田島英朗, 山谷泰賀, "超高感度小動物 PET のモンテカルロシミュレーション," 未来 PET 創造研究ユニット中間報告 Bench to Clinical シンポジウム, 2024. (poster, 2024/10/4, QST)
- [27] 田島英朗, 浜戸アクラム, 寅松千枝, "OpenPET による重粒子線治療モニタリング," 未来 PET 創造研究ユニット中間報告 Bench to Clinical シンポジウム, 2024. (poster, 2024/10/4, QST)
- [28] 岩男悠真, "頭部 PET 体動補正法の開発," 未来 PET 創造研究ユニット中間報告 Bench to Clinical シンポジウム, 2024. (poster, 2024/10/4, QST)
- [29] 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, 寅松千枝, 岩男悠真, 田島英朗, 吉田英治, 南本敬史, 山谷泰賀, "Mirai-PET: マウスからサルまで撮れる QST 発の高分解能 PET," OXIDE Workshop Scintillator Crystals for PET, 2024. (invited, poster, 2024/10/10, オキサイド第三工場)
- [30] 成田胡桃, 赤松剛, 吉田英治, 田島英朗, 岩男悠真, 高橋美和子, 山谷泰賀, "QST 開発の TOF-DOI 検出器を用いた半球型頭部 PET 装置 1 リング試作機の開発," OXIDE Workshop Scintillator Crystals for PET, 2024. (invited, poster, 2024/10/10, オキサイド第三工場)
- [31] 橋本二三生, 大手希望, 田島英朗, 赤松剛, 岩男悠真, 高橋美和子, 山谷泰賀, "”信頼できそうな” AI PET 画像ノイズ除去の開発," OXIDE Workshop Scintillator Crystals for PET, 2024. (invited, poster, 2024/10/10, オキサイド第三工場)

- [32] 錦戸文彦, 武田伸一郎, 新井利彦, 菊地智也, 菅幹生, 田島英朗, 高橋忠幸, 山谷泰賀, "Si-WGI ~WGI 用シリコン半導体検出器の開発~," OXIDE Workshop Scintillator Crystals for PET, 2024. (invited, poster, 2024/10/10, オキサイド第三工場)
- [33] Han Gyu Kang, Hideaki Tashima, Hidekatsu Wakizaka, Fumihiko Nishikido, Makoto Higuchi, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya, "超高分解能小動物用 PET 装置の開発," OXIDE Workshop Scintillator Crystals for PET, 2024. (invited, poster, 2024/10/10, オキサイド第三工場)
- [34] 細谷宣佳, Han Gyu Kang, 寅松千枝, 田島英朗, 山谷泰賀, "超高感度小動物 PET のモンテカルロシミュレーション," OXIDE Workshop Scintillator Crystals for PET, 2024. (invited, poster, 2024/10/10, オキサイド第三工場)
- [35] 田島英朗, 浜戸アクラム, 寅松千枝, "OpenPET による重粒子線治療モニタリング," OXIDE Workshop Scintillator Crystals for PET, 2024. (invited, poster, 2024/10/10, オキサイド第三工場)
- [36] 田久創大, 松本謙一郎, 錦戸文彦, 田島英朗, 高橋美和子, 山谷泰賀, "陽電子寿命を画像化する量子 PET の基礎研究," Scintillator for Medical, Astroparticle and environmental Radiation Technologies (SMART), 2024, (2024/10/16, poster, 伊東温泉)
- [37] 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, "量子 PET: 医工学応用を目指した陽電子寿命測定," 京都大学複合原子力研究所専門研究会「陽電子科学とその理工学への応用」, 2024. (oral, 京都大学複合原子力科学研究所, 2024/12/14)
- [38] 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, "高分解能・広視野・可搬型の小動物用 DOI-TOF PET 装置 Mirai-PET の開発," 第 2 回短寿命 RI 利用研究シンポジウム, 2024. (poster, グランフロント大阪, 2024/12/13)

1.6 特許 Patents (11)

・出願 Application (5)

- [1] 橋本二三生, 大手希望, 山谷泰賀, 高橋美和子, "画像処理装置および画像処理方法," 特願 2023-220883, 2023/12/27 出願. (Q20348JP)
- [2] 稲玉直子, 山谷泰賀, "シンチレータユニット及び放射線検出器," 特願 2024-005149, 2024/1/17 出願. (Q20345JP)
- [3] 橋本二三生, 大手希望, 田島英朗, 山谷泰賀, "画像再構成装置、画像再構成方法および放射線断層撮影システム," 特願 2024-137610, 2024/8/19 出願. (Q20380JP)
- [4] 吉田英治, 山谷泰賀, "シンチレータアレイ、放射線検出装置、及び陽電子放出断層撮影装置," 特願 2024-204944, 2024/11/25 出願. (Q20390JP)
- [5] 岩男悠真, 田島英朗, 山谷泰賀, "画像構成装置、画像構成方法、画像構成プログラム、および記録媒体," 特願 2024-207903, 2024/11/29 出願. (Q20392JP)

・登録 Registered (6)

- [1] 新田宗孝, 田島英朗, 山谷泰賀, "核医学撮像装置," 特許第 7437050 号, 2024/2/14 登録.
- [2] Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, "RADIATIONPOSITIONDETECTOR," US11,982,777B2, 2024/5/14. (Q20130US)
- [3] Md Shahadat Hossain Akram, 小畠隆行, 山谷泰賀, "放射線画像化ユニット及び放射線検出器モジュール," 特許第 7523144 号, 2024/7/18 登録, (Q20141JP.1)
- [4] 田島英朗, 山谷泰賀, "医用画像処理装置、コンピュータプログラム及び核医学装置," 特許第 7549383 号, 2024/9/3 登録. (Q20157JP.1)
- [5] 稲玉直子, 山谷泰賀, "放射線検出器、シンチレータユニット、画像生成装置、及びシンチレータユニットの製造方法," 特許第 7584141, 2024/11/7 登録. (Q20200JP)
- [6] Md Shahadat Hossain Akram, 小畠隆行, 山谷泰賀, "マイクロストリップ伝送線アレイ RF コイル、RF シールド構造、及び、RF コイル・放射線画像化装置一体型デバイス," 特許第 7592277, 2024/11/22 登録. (Q20065JP)

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 2024」を主催, 2024/1/20(ベルサール八重洲)(参加者数計 110 名, うち外部 68 名)
- [2] Taiga Yamaya, Jae Sung Lee, 研究会 “6th SNU-QST Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and Technology” を主催 (2024/5/15-17, Seoul National University Hospital) (参加者 50 名)
- [3] Hidehiko Okazawa, Taiga Yamaya, organizers of “CE46: A New Era of Brain-Dedicated PET Systems” at SNMMI2024.
- [4] 山谷泰賀, 赤松剛, 田島英朗, 大野まどか, 「未来 PET 創造研究ユニット中間報告 Bench to Clinical シンポジウム」を主催, 2024/10/4. (QST 千葉, 現地参加者 63 名 + オンライン参加者 32 名)

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 2023,” QST-R-30, 2024/1/20.
<https://www.qst.go.jp/uploaded/attachment/39799.pdf>

2.4 総説 Review articles (12)

- [1] Fumio Hashimoto, Yuya Onishi, Kibo Ote, Hideaki Tashima, Andrew J. Reader, Taiga Yamaya, "Deep learning-based PET image denoising and reconstruction: a review," Radiological Physics and Technology, 17, pp. 24-46, 2024.
- [2] 赤松剛, 田島英朗, "特集／医用イメージングにおける装置性能評価法および定量測定法の標準化－序文－," Medical Imaging Technology, Vol. 41, No. 3, pp. 97-98, 2024.
- [3] 赤松剛, 田島英朗, 田久創大, 山口充孝, 河地有木, 酒井真理, 黒澤俊介, 島添健次, 古川純, 本村信治, 錦戸文彦, 吉田英治, 高橋美和子, 山谷泰賀, "医用コンプトンカメラの性能評価技術開発," Medical Imaging Technology, Vol. 41, No. 3, pp. 117-123, 2024.
- [4] 高橋美和子, 山谷泰賀, 伊藤公輝, 黒澤俊介, 樋口隆弘, 辻厚至, "高精度診断を目指した SPECT to PET の提言," RADIOISOTOPES, 73, pp. 109-116, 2024.
- [5] 高橋美和子, 赤松剛, 岩男悠真, 田島英朗, 田久創大, 吉田英治, 山谷泰賀, "円筒から半球へヘルメット型 PET はこうして誕生した－," 臨床核医学, Vol. 57, No. 2, pp. 21-24, 2024.
- [6] 田島英朗, 高橋美和子, 田久創大, 赤松剛, Han Gyu Kang, 錦戸文彦, 吉田英治, 山谷泰賀, "核医学の新しい領域を切り開く Whole Gamma Imaging," 臨床核医学, vol. 57, no. 4, pp. 53-56, 2024.
- [7] 山谷泰賀, "健康長寿社会の未来は応用物理学会放射線分科会の本気度にかかっている!" 放射線, 創刊 50 周年記念特集号, pp. 14-18, 2024.
- [8] Eiji Yoshida, Taiga Yamaya, "PET detectors with depth-of-interaction and time-of-flight capabilities," Radiological Physics and Technology, 17, pp. 596-609, 2024.
- [9] H. Tashima, T. Yamaya, "Three-Gamma Imaging in Nuclear Medicine: A Review," IEEE Transactions on Radiation and Plasma Medical Sciences, VOL. 8, NO. 8, pp. 853-866, 2024.
- [10] 山谷泰賀, 田島英朗, 赤松剛, 高橋美和子, "世界初ヘルメット型頭部 PET 「Vrain」 の技術的特徴と将来展望," INNERVISION, 39 卷, 11 号, pp. 43-45, 2024.
- [11] 田島英朗, "PET 編 7. PET 画像再構成の歴史," 日本放射線技術学会雑誌, 80 卷, 5 号, p. 565-573, 2024.
- [12] 橋本二三生, "PET 編 8. AI 画像再構成の研究最前線," 日本放射線技術学会雑誌, 80 卷, 6 号, p. 679-685, 2024.

2.5 講義・講演 Lectures (27)

・シンポジウム等における招待講演 Invited talks at symposium (21)

- [1] 高橋美和子, "PET、SPECT による Epilepsy imaging : 現状と新たな PET 装置による展望," 第 26 回日本ヒト脳機能マッピング学会, 2024/2/24.
- [2] 山谷泰賀, "Hal Anger 賞受賞特別講演 我々の健康長寿はシンチレータにかかっている!," 産学共同 PET フォーラム, 2024/4/19. (横浜ビジネスパークサウスタワー)
- [3] 田久創大, "陽電子の寿命を画像化する「量子 PET」," 第 664 回高崎研オープンセミナー(リサーチ), 2024/5/16.
- [4] Han Gyu Kang, Hideaki Tashima, Hidekatsu Wakizaka, Fumihiko Nishikido, Makoto Higuchi, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya, "Submillimeter-resolution PET for rodent brain imaging," JSMI Report, Vol. 17, No. 2, p. 56, 2024. (第 18 回日

本分子イメージング学会総会・学術集会, S-10, invited oral, 東京国際交流館・プラザ平成, 2024/5/24)

- [5] Miwako Takashashi, "Clinical Impact of Brain-Dedicated PET" CE46: A New Era of Brain-Dedicated PET Systems, SNMMI2024, 2024. (Invited, 2024/6/10, Toronto)
- [6] Taiga Yamaya, "Advanced Seated-Brain PET Systems and Session Summary," CE46: A New Era of Brain-Dedicated PET Systems, SNMMI2024, 2024. (Invited, 2024/6/10, Toronto)
- [7] 山谷泰賀, "核医学物理の課題と展望," 第 61 回アイソトープ・放射線研究発表会 パネル討論 核医学サイコウ, 2024/7/5. (日本科学未来館)
- [8] 高橋美和子, "核医学診断の課題と展望," 第 61 回アイソトープ・放射線研究発表会 パネル討論 核医学サイコウ, 2024/7/5. (日本科学未来館)
- [9] Sodai Takyu, Ken-ichiro Matsumoto, Fumihiko Nishikido, Hideaki Tashima, Go Akamatsu, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya, "Positronium lifetime measurement using a clinical PET system for biomedical applications," JS2024: 5th Jagiellonian Symposium on Advances in Particle Physics and Medicine Book of Abstracts, pp. 95-96, 2024. (invited talk, 2024/7/2, Krakow)
- [10] Taiga Yamaya, "Bench-to-clinical research on novel application-specific PET systems," JS2024: 5th Jagiellonian Symposium on Advances in Particle Physics and Medicine Book of Abstracts, pp. 109-110, 2024. (key talk, invited, 2024/7/7, Krakow)
- [11] 田島英朗, "医用画像工学ハンドブック (増補版) チュートリアル Part I, 核医学装置 - 10 年間の進歩," 第 43 回日本医用画像工学会 (JAMIT) 大会, 2024/8/5.
- [12] 赤松剛, "PET 撮像施設認証 認証(I)受審時のポイント," PET サマーセミナー2024 in 高松 抄録集, p. 68, 2024. (2024/9/1, invited, oral, online)
- [13] 赤松剛, "頭部用半球型 PET 装置 VRAIN のシンカ," PET サマーセミナー2024 in 高松 抄録集, p. 75, 2024. (2024/9/1, invited, oral, online)
- [14] 山谷泰賀, 高橋美和子, 田島英朗, 吉田英治, 寅松千枝, 赤松剛, 錦戸文彦, 浜戸アクラム, Han Gyu Kang, 田久創大, 岩男悠真, 黒澤俊介, 鎌田圭, 吉川彰, 羽石秀昭, 菅幹生, 川村和也, 石橋真理子, 今井陽一, "[第 30 回放射線賞受賞記念講演] 「核医学応用物理」の実践 : 革新的 PET 装置の Bench-to-Clinical 研究," 第 85 回応用物理学会秋季学術講演会, 18a-D62-6, 2024. (2024/9/18, invited oral, 朱鷺メッセ)
- [15] 山谷泰賀, "未来 PET 創造研究ユニット中間報告概要," 未来 PET 創造研究ユニット中間報告 Bench to Clinical シンポジウム, 2024. (invited, oral, 2024/10/4, QST 千葉)
- [16] Go Akamatsu, "Commercializing helmet-type brain PET systems," 「放射線科学とその応用」第 3 回研究会, 2024/10/7. (龍宮城スパホテル三日月)
- [17] Hideaki Tashima, "Therapy monitoring technologies utilizing nuclear medicine imaging," 「放射線科学とその応用」第 3 回研究会, 2024/10/7. (龍宮城スパホテル三日月)
- [18] 山谷泰賀, "PET の未来はシンチレータにかかっている!," OXIDE Workshop Scintillator Crystals for PET, 2024. (invited, oral, 2024/10/10, オキサイド第三工場)
- [19] Sodai Takyu, Hayato Ikeda, Hidekatsu Wakizaka, Ken-ichiro Matsumoto, Fumihiko Nishikido, Hideaki Tashima, Hisashi Suzuki, Yoshihito Funaki, Hiroshi Watabe, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya, "Positron annihilation lifetime measurement with TOF-PET detectors: feasibility of Iodine-124 use," 第 64 回日本核医学会学術総会, AW-04, 2024. (invited, oral, 2024/11/7)
- [20] Taiga Yamaya, "PET Physics - Current and Future Prospects," International Training Course on Carbon Ion Radiotherapy (ITCCIR) 2024, 2024/11/12. (QST 千葉)
- [21] 岩男悠真, "デバイスレスの PET 体動補正の最新動向," 第 14 回核医学画像解析研究会, 2024/12/14. (近畿大学東大阪キャンパス)

・講義 Educational lectures (6)

- [1] 山谷泰賀, 高橋美和子, 赤松剛, 錦戸文彦, Han Gyu Kang, 田久創大, 吉田英治, 田島英朗, 生駒洋子, 喜多村りさ, 寅松千枝, 岩男悠真, 橋本二三生, 伊藤繁記, "放射線医工学," 千葉大学大学院講義, 2024 年度前期毎週月曜 16:10-17:40
- [2] 山谷泰賀, "健康長寿社会の実現を目指す科学者・研究者," 千葉市立打瀬中学校第 2 学年職業学習, 2024/7/4.
- [3] 吉田英治, "核医学物理学," 第 20 回医学物理コース 2024/7/11.
- [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, 2024/7/12. (online)
- [5] 寅松千枝, "放射線治療に関わる核医学と研究開発", 藤田医科大学 医療科学部放射線学科 医学物理学,

2024/10/8.

- [6] 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, 2024/12/23.

2.6 著書 Book chapters (0)

2.7 プレス・広告物掲載 Public relations activities (2)

- [1] “QST が次世代 PET 研究会 2024 を開催し最新の研究開発を報告,” innavi net 掲載, 2024/1/26.
<https://www.innervision.co.jp/report/usual/20240301>
- [2] “QST が次世代 PET 研究会 2024 を開催し、最新のヘルメット型 PET 装置の高分解能化など最新の研究開発を報告,” INNERVISION, 39, 3, p. 84, 2024

2.8 出展など Exhibition (1)

- [1] QST 千葉地区一般公開にて研究室公開, 2024/10/27.

2.9 その他報告書 Other reports (0)

2.10 海外ゲスト対応 Foreign guest scientists (2)

- [1] 2024/8/28-10/26 Prof. Craig Levin (Stanford University)
- [2] 2024/11/6 Profs. Axel Rominger, Kuangyu Shi (University of Bern)

2.11 見学対応 Lab tours for visitors (60 tours, 664 guests)

Date	Tour name	Guests
2024/1/25	第 124 回放射線看護課程	30
2024/1/29	Alberta Minister of Jobs, Economy and Trade, Mr. Matt Jones	8
2024/2/1	千葉大学大学院融合科学研究科学生	11
2024/2/14	Institut quantique - Université de Sherbrooke, Directeur Exécutif, Dr. Christian Sarra-Bournet, et al.	17
2024/2/26	一般見学	13
2024/2/28	一般見学	8
2024/3/6	第 1 回 QST アドバイザリーカウンシル見学	1
2024/3/15	第 1 回 QST アドバイザリーカウンシル見学	9
2024/3/18	一般見学	18
2024/3/22	鹿児島工業高等専門学校教授 中村格様	1
2024/3/25	文部科学省研究振興局局長 塩見みづ枝様	3
2024/4/9	大陽日酸株式会社代表取締役社長 永田研二様	3
2024/4/11	Eulji University, Prof. Chanrok Park	4
2024/4/24	文部科学省研究振興局量子研究推進室室長補佐 山崎貴司様	5
2024/4/25	湘南鎌倉総合病院湘南先端医学研究所研修生(放射線科医) Dr. Ngeth Sokraksa	1
2024/4/25	ニチオン代表取締役社長 本田宏志様	6
2024/4/25	産業技術総合研究所つくばセンター次長 加納誠介様	1
2024/5/8	一般見学	20
2024/5/20	一般見学	15
2024/6/5	Compal Electronics Inc., Catcher Technology Co. Ltd., APRINOIA Terapeutics Inc.	7
2024/6/17	一般見学	6
2024/6/19	都賀中学校生徒職場体験	5
2024/6/21	市川工業高校 PTA 研修旅行	18
2024/6/24	一般見学	14
2024/7/1	前衆議院議員 富岡勉様, 参議院議員 猪口邦子様, 衆議院議員 三ツ林裕巳様, 衆議院議員 高階恵美子様, 衆議院議員 畠元将吾様 ご一行	13
2024/7/17	一般見学	30
2024/7/25	蘇州市政府関係者	14
2024/8/7	一般見学	9
2024/8/8	第 125 回放射線看護課程	16
2024/8/9	文部科学省 研究振興局 基礎・基盤研究課 量子研究推進室 室長 田渕 敬一様	2
2024/8/19	兵庫高校研修	3
2024/8/21	文部科学大臣 盛山正仁様	10
2024/8/26	一般見学	19
2024/9/4	重粒子線治療研究部受入れ学生	6
2024/9/4	文部科学省科学技術・学術政策研究所 (NISTEP)	5
2024/9/9	一般見学	18
2024/9/12	第 126 回放射線看護課程	30
2024/9/18	一般見学	8
2024/9/30	一般見学	5
2024/10/3	双日マシナリー株式会社	1
2024/10/4	未来 PET 創造研究ユニット中間報告会 B2C シンポジウム	14
2024/10/7	「放射線科学とその応用」研究会	20
2024/10/7	伊藤忠商事株式会社	4
2024/10/7	一般見学	11
2024/10/9	一般見学	13
2024/10/21	一般見学	20
2024/10/21	英国大使館関係	8
2024/10/25	厚生労働省 医政局 地域医療計画課 医療安全推進・医務指導室	4
2024/11/6	宇宙航空研究開発機構ほか財務課ご一行	32
2024/11/6	U. Bern , Profs. Rominger and Shi	2
2024/11/12	ITCCIR 研修生	40
2024/11/13	一般見学	10
2024/11/14	第 127 回放射線看護課程	30
2024/11/20	University of Montreal, Prof. Hugo BOUCHARD	1
2024/11/27	一般見学	4
2024/12/9	一般見学	9
2024/12/9	厚生労働省 健康・生活衛生局 がん・疾病対策課	10
2024/12/16	Seoul National University, Prof. Jaeman Son	1
2024/12/16	一般見学	11
2024/12/18	Tatung Company	7

3. 外部評価（表彰） Awards (19)

- [1] 成田胡桃, 千葉大学卒研発表会優秀論文賞, 2024/2/14.
- [2] 田久創大, 公益財団法人日立財團 2023 年度第 55 回倉田奨励金, 2024/3/4.
<https://www.qst.go.jp/site/qms/news240306.html>
- [3] Hideaki Tashima, "A preliminary report of the first clinical study of OpenPET: in-beam range verification for carbon ion therapy," the 3rd International Conference on Radiological Physics and Technology Certificate of Merit Award, 2024/4/14.
<https://www.qst.go.jp/site/iqms/news240509.html>
- [4] Taiga Yamaya, "Dual-panel PET system to be enabled by 30-ps super-fast detector: a preliminary simulation study," the 3rd International Conference on Radiological Physics and Technology Certificate of Merit Award, 2024/4/14.
<https://www.qst.go.jp/site/iqms/news240502.html>
- [5] Munetaka Nitta, Fumihiro Nishikido, Naoko Inadama, Yoshiyuki Hirano, Taiga Yamaya, "Discrimination of inter-crystal scattering events by signal processing for the X'tal cube PET detector," Radiological Physics and Technology Doi Award 2023, 2024/4/13.
- [6] 山谷泰賀, 「核医学応用物理」の実践：革新的 PET 装置の Bench-to-Clinical 研究, 応用物理学会第 30 回放射線賞受賞, 2024/5/17.
<https://www.qst.go.jp/site/iqms/news240924.html>
- [7] Taiyo Ishikawa, "Imaging Simulation of dPEI," Best Presentation Award in the 6th SNU-QST Workshop on Nuclear Medicine Imaging Science and Technology, 2024/5/17.
- [8] Go Akamatsu, "Zr-89 mouse Compton imaging with the developed next-generation whole gamma imaging system," Masahiro Iio, MD, Best Abstract Award from SNMMI, 2024/6.
<https://www.qst.go.jp/site/iqms/news240625.html>
- [9] Go Akamatsu, "Zr-89 mouse Compton imaging with the developed next-generation whole gamma imaging system," International Best Abstract Award from SNMMI 2024 Annual Meeting, 2024/6/11.
<https://www.qst.go.jp/site/iqms/news240625.html>
- [10] 山谷泰賀, "医療機器等における先進的研究開発・開発体制強靭化事業," 理事長表彰奨励賞受賞, 2024/7/11. (50,000 yen)
- [11] 田久創大, 「量子 PET」の世界初の実証研究, 平野奨励賞受賞, 2024/7/11. (50,000 yen)
- [12] 田久創大, 公益財団法人中谷財團 2024 年度交流助成交流プログラム【海外派遣】助成. (400,000 yen)
- [13] Taiyo Ishikawa, IEEE NSS-MIC-RTSD2024, Conference Trainee Grant, 2024. (580USD)
- [14] Kurumi Narita, IEEE NSS-MIC-RTSD2024, Conference Trainee Grant, 2024. (580USD)
- [15] Han Gyoo Kang, IEEE NSS-MIC-RTSD2024, Conference Trainee Grant, 2024. (580USD)
- [16] Nobuyoshi Hosotani, IEEE NSS-MIC-RTSD2024, Conference Trainee Grant, 2024. (580USD)
- [17] Han Gyoo Kang, "Development of an ultrahigh resolution small animal PET," Presidential Award Gold (1st place), The 10th Japan-Korea Joint Meeting on Medical Physics, 2024/9/21.
<https://www.qst.go.jp/site/iqms/news240926-1.html>
- [18] Han Gyoo Kang, 公益財団法人中谷財團 2024 年度交流助成交流プログラム【海外派遣】助成. (400,000 yen)
- [19] 田久創大, 一般社団法人日本核医学会 第 21 回日本核医学会研究奨励賞受賞, 2024/11/9. (for Soda Takyu, Hayato Ikeda, Hidekatsu Wakizaka, Fumihiro Nishikido, Ken-ichiro Matsumoto, Hideaki Tashima, Hisashi Suzuki, Yoshihito Funaki, Hiroshi Watabe, Miwako Takahashi, Taiga Yamaya, "Positron annihilation lifetime measurement with TOF-PET detectors: feasibility of Iodine-124 use," Applied Physics Express 16, 116001, 2023) (150,000 yen)
<https://www.qst.go.jp/site/iqms/news241118.html>

次世代 PET 研究報告書 2024

2024 Report on PET Imaging Physics Research

2025 年 1 月 25 日刊行 (Publication on Jan. 25, 2025)

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 千葉県千葉市稻毛区穴川 4 丁目 9 番 1 号

印 刷 株式会社 さくら印刷

