

医学物理

Japanese Journal of Medical Physics

2022

Vol. 42

1

<http://www.jsmp.org/>

JSMP

Japan Society of Medical Physics

JAMIT-JSMP 合同企画
特集：田中栄一博士の業績を紐解く



令和 4年
第42巻 1号



日本医学物理学会機関誌

目 次

巻 頭 言

「特集：田中栄一博士の業績を紐解く」の発刊にあたって

村山秀雄，工藤博幸 1

〈特集：田中栄一博士の業績を紐解く〉

解 説

田中栄一先生の微量放射能測定分野での業績

河田 燕 3

シンチレーション検出器の計数率性能向上のための基礎研究

村山秀雄 7

シンチレーションカメラの最適位置演算理論と実用化研究及び
1970年前後における進歩

掛川 誠 17

ポジトロジーによるPET装置の開発

野原功全 23

SPECTの画像再構成に関する研究の業績と方法論

外山比南子 33

田中栄一先生の画像再構成に関する業績

工藤博幸 37

〈連載：RPT誌特集〉

論文紹介

最近のRPT誌レビュー論文から：医学物理の歴史

遠藤真広 47

大会開催報告

第9回韓日医学物理学会合同学術大会・第122回日本医学物理学会学術大会を終えて

福田茂一 48

施設紹介

九州大学大学院医学研究院保健学部門医用量子線科学分野の紹介

有村秀孝 52

連載コラム：シカゴ通信

世界に誇れるスイスの素晴らしい山岳

土井邦雄 55

編集後記

..... 63

CONTENTS

PREFATORY NOTE

Preface to Special Issue “Introduction to Scientific Achievements
of the Late Dr. Eiichi Tanaka”

Hideo MURAYAMA, Hiroyuki KUDO 1

〈Special Issue: Introduction to Scientific Achievements of the Late Dr. Eiichi Tanaka〉

REVIEWS

Dominant Research Contribution of Dr. Eiichi Tanaka in the Field of Very Weak
Radioactivity Measurements

Yasushi KAWADA 3

Fundamental Studies on Improvement of Count Rate Performance
of Scintillation Detectors

Hideo MURAYAMA 7

Ideal Arithmetics for Scintillation Camera Position Computer and
Its Implementation: Progresses Around 1970 to 1980

Makoto KAKEGAWA 17

Development of Positron Emission Tomography Scanners Based on Positology

Norimasa NOHARA 23

Achievement and Philosophy of Studies on SPECT Reconstruction Algorithms

Hinako TOYAMA 33

Dr. Eiichi Tanaka’s Achievement in the Research of Image Reconstruction

Hiroyuki KUDO 37

〈Special Issue Series: RPT〉

ARTICLE REVIEW

History of Medical Physics

Masahiro ENDO 47

REPORT OF KJMP/JSMP MEETING

Report of the 9th Korea-Japan Joint Meeting on Medical Physics/122nd Scientific
Meeting of Japan Society of Medical Physics

Shigekazu FUKUDA 48

INTRODUCTION OF RESEARCH FACILITY

Introduction of Medical Physics Course in Kyushu University

Hidetaka ARIMURA 52

COLUMN: Chicago Report

Beautiful Mountains in Switzerland

Kunio DOI 55

EDITOR'S NOTE 63

【複写される方へ】

本誌に掲載された著作物を複写したい方は、(社)日本複写権センターと包括複写許諾契約を締結されている企業の方でない限り、著作権者から複写権等の行使の委託を受けている次の団体から許諾を受けて下さい。

〒107-0052 東京都港区赤坂9-6-41 乃木坂ビル3階 一般社団法人 学術著作権協会
FAX: 03-3475-5619 E-mail: info@jaacc.jp

著作物の転載・翻訳のような、複写以外の許諾は、直接本会へご連絡下さい。

巻頭言

「特集：田中栄一博士の業績を紐解く」の発刊にあたって

村山秀雄¹, 工藤博幸²¹元放射線医学総合研究所物理研究部物理第一研究室主任研究官²筑波大学システム情報系教授

2021年8月21日に田中栄一氏が亡くなりました。享年93才でした。田中栄一氏（以後氏と略記）のご冥福をお祈りいたします。氏は日本の医学物理学会(JSMP)および日本医用画像工学会(JAMIT)の歴史と共に歩んだ稀有な研究者です。日本医学放射線学会に誕生した物理委員会時代から放射線医学物理にかかわり、その後、物理部会や日本医学放射線学会物理学会では中心的な役割を果たし、特に1986年から1989年までの3年間にわたり会長を務め、我が国の放射線医学、とりわけ核医学の発展に寄与しました。一方、JAMITは1986年に設立され初代会長は桑原道義先生（京都大学名誉教授）でしたが、氏はJAMITの前身と位置づけられる「CT物理技術研究会」と「医用画像工学研究会」の会長を務めました。その当時の医用画像工学分野は、電気・電子・物理・化学・数学・応用物理・原子核科学・放射線医学などが入り混ざった混沌とした境界領域であり、当該分野に携わる研究者や企業人が集まって議論する専門の学会や会議は希少でした。氏はその創設の必要性や重要性にいち早く気づき、中心的人物としてJAMIT設立に多大なる貢献をしました。JAMITを設立した方と言っても過言ではないでしょう。

氏の逝去に伴って、氏の類いまれな業績を解説論文で紹介する出版事業をJAMITとJSMPがそれぞれ独自に行う可能性もあったが、それを避けるべく両学会では関係者の話し合いが行われた。その結果、長谷川智之「医学物理」誌編集委員長と伊藤聡志「Medical Imaging Technology」(MIT)誌編集委員長により「JAMIT-JSMP 合同企画」とし、解説論文の特集号を「医学物理」誌に掲載することで合意がなされた。そして、両編集委員長より我々は特集号の編集責任を担当するよう依頼された。

氏の研究歴は、1951年に通産省工業技術院電気試験所（現産業技術総合研究所）へ入所して以来、1957年に科学技術庁放射線医学総合研究所（現量子科学技術研究開発機構量子医科学研究所）へ移籍し、1988年の定年退職後に浜松ホトニクス株式会社へ移行し2014年に同社を退職するまでの60年以上におよぶ。氏の行った研究内容は、放射線測定法に始まり、環境放射能測定の研究から核医学用イメージング機器の開発研究、医用画像再構成法の研究などで、ハードからソフトまで幅広い分野にわたる。氏の多くの業績を、我々の独断で以下の6つに領域に分割した。(1)微量放射能測定分野での業績、(2)シンチレーション

検出器基礎などの業績、(3)ガンマカメラ関連の業績、(4)PETの業績、(5)SPECTの業績、(6)画像再構成の業績、である。そして、それぞれの領域に担当者を指名し解説論文の執筆を依頼した。

(1)微量放射能測定分野での業績は、河田燕先生（元成蹊大学教授・工学部長）に担当していただいた。河田先生は、氏が1957年に電気試験所から放医研へ移籍した際の後任として電気試験所放射能研究室に在籍した後輩である。電気試験所が電子技術総合研究所（電総研）と改名し東京都田無からつくば市へ移転してからは、放射線計測研究室長に就任し放射能計測に限らず線量計測を含めて放射線計測全般を統括する役割を担った。電総研退職後に河田先生は成蹊大学工学部に移り、工学部長を辞した後は(社)アイソトープ協会の常任理事を歴任した。微量放射能測定の専門家である河田先生は、本解説で微量放射能分野での氏の独創的で画期的な研究の成果を詳細に紹介している。

(2)シンチレーション検出器基礎などの業績については、村山秀雄が担当した。氏は放医研に移籍後、核医学イメージング装置の開発研究に挑戦し、ガンマカメラ、SPECT、PETの性能向上に目覚ましい成果を挙げたが、それと並行してこれら核医学イメージング装置で多用されるシンチレーション検出器の基礎研究にも熱意をもって取り組んだ。氏の助言により、村山はPET用検出器の開発研究を担当したが、同時に、氏のシンチレーション検出器の基礎研究を補佐する貴重な経験をした。そして、核医学イメージング装置の性能向上には、検出器の基礎研究が重要な要であることを学び、その基礎研究の成果により、村山は学位を得た。氏は、卓越した起承転結の論旨の下で、巧みな論法を駆使して一見難解と思われる問題を解決に導く。本解説では、シンチレーション検出器の計数率性能向上のための基礎研究を具体例として取り上げ、氏の研究論文の質の高さを示す。

(3)ガンマカメラ関連の業績については、掛川誠先生（元(株)東芝、(株)浜松ホトニクス）に担当をお願いした。氏が1970年にガンマカメラの性能を向上する画期的な理論を発表し、これを(株)東芝と協力して新規のシンチレーションカメラとして実用化する際に、掛川先生は、(株)東芝の技術者として実施プロジェクトに参加した。また、氏が放医研退職後に(株)浜松ホトニクスへ移籍してからも、掛川先生は(株)東芝を退職後に同じ(株)浜松ホトニクスに移り活動を共にした。企業における技術者の立場から、掛川先生は氏のシ

ンチレーションカメラの最適位置演算理論と実用化研究、および1970年前後における技術の進歩について詳細な解説を行った。また、ガンマカメラの世界的な技術進歩の流れのなかで、氏の位置演算最適化の研究がいかに大きな役割を果たしたかを論証した。

(4) PETの業績については、野原功全先生（放医研名誉研究員、元国際医療福祉大学教授）が担当した。野原先生は1962年に放医研に入所し、氏が室長を務める物理第1研究室に加わり指導を受けて以来、氏が1988年に放医研を退職するまでの26年間、氏の隣席で常に女房役として研究を支えてきた。ガンマカメラ、SPECT、PET装置の開発研究に長年、氏と共に携わってきたが、特に、数社の企業との共同研究の下で目覚ましい発展を遂げた数々のPET装置開発研究プロジェクトでは、チームを支える重要な役割を果たした。PETにおける氏の業績は、独創的なポジトロジー方式の発案のみでなく、多段階PET装置の設計に関する理論的研究や、タイムオブフライトを利用したPETの理論的研究など、多彩であるが、本解説では、ポジトロジーによるPET装置の開発に的を絞って解説している。

(5) SPECTの業績については、外山比南子先生（元放医研重粒子治療センター医療情報室長）が担当した。外山先生は、東京都養育院（現東京都健康長寿医療センター）に所属していた1980年頃から氏が放医研で主宰していた物理第1研究室抄読会に出席し、氏の指導を受けるとともに研究室員との議論に加わってきた。1983年から2年間は、氏が研究代表者を務めた厚生省がん助成金によるSPECT関連の研究班に共同研究者として、外山先生は参加した。さらに、JAMITの前身であるCTの研究集会にも参加をして、数学者である故井上多門先生と物理学者である氏とが画像再構成の本質的な議論を戦わせるなかで、氏の物理屋としての発想の原点を垣間見た。本解説では、SPECTの業績のみならず、氏の独創的な研究がどのような発想から生まれるのかについて紐解いている。

(6) 画像再構成の業績については、工藤博幸が担当した。氏は、X線CT装置が発明された1970年代前半から、核医

学イメージング装置への応用を動機として、多様な画像再構成問題に関する研究に取り組んだ。具体的には、1970年代には2Dと3Dのフィルタ補正逆投影(Filtered Back-projection: FBP)法の研究で業績をあげた。1980年代には、タイムオブフライトPETの画像再構成、SPECTの吸収補正、PET逐次近似画像再構成法の研究で業績をあげた。1990年代はPET装置のデータ収集が2D PETから斜め方向の同時計数線上の投影データを測定する3D PETに変革した時代であり、3D PETにおける画像再構成の研究で業績をあげた。年齢が70才を超えた2000年以降も研究の手を緩めず、DRAMA (Dynamic Row-Action Maximum Likelihood Algorithm)と名づけた劇的に優れた収束性を持つ逐次近似画像再構成法を構築することに成功した。これらの氏の約40年間にわたる画像再構成に関する業績を整理して概観する論文を執筆した。

氏の業績を俯瞰すると、放射線計測、核医学イメージング、画像工学など多彩な分野にわたるといだけでなく、それぞれの領域で独自に深い掘り下げが行われ、問題解決のための工夫が見られる。さらに、時代の要請に目を向けて研究の方向を的確に選択し、その成果を社会に還元している。このように研究における氏の足跡を辿ることにより、基礎科学の重要性と専門分野を超えた分野間の連携の必要性を改めて認識できる。本特集が、細分化の進む科学技術の荒海の中で、個々の研究者が取るべき指針の確立に大いに役立つことを我々は期待する。

最後に、本特集の実現に向けてご支援を頂戴した伊藤聡志「MIT」誌編集委員長ならびに「MIT」誌編集委員の皆様と、長谷川智之「医学物理」誌編集委員長ならびに「医学物理」誌編集委員の皆様にご心よりお礼申し上げます。今回、初めての「JAMIT-JSMP 合同企画」による特集の掲載が実現しました。これを機会に、医学物理学と医用画像工学との連携が深まり、両分野の裾野がさらに広がることを期待して、我々からの巻頭言と言葉とさせていただきます。



解説

特集：田中栄一博士の業績を紐解く

田中栄一先生の微量放射能測定分野での業績

河田 燕*

元電子技術総合研究所放射線計測研究室長

元成蹊大学教授, 工学部長

元(社)日本アイソトープ協会常務理事

Dominant Research Contribution of Dr. Eiichi Tanaka in the Field of Very Weak Radioactivity Measurements

Yasushi KAWADA*

Former Prof./Dean, Faculty of Engineering, Seikei University

Abstract: This article gives dominant research contributions of the late Dr. Eiichi Tanaka in the field of very weak radioactivity measurements with a new type of an extremely low background β -ray scintillation spectrometer, which consists of a large plastic scintillator and a gas-flow GM counter located in the small hollow in the bottom part of the plastic scintillator. The pulse signals from plastic scintillator are coincidence-gated by the pulses from the GM counter. Dominant background signals due to the energetic muons still appear in the higher region than 3.5 MeV even with coincidence gating mode, but extreme reduction of background can be attained in the 0–3 MeV region which is essentially important in the β -ray spectrometry for most of radionuclides.

Keywords: Dr. Eiichi Tanaka, weak radioactivity measurements, ultra-low background, plastic scintillation β -ray spectrometer, coincidence gating with gas-flow GM counter, logarithmic amplifier

1. はじめに

田中栄一先生は、核医学における観測機器の性能向上やデータ解析アルゴリズムの提案等において顕著な学術的成果を挙げられたが、京都大学理学部を卒業後、短期間京都大学実験助手を経験された後、工業技術院電気試験所（現在の産業技術総合研究所）に1950年代初頭から凡そ7年間研究員として勤務され、その間、放射能の絶対測定法の研究、放射線・放射能の国家標準の確立等の業務にも携われ、幾つかの業績を挙げられたことは、あまり知られていない。この時代は、日本における原子力、放射線研究の黎明期にあたり、欧米の研究を追いかける時代であったから、基本的部分においてオリジナリティを強調するという筋合いは少なかった。しかし、田中先生は独自に細かい工夫を重ね、当時としては画期的な高感度、高安定な振動容量電位計を自作された。そして、それまで線量標準として、自由空気電離箱からの微小電流測定に用いていたリンデマン型電位計をこれに置き換え、線量測定の高感度化、安定化に貢献した。また、放射能の絶対測定については、 4π ガスフロー計数管の試作やダイナミックレンジの広い線形

増幅器の改良や、自己吸収の少ない測定試料の製法等で工夫を重ね、放射能標準の確立に大きな貢献がなされた。これらの機器は現在産業技術総合研究所に付属する博物館に収蔵されている。こうした電気試験所における経験は、1958年に新設された科学技術庁放射線医学総合研究所（放医研）に移籍された後の医療物理分野における数々の御業績の基となったと推察される。

2. 微量放射能計測に関する業績

放医研に移籍直後になされた大きな功績は、低バックグラウンド β 線スペクトロメータの発明、開発ではなからうか¹⁾。これは、Fig. 1に示されるように、大型の円筒型プラスチックシンチレータ（以下ブラシンと略称）の下端に小さな窪み（直径26mm、深さ10mm）を設け、その内面に金などの金属を蒸着するとともに、その下端部に厚さ 1.3mgcm^{-2} 程度の金蒸着マイラーを β 線入射窓として張り付けて、GM計数管部とする。そのなかに陽極として直径 $50\mu\text{m}$ ステンレス鋼製のループ状電極を配置するとともに、窪みの内面は金を蒸着して陰極とし、この薄いシリンダー状の窪みにQガスを流してGM計数管として動作させ

* 連絡著者 (corresponding author)

E-mail: kawada.t4@gmail.com

本稿は日本医用画像工学会 (JAMIT) と日本医学物理学会 (JSMP) の合同企画として発行いたします。

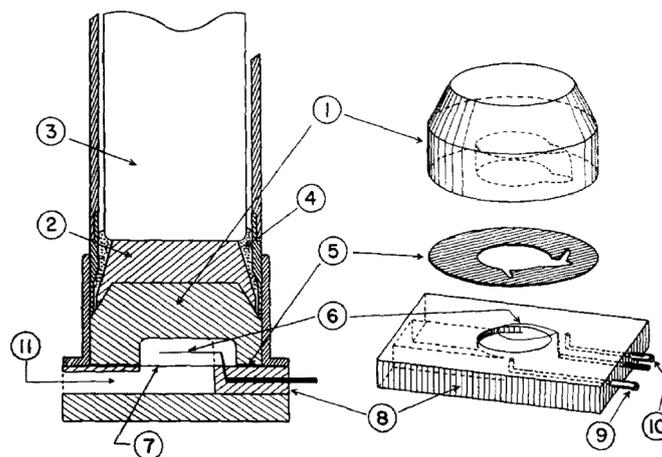


Fig. 1. Cross-section and exploded view showing the detector assembly.

- | | |
|--|---|
| (1) Plastic scintillator; | (7) Window of the G-M counter (Gold plated Mylar film of 1.3 mg/cm ² thick); |
| (2) Lucite light pipe; | (8) Lucite plate; |
| (3) Photo-multiplier tube (EMI 6097B); | (9) Counting gas inlet tube; |
| (4) MgO powder light reflector; | (10) Counting gas outlet tube; |
| (5) Vinyl packing; | (11) Sample inlet. |
| (6) Anode wire of the G-M counter; | |

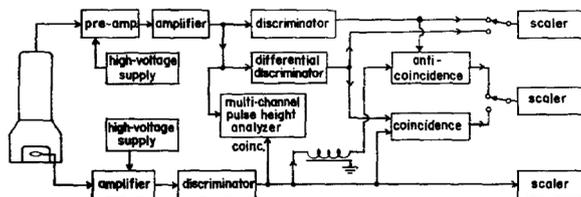


Fig. 1 Basic construction of low level β -ray scintillation spectrometer using a coincidence method with a Geiger counter
Upper figure: Basic detector assembly. Lower figure: Block diagram of electronic circuitry.
These figures are quoted from the paper by Tanaka E¹⁾, page 44 with permission.

る。大型のプラスチックの上には2インチ直径の光電子増倍管(PMT)がアクリル製のライトガイドを介して取り付けられ、プラスチック部における放射線による発光をパルス信号として取り出す。ちなみにGM管部からの発光は、窪み内部の金蒸着によって遮光され、PMTが応答することはない。被測定線源は、上記GM計数管部の窓に近接して置かれるようになっており、線源から放出される β 線の40%程度はGM計数管有感部を通過した後、大型のプラスチックに入射し、そこにおけるエネルギー吸収量に比例した波高のパルス信号をPMTから取り出す。一方、外部からプラスチック部に入射した β 線、 γ 線によるパルスはGM管からの出力信号によりコインシデンスをかけることにより、大部分(ほとんど完全に)除去することができる。しかしながら、バックグラウンドで大きな寄与を示すミューオンの場合、そのエネルギーは極めて高く、大きなプラスチックを用いた場合でも、プラスチック部とGM計数管部とを串刺しに貫通し、その場合、コインシデンスゲートをかけても、プラスチック部から高いパルス波高のパルスが高確率で記録されてしまう。このような串刺し貫通ミューオンによるパルス波高の下限はプラスチックの大きさによっても異なるが、プラスチックの厚さを17mm以上にとれば、3.5MeV相当とすることができる。さらに、3.5MeV以上の部分を波高弁別器によ

てカットすれば、コインシデンスゲートによって、0~3.0MeVの領域にわたって極めてバックグラウンド計数率の少ない β 線スペクトロメータを構成することができる(Fig. 2参照)。大部分の β 線放出核種の最大エネルギーは3MeV以下であるから、この種の β 線スペクトロメータは、ほとんど全ての核種の測定に適用が可能となる。なお、現在は、低価格のマルチチャネル波高分析器も普及しているので、ことさらまえて波高弁別器によって高エネルギー領域のカットする必要も少ないと思われる。この田中先生の原著¹⁾には、①微量の土壌中の¹³⁷Cs β 線+内部転換電子(Fig. 3A)、②15mgの極微量のKCl試料中の⁴⁰Kの β 線スペクトル(Fig. 3B)、③4gの人骨から抽出した⁹⁰Sr-⁹⁰Y試料の β 線スペクトル等がそれぞれバックグラウンドスペクトルとともに記載されているが、そのスペクトルの形状の素晴らしさとバックグラウンドの著しい低減化に驚かされる。また、⁶⁰Coなど β 線とともに γ 線が放出される場合の γ 線の影響も、このコインシデンスゲート方式によりほとんど完全に除去できることも強調している。当時、低バックグラウンド測定器の主流は、主計数管の周りを多数のガード計数管で取り囲み、ガード計数管群からの出力で主計数管の信号のアンチコインシデンスをとる方式のものであった。通常の方式ではアンチコインシデンスをと

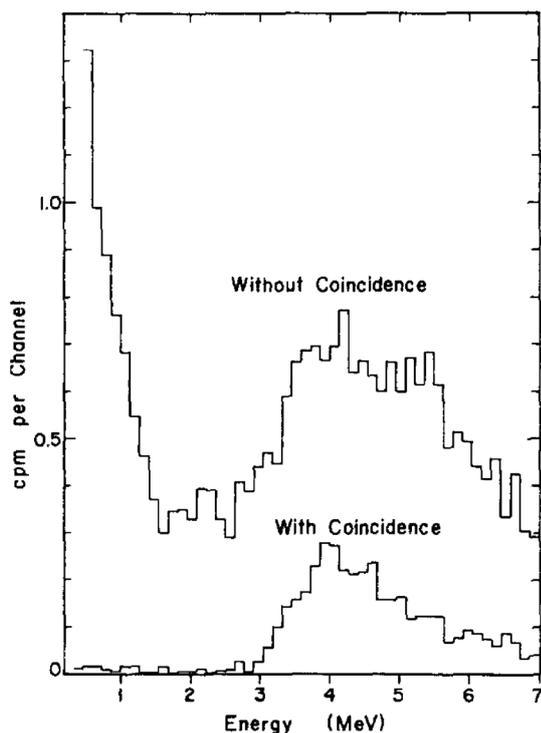


Fig. 2 Typical pulse-height distribution of the background obtained with and without the coincidence gate type β -ray scintillation spectrometer developed by Tanaka E. Spectra with and without coincidence gating operation are shown. This figure is quoted from the paper by Tanaka E¹⁾, page 45 with permission.

るところを逆の発想で、コインシデンスゲート方式で対応し、従来の方式の弱点を克服した点に感心する。

また、主計数管、ガード計数管群を巨大な遮蔽体（例えば、10cm厚の高純度の鉛）で取り囲む必要性もあったが、この方式では検出器部が比較的小さくできるので、遮蔽体も簡便なものですむという利点にも着目しなければならない。

このコインシデンスゲート方式においては、外部からの γ 線がGM計数管部の近傍で相互作用（光電効果、コンプトン効果、電子対生成）を起こした場合、そこで発生した電子や陽電子が、GM管部に入射した場合、コインシデンスゲートをとっても、プライン部の出力を阻止できない可能性があるが、田中らはその効果は極めて少ないことを補助実験と理論計算により示し、別報で発表している²⁾。

Nucl. Instr. Meth. 誌において発表された以上の研究成果¹⁾は、世界的に大きな反響を呼び、世界中の有名な放射線計測に関わるTextbookにも多く掲載されているようである³⁾。また、上記の低バックグラウンド β 線スペクトロメータは、ピコベータ（Pico-beta）と名づけられ、当時の神戸工業(株)により商品化され（この事業は、その後、富士電機(株)に引き継がれた）、国内においては勿論のこと、世界的にも利用され、保健物理、環境放射能測定など

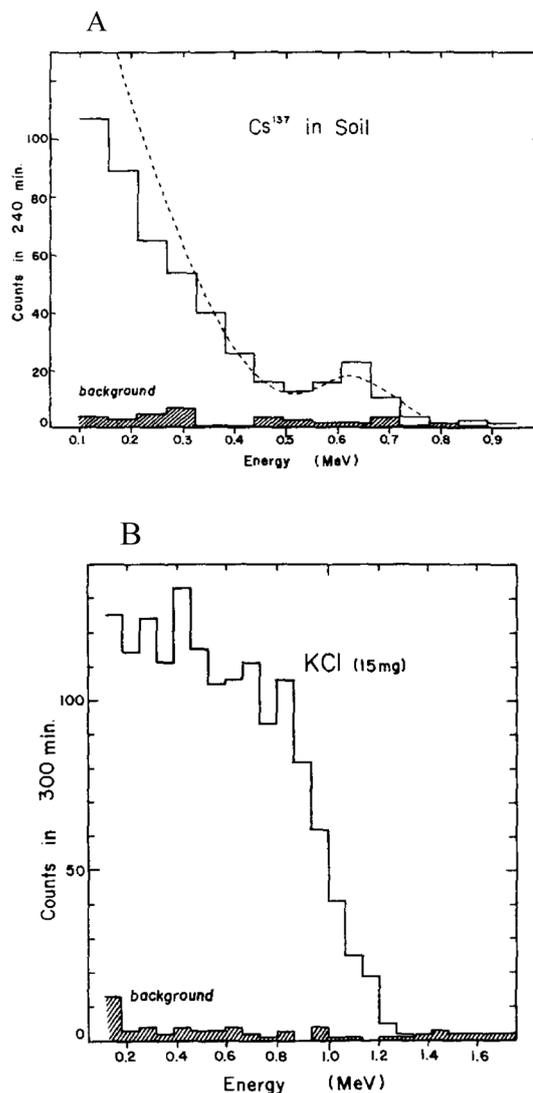


Fig. 3 Examples of β -ray spectrum obtained with a very weak samples using a coincidence gate type β -ray scintillation spectrometer reported by Tanaka E¹⁾. The background spectra are also shown. A: ^{137}Cs in soil (Net counting rate 2.0 cpm). B: ^{40}K in 15 mg KCl. These figures are quoted from the paper by Tanaka E¹⁾, page 48 with permission.

多くの分野で用いられてきた。また、Whole Body Counterなど、大型の低バックグラウンド装置の遮蔽材、構成材の前もっての吟味にも、威力を発揮した。

そもそも、 β 線スペクトロメトリによる核種同定は、 γ 線スペクトロメトリによる核種同定と比較して、不利な点がある。これは γ 線が線スペクトルであるのに対して、 β 線はエネルギーゼロから最大エネルギー $E_{\beta\text{max}}$ にわたる連続分布スペクトルであるからである。田中らは、プラインからのパルス増幅に対数特性を持つ増幅器(Logarithmic Amplifier)を用いると、ブロードながら β 線の観測スペクトルに最大エネルギー $E_{\beta\text{max}}$ を反映した固有のピーク状スペクトルが現れ、核種同定や本来の被測定核種に他核

種の汚染がある場合、他核種の存在がより直感的に認識し得ることやその分離定量をより簡単にできることを示した⁴⁾。なお、Logarithmic Amplifierの構成や性能評価については、田中の共同研究者である平本による論文⁵⁾を参照されたい。

さらに、田中らは、上記のコインシデンス型 β 線スペクトロメータのGM計数管部を薄いプラスチックシンチレータに置き換え、波形弁別技術を併用して、コインシデンス型 β 線スペクトロメータも試作して、ほぼ同様な測定結果を得ることにも成功している⁶⁾。

3. おわりに

田中先生の微量放射能計測における計測は、上述のGM管とのコインシデンスゲート方式低バックグラウンド β 線スペクトロメータに関連するものが中心であるが、そのほか、永久磁石と能動的制御技術を併用した磁気浮上式電極を用いた超高感度電離箱の開発と微量のラドン計測⁷⁾、振動容量電位計の原理に着想を得たアラーム線量計の発明⁸⁾などが微量放射線の測定に関しても注目に値する。

参考文献

- 1) Tanaka E: A low background beta-ray scintillation spectrometer using a coincidence method with a Geiger counter. Nucl. Instr. Meth. 13: 43–49, 1961
- 2) Tanaka E, Hiramoto T: Background of coincidence type beta-ray scintillation spectrometer. Nucl. Instr. Meth. 22: 292–300, 1963
- 3) Watt DE, Ramsden D: High sensitivity counting techniques. 221–224, 1964, Pergamon Press
- 4) Tanaka E, Itoh T, Maruyama T, et al: Low-level beta spectroscopy of solid samples by means of a coincidence-type scintillation spectrometer combined with a logarithmic amplifier. Int. J. Appl. Radiat. Isotopes 18: 161–175, 1967
- 5) Hiramoto T: A logarithmic converter for nuclear pulses. Nucl. Instr. Meth. 32: 141–146, 1965
- 6) 田中栄一, 平本俊幸, 野原孝全: 二重蛍光体を用いた低バックグラウンド β 線スペクトロメータ. 応用物理33: 413–419, 1964
- 7) Tanaka E: A personal radiation alarm meter. Health Phys. 13: 1337–1346, 1967
- 8) Tanaka E, Koike K, Mori Y: An ionization chamber using a magnetically suspended electrode and its application to environmental radiation. IEEE Trans. Nucl. Sci. 38: 491–493, 1991



解説

特集：田中栄一博士の業績を紐解く

シンチレーション検出器の計数率性能向上のための基礎研究

村山秀雄*

元放射線医学総合研究所物理研究部物理第一研究室主任研究官

Fundamental Studies on Improvement of Count Rate Performance of Scintillation Detectors

Hideo MURAYAMA*

Former Senior Researcher, Section of Measurements of Radioactivity and Radiation, Division of Physics, National Institute of Radiological Sciences

Abstract: The purpose of this article is to introduce fundamental studies on improvement of count rate performance of scintillation detectors which Dr. Eiichi Tanaka dedicated himself to carrying out. He proposed a new technique based on the combination of pulse shortening and selective integration in which the integration period is not fixed but shortened by the arrival of the following pulse. Theoretical analysis of the degradation of the statistical component of resolution is made for the proposed system with delay line pulse shortening, and the factor of resolution loss is formulated as a function of the input pulse rate. A new method is also presented for determining the statistical component of resolution separately from the non-statistical system resolution. Preliminary experiments with a NaI(Tl) detector had been carried out, the results of which are consistent with the theoretical prediction. The related works are also introduced.

Keywords: scintillation detector, scintillation camera, count rate performance, statistical resolution

1. はじめに

シンチレーション検出器は、シンチレータと光電子増倍管を光学的に結合して構成されている。シンチレータに吸収されたガンマ線により微弱な蛍光を起し、この蛍光が光電子増倍管により電子に変換され、電子を増幅して大きな電気パルスの出力信号を得る。出力信号の波高はガンマ線のエネルギーに比例し、信号の立ち上がりは放射線が吸収された時間情報を保持する。高い実効原子番号で高密度のシンチレータはガンマ線の検出感度が大きいので、核医学イメージング装置に多用されている。そして核医学イメージング装置では高い計数率で使用できることが期待されている。しかし、シンチレーション検出器は、その蛍光減衰時間に制約されて高計数率が制限される。出力信号パルスを短縮すれば計数率は改善されるが、エネルギー分解能および位置分解能は劣化する。この状況を克服する方法として、田中栄一博士らは「待ち合わせサンプリング法 (Variable sampling-time technique)」を以下の論文で提案した。

Tanaka E, Nohara N, Murayama H: Variable sampling-time technique for improving count rate performance of scintillation detectors. Nucl. Instr. Meth. 158: 459–466, 1979

本解説では、まず上記「待ち合わせサンプリング法」論文の日本語訳を第2章で掲示し、次に第3章で上記論文と田中栄一博士らによる他の仕事との関連について述べる。

2. 「待ち合わせサンプリング法」論文の日本語訳

まず、論文の概要を述べる。待ち合わせサンプリング法の特徴は、パルス短縮とそのパルスの積分時間を固定せずに次のパルスの到着を待って積分時間が決められるところにある。この方法により最小限の分解能劣化で、シンチレーション分析器や位置感応型検出器の計数率特性の向上が見込まれる。遅延電線（遅延線）型パルス短縮の場合にエネルギー分解能の統計的成分が変化することを理論的に分析し、入力信号の計数率による統計的成分の変化が定式化できた。この新しい手法により、エネルギー分解能を非統計成分と統計的成分に分離できることも明らかになった。

NaI(Tl) シンチレーション検出器を用いた実験を行い、理論的予測が正しいことを実証した。ただし、NaI(Tl) シンチレータの非指数関数的蛍光減衰により、単純な遅延線型パルス短縮は現実的でなく、RC ローカット・フィルターを加えて波形補正を行う必要があった。その補正の結果、エネルギー分解能の統計的成分は劣化度が増した。以下に論文の詳細な内容を記す。

* 連絡著者 (corresponding author)

E-mail: murayamahideo@gmail.com

本稿は日本医用画像工学会 (JAMIT) と日本医学物理学会 (JSMP) の合同企画として発行いたします。

2.1 序

NaI(Tl)結晶のように蛍光減衰時間が比較的長いシンチレータを利用する場合、パルスのパイルアップにより計数率に限界を生じることが重大な問題となっており、パルス・パイルアップの影響を抑える幾多の方法が報告されている。よく知られているのは、出力信号を電流パルスモードで高速信号処理し、高速のゲート積分器で信号電流を短時間に積分する選択的積分法¹⁾である。しかし、パルス幅が長いとパイルアップを防ぐのが困難で、様々な補正法を駆使しても最高計数率に限界をきたす²⁾。Amselら³⁾はパッシブ・フィルタでパルス短縮可能であることを示し、Brassard⁴⁾やVartsky⁵⁾らはパルス短縮と選択的積分法を組み合わせた部分電荷収集法を報告している。Muehllenerら⁶⁾はポジトロンカメラで同様の手法を採用した。しかし、これらの手法の欠点は、本来パルスの持つ全情報がパルス短縮により損なわれ、統計的特性が劣化することである。

エネルギー分解能は、光電子増倍管の第1ダイノードに集積される光電子の数がポアソン総計で揺らぐことに起因する統計的成分と、シンチレータ結晶の固有分解能や光電子増倍管の光電陰極の非一様性などに起因するシステム固有の非統計的成分から構成される^{7),8)}。部分電荷収集法では、統計的成分にのみ影響することは明らかで、低エネルギーの放射線ほどその効果は大きい。

他方、アンガー型シンチレーション・カメラ^{9),10)}のような位置感応型検出器は通常、位置信号が放射線のエネルギーに依存しないように設計する。すなわち高エネルギーのガンマ線は結晶内における多重相互作用などが分解能劣化の原因となるので、100~200keVのエネルギーの放射線を使用するが、ここは分解能の統計的成分が主成分となる領域である。したがって、部分電荷収集法をシンチレーション・カメラで用いると、エネルギー分解能のみならず位置分解能が著しく劣化する。

本報告は、低計数率では良好な位置分解能を持ち、最小限の位置分解能劣化の下に高い計数率特性を達成するシンチレーション・カメラを開発することが基本的な動機である。このようなカメラは、早い動態血流検査、コーディッドアパチャイメージング、消滅放射線の同時計数による陽電子イメージング、コンプトン散乱断層のような、核医学イメージングで遭遇する高計数率の条件下で役立つ。また、提案手法は高計数率下でエネルギー分解能が劣化する場合のスペクトル分析に応用可能である。

2.2 待ち合わせサンプリング法の原理

本報告で述べる手法は、パルス短縮と可変な積分時間との組み合わせに依拠している。積分時間は次パルスの到来時間により制御されるため、計数率特性とエネルギーもしくは位置分解能との間で妥協が図られる。

この手法を以下の例で説明する。Fig. 1(a)のような検出器電流パルスを適当な線形回路でFig. 1(b)のようなユニポーラ・パルスに短縮し、ある時間幅 t_s の間積分する。この積分信号の波高の統計的分解能は、元の信号の全積分に比べると一般的に劣化するが、その劣化度は t_s に依存し、 t_s が増加すれば劣化度は減少する。その詳細な分析は次節で述べる。

Fig. 2にこの新しい手法の原理を示すブロック図と信号パルスの時間経過を示す。検出器電流に比例する入力パルスは最初ユニポーラ・パルスに短縮される。この短縮パルスは遅延線DL-1により遅らされ、ゲート積分器に送られる。ゲート積分器のゲート信号は消去可能なユニバイブレイタから供給されるが、それは高速ディスクリミネータと他の条件を満たした場合のみ、遅延線DL-2で遅らせたトリガーパルスで駆動する。ユニバイブレイタのパルス幅 t_w は、シンチレータの蛍光減衰時間に比べて十分長く設定する(減衰時定数の3~4倍)。遅延線DL-2での遅延時間は、遅らせた入力信号の立ち上がりより前に電流の積分が開始するよう設定する。トリガーパルスは、またユニバイブレイタの消去入力に送られる。したがって、通常は良好な分解能を確保できるほど積分時間が長く設定されているが、もしその間に次の入力パルスが起きると、ユニバイブレイタは消去して、次いで出力信号を出すためにサンプル・ホールド回路が働く。サンプリング後はすぐにゲート積分器がリセットされ、2番目の入力パルスを受け入れる。遅延線DL-1の遅延時間 t_r は、2番目の信号がゲート積分器の入力端に現れる前に上記の処理が完了するよう設定する。

出力においてパルス・パイルアップの歪みを起こさないためには、パルス・パイルアップ除去に2つの条件が必要となる。1つ目は、パルスの不在時間幅 t_a の間にサンプリング処理が行われることである。2つ目は、次のパルスの到来により、パルスの積分時間がある時間 t_i 以下に短縮される場合は、先行するパルスの積分信号に対してサンプリングを禁止することである。このようにして、時間 $t_b = t_i + t_r$ より長いパルス不在時間幅でのみサンプル出力が得られるようになる。

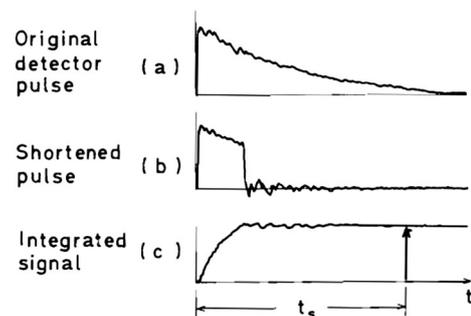


Fig. 1 Pulse waveforms in the variable sampling-time technique

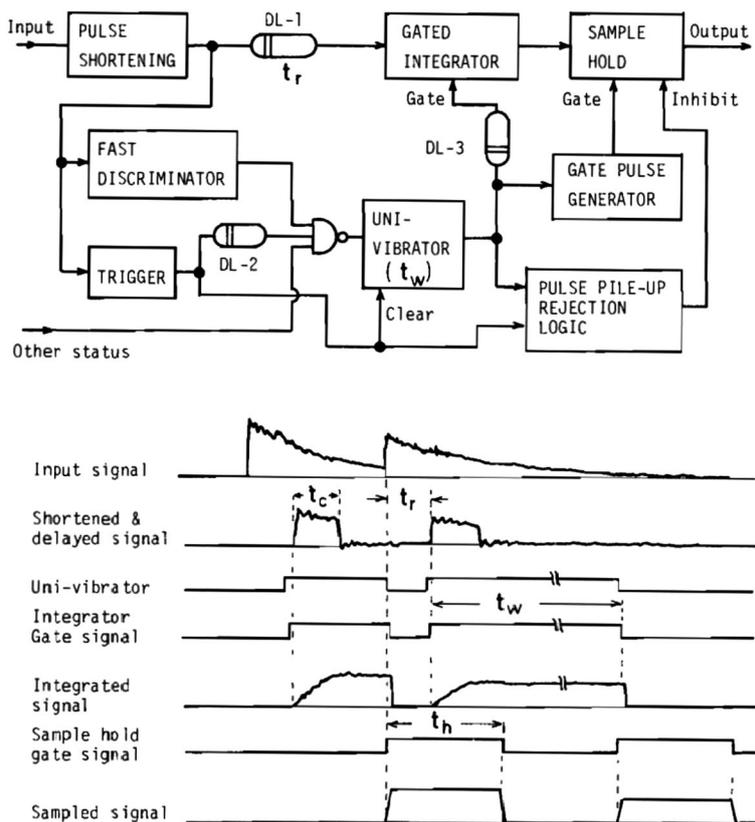


Fig. 2 Simplified block diagram showing the principle of the variable sampling-time technique and a time chart of signal pulses

2.3 理論的分析

2.3.1 パルス短縮の部分積分による分解能の劣化

提案した系の性能を議論する前に、シンチレーションが指数関数的に減衰すると仮定した場合について、統計的ノイズの劣化と積分時間との関係を考察する。この系自体の固有分解能は無視する。Amselら³⁾は、指数関数的に減衰するパルスは、適当なパッシブ・フィルタもしくは遅延線クリッピング回路によりアンダーシュートのない短縮が可能であることを示した。ここでは、分析を簡素にするため遅延線法で話を進める。

Fig. 3に示すように、遅延線パルス短縮は、遅延線の片端子で元のパルスを縮小し反転させた後、元のパルスに戻すことで達成される。クリッピング時間もしくは短縮パルスの幅を t_c 、シンチレーション減衰時定数を T とすると、縮小率を $\exp(-t_c/T)$ にすることでアンダーシュートのない短縮パルスが得られる。光電子増倍管の第1ダイノードに単位時間当たり到達する光電子数 I により、入力パルスを表すことにすると、

$$I = (N/T)\exp(-t/T) \tag{1}$$

ここに、 N は1回のシンチレーション事象で得られる全光電子数の平均値である。この短縮パルスを積分すると、その積分信号の値は時間 $t = t_c$ 後に一定の値 S となる。

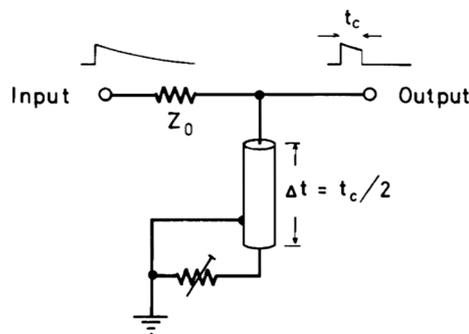


Fig. 3 A circuit of the delay-line pulse shortening

$$S = N[1 - \exp(-t_c/T)] \tag{2}$$

現実には、第1ダイノードに到達する光電子数 I は、ポアソン則に従い統計的にゆらぐ。したがって、積分の大きさは事象ごとに変動するだけでなく、時間の推移でもゆらぐ。遅延線パルス短縮の原理により、積分信号が時間 $t_s (> t_c)$ でサンプルされる場合のサンプル信号のバリエーション(統計的標準偏差の二乗) $V_s(t_s)$ は、次式で表される。

$$\begin{aligned} V_s(t_s) &= \int_0^{t_s-t_c} \left(\frac{N}{T} e^{-t/T} \right) (1 - e^{-t_c/T})^2 dt \\ &+ \int_{t_s-t_c}^{t_s} \frac{N}{T} e^{-t/T} dt \\ &= N(1 - e^{-t_c/T})(1 - e^{-t_c/T} + e^{-t_s/T}). \end{aligned} \tag{3}$$

元のパルスを全積分した信号の大きさの相対標準偏差は $1/N^{1/2}$ なので、分解能の劣化度 R_s は以下の式で与えられる。

$$R_s = \frac{\sqrt{V_s/S}}{1/\sqrt{N}} = \{1 + [e^{-t_s/T} / (1 - e^{-t_c/T})]\}^{1/2}. \quad (4)$$

$T=250$ ns の NaI (Tl) 検出器を想定して、Fig. 4 に $t_c=250, 150, 250$ ns のときのそれぞれの R_s の値を積分時間 t_s の関数で示した。積分時間 t_s を増すと R_s は減少し、 t_s が十分長ければ分解能の劣化は実用上見られないことがわかる。

2.3.2 パルス短縮の部分積分による分解能の劣化

Fig. 2 に提案した系のサンプル信号の統計的分解能について考察する。ただし、エネルギー分布は単一エネルギーであり、前パルスと後パルスの時間差は、 t_a と t_b より長いとする ($t_a, t_b > t_c$)。待ち合わせの時間 (最大積分時間) t_w は $3T \sim 4T$ に設定すべきだろうが、ここでは無限に長いと仮定し、サンプリングと積分器のリセットに要する時間を t_r としたとき、次のパルスが到達する前の t_r の時間で積分信号がサンプルされるとする

サンプル信号の波高の平均バリエンスを得るため、問題としているパルスを積分している間、バリエンスが0でない先行するパルスすべての影響を考慮する必要がある。最初に、先行するパルスの影響を無視した場合の、サンプル信号自体の平均バリエンスを考察する。問題とするパルスが $t=t_s$ でサンプルされたとすると、そのバリエンスは式 (3) で与えられる。後パルスとの時間間隔を t_1 とすると、 $t_s = t_1 - t_r$ である。パルスの入力率を n とすると、 t_1 の確率分布は $n \cdot \exp(-nt_1)$ であるから、サンプル信号のバリエンス期待値 V_m は、以下の式で与えられる。

$$V_m = \int_{t_b}^{\infty} V_s(t_1 - t_r) n e^{-nt_1} dt_1 / \int_{t_b}^{\infty} n e^{-nt_1} dt_1 = N(1 - e^{-t_c/T}) \left(1 - e^{-t_c/T} + \frac{nT}{1 + nT} e^{-(t_b - t_r)/T} \right). \quad (5)$$

サンプル信号自体の分解能劣化因子 R_m は以下のようにになる。

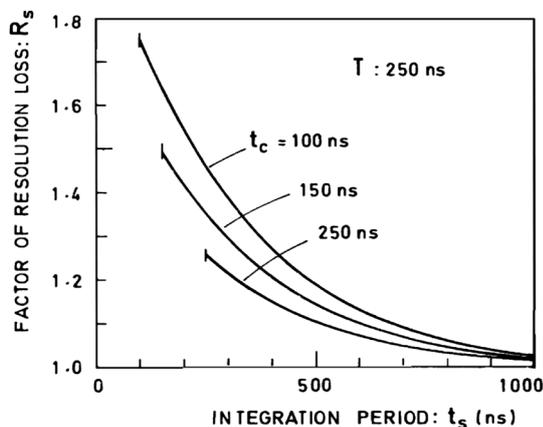


Fig. 4 Factor of resolution loss in the fractional integration with delay-line pulse shortening

$$R_m = \frac{\sqrt{V_m/S}}{1/\sqrt{N}} = \left(1 + \frac{nT}{1 + nT} \frac{e^{-(t_b - t_r)/T}}{1 - e^{-t_c/T}} \right)^{1/2}. \quad (6)$$

次に、先行するパルスの影響を考察する。時刻 $t = -t_2$ に起きた先行するパルスにより時間間隔 $t=0$ から t_s に積分された電荷のバリエンス $V_1(t_2)$ は次のようになる。

$$V_1(t_2) = N e^{-t_2/T} (1 - e^{-t_c/T}) (1 + e^{-t_s/T}). \quad (7)$$

問題とするパルスは先行パルスとの間隔 t_2 が t_a より長い場合のみサンプルされるので、時刻 $t = -t_a$ より前に起きたすべてのパルスの全バリエンスの平均 $V_2(t_s)$ は次式で与えられる。

$$V_2(t_s) = \int_{t_a}^{\infty} n V_1(t_2) dt_2 = N n T e^{-t_a/T} (1 - e^{-t_c/T}) (1 + e^{-t_s/T}). \quad (8)$$

パルスの入力率 n において先行パルスがサンプル信号に与える効果の平均バリエンス V_p は以下のようにになる。

$$V_p = \int_{t_b}^{\infty} V_2(t_1 - t_r) n e^{-nt_1} dt_1 / \int_{t_b}^{\infty} n e^{-nt_1} dt_1 = N(1 - e^{-t_c/T}) n T e^{-t_a/T} \left(1 + \frac{nT}{1 + nT} e^{-(t_b - t_r)/T} \right). \quad (9)$$

このとき、先行パルスによる分解能劣化因子 R_p は次式で表される。

$$R_p = \frac{\sqrt{V_p/S}}{1/\sqrt{N}} = \left[\frac{nT e^{-t_a/T}}{1 - e^{-t_c/T}} \left(1 + \frac{nT}{1 + nT} e^{-(t_b - t_r)/T} \right) \right]^{1/2}. \quad (10)$$

したがって、分解能劣化に関する包括因子 R は、

$$R = \sqrt{(R_m^2 + R_p^2)}. \quad (11)$$

Fig. 5 に、典型的なパラメータを想定した場合の R, R_m および R_p の値を入力パルス率 n の関数として示した

上記分析では、単一エネルギーのパルス波高分布を仮定した。しかし、波高分布が単一エネルギーでなく、問題とする分布の平均波高に比べて高い波高があれば因子 k を導入して、式 (11) を以下のような式にするべきだろう。

$$R' = \sqrt{(R_m^2 + R_p^2)/k}. \quad (12)$$

最後に、この系の計数率特性について分析する。サンプル信号は、通常エネルギー分析や位置計算のためにある時間 t_h の間保持される。 $t_h < t_b$ の場合、この保持時間は計数率特性に関与せず、観測される計数率 n_0 はよく知られた次式で与えられる。

$$n_0 = n \exp \{ -(t_a + t_b) n \}. \quad (13)$$

時間間隔 $t_a + t_b$ は、いわゆる麻痺型の不感時間である。一

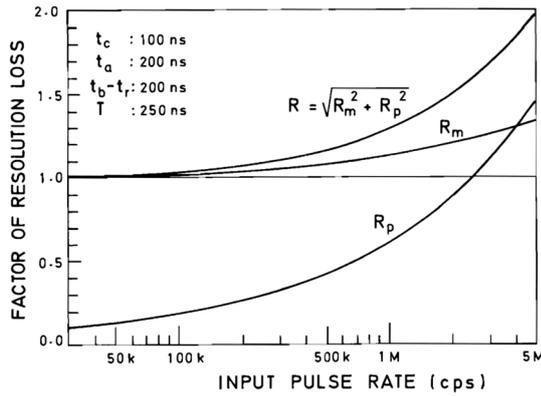


Fig. 5 Factor of resolution loss as a function of input pulse rate in the variable sampling-time technique. R_m : resolution loss due to the fractional integration, R_p : resolution loss due to the effect of preceding pulses, R : overall resolution loss.

方, $t_h > t_b$ の場合は, 不感時間が $t_h - t_b$ の非麻痺型による付加的な計数損失が生じる. しかし, 次のパルスが待ち時間 t_w の間に来なければ, 積分信号はその間維持されることに注目すべきである. ここで, $t_h < (t_w + t_r)$ であれば, 上記の動作は一種のバッファメモリとして機能し, 麻痺型と非麻痺型の不感時間の単純な組み合わせから期待される計数率特性より良くなると見込まれる.

2.3.3 分解能の統計的成分

第2章の2.1序で述べたように, シンチレーション検出器は非統計的な系の分解能をもつので, 全バリエンス (観測されるバリエンス) 内にある統計的成分の割合がわからないと, 部分積分による統計的分解能の劣化度は, 波高のバリエンス計測から直接決めることはできない. この節では, 統計的成分を実験的に決める独自の手法について述べる.

Fig. 6 で示したように, 遅延線を用いてクリッピング時間 t_c で指数関数的シンチレーション・パルスを短縮すると仮定する. 時間 $t=0$ から $t_s (> t_c)$ までの間に蓄積される電荷は, 式(3)により示される統計的バリエンスをもつから, 全バリエンス $\bar{V}_s(t_s)$ は以下のように書かれる

$$\bar{V}_s(t_s) = N(1 - e^{-t_s/T})(1 - e^{-t_c/T} + e^{-t_c/T}) + V_0, \quad (14)$$

ここに, V_0 はシステム固有の非統計的バリエンスである. 全積分の際の全バリエンスは, 式(14)において $t_s \rightarrow \infty$ とすることで与えられる.

$$\bar{V}_s(\infty) = N(1 - e^{-t_c/T})^2 + V_0. \quad (15)$$

他方, 先行するパルスの電荷を $t=t_s$ から ∞ まで蓄積した場合のバリエンス $\bar{V}_s(t_s)$ は, 式(7)においてそれぞれ t_2 を t_s に代え, t_s を ∞ に代えることにより得られ, 以下のようになる.

$$\bar{V}_s(t_s) = N(1 - e^{-t_s/T})e^{-t_s/T}. \quad (16)$$

ここで, $t=t_s$ から ∞ までの時間における先行するパルス

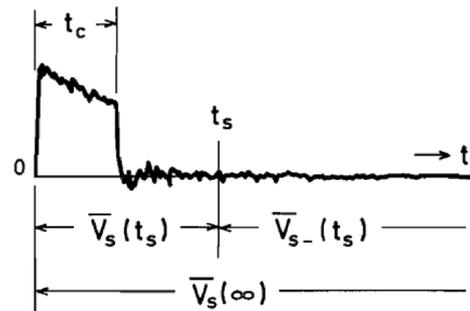


Fig. 6 Illustration of the variances of the signals integrated during three different periods

信号の平均波高は0であることから, $\bar{V}_s(t_s)$ にはシステム固有のバリエンス V_0 が含まれないことに注意すべきである. 式(14)–(16)より, 以下のような関係が成り立つ.

$$\bar{V}_s(t_s) = \bar{V}_s(t_s) - \bar{V}_s(\infty). \quad (17)$$

式(16)と(17)から, $\bar{V}_s(t_s)$ は部分積分の結果生ずる統計的バリエンスの増加量そのものの計測値を示すことがわかる. そして, 全積分による統計的バリエンス $V_s(\infty)$ は以下の式で与えられる.

$$\bar{V}_s(\infty) = N(1 - e^{-t_c/T})^2 = (1 - e^{-t_c/T})\bar{V}_s(0), \quad (18)$$

ここに, $\bar{V}_s(0)$ は $\bar{V}_s(t_s)$ の $t=0$ での外挿値である. また, 蓄積された全光電子数 N は, 以下の関係からも推定できる.

$$N = \bar{V}_s(0)/(1 - e^{-t_c/T}). \quad (19)$$

2.4 NaI(Tl) 検出器を用いた予備実験

2.4.1 NaI(Tl)パルスの短縮

第3章で述べた理論的分析は, シンチレータの発光強度が単一指数関数で表されるという仮定が基礎にあった. しかし, NaI(Tl) 結晶ではこの仮定が成り立たない. 多くの研究者がNaI(Tl)のシンチレーション減衰について報告しており^{11)–13)}, 最初の約100 ns程度の平坦域が続いた後で約250 nsの時定数の指数関数的減衰をすることが知られている. そこで, 上で述べた遅延線によるパルス短縮法の効果と理論の有効性の検証をするために, 以下のような実験を行った.

パルス・パイルアップ除去回路を除き, Fig. 2 に示したものと同一系が構築された. ユニバイプレータのトリガ入力に遅延時間が可変のユニットを挿入し, 遅延して積分することで $\bar{V}_s(t_s)$ を測定できるようにした. 直径3.8 cm, 高さ3.8 cmのNaI(Tl)結晶に直径5.1 cmの光電子増倍管を結合した検出器を用いた. 検出器パルスは増幅され, Fig. 3 に示した遅延線クリッピング回路で短縮された. クリッピング時間は100 nsであった. この短縮パルスは, 遅延線 (インピーダンス420 Ω) により約260 ns遅らされて, ゲート積分器に送り込まれる. ゲート積分器とサンプル・ホー

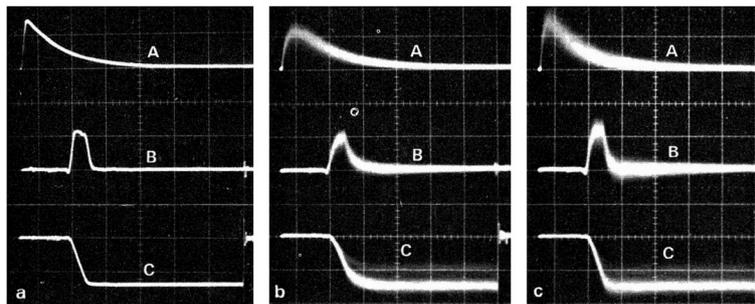


Fig. 7 Photographs of pulse waveforms. The time-scale is 200ns/div. (A) Original input pulse. (B) Delayed and shortened pulse. (C) integrated signal (integration period is 1,000 ns). (a) Pulse from the pulse generator. (b) NaI(Tl) detector pulse for ⁵⁷Co. (c) NaI(Tl) detector pulse for ⁵⁷Co with the decay correction filter shown in Fig. 8.

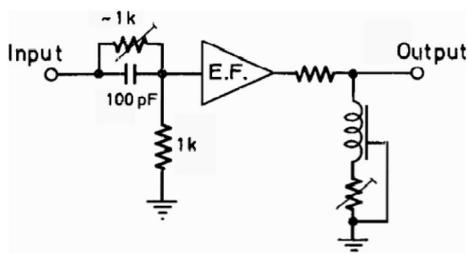


Fig. 8 Circuit of the delay-line pulse shortening with the decay correction filter for the NaI(Tl) detector

ルド回路は、我々の実験室で設計した。サンプル信号（幅500 ns）は、適当なパルス成形回路網を通して4kチャンネルの波高分析器に送られた。

実験に先立って、立ち上がり時間が30 nsで減衰時間が調整可能な指数関数的パルスを出すパルサーを使い、我々の電子回路系を試験した。パルサーは、市販のランダム・パルス発生器（BNC社製DB-2）で誘発起動した。500 kcpsを超えても我々の系が十分動作することを確認した。その波形をFig. 7の(a)に例示した。上からAは入力パルス、Bは短縮パルス、Cは積分信号である。

ガンマ線源⁵⁷Co(122 keV)を用いて得た検出器パルスに対する同様の波形をFig. 7の(b)に示した。短縮パルスの尾は150 nsを超えており、積分信号が立ち上がるまで約400 nsかかっている。これは、明らかにNaI(Tl)結晶の特異な減衰特性に起因する。

これを改善するために、Fig. 8に示したようなRCローカット・フィルターを導入した。この減衰補正を行った場合の波形をFig. 7の(c)に示すが、十分満足のいく結果を得た。全エネルギー・ピークの波高値は、積分時間が150 nsから1,200 nsの間で一定であり、その振れ幅は±2%以内であった。

2.4.2 統計的分解能

第3章で述べた理論的分析は、シンチレータの発光強度が単一指数関数で表されるという仮定が基礎にあった。しかし、NaI(Tl)結晶ではこの仮定が成り立たない。多くの研究者がNaI(Tl)のシンチレーション減衰について報告し

ており^{11)~13)}、最初の約100 ns程度の平坦域が続いた後で約250 nsの時定数の指数関数的減衰をすることが知られている。そこで、上で述べた遅延線によるパルス短縮法の効果と理論の有効性の検証をするために、以下のような実験を行った。

式(17)の有効性を示すために、NaI(Tl)結晶に²⁴¹Amガンマ線(59.5 keV)を照射して実験を行った。全エネルギー・ピークの半値全幅(fwhm)から $\bar{V}_s(t_s)$ と $\bar{V}_s'(t_s)$ の値を t_s の関数として得た。そして $\bar{V}_s'(t_s)$ を測定するため、そのサンプル信号に積分器のゲート信号の小断片を信号パルスに加えることで、パルス波高分析器で分析可能な波高に調整をした。そして遅らせて積分を開始し、積分時間は1,200 nsに固定した。高速デスクリミネータは、全エネルギー分布の下限に設定した。

減衰補正をしない場合の結果をFig. 9に示す。この図では、測定バリエーションが相対値で示されている。すなわち、全積分($t_s=1,200$ ns)の平均波高に対する半値全幅(fwhm)の比の二乗で示されており、以下の式が成り立つ。

$$\left(\frac{\text{fwhm}}{\text{amplitude of full integration}} \right)^2 = \frac{2.35^2(\text{variance})}{N^2(1 - e^{-t_s/T})^2} \tag{20}$$

全積分における分解能は、通常の波高弁別で得られるものと同じとなることを確認した。そしてFig. 9に $\bar{V}_s(t_s) - \bar{V}_s'(t_s)$ の値も表示してある。 $\bar{V}_s(t_s) - \bar{V}_s'(t_s)$ は、ほとんど t_s によらず、式(17)の有効性を示している。

Fig. 9から、式(20)中に(variance)と表記されている $\bar{V}_s(0)$ の値は0.053と推定した。この推定に当たっては、入力信号の立ち上がり部分の積分を保証するため、積分ゲートがその立ち上がりより25 ns前に開かれることを考慮することにより、 $t_s=25$ nsでの曲線 $\bar{V}_s(t_s)$ の外挿値を採用した。また、曲線 $\bar{V}_s(t_s)$ の傾斜から減衰時定数は227 nsと推定された。これらの値を使って式(18)および(19)に入れることで、我々の検出器の分解能を半値全幅(fwhm)で表すと59.5 keVの場合、全分解能が18.2%となり、そのうち統計的分解能は13.7%で、システム固有の非統計的

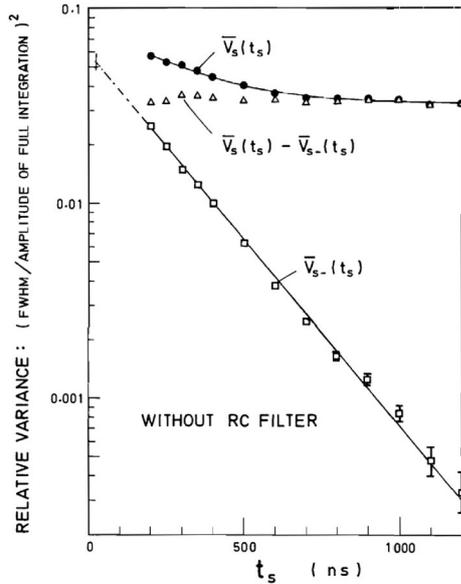


Fig. 9 Variance of the NaI(Tl) detector for ²⁴¹Am. $\bar{V}_s(t_s)$ is the variance of fractional integration in the period of $0 \sim t_s$, and $\bar{V}_s(t_s)$ is the variance of delayed integration in the period of $t_s \sim t_s + 1,200$ ns.

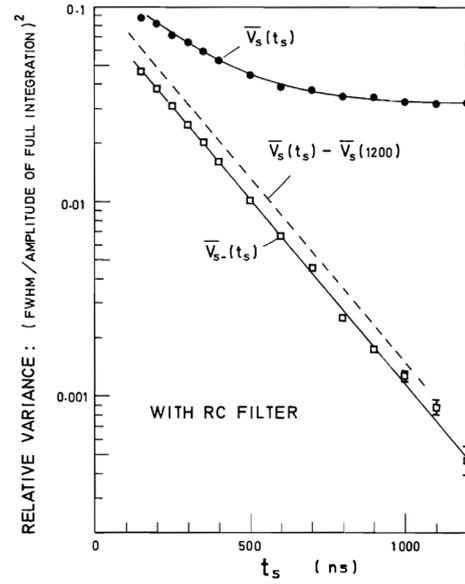


Fig. 10 Variance of the NaI(Tl) detector for ²⁴¹Am with the decay correction filter shown in Fig. 8. $\bar{V}_s(t_s)$ is the variance of fractional integration in the period of $0 \sim t_s$, and $\bar{V}_s(t_s)$ is the variance of delayed integration in the period of $t_s \sim t_s + 1,200$ ns.

分解能は11.9%であると結論できる。また、このエネルギーにおける全光電子数 N は292であり、ガンマ線エネルギーの1keV当たりの光電子数は4.9となる。

RCフィルタを用いた減衰補正を行った場合の結果を Fig. 10に示す。式(17)が単純な遅延線短縮を仮定して導入されたので、この場合は式(17)が成り立たない。その代わりに、バリエーションの差分 $\bar{V}_s(t_s) - \bar{V}_s(1200)$ を描くと図の破線のような単一指数関数の曲線になるが、これはRCフィルタのない場合に Fig. 9で得られた $\bar{V}_s-(t_s)$ より約2倍大きい。

以上のことは、RCフィルタの使用により分解能の劣化が $2.0^{1/2} \approx 1.4$ の因子で増幅されることを示している。

上記の実験の結果から得られた分解能劣化の因子は、Fig. 11にまとめた。太い実線は、 $t_c = 100$ ns, $T = 227$ ns の場合の式(4)から理論的に曲線である。一方、破線はRCフィルタによる分解能劣化の大きさを考慮したもので、次式で与えられる。

$$R_s^* = \left\{ 1 + 2 \left[\frac{e^{-t_c/T}}{1 - e^{-t_c/T}} \right] \right\}^{\frac{1}{2}}, \quad (21)$$

短い積分時間 (<400 ns) における理論曲線から、RCフィルタのない場合の因子の値が乖離するのは、シンチレーション減衰に100 nsの平坦領域があるため、 t_s を短縮させると実質的な光電子数がより急速に減少するためと考えられる。

同様に、⁵⁷Co ガンマ線を用いた実験も行った。122 keV ガンマ線の全エネルギー・ピーク (85.4%) は、136 keV の全エネルギー・ピーク (10.8%) を伴うため、分析に当たっては後者の影響をパルス波高弁別で除去した。半値全幅

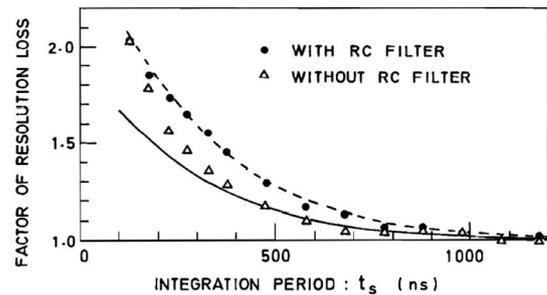


Fig. 11 Factor of resolution loss due to the fractional integration. Solid line: theoretical curve given by eq. (4). Broken line: theoretical curve given by eq. (21) in which the effect of decay correction filter is taken into account.

(fwhm) で全分解能が13.8%となり、そのうち統計的分解能は9.6%で、システム固有の非統計的分解能は9.9%となった。ガンマ線エネルギーの1keV当たりの光電子数は4.8であった。積分時間の短縮による分解能劣化の性質は、²⁴¹Am ガンマ線の場合と全く同じであった。

2.5 結論と議論

入力パルス率が1 Mcpsを超えても低入力パルス率では分解能の劣化をもたらさない新しいNaI(Tl)分析器やガンマカメラが開発可能であることを、理論的分析と予備的実験は予見している。本手法では、サンプリング時間がそれぞれに続く次のパルスで制御されるが、入力パルス率の平均でのみで制御される、より簡便な手法も可能である。

遅延線短縮について理論的な式を導いたが、これらは幾

らか変更することで他のパルス短縮法に対しても応用可能である。さらに、NaI(Tl)シンチレーション・パルスに速い立ち上がりがないことで、より良好な計数率特性を得るには補正フィルタが必要となる。ただし、さらなる分解能の劣化を生じる。

過度なパルス短縮は、NaI(Tl)結晶の減衰特性の温度依存性により制限を受けるだろう¹⁴⁾。減衰時定数の変化は、短縮パルスの後方でベースライン・シフトを引き起こす。これにより、サンプル信号の波高への影響のみでなくパルス・パイルアップが生じる。したがって、検出器の動作温度が大きな変動をする場合は、ベースライン・シフトをできるだけ少なくするためにパルス短縮回路に何らかの補正手段を講じる必要がある。

3. 「待ち合わせサンプリング法」論文と他の仕事との関連

2章で論じた「待ち合わせサンプリング法」を、具体的にシンチレーション・カメラに適用した場合の考察を以下に示す。また、シンチレーション・カメラの位置分解能の最適化を図る位置計算法の分析や、統計ノイズを含む再構成画像の特性を論じるにあたり、ノイズの伝搬が画質に与える影響を分析する手法は、上記論文¹⁵⁾におけるノイズの分解能に与える影響を分析する手法と共通するところがある。

3.1 シンチレーション・カメラへの適用

1960年代後半、核医学が世界中で盛んになり、シンチレーション・カメラの性能向上に期待が高まった。1970年に田中らはシンチレーション・カメラの原理を追究し、理論的な考察を行った結果、ガンマ線の入射位置の演算に新しい方式を用いることによって解像力と有効視野を改善できることを見いだした¹⁰⁾。さらに、遅延線を利用して位置情報を時間情報に変換することで位置演算を実現する実装法も考案し、遅延線式シンチレーション・カメラを提案した。東芝(株)と協力して、田中らは1972年にこの方式に基づく大面積高解像力ジャンボ・シンチレーション・カメラの開発に成功した¹⁶⁾。視野直径34cmで、解像力が30%従来機より向上したこの装置は同社により製品化され、海外にも輸出された。このようにシンチレーション・カメラは検出視野が増加したが、それに伴い計数率が増加したため、高計数率特性の向上が望まれた。「待ち合わせサンプリング法」¹⁵⁾はそのような時代の要請の中で提案された。

「待ち合わせサンプリング法」をシンチレーション・カメラに適用した場合について、田中らは具体的な例を挙げて詳細な分析を行った¹⁷⁾。すなわち、光電子増倍管からの電流パルスは、まず短縮されたのち、サンプル・ホール回路をもつゲート積分器によって選択的に積分される。このとき、サンプル・ホールされるまでの積分時間は一

定でなく、後続パルスの到来によって随時短縮される。このカメラは1Mcps以上の入力パルスを受け付けることができ、しかも低計数率におけるエネルギー分解能および空間分解の劣化は無視できる。この方式のカメラの計数率特性の近似式を導出し、その妥当性をモンテカルロ・シミュレーションによって確認した。典型的な設計パラメータを仮定すると、エネルギーウインドウ・フラクションが0.5の場合、検出される計数率の最高値は、420~520 kepsに達することが推定された。

3.2 エネルギー分解能の統計的成分と非統計的成分の分離測定

シンチレーション検出器のエネルギー分解能には、ガンマ線のエネルギーに依存する統計的成分と依存しないシステム固有の非統計的成分で構成される¹⁸⁾。1962年Onnoら⁸⁾は統計的成分が検出器に接続したRC積分器のRC時定数に依存することに着目した。そして、RC積分器の時定数を変化させて、その検出器出力信号の示す波高分布からそれぞれのエネルギー分解能を求め、それらの値を下にグラフを描けば外挿法によって、非統計的成分を得られる方法を提案した。一方、田中らの「待ち合わせサンプリング法」の論文¹⁵⁾では、遅延線による波形短縮を使用してOnnoら⁸⁾と同様な外挿法により分離測定できることを示した。しかるに、これらの方法はシンチレーション・パルスの平均波形が減衰型の単一指数関数のみで表せるという仮定に基づいており、任意の波形をしたシンチレーション・パルスに対しては適用できない。

光電子増倍管の第1ダイノードにおける平均光電子数を求めれば、統計的成分が求められる。単一光電子によって得られる平均出力波高を測定して、その何倍であるかを直接決定することにより統計的成分を得るのが、単一光子波高測定法であり、1968年に試行された¹⁹⁾。この方法の欠点は、集積する光電子数が増加するほど単一光電子の平均電荷量の測定誤差が見視できなくなることである。

以上の欠点を克服する方法として、村山ら¹⁹⁾は光二分割法を提案した。2つの光学窓を設けたシンチレータに光電子増倍管を2つ結合し、これらの出力を2次元波高分析器に入力する。そして、同時計数した出力についてのフルエネルギーピークの2次元波高分布から統計的成分と非統計的成分を求める。この方法ではシンチレータ内で発生した光を二分して2つの光電子増倍管から出力信号を取り出し、それらの相関をとったが、光を二分する代わりにシンチレーション・パルスのある時点で分割して、別々に電荷を集積すれば、それらの2つの出力信号によって、光二分割法の場合と同様の2次元波高分布が得られる。これが波形分割法²¹⁾であり、通常の検出器に対してエネルギー分解能を統計的成分と非統計的成分に分離測定することが可能となった。

3.3 PETの再構成画像における統計的ノイズの特性

陽電子放射断層撮像法(PET)では同時計数のデータ数が制限され、投影データには統計的ノイズが存在する。この統計的ノイズによって再構成画像の画質が影響を受ける度合いは、再構成に使用する補正関数並びに画像処理の方法や被検体の吸収および線源分布等に依存する。このような複雑な要因をもつ再構成画像の特性を分析するために、田中らは、バリエーション(variance)と自己共分散関数(autocovariance)を用いてそれらの要因がどのように画像ノイズに影響するかを近似的に定式化し、画質を評価する簡便法を提案した²²⁾。

この分析手法は、上記の「待ち合わせサンプリング法」¹⁵⁾において考察した統計的ノイズの理論的分析手法と似通ったアプローチが見られ興味深い。再構成画像の画質は、放射線計測におけるエネルギー分解能や位置分解能の大きさと同様、計測データのもつ統計的バリエーションに依存しており、投影データが元来もっている統計的ノイズの大きさとデータ処理法に大きく影響されるが、その影響の度合いを理論的に分析する手法に共通点が見られる。

4. ま と め

シンチレーション検出器の計数率特性を向上するために故田中栄一博士が考案した「待ち合わせサンプリング方式」および、この方式に関連する業績に関する解説を行った。計数率特性を向上させるとエネルギー分解能および位置分解能が劣化する問題を克服する新しい方式であり、その理論的根拠を明らかにするとともに、準備実験で新方式が正しいことを実証した。さらに、この方式によるシンチレーション・カメラを具体的に分析し、性能が向上することをシミュレーションで確認した。シンチレーション検出器のエネルギー分解能における統計的成分と非統計的成分に分離測定できることに関連する他の文献も紹介した。また、PET画像における統計的ノイズの特性に関する論文との共通点を指摘した。

謝辞

村山は、1976年に放医研に入所して田中栄一先生の研究室に配属されて以来、45年間にわたりご指導を賜りました。先生の進める研究プロジェクトに加わるなかで、研究を補佐するとともに先生のリーダーシップの下でチームの皆が協力して多くの成果を挙げることができました。先生が放医研を去られてからもなく核医学物理学を受け継ぐのが村山のみとなりましたが、イメージング物理学の研究チームを放医研で立ち上げることができたのは、先生の変わらぬ温かいご支援があったからです。本解説で紹介した論文は、先生の独創的研究を補佐するなかで基礎研究の重要性を学んだ思い出深い仕事でした。故田中栄一先生のご冥福をあらためてお祈り申し上げます。

参考文献

- 1) Katzenstein HS: Background reduction in charged-particle spectroscopy with fast-gated electronics. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 13: 527–536, 1966
- 2) Blatt SL, Mahieux J, Kohler D: Elimination of pulse pile-up distortion in nuclear radiation spectra. *Nucl. Instr. Meth.* 60: 221–230, 1968
- 3) Amsel G, Bosshard R, Zajde C: Shorting of detector signals with passive filters for pile-up reduction. *Nucl. Instr. Meth.* 71: 1–12, 1969
- 4) Brassard C: Fast counting with NaI spectrometers. *Nucl. Instr. Meth.* 94: 301–306, 1971
- 5) Vartsky D, Thomas BJ, Prestwich V: Fractional charge collection technique for pile-up reduction, counting low intensity radiation in presence of intense gamma-ray and neutron background. *Nucl. Instr. Meth.* 145: 321–329, 1977
- 6) Muehlechner G, Buchin MP, Dudek JH: Performance parameters of a positron imaging camera. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 23: 528–537, 1976
- 7) Prescott JR: Photomultiplier single-electron statistics and the shape of the ideal scintillation line. *Nucl. Instr. Meth.* 22: 256–268, 1963
- 8) Onno P, Bell RE: Dependence of line widths of scintillation counters on integrating time constant. *Nucl. Instr. Meth.* 17: 149–150, 1962
- 9) Anger HO: Radioisotope cameras. In: Hine G ed, *Instrumentation in nuclear medicine*, vol. 1. 485–552, 1967, Academic Press, New York
- 10) Tanaka E, Hiramoto T, Nohara N: Scintillation cameras based on new position arithmetics. *J. Nucl. Med.* 11: 542–547, 1970
- 11) Lynch FJ: Improved timing with NaI(Tl). *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 13: 140–147, 1966
- 12) Owen RB: Pulse-shape discrimination identifies particle types. *Nucleonics* 17(9): 92–95, 1959
- 13) Wall WR, Roulston KI: Dependence of the NaI(Tl) pulse shape on thallium concentration and temperature. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 15: 153–157, 1968
- 14) Schneid EJ, Kamykowski EA, Swanson FR: Influence of the temperature dependence of the NaI(Tl) decay time constant on NaI(Tl) detector applications. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 24: 168–171, 1977
- 15) Tanaka E, Nohara N, Murayama H: Variable sampling-time technique for improving count rate performance of scintillation detectors. *Nucl. Instr. Meth.* 158: 459–466, 1979
- 16) Tanaka E, Nohara N, Murayama H: New Anger scintillation cameras with improved count rate capability. *Radioisotopes* 29: 320–325, 1980
- 17) Tanaka E, Nohara N, Kumamoto N, et al: A large area, high resolution scintillation camera based on delay-line time conversion. *Medical Radioisotopes Scintigraphy* 1972, Vol. 1, IAEA, Vienna: 169–180, 1973
- 18) Breitenberger E: Scintillation spectrometer statistics. *Prog. Nucl. Phys.* 4: 56–94, 1955
- 19) Houdayer A, Mark SK, Bell RE: Direct measurements of the primary photoelectron yield in sodium iodide scintillation counter. *Nucl. Instr. Meth.* 59: 319–321, 1968
- 20) 村山秀雄, 野原功全, 田中栄一: シンチレーション検出器のシステム固有バリエーションの測定法. *Radioisotopes* 27: 433–438, 1978

- 21) Murayama H, Tanaka E, Nohara N: A new method for measuring the statistical resolution of scintillation detectors. Nucl. Instr. Meth. 164: 447-451, 1979
- 22) Tanaka E, Murayama H: Properties of statistical noise in positron emission tomography. Proc. Int. Workshop on Physics and Engineering in Medical Imaging, IEEE Comput. Soc. 82CH1751-7: 158-164, 1982



解説

特集：田中栄一博士の業績を紐解く

シンチレーションカメラの最適位置演算理論と実用化研究 及び1970年前後における進歩

掛川 誠*

中央システム技研(株)

元：(株)東芝, 浜松ホトニクス(株)

Ideal Arithmetics for Scintillation Camera Position Computer and Its Implementation: Progresses Around 1970 to 1980

Makoto KAKEGAWA*

Central Systems Research Co., Ltd.

Former belongs: Toshiba Corporation, Hamamatsu Photonics Co., Ltd.

Abstract: At present scintillation gamma camera plays key role in nuclear medicine as planner and tomographic single photon imaging modality. The basic technology of gamma camera made remarkable progress carried out by many researchers and engineers from around 1970 to 1980 and reached some matured stage as analog signal processing. Among them Dr. E. Tanaka made key contribution through the proposal of "Ideal arithmetics for position computer" (1969) and its implementation by the delay line time conversion (1970). These works triggered other unique position computing method applied to gamma camera products. This article reviews these technological progresses and outlines the next advances of gamma camera in the digital computer era.

Keywords: scintillation camera, gamma camera, spatial resolution, nuclear medicine

1. はじめに

体内に投与されたガンマ線放射 RI (放射性同位元素) の体内分布を画像化する核医学イメージングは単光子放出核種を対象とするガンマカメラ (シンチレーションカメラとも呼ばれる, 以下ガンマカメラ) と陽電子放出核種を対象とする PET (ポジトロン・エミッション・トモグラフィ) とに大別される。両者は使用される放射性医薬品とそれに適合するイメージング装置の特徴から使い分けられている。両者とも1960年代から現在に至るまで研究がすすめられ医薬品の進歩とあいまって医療の高度化に不可欠なモダリティになっている。ここでは故・田中栄一博士が大きく貢献されたガンマカメラの位置演算最適化理論と新位置演算方式を中心に核医学イメージングの基礎が作られた1970年前後におけるガンマカメラの技術的発展を振り返る。現在でも基礎研究から実用化, 産業化に至る過程には困難と競争が伴うが当時のこの分野における状況についても触れる。

2. ガンマカメラの誕生

核医学イメージングには当初1950年にB. Cassenら¹⁾が開発したシンチレーション・スキャナーが使用された。これは光電子増倍管(PMT)とNaI(Tl)シンチレータから成るシンチレーション検出器にコリメータをつけ機械的に2次元走査するもので、日本ではしばらく米国製品が輸入されていたが1960年に国産化された。測定に時間を要し、RI分布の動態測定はできなかった。

これらの欠点を取り除くため機械走査なしで2次元イメージを得る装置 (ガンマカメラ) の実現に向けて多くの研究がなされた。H. O. Anger²⁾は1958年、円板状NaI(Tl)シンチレータに複数のPMTを光学結合した方式のガンマカメラ (アンガー型ガンマカメラ) を発明した。またM.A. BenderとM. Blau³⁾は1963年、小型円柱状NaI(Tl)素子を15行×20列に配置し各行、列に対応するPMTにライトガイドで光学結合することでガンマ線が入射した素子を同定するものを開発した。オートフルオロスコープと名づけられたこのカメラの空間分解能は素子のピッチで決まり不十分で、コスト面で大視野化が困難であった。他方アンガー

* 連絡著者 (corresponding author)

E-mail: mmakegaw@gmail.com

本稿は日本医用画像工学会 (JAMIT) と日本医学物理学会 (JSMP) の合同企画として発行いたします。

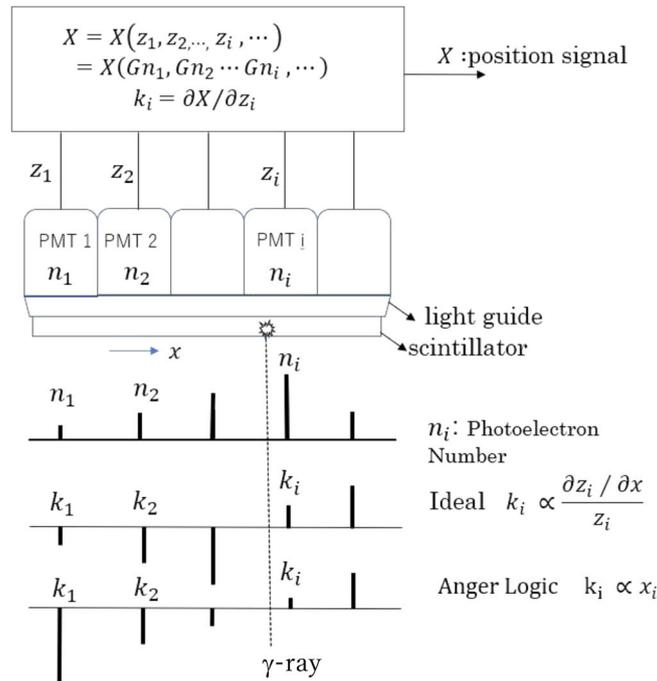


Fig. 1 Principle of position computation of scintillation events in the Anger type scintillation camera and the condition for the ideal arithmetics

型ガンマカメラはコストパフォーマンス面で有望視された。

アンガー型ガンマカメラに関するアンガー特許（米国内のみの特許）の独占実施権を取得した米国 Nuclear Chicago 社は 1962 年、製品化し普及が始まった。日本には 1967 年から 68 年にかけて約 20 台が輸入され、核医学のセンター的施設に納入された。当時は 1 ドル 360 円時代で外貨の制限もあり、国立病院などでは購入は簡単ではなく国産化の要望が強かった。そうしたなか、科学技術庁（当時）の特別開発予算を国立国府台病院が 1968 年度予算で取得、東芝がこのプロジェクトを引き受け開発に当たり 1969 年 3 月に完成し、アンガー特許のカバーしない国内、欧州、オーストラリアでの販売を始めた^{4), 5)}。

当時のアンガー型ガンマカメラの検出部は円板状 NaI(Tl) シンチレータ（30cm 径、厚さ 12.7cm）にライトガイドを介して 19 本の PMT が六角稠密に配置されていた。ガンマ線によるシンチレーション発光を各 PMT が受ける量は発光位置により変わり、各 PMT の出力を PMT の位置で重み付けた重心演算（Anger Logic と呼ばれる）により発光位置を得ていた。有効視野は径 25cm、固有空間分解能は 140keV で 15mm (FWHM) 程度であった⁵⁾。

アンガー型ガンマカメラの登場は核医学画像診断に画期的進歩をもたらしたが臨床使用上、^{99m}Tc などの低エネルギー核種での固有空間分解能向上と有効視野の拡大とが強く望まれていた。

3. アンガー型ガンマカメラの位置演算の最適化

Baker と Scrimger⁶⁾ は 1967 年、アンガー型ガンマカメ

ラの最適化設計に初めて理論的に取組み、シンチレータとライトガイドの厚さ、PMT の径と配列などのパラメータと出力画像特性との関係を分析評価した。しかし位置演算に関しては重心演算を前提にしていた。

田中栄一⁷⁾ は 1970 年に各 PMT 出力から発光点を算出する位置演算を逆問題としてとらえ、理想的な位置演算の満たすべき条件を示した。その原理を Fig. 1 を使って紹介しよう。ガンマ線によるシンチレーション発光がライトガイドを経て配列された PMT i に入射し光電面で光電子に変換され n_i 個が第 1 ダイノードに達する（ n_i は発光点位置の関数で PMT 応答関数とも呼ばれる）とする。各 PMT は光電子を増倍率 G で増幅し $z_i = Gn_i$ を出力するであろう。そして、これらの z_i から位置演算 $X = X(z_1, z_2, z_3, \dots)$ で位置信号 X を得ることになる。田中らは、 n_i がポアソン分布に従うと仮定し位置演算関数 $X = X(z_1, z_2, z_3, \dots)$ が次式を満たす時、理論的分析により最高の固有空間分解能と最良の位置直線性が得られること示した⁷⁾。

$$k_i = \frac{\partial X(z_i)}{\partial z_i} \propto \frac{\partial z_i / \partial x}{z_i} \tag{1}$$

ここで k_i は i 番目 PMT の位置信号寄与率であり、 $k_i \propto (\partial z_i / \partial x) / z_i$ の場合に最適位置演算が与えられることを式 (1) は示している。

先に述べた重心演算では Fig. 1 に示すように、 k_i のパターンは PMT 位置 x_i に比例する直線状になるのに対し、最適演算では双極性のパターンになる。重心演算では、入射する光子数が少なく、したがって統計雑音が大きい発光

E. Tanaka, T. Hiramoto and N. Nohara:
J. of Nucl. Med. 11:542-7, 1970

N. Nohara, E. Tanaka and T. Hiramoto:
J. of Nucl. Med. 12:635-6, 1971

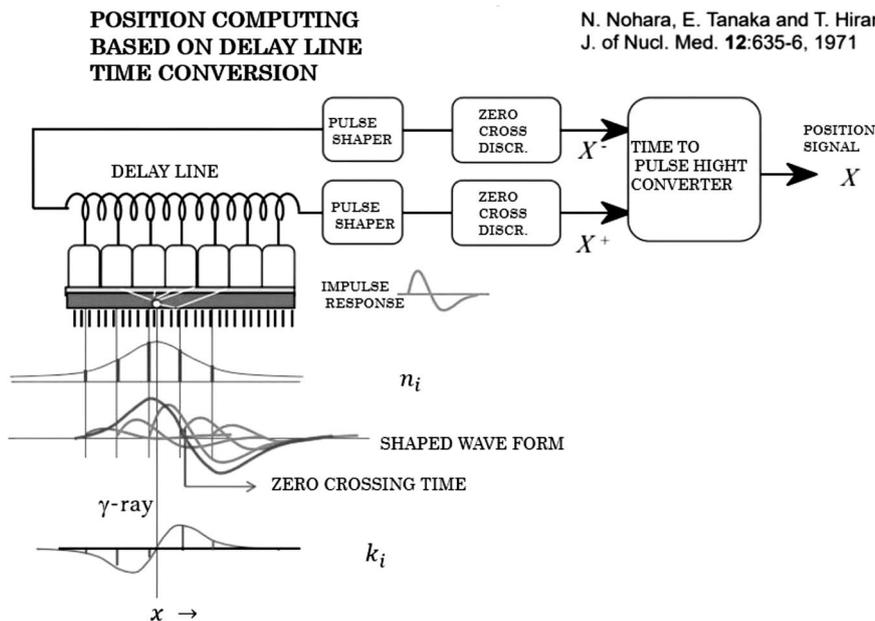


Fig. 2 Position computing based on delay line time conversion. The pulse shaper forms the PMT output pulses to bipolar pulses

点から遠いPMT信号の寄与が大きくなり、固有空間分解能の低下につながっていたことになる。また同様の理由でガンマカメラの視野を大型化すると固有空間分解能がさらに劣化することが示唆された。一方、最適化演算では発光点近傍のPMT出力の寄与率 k_i が大きく、遠いPMTの寄与は少なくなり低エネルギー核種での分解能が大幅に向上する。さらにシンチレータの面積を増やしそれに伴いPMTの数を増やしても分解能の劣化を防げることが示された。

さらに式(1)の条件を近似的に実現する方法として、位置演算を時間軸上で行うディレイライン(遅延線)方式が考案された。Fig. 2に示すように各PMT信号をディレイライン(遅延線)の中間タップに入力することによって各PMTの位置 x_i に応じた時間遅れに変換し混合され、その出力を2つのディレイラインを使って二重クリッピングし双極性パルスに整形(pulse shaping)する。そのゼロ交差時刻から位置信号を得るものである。双極性パルスの形状を変え理想演算を近似できることが示された。なお、Degerineら⁸⁾は、1977年にこの最適化法は最尤法に基づく位置演算法と等価であることを指摘した。

平本、野原ら^{9),10)}は、1971年にこのディレイライン方式の実機での実装と検証を30cm径、厚さ12.7mmの円板状NaI(Tl)、19本の76mm径PMTで構成される検出器によって行った。低エネルギー(^{67}Co 122keV)での固有空間分解能が重心演算比で約30%向上することや、双極性パルスのゼロクロス付近の波形の勾配の変更で感度の均一性が調節できることが示された。

4. ディレイライン方式ガンマカメラの産学連携による製品化

1969年に田中栄一をリーダーとして放医研と東芝は新技術開発財団の支援のもと共同開発研究が開始され、1971年に視野径25cmディレイライン方式のガンマカメラ(GCA-102)が製品化された。続いて1972年には世界に先駆けて視野径35cmの大視野ガンマカメラの開発に成功した。ディレイライン方式の特徴が生かされ大視野で ^{67}Co 122keVでの固有空間分解能約8mm(FWHM)が実現され¹¹⁾、左右の肺臓や肝臓が視野に収まるなど臨床でも高い評価を得た。その第一号機(GCA-202、愛称ジャンボ)が放医研に設置された(Fig. 3)。

これらの開発では、2つの課題 ①演算の理論波形をアナログ回路で実現する難しさへの対応、②検出器の構成要素であるシンチレータ、ライトガイド、PMTなどの光学特性のばらつきへの対応、などを乗り越える必要があった。このため、理論の実証研究と製品化研究が並行して進める体制がとられ短期間に効率よく事業化に至った(Fig. 4)。

5. PMT出力の非線形増幅による固有空間分解能の改善

ディレイライン方式による位置演算の最適化に続いてKulbergとMuehlehnerら¹²⁾は1972年、各PMT出力 z_i を閾値前置増幅器(Threshold preamplifier)により変換後、重心演算する方式を報告した。Fig. 5に閾値増幅器の入出力特性を示す。発光点から離れて統計変動の大きいPMT出力は閾値に達せず閾値増幅器出力はゼロとなり位

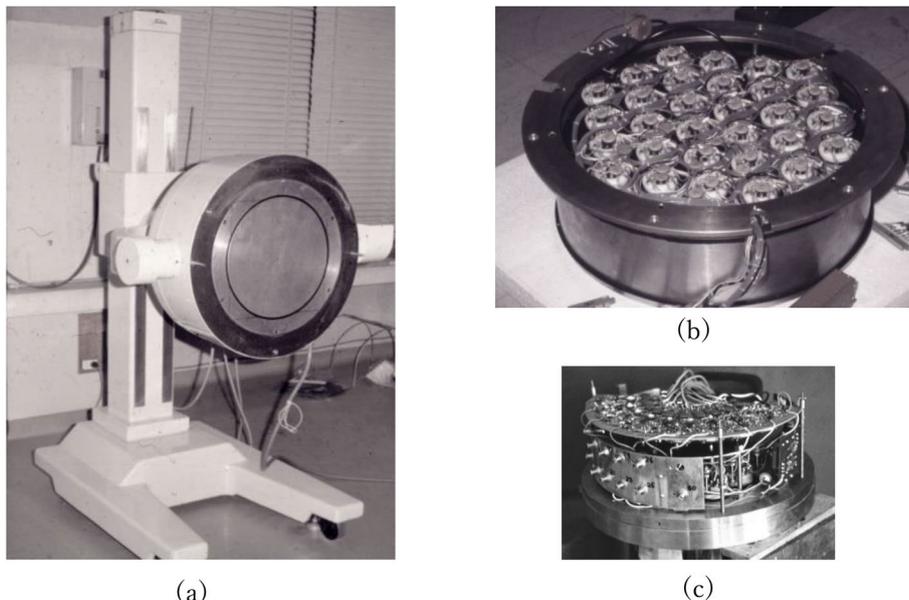


Fig. 3 Large area, high-resolution gamma camera based on delay-line time conversion. (Courtesy of Dr. Norimasa Nohara)
 (a) The first GCA-202 installed in National Institute of Radiological Sciences, and its detector stand and shielded detector.
 (b) Detector assembly with thirty photo multiplier tubes and a NaI(Tl) crystal.
 (c) For comparison; Experimental detector used in the early stage of the research, 1968.

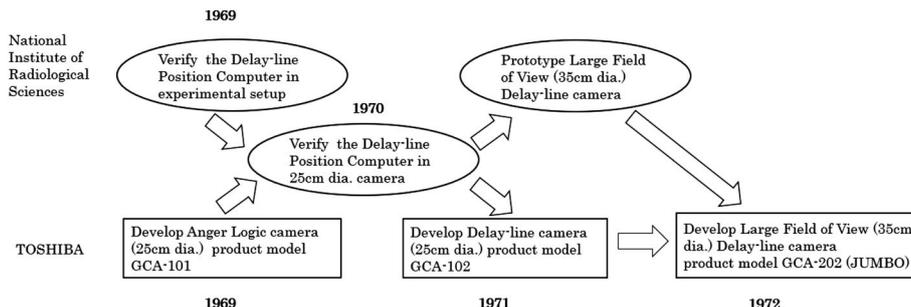


Fig. 4 Commercial products development of the delay-line gamma camera through industry-academia collaboration. A system in which empirical research and commercialization research of the theory proceeded in parallel was taken, and it reached the commercialization efficiently in a short period of time.

置演算に寄与しないため固有空間分解能が向上する。従来の重心演算のアンガー型ガンマカメラに対し、^{99m}Tc 140keVでの固有空間分解能が15%改善された。この方法は前置増幅器の簡単な変更で済み、すぐにNuclear Chicago社の製品に適用された。

Lange¹³⁾は1977年、Fig. 6に示す非線形特性を持つ前置増幅器により $z_i(x)$ を変換しPMTの近傍の発光に対するゲインを下げる方式を考案した。ゲイン変化点を調節し最適演算に近づく効果を得た。

これらの非線形前置増幅を加えた重心演算方式は、エネルギーの異なるガンマ線核種の同時測定などでの非線形回路の制御が複雑となるが、信号処理時間をディレイライン方式に比べて短くしやすく、1980年代には主な演算方式に成っていった。

6. 小口径PMTの使用による固有空間分解能の向上

実用機としてのガンマカメラには当初76mm径のPMTが使用されていたが、前述のBakerとScrimgerは小口径PMTを使用し光電面中心間の距離を短縮し、それに比例して光学系を薄くすることで固有空間分解能が向上することを指摘していた⁶⁾。この方法はディレイライン方式演算でもPMT出力の非線形増幅重心演算でも共通して効果が得られる手法である。

高価なPMTの本数が増えコスト面の問題があったが空間分解能の向上のニーズの高まりとメーカー間の競争激化の中1973年にOhio Nuclear社(米国)が初めて51mm径PMTを37本で視野25cm、固有空間分解能6.4mm(FWHM, 140keV)のガンマカメラを製品化した。この方法はディレイライン方式演算でも非線形増幅重心演算でも共通して効果が得られる手法であり、1974年以降他社も

追従し 51 mm 径 PMT を 61 本使用, 固有空間分解能 4.4 mm (FWHM, 140 keV) の大視野ガンマカメラが出現した. 使用量が増えた結果 PMT の価格も下がることになった.

7. その後の展開 : アナログからデジタルへ

以上述べてきた位置演算方式の進歩に加え, 基本構成要素である NaI(Tl) シンチレータ, PMT, ライトガイドなどの特性改善が行われ, アンガー型ガンマカメラの固有空間分解能向上は 1980 年までにほぼ上限に達した (Fig. 7)¹⁴⁾.

一方, 感度の均一性, 直線性は, そのころ立ち上がった SPECT (単光子放射 CT) 用としては不十分であった. シンチレータ (反射材を含む) の発光出力の不均一, PMT の受光感度の方向依存性のばらつきなどに, アナログ回路系で対応することに限界があったことが原因に挙げられる. 1980 年代に入ると遂にマイクロプロセッサの登場,

デジタル回路の高速化によりアナログ処理からデジタル処理の時代となりガンマカメラのデジタル化が進んだ. 各 PMT 出力を高速 AD 変換しその非線形増幅やディレイライン方式での時間軸上での演算を自由に扱えることになり, また高計数率への対応もなされた. また画像の感度不均一や直線性の劣化は基準パターンの計測画像から求めた補正值により, シンチレーションイベントごとに補正することが可能となった¹⁵⁾. その結果, 感度均一性が ±1.5~2.5% 以内に抑えられ SPECT の性能向上につながった. デジタル化によって視野の大型化も容易になり基本性能を維持した 35 cm × 50 cm の角形が普及していった.

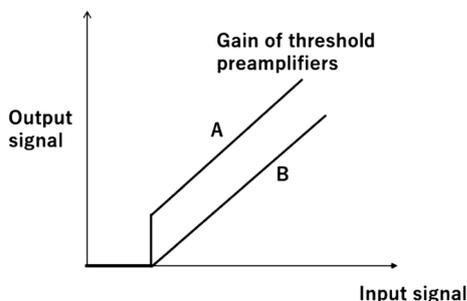


Fig. 5 Gain characteristics of threshold preamplifiers¹²⁾
 Curve A, linear preamplifier with a low-level cut-off, might introduce non-uniformities in the positional response of the device which would degrade positional linearity. Therefore, preamplifiers with the gain characteristics shown in Curve B were used.
 Reprinted from Kulberg GH et al¹²⁾ (<https://jnm.snmjournals.org/content/13/2/169>)

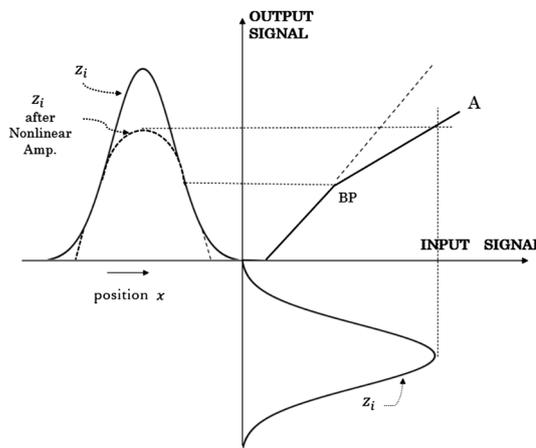


Fig. 6 Gain characteristics of Nonlinear preamplifier by Lange K
 PMT output z_i which exceeds breaking point BP is amplified with lower gain than the gain for smaller z_i . As the result $z_i(x)$ curve is transformed to the curve shown in broken line. The breaking point level was adjusted to obtain an effect that approaches the optimum position computing.

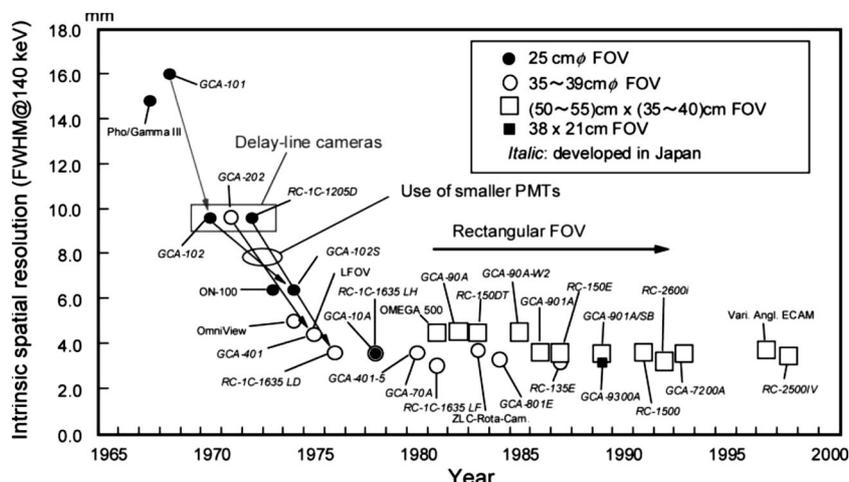


Fig. 7 Improvement of intrinsic special resolution of gamma camera¹⁴⁾
 In addition to the progress of the position computing method as previously stated, characteristics such as NaI (Tl) scintillators, PMTs, light guides, etc., which are basic components, have been improved, and the improvement of intrinsic spatial resolution of Anger type gamma cameras has almost reached the upper limit by 1980.

8. ま と め

以上、ガンマカメラの生い立ちから成熟期までの技術進歩を顧みてみたが、この流れのなかで田中らの位置演算最適化の研究が大きな役割を果たしたことがあらためて認識された。またガンマカメラに留まらずこのアプローチが放射線計測に避けられない統計ノイズを伴う信号を入力とする画像モダリティー (XCT, SPECT, PET など) の画像生成の最適化研究の方向性を示し、この分野の基礎研究と実用化の進展に大きく貢献することに繋がったと考える。

謝辞

故・田中栄一博士との出会いは筆者が東芝に入社した1969年のことです。本稿で取り上げたディレイライン方式ガンマカメラの製品開発研究は産学連携の先駆けとも言え、欧米との競争をリードするものでした。その後50年余SPECT, PETでもご指導いただきました。

その過程を通じて年齢や立場に関係のない対等な議論、本質を追求したうえでの実利的妥協、集中とリラックスの切換えなど多くを学ばせていただきました。先生のご冥福を心よりお祈りいたします。

村山秀雄, 野原功全, 山谷泰賀 各位の資料提供ご支援に感謝いたします。また、日本画像医療システム工業会 (JIRA) および同・医用画像電子博物館よりの資料提供に感謝いたします。

参考文献

- 1) Cassen B, Curtis L, Reed C, et al.: Instrumentation for 131I use in medical studies. *Nucleonics* 9: 46–50, 1951
- 2) Anger HO: Scintillation camera. *Rev. Sci. Instrum.* 29: 27–33, 1958
- 3) Bender MA, Blau M: The autofluoroscope. *Nucleonics* 21: 52–56, 1963
- 4) 栗原重泰: 核医学機器の発展史2. JIRA会報, No. 182: 79–81, 2008
- 5) 熊野信雄: 核医学機器の発展史3. JIRA会報, No. 183: 55–61, 2008
- 6) Baker RG, Scrimger JW: An investigation of the parameters in scintillation camera design. *Phys. Med. Biol.* 12: 51–63, 1967
- 7) Tanaka E, Hiramoto T, Nohara N: Scintillation cameras based on new position arithmetics. *J. Nucl. Med.* 11: 542–547, 1970
- 8) Degerine S, Laval M: Statistical study of a gamma camera transfer function. *Phys. Med. Biol.* 22: 760–768, 1977
- 9) Hiramoto T, Tanaka E, Nohara N: A scintillation camera based on delay-line time conversion. *J. Nucl. Med.* 11: 160–165, 1971
- 10) Nohara N, Tanaka E, Hiramoto T, et al.: High-resolution scinticamera based on delay-line time conversion. *J. Nucl. Med.* 12: 635–636, 1971
- 11) Tanaka E, Hiramoto T, Kakegawa M, et al.: A large area, high-resolution scintillation camera based on delay-line time conversion. *Medical Radioisotopes Scintigraphy, IAEA, Vienna, 1972, 1: 169–180, 1973*
- 12) Kulberg GH, Dijk N, Muehllehner G: Improved resolution of the Anger scintillation camera through the use of threshold preamplifiers. *J. Nucl. Med.* 13: 169–171, 1972
- 13) Lange K: United States Patent 4,142,102 Feb. 27, 1979
- 14) 田中栄一: 日本における核医学物理の進歩を振り返って. *医学物理* 30: 143–154, 2011
- 15) Nishikawa M, Kakegawa M, et al.: United States Patent 4, 223,388 Sep.16, 1980



解説

特集：田中栄一博士の業績を紐解く

ポジトロジーによる PET 装置の開発

野原功全*

放射線医学総合研究所名誉研究員

元国際医療福祉大学保健学部放射線・情報科学科教授

Development of Positron Emission Tomography Scanners Based on Positology

Norimasa NOHARA*

Emeritus Researcher, National Institute of Radiological Sciences

Former Professor, Department of Radiological Sciences, Faculty of Health, International University of Health and Welfare

Abstract: This article gives a commentary on the development of positron emission tomography scanners based on Positology which was proposed by Dr. Eiichi Tanaka. Circular detector rings of an equally spaced detector arrangement have a problem of linear sampling density distributions in the projections. The problem can be solved by Positology in which a continuously rotating detector ring of an unequally spaced detector arrangement obtained by computer iterative searching provides a fine and uniform sampling density distribution. The imaging performance of multilayer positron emission tomography scanners for extended sources is evaluated analytically. The analysis is simplified by “rotation transform,” by which three-dimensional photon detection problems are solved by two-dimensional treatment. Event rates of singles, unscattered true coincidence, and single- and double-scattered coincidence are formulated for a uniform cylindrical phantom. Positron emission tomography scanners based on Positology, named Positologica, were developed for brain, whole-body and animal study. A high resolution stationary PET scanner, SHR-1200 was also developed for brain study.

Keywords: positology, positron emission tomography, BGO, photomultiplier, detector

1. はじめに

科学技術庁放射線医学総合研究所（放医研，現：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）は，設立時に研究所の業務の一つとして「放射線の医学的利用に関する調査研究を行うこと」が科学技術庁設置法に明記されました。その研究の一環として医用サイクロトンの建設が計画され竣工を迎えて，1973年に医用サイクロトンの医学利用を目的とする「特別研究」がスタートし，田中栄一先生をリーダーとする物理研究部物理第一研究室と臨床研究部が，研究課題として「ポジトロン・イメージングの研究」を推進することになりました。

当時，放医研では2個の二次元検出器を対向させて同時計数をとるポジトロンカメラの研究を始めていましたが，1972年に英国EMI社がX線CT装置の開発を発表し，そのニュースが世界に衝撃をもって伝えられたことで，放医研もこれを契機に研究方針をポジトロンCT (PET: Positron Emission Tomography) の開発研究に移行しました。本報では，田中栄一先生が放医研で行ったポジトロジー方式によるPET装置の開発について解説します。

2. PET装置開発のあけぼの

ワシントン大学マリノクロット放射線医学研究所のグループは，1973年にPET装置の基礎研究として，テーブル上に24個のNaI (Tl) 結晶（5.1cm直径，5.1cm長さ）のシンチレーション検出器を六角形の各辺に4個配列してPETT (Positron Emission Transaxial Tomograph) 装置の基礎実験を重ねてきて，それを発展させた形で，1976年に世界で最初の臨床実用PET装置PETT IIIを開発しました¹⁾。その検出器リングは，NaI (Tl) 結晶（5.1cm直径，7.6cm長さ）のシンチレーション検出器を48個使用して六角形状に被検者を囲むように配置したもので，六角形の各辺上に配列された8個の検出器を，辺に沿って結晶間距離まで少しずつ移動させて直線サンプリングを行い，その後検出器リングを3度回転して同様の直線サンプリングを行い，最大角度60度までこのデータ収集を繰り返す検出器リング走査を行うものでした。

1976年にUCLAグループが，ポジトロンの消滅光子の飛翔は全方向であり，動態測定のためのデータ収集は連続的であるべきであり，PET装置の検出器は被験者を常時囲む円

* 連絡著者 (corresponding author)

E-mail: nohara@xd6.so-net.ne.jp

本稿は日本医用画像工学会 (JAMIT) と日本医学物理学会 (JSMP) の合同企画として発行いたします。

形検出器リング型が合理的であると指摘し²⁾, 1977年には, 消滅光子のエネルギーは511keVと比較的高いので, シンチレーション検出器としては検出効率の高いBi₄Ge₃O₁₂ (BGO) 結晶の使用が有効であると提唱しました³⁾. BGO結晶はNaI (TI) 結晶に比してフォトフラクションが相対的に約3倍大きく, 同時計数をとる測定では9倍の感度向上となります. これ以降, PET装置の開発はBGO検出器による円形検出器リング型が設計の基軸となりました⁴⁾. しかし, 実際に円形検出器リング型のPET装置を開発するにあたっては, 当時2つの問題がありました. 1つは検出器の稠密配列の問題であり, ほかはデータサンプリング数の問題です.

検出器の稠密配列については, 検出感度を上げるために円形検出器リングの円周に占める検出結晶の割合, すなわちパッキングフラクションを上げる必要がありますが, 当時はまだBGO結晶が市場になく, NaI (TI) 結晶を使用するシンチレーション検出器が一般的でした. ただし, NaI (TI) 結晶は潮解性があるためキャンニングが必要で, 検出器の外形寸法は結晶寸法より大きくならざるを得ず, 検出器を密に配列したとしても結晶間には間隙が生じて, 稠密配列には限界がありました. また, もしBGO結晶を入手できたとしても, 当時は小型の光電子増倍管(PMT)が市場になく, PMTの物理的な接触を避けながらの結晶の稠密配列にはそれなりに工夫が必要でした.

サンプリング数については, 直線サンプリングと角度サンプリングの問題があります. 直線サンプリングについては, 同時計数検出器対で得られる固有空間分解能はおおよそ結晶幅の半分であり, この固有空間分解能を再構成画像上に復元するためには, サンプリング理論から, 撮影領域を投影上にデータ収集するサンプリングの間隔, すなわち直線サンプリングの細かさは固有空間分解能の2倍以上の

細かさが必要であり, 結晶幅の4分の1より小さい間隔の直線サンプリングが必要です. また, 投影方向の数すなわち角度サンプリングについては, 画像再構成する円形視野の円周長を固有空間分解能で除した商より大きいサンプリング数, すなわち視野円周を結晶幅の半分の幅で除した値より大きいサンプリング数が必要であるというものです.

世界的に多くのPET装置が開発されていくなかで, このサンプリングの要請を克服するために, Fig. 1に示すようないろいろな検出器リング走査法が提案されました. UCLAグループは, 円周上に配列された検出器リングの結晶の円周上間隔の半分に相当する中心角だけ検出器リングを回転させる走査法を提案しました²⁾. ストックホルム大学グループは, 検出器リングの向きは変えずにリング全体に小さな円運動を加える揺すり運動走査, すなわちウォブル走査法を提案しました⁵⁾. 国立衛生研究所(NIH)グループは, 結晶間の間隔の半分に相当する中心角のリング回転に対して, 分解能の劣化を防ぐために離散的なウォブル走査法を提案しました⁶⁾. その他, 円形検出器リングを二つに分けて, それぞれを円周に沿って小角回転させる二分割走査法⁷⁾ や, 二枚貝の蝶番を反復開閉するような二枚貝走査法⁸⁾ などが提案されました. しかし, いずれのサンプリング法も, Fig. 2 (a), (b), (c) に示すように, 投影上の直線サンプリングで均質なサンプリング密度分布を得ることは不可能であるという問題がありました.

3. ポジトロロジー方式

田中先生はこの難問にいと簡単な解決法を提案しました⁹⁾. それは円周上に配列される検出器を等間隔でなく特殊な不均等間隔とし, この円形検出器リングを連続回転すれば望ましい均質な直線サンプリングが得られるという走査法でした. Fig. 3は田中先生が描かれたポンチ絵で,

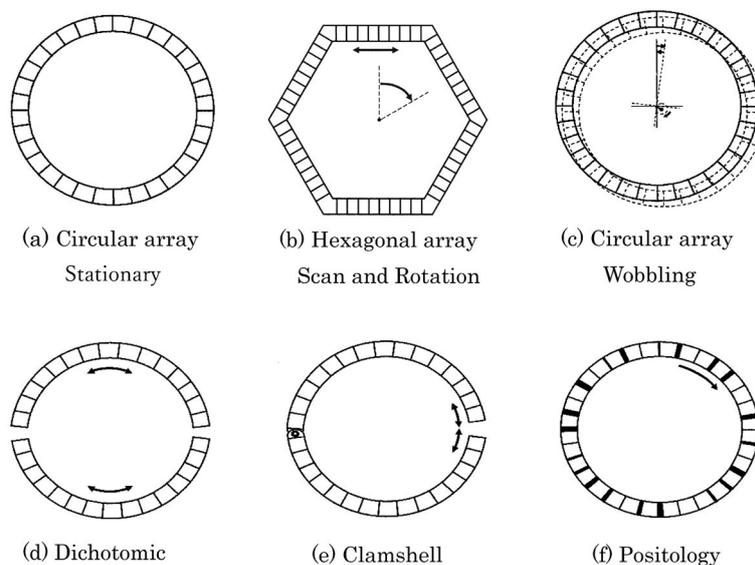


Fig. 1 Several sampling schemes for positron emission tomography

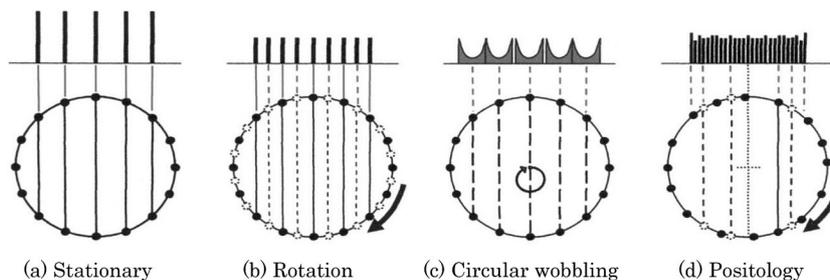


Fig. 2 Schematic illustrations of sampling density distributions obtained with gantry motions for circular arrays of equally spaced and unequally spaced detectors



Fig. 3 Idea of Positology, drawn by Dr. E. Tanaka, 1978



Fig. 6 Positologica-I

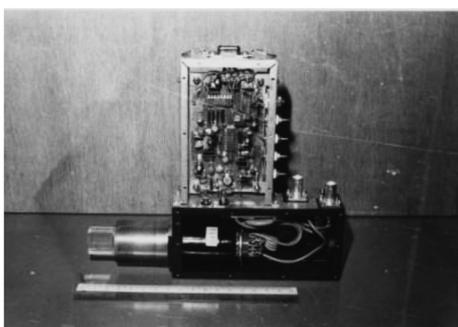


Fig. 4 A BGO detector developed for Positologica-I

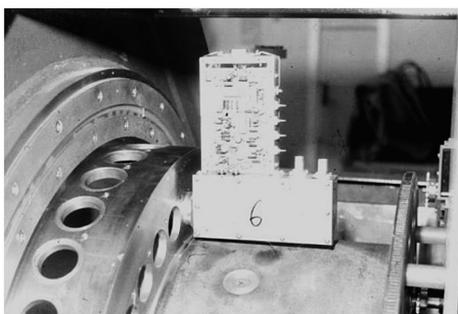


Fig. 5 A BGO detector mounted on a rotatable gantry drum of Positologica-I



Fig. 7 An array of unequally spaced detectors and its linear sampling density distribution of Positologica-I

1978年の国際会議で新しい走査法を発表する際に披露されました。ところで、特殊な不均等間隔の検出器配列を具体的にどのようにして求めるかは全く別次元の新しい問題でした。私は初めての取り組みとして、検出器リングの円周を2等分、4等分、その他種々に分割した各円弧に異なる数の検出器を配置して、それらの直線サンプリング密度

分布を求めることから始めました。しかし満足するものはなかなか得られぬまま進めていくうちに、得られたそれらの密度分布の優劣を比較する必要に迫られ、直線サンプリングの均質の良し悪しを判断できる数値的指標が必要となり、最終的に、与えた検出器配列で得られる直線サンプリング密度分布の指数として、密度分布の密度の平均値の平方根と密度の逆数の平均値の平方根の積の逆数が性能指標となり得るという、FOM (Figure of Merit) の数式を理論的に導出することに成功しました。FOMの最悪値は0、最良値は1で与えられます。直線サンプリング密度分布のFOMが計算できるようになったことで、コンピューターを使って円周上に少し間隔に余裕を持たせて均等に配列さ



Fig. 8 Dr. E. Tanaka as a volunteer (right). $^{13}\text{NH}_3$, 2mCi, 1979.12.14

れた結晶の位置を少しずつずらしてFOMを計算し、均質なサンプリング密度分布が得られるまでその操作を繰り返すことによって、最良の検出器配列を求めることができるようになりました¹⁰⁾。この不均等検出器配列の探索はPositron Topologyであるとの考えからPositology (ポジトロジー) と名付けることにしました。そしてこのPositology探索によって求められる検出器リングの走査法は、Fig. 2 (d) に示すように、直線サンプリングと角度サンプリングのいずれも、ほかのどの走査法よりも優れた理想に近いデータサンプリングが得られることを示しました。

放医研は1978年に株式会社日立メディコと共同で、BGO結晶を使用したPositology方式の円形検出器リングによる頭部用PET装置の開発を開始しました。当時、幸いなことに、日立化成工業株式会社がX線CTとPETへの実用を目指してBGOシンチレータの開発を進めていて¹¹⁾、株式会社日立製作所中央研究所の協力も得て¹²⁾、検出器にBGO結晶を使用することが可能となりました。検出器リングは64個のBGO検出器を直径44cmの円周上に不均等間隔配列し、この検出器リングを連続回転するというもので、サンプリング密度分布は一様性に優れた直線サンプリングを実現しました。検出器はFig. 4に示すように、直方体のBGO結晶(12mm幅、20mm高さ、26mm長さ)にPMT(Philips社製PM1980, 23mm直径)を光学結合したものを開発、使用しました。また、検出器リングの各検出器はPMTのケースが結晶より大きいので、隣り合う検出器の重なりを避けるために、Fig. 5に示すように回転ガントリードラムの円周上に交互に直交配置の形で組み込まれました。1980年に完成したこの頭部用PET装置は、極めてユニークな設計に基づいたもので、当時としては世界最高の空間分解能約7mm FWHMを達成しました¹³⁾。また、この装置は世界で2番目にBGO検出器を使用した日本で最初のPET装置で、Positology方式のCameraとい

うことから、Positologica-I (ポジトロジカ-I) と名付けました。Fig. 6はPositologica-Iの完成写真、Fig. 7はPositology探索で得られた不均等検出器配列とその直線サンプリングの密度分布を示しています。Fig. 8は完成した頭部用PET装置Positologica-Iで、1979年12月14日にボランティアとして、田中先生に2mCiの $^{13}\text{NH}_3$ を投与して測定しているときの様子です。

4. 多断層PET装置の開発

単一検出器リングPET装置の開発が一段落したところで、次の開発目標は体軸方向の視野拡大に移り、世界的に多断層PET装置の開発時代となりました。多断層検出器リングでは検出器リング内の同時計数に加えて、隣の検出器リングとの間の同時計数もとることにより、隣接検出器リング間の同時計数が作る中間の断層面、すなわちクロスプレーンの再構成画像が得られるように設計されました。このクロスプレーンの画像再構成は検出器リング内のインプレーンの画像再構成法がそのまま流用されました。しかし、画像再構成法が確立していないことから、隣接検出器リングより離れた検出器リングとの同時計数をとることはありませんでした。ただし、そのために目的断層面の検出器リングに、画像再構成には使用しない断層面領域からの放射線の入射が加わることになり、単光子計数率の増加による偶発同時計数率の増加が問題となります。この余分な放射線の入射を抑制するために、検出器リング間に鉛製のドーナツ状のスライスセプタを挿入するという対策がとられました¹⁴⁾。そして多断層PET装置の開発にはスライスセプタの設計パラメーターの検討が必要でした。

そのためには多断層検出器リングの単光子計数率、真の同時計数率、散乱同時計数率、偶発同時計数率などを解析的に評価する理論式が必要でした。しかし、当時、評価する理論式は幾つか報告されてはいたものの、いずれも単純

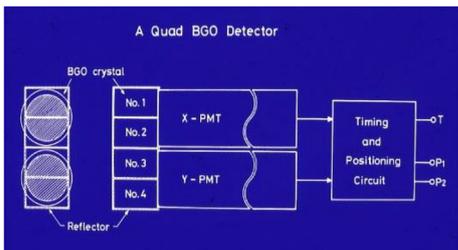


Fig. 9 A block diagram of a quad BGO detector for Positologica-II



Fig. 10 A quad BGO detector for Positologica-II



Fig. 11 Positologica-II

化した仮定に基づくものばかりで、多断層検出器リング PET装置における広がりを持つ線源に対して、それらを適用することには無理がありました。

田中先生は、断面が楔形のスライスセプタを検出器リング間に装着した多断層PET装置について、広がりを持つ線源に対する各検出事象の計数率の理論的な評価に取り組みました。そして一様濃度の線源を充填した円柱水ファントムが検出器リングの中心軸(z軸)と同軸にあるとした幾何学的条件の下で、装置のいろいろな設計パラメータの関数として、単一事象計数率、非散乱光子の真の同時計数率、単一散乱および二重散乱光子の同時計数率など、それぞれの検出事象の計数率について、評価できる理論式を導出しました。その理論式の導出は全く独創的な次のような発想に基づくものでした。消滅光子の飛翔方向の分布は3次元空間において一様であり、元の線源分布がz軸の回りに回転対称である限り、回転変換しても線源分布は変わらないと考えられるので、検出器リング内の断層面内(x-y面)の各消滅光子の飛翔方向はz軸の回りに回転して、y-z面に平行な面内の方向に変換できるという「回転変換」なる操作を導入することでした。この回転操作により、3次元の消滅光子検出問題を2次元問題として取り扱えると



Fig. 12 An array of unequally spaced quad BGO detectors and its linear sampling density distribution of Positologica-II

いう計算の単純化に成功しました¹⁵⁾。

かくして一様な円柱ファントム線源に対して、非散乱光子の真の同時計数率、単一光子検出計数率、単一散乱同時計数率、二重散乱同時計数率、再構成画像内の散乱成分などを評価できる理論式が導出されました。その解析結果がどの程度の精度のものか確認する多断層PET装置の実

験データは当然ながらまだないため、開発したばかりの頭部用PET装置Positologica-Iで得られた直径20cmの円柱ファントム線源、および中心に直径10cmの空洞を持つ直径20cmの円柱ファントム線源に対する実験データに適用した結果、これらの理論式で得られた計算結果が、種々の同時計数率および散乱成分量などの実験データにかなり良好に一致することが確認されました。

一方、国としてもポジトロンの医学利用の重要性を認識する時期を迎えていて、国家プロジェクトとしてPET装置開発の予算化が検討され始めました。そして医療福祉機器技術研究開発なる制度を発足させ、1976年8月に厚生省および通商産業省の認可が下りて、日立メディコ、日立製作所および浜松ホトニクス株式会社の3社で構成する技術研究組合医療福祉機器研究所が設立されました。そして技術研究組合に対して、1979年8月から1983年9月にかけて陽電子放出核種横断断層装置の研究開発が予算化されて、放医研の

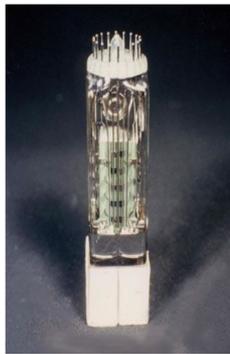


Fig. 13 Two BGO crystals optically coupled to a dual rectangular PMT developed for Positologica-III

協力の下に、2台の全身用PET装置Positologica-II^{16),17)}とPositologica-III¹⁸⁾の開発が計画されました。この開発では当然のことに多断層検出器リングが検討され、散乱同時計数および偶発同時計数の抑制のために検出器リング間に挿入されるスライスセプタの設計に、田中先生の理論的研究¹⁵⁾が役立ったことは言うまでもありません。またこのとき、検出器リングの積層が可能で、かつパッキングフラクションの向上を図るために、新たに次のようなBGO検出器の開発が進められました。

Positologica-II^{16),17)}では、4個の直方体BGO結晶(15mm幅、24mm高さ、24mm長さ)に2本のPMT(Hamamatsu R1362, 29mm直径)を光学結合した4連結BGO検出器が新規に開発されました¹⁸⁾。Fig. 9は4連結BGO検出器のブロックダイアグラム、Fig. 10は4連結BGO検出器ユニットの外観写真です。検出器の開発に当たっては、結晶数より少ない数のPMTで結晶判別を行うという初めての「コーディング方式」が考案され、使用されました。この4連結BGO検出器ユニットを直径850mmの円周上にPositology方式で40個(結晶数160個)を配置して1リングとし、3つの検出器リングによって5スライス断層像を得る多断層PET装置が完成しました。この全身用PET装置Positologica-IIはFig. 11に示すように1982年に放医研に設置されました。Fig. 12は4連結BGO検出器に対してPositology方式で求められたPositologica-IIの検出器配列と直線サンプリング密度分布を示しています。この開発で考案されたコーディング方式は、検出器に大きい光電面積のPMTを使用することができるという利点を持つことから、4連結BGO検出器に使われた1次元のコー

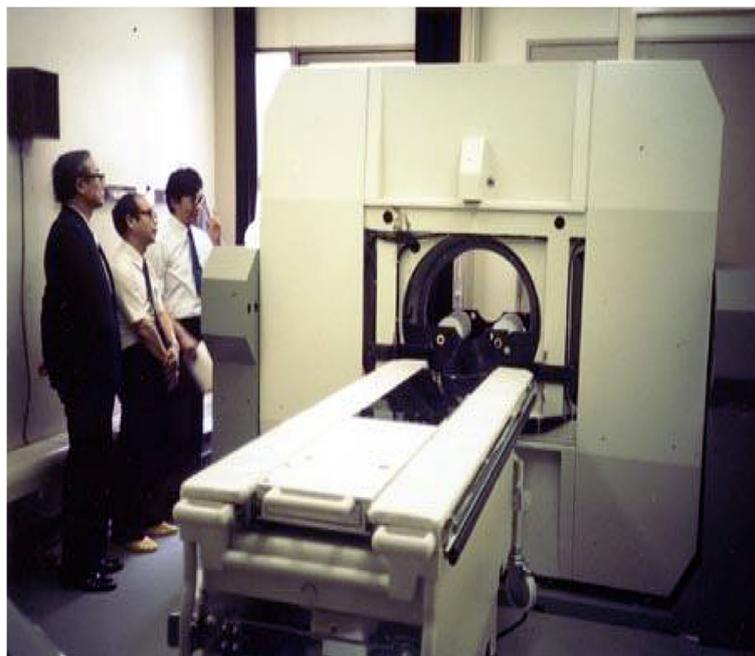


Fig. 14 Positologica-III



Fig. 15 A twin BGO detector developed for Positologica-IV

ディング方式の考え方は、その後2次元に拡張されて、商用PET装置で主流となるブロック検出器の嚆矢となりました。

Positologica-III¹⁹⁾では、1つの角型ガラス管に2系統のPMTを組み込んだ、画期的な初めての角型二連構造PMT (Hamamatsu R1548, 24mm角), 通称「Dual-PMT」が浜松ホトニクス株式会社で開発されました²⁰⁾。Fig. 13に示すようにこのDual-PMTに2個のBGO結晶(12mm幅, 24mm高さ, 24mm長さ)を光学結合した二連BGO検出器が新規に製作されました。そして、820mmの円周上に96個の二連BGO検出器(結晶数192個)をPositology方式で配置して1検出器リングとし、4つの検出器リングによって7スライスの断層像を得る多断層PET装置が開発されました。この全身用PET装置Positologica-IIIはFig. 14に示すように1983年に京都大学に設置されました。

5. より高性能なPET装置の開発

放医研では頭部用PET装置、全身用PET装置の開発に続いて、動物用PET装置の開発を計画しました。核医学の進展のためには有用な放射薬剤の開発が必須であり、そのためには動物実験は避けて通れません。そこで1983年に浜松ホトニクス株式会社の協力のもとに、小動物用PET装置の開発を進めました。小動物(マウス)を測定対象とするには更なる高解像力が要求されるために超小型の検出器が必要で、特別にFig. 15に示すゲート付角型PMT(13mm角, 77mm長さ)が開発されました²¹⁾。このPMTはFig. 16に示すようにガラス管の内側の光電面の片側に微小なゲート電極を設けておき、シンチレーション信号の到来をトリガーとして遅延ゲート信号を発生させて入力信号をクリップするというものです。このPMTに2個のBGO結晶(4mm幅, 10mm高さ, 20mm長さ)を光学結合した検出器で、シンチレーション信号が遅延ゲート信号によって影響を受けたか否かで検出結晶を弁別することができます。試作された小動物用PET装置は、64個の検出器(結晶数128個)を直径26.5cmの円周上にPositology方式で配列して、1分間に360°の回転速度で、360°反復回転走査を行うというものでした。この装置は1985年に世界で最初の小動物用PET装置として完成し、Posi-

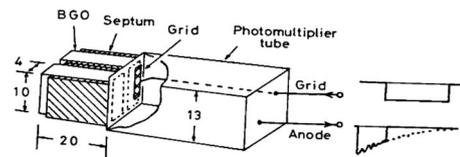


Fig. 16 Two BGO crystals optically coupled to a PMT which has a tiny grid on one side near photocathode inside the glass tube for clipping scintillation signals by delayed gate pulses triggered with the grid signals

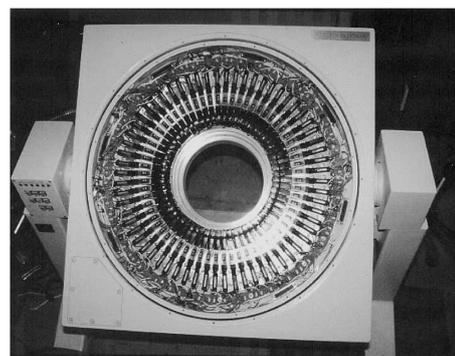


Fig. 17 Positologica-IV

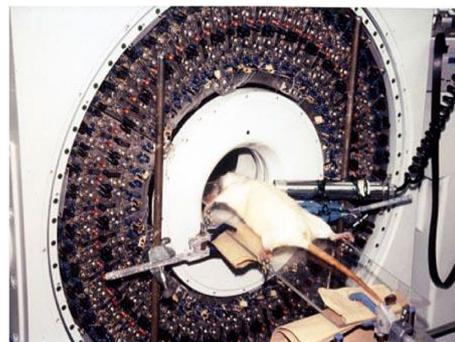


Fig. 18 A mouse during the brain measurement with Positologica-IV

tolologica-IV²²⁾と名付けられました。Fig. 17は装置のガントリー内部を示しています。空間分解能は視野中心で2.2mm FWHM, 中心から6cmの位置で3.6mm FWHMを得て、当時としては世界最高の高分解能を達成しました。また、体軸方向も高分解能とするためにスライスの厚さも薄くする必要から、ドーナツ状の鉛遮蔽のギャップを5mmとし、少しでも感度を上げるために結晶側のギャップを10mmに広げた台形状ギャップの遮蔽を設計して採用しました²³⁾。Fig. 18はドーナツ状鉛遮蔽が見えるように手前側のカバーを取り外した状態の装置でマウスの頭部を測定している様子です。

新技術開発事業団は、前述の通商産業省工業技術院医療福祉機器技術研究開発委託制度の委託研究での放医研の研究成果をもとに、「高分解能ポジトロンCT装置」を委託開発課題に選定し、1986年度から3年6ヶ月間、田中先生の指導ならびに放医研の協力のもとに、高分解能PET装置の



Fig. 19 A quad-PMT developed for SHR-1200



Fig. 20 A quad-PMT optically coupled with four BGO crystals

開発研究を浜松ホトニクス株式会社に委託しました。開発目標として高分解能を達成することに加え、ヒト脳の高次機能の研究も開発目標に定めました。そのため被検者の測定体位は座位とし、体軸方向の検出器リングの機械走査は行うものの、断層面内の検出器リングの機械走査は行わない静止型装置として高分解能を達成すること、そして薬剤の投与と同時に実時間で、測定中の脳内の薬剤分布をモニターできるようにすること、などの項目を目標に掲げました。

これらの目標を達成するために、新たな高分解能検出器の開発、すなわち更なるPMTの小型化が進められました。小型化PMTはFig. 19に示すように1つの直方体状のガラス管(23mm幅, 11mm高さ, 60mm長さ)の中に、独立した4系統の電子増倍ダイノードを組み込んだ特殊な4系統内臓PM T(Hamamatsu R3309, 通称「Quad-PMT」)を開発して使用することになりました。このQuad-PMTに4個のBGO結晶(5mm幅, 12mm高さ, 30mm長さ)をFig. 20に示すように光学結合して1検出器とし、Fig. 21に示すように4検出器を扇形ユニットケースに納めました。そしてFig. 22に示すように、15個のユニットケースを円形に配列して1検出器リングとし、この検出器リングを5リング積層して9スライスの断層像を得るといふ、総結晶数が1,200個の高分解能PET装置SHR-1200²⁴⁾を完成させました。1988年にFig. 23に示すように放医研に

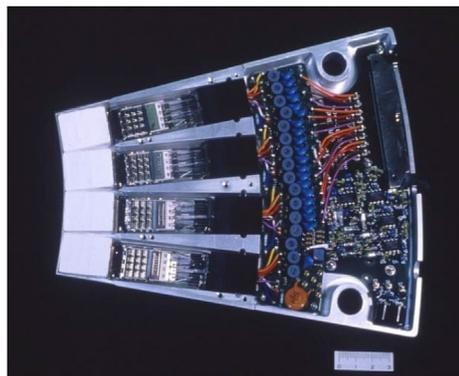


Fig. 21 Four quad-PMT detectors assembled into a fan-shaped case for SHR-1200

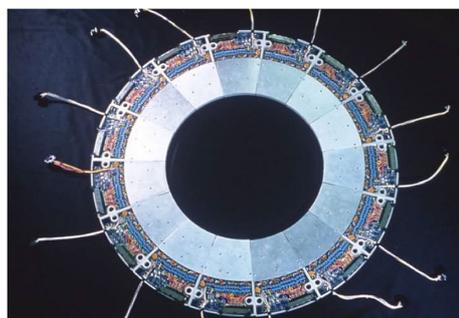


Fig. 22 Fifteen fan-shaped cases arranged in a circle as a single detector ring for SHR-1200

設置して、物理性能試験と臨床実験が行われました。その結果、視野中心で分解能3.5mm FWHMを達成するとともに、¹¹C-Nスビペロンによる脳測定で初めて線条体を被殻と尾状核頭に分離した明瞭な断層画像を描出できることが示されました。Fig. 24はボランティアの頭部測定中で、薬剤投与直後から時々刻々と変化する9スライスの薬剤分布に対して、高速計算処理で再構成画像を作成して実時間で映し出しているモニターの映像を、田中先生とともに、臨床研究部の山崎統四郎先生が率いる医師の先生方が高い関心を持って見守っている様子です。この装置はその後、BGO結晶の幅を半分にし、数を倍に増やして更なる高分解能化を図り、SHR-2400として高分解能2.7mm FWHMを達成しました。

6. おわりに

PET装置の開発を振り返りますと、最初の頭部用PET装置では、BGO結晶の採用という幸運に恵まれました。PMTの制約による検出器配列には苦心しました。全身用多断層PET装置では、コーディング方式でPMTの制約を克服することができ、検出器リングの積層が可能になりました。小動物用高分解能PET装置では、小型PMTの特別開発によりPMTの制約から解放されました。ここまではPositology方式によるPET装置の開発でしたが、新技術開発事業団の委託開発の高分解能PET装置では、BGO結

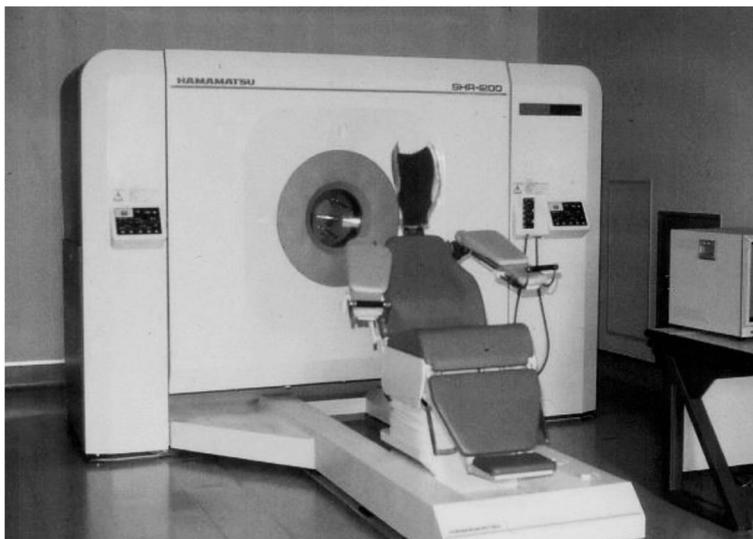


Fig. 23 A high resolution brain PET scanner, SHR-1200

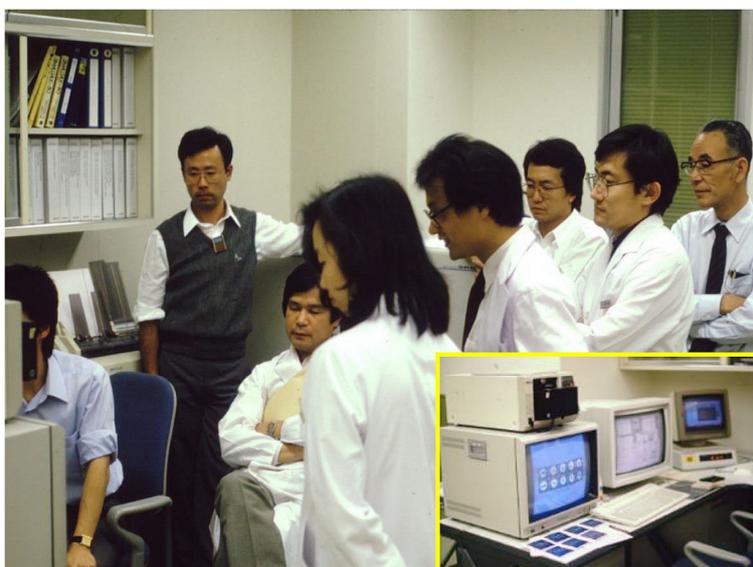


Fig. 24 Dr. E. Tanaka (right) with medical doctors and coworkers together watching a computer screen (bottom right) on which nine reconstructed brain images changing dynamically from second to second are displayed simultaneously for nine slices

晶も PMT も小型化が進んだことにより、検出器リング走査無しの、完全静止型検出器リングによる高分解能 PET 装置に挑戦し、達成することができました。

PET 装置の開発は終始、田中先生の並外れた PET 装置への情熱と卓越したリーダーシップに導かれて進められてきましたが、それに加えて特記すべきは、これらの PET 装置開発は、開発に参画された関係企業の高い技術力と多大なるご協力なしでは成就できなかったことでもあります。この紙面を借りて、関係者各位に深く感謝の意を表します。

田中先生はこの委託開発の最終段階において 1988 年 3 月 31 日に定年退官を迎えて、その後は放医研の特別研究員として指導、協力を継続していただきました。定年退官後は浜松ホトニクス株式会社に顧問として虎ノ門の東京支

社に勤務されました。1990 年に同社の中央研究所が開設され、1992 年には研究所内に PET センターが発足したことにより、先生は引き続き PET 装置の開発、研究等を行うとともに、若手技術者の育成、指導にあたられました。

田中先生は 1978 年に Positology 方式を発想してからずっと PET の研究を続けてこられて、1982 年には、スライスセクタ組み込みの多断層 PET 装置の理論的研究および全身用ポジトロン断層装置の設計と性能評価¹⁵⁾ 以外にも、タイムオブフライト PET の理論的研究²⁵⁾、逐次近似型画像再構成法による PET 画像の統計雑音特性の理論的研究²⁶⁾ など、多数の論文を立て続けに発表しておられるのですが、奇しくもこの年 6 月に、スティーブン・スピルバーグ監督の SF ファンタジー映画「ET」が公開されて、

日本でも大流行しました。この「ET」に調子を合わせて、いつか機会があったら、「私はET (Eiichi Tanaka) です。実は私はET (Extraterrestrial) 異星人です。ET (Emission Tomography) のことは私にお任せください」という自己紹介の挨拶をしてみたいと仰っておりました。退官を迎えつつあった頃、米国の団体から特別講演の依頼があったようで、遂にその機会が訪れて長年の思いが叶ったようでした。帰国後の笑顔から田中先生の心が拝察されました。

思い起こせば、多数のNaI(Tl)検出器の2次元配列を対向させたポジトロンカメラの研究を行っていた当時、このカメラを回転させるポジトロンCTの構想の中で、直線サンプリング問題に悩まされて、田中先生に相談したことがありました。その数週間後に、先生から一枚の手書きのメモを受け取りました。そこには問題解決のための思考が段階を踏んで記され、不均等間隔配列検出器リング・連続回転の着想に至る過程が走り書きされていました。これがPositologyの始まりです。この走り書きメモは私にとって最も貴重な先生からの贈り物となっています。なお、Positologica-Iは開発記念PET装置として放医研内に保存、展示されています。改めて田中栄一先生のご冥福を心よりお祈り申し上げます。

参考文献

- Phelps ME, Hoffman EJ, Mullani NA, Higgins CS, Ter-Pogossian MM: Design considerations for a positron emission transaxial tomograph (PETT III). *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 23: 516-522, 1976
- Cho ZH, Chan JK, Eriksson L: Circular ring transverse axial positron camera for 3-dimensional reconstruction of radionuclides distribution. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 23: 613-622, 1976
- Cho ZH, Farukhi MR: Bismuth germanate as a potential scintillation detector in positron cameras. *J. Nucl. Med.* 18: 840-844, 1977
- 野原功全: PET装置開発の歴史. *放射線* 35: 134-159, 2009
- Bohm C, Eriksson L, Bergstrom M, et al.: A computer assisted ring detector positron camera system for reconstruction tomography of the brain. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 25: 624-637, 1978
- Brooks RA, Sank VJ, Talbert AJ, et al.: Sampling requirements and detector motion for positron emission tomography. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 26: 2760-2763, 1979
- Cho ZH, Hong KS, Ra JB, et al.: A new sampling scheme for the ring positron camera: Dichotomic ring sampling. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 28: 94-98, 1981
- Heusman RH, Derenzo SE, Budinger TF.: A two-position sampling scheme for positron emission tomography. *Proc. of 3rd World Congress Nuclear Medicine and Biology, Paris, Aug. 29-Sept. 2, 1982.: Nuclear Medicine and Biology, Vol. I (Pergamon Press, NY): 542-545, 1982*
- Tanaka E, Nohara N, Yamamoto M, et al.: "POSITOLOGY": The search for suitable detector arrangements for a positron ECT with continuous rotation. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 26: 2728-2731, 1979
- Yamamoto M, Nohara N, Tanaka E: A new method for fine and uniform sampling in positron emission CT. 6th International Conference on Information Processing in Medical Imaging, July 3, 1979, Paris: INSERM, 88: 201-214, 1980
- 石井 満, 秋山清吉, 高木一正, 他: 放射線センサ用 $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ 単結晶の開発. *日立評論* 62: 25-30, 1980
- 高木一正: チョクラスキー法による酸化物単結晶育成の研究. 学位論文, 大阪大学: 第5757号, 1980
- Nohara N, Tanaka E, Tomitani T, et al.: POSITOLOGICA: A positron ECT device with a continuously rotating detector ring. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 27: 1128-1136, 1980
- Ter-Pogossian MM, Mullani NA, Hood JT, et al.: Design considerations for a positron emission transverse tomograph (PETT V) for imaging of the brain. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 2: 539-544, 1978
- Tanaka E, Nohara N, Tomitani T, et al.: Analytical study of the performance of a multilayer positron computed tomography scanner. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 6: 350-364, 1982
- Tanaka E, Nohara N, Tomitani T, et al.: A whole-body positron tomograph, POSITOLOGICA-II: Design and performances evaluation. *Proc. of 3rd World Congress Nuclear Medicine and Biology, Paris, Aug. 29-Sept. 2, 1982.: Nuclear Medicine and Biology, Vol. I (Pergamon Press, NY): 535-538, 1982*
- Takami K, Ueda K, Okajima K, et al.: Performance study of whole-body, multislice positron computed tomograph—POSITOLOGICA-II. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 30: 734-738, 1983
- Murayama H, Nohara N, Tanaka E, et al.: A quad BGO detector and its timing and positioning discrimination for positron computed tomography. *Nucl. Instr. Meth.* 192: 501-511, 1982
- Okajima K, Ueda K, Takami K, et al.: Performance study of the whole-body, multilayer positron computed tomograph—PCTW II. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 32: 74-77, 1985
- Uchida H, Yamashita Y, Yamashita T, et al.: Advantageous use of new rectangular photomultiplier tube for positron CT. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 30: 451-454, 1983
- Murayama H, Tanaka E, Nohara N, et al.: Twin BGO detectors for high resolution positron emission tomography. *Nucl. Instr. Meth.* 221: 633-640, 1984
- Tomitani T, Nohara N, Murayama H, et al.: Development of a high resolution positron CT for animal studies. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 32: 822-825, 1985
- Nohara N, Tanaka E, Tomitani T, et al.: Analytical study of performance of high resolution positron emission computed tomographs for animal study. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 32: 818-821, 1985
- Yamashita T, Uchida H, Okada T, et al.: Development of a high resolution PET. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 37: 594-599, 1990
- Tanaka E: Line-writing data acquisition and signal to noise ratio in time-of-flight positron emission tomography. *Workshop on Time-of-Flight Tomography, IEEE Comput. Soc.* 448: 101-108, 1982
- Tanaka E, Murayama H: Properties of statistical noise in positron emission tomography. *Proc. Int. Workshop on Physics and Engineering in Medical Imaging, IEEE Comput. Soc.: 82CH1751-7: 158-164, 1982*



解説

特集：田中栄一博士の業績を紐解く

SPECTの画像再構成に関する研究の業績と方法論

外山比南子*

元放射線医学総合研究所重粒子治療センター医療情報室室長

Achievement and Philosophy of Studies on SPECT Reconstruction Algorithms

Hinako Toyama*

Former Head, Medical Information Processing Office, Research Center of Charged Particle Therapy, National Institute of Radiological Sciences

Abstract: The purpose of this article is to introduce achievement and philosophy on studies of SPECT reconstruction algorithms which Dr. Eiichi Tanaka dedicated himself to carrying out. The method that Dr. Tanaka suggested first (in 1974) was to reconstruct analytically a section image from the projection data convoluted the correction functions. The correction functions were optimized to yield a maximum 'signal-to-noise ratio'. In 1983 and 1984, two image reconstruction algorithms, WBP and RPC were suggested assuming a uniform attenuation in the object. Dr. Tanaka understood intuitively that these methods had few noise and distortions in reconstructed images. WBP was an approximate solution, but three type analytically methods were reported by Tretiak O, et al., Bellini S, et al., and Inoyue T, et al. In 1995, Metz CE, et al. and Kudo H, et al. succeeded independently each other in finishing a general theory of the analytic absorption Radon Conversion by using parameter "n". The relations among the above three analytically methods and WBP were explained, beautifully. The important thing in the study is a flexible idea such as catching a problem as the issue of black box or reverse and the result to be concise and elegant.

Keywords: SPECT, attenuation correction, reconstruction, weighted back projection

1. はじめに

田中栄一先生の研究のスタイルで一貫していることは、ガンマカメラ等の装置（ハード）と画像構成法（ソフト）の両輪で成り立っていることである。そして、研究推進の原動力はその目指すところ、人間の高度な活動、すなわち精神活動や脳機能の研究に役立つということだった。優れた研究論文に接したとき、そのアイデアのオリジナリティや成果の重要性よりも、その著者がなぜそのような発想やアプローチをしたのかというほうが興味深くなった¹⁾、と述べているように、研究そのものの結果のみに満足することなく、その原動力となった思いや発想が大切で、そこを考察することによって、また新たな発想が生まれることに繋がった、生涯にわたる研学生活だった。

今回、先生の業績を振り返って、最も印象的で重要に思えたのは、先生が随所に示されている「研究の方法論」を学ぶことのように思えた。

本稿では、まず、先生の研究に対する哲学に触れて、その後画像再構成について紹介する。若い研究者の方には、ここで示す哲学を持って、参考文献に示した論文を直接読んで、新しい研究に着手されることを願っている。

2. 研究スタイル

田中先生は、随筆「研究開発と文献調査」²⁾の中で次のように述べている。

『先駆者の論文を読む場合、その方法や結論を単に理解するだけでなく、その著者がなぜその問題を捉え、なぜその方法を選んだかを考え、その裏に隠れた著者の思想や哲学を理解することが重要である。それと同時に、自分ならどうするかという自分の発想を常に重ねて考えてみる態度が大切である。』

先駆者の思想や哲学を学ぶと同時に自分の直感を大切に、論理を構築していくこと、思想を持つことが大切だということだと思う。

また、1996年JAMIT（日本医用画像工学会）の特別講演³⁾では、次のように話された。

『自然科学における方法論の研究は「実験」と「思考」の両輪によって進展し、思考的研究には「理論」と「直感」が補完的な役割を果たしているように思われる。「理論」は定量的かつ厳密、直感的予測の誤りを指摘・修正する。「直感」は定性的で曖昧、理論的展開に具体的（物理的）な意味づけを行なってその合理性や有用性を吟味する。

* 連絡著者 (corresponding author)

E-mail: hinako-toyama@jcom.home.ne.jp

本稿は日本医用画像工学会 (JAMIT) と日本医学物理学会 (JSMP) の合同企画として発行いたします。

「直感」が次への進展を示唆し、それを「理論」が裏づけしていくことが多いが、時には理論的・数学的推論が先行して新しい方法論に発展することもある。」

画像再構成の理論を構築していく過程には、常に結果のイメージが頭の中にあり、具体的な意味づけがあって、そこに到達するように簡潔でエレガントな道を見つけていく、そんな研究スタイルだったと言える。

先生の研究スタイルにはいくつかのキーワードがある。一つは、「ブラックボックスの最適化」である。初めは、ガンマカメラの位置演算回路の開発に当たって、その回路をブラックボックスと考えて、そのアルゴリズムを任意関数として与え、解像力や画像の直線性が最良になるような関数を求める、いわゆる「ブラックボックスの最適化」問題として解決した¹⁾。この考え方は、画像再構成法の研究でも取り入れられた。1972年、X線CTが発表され、これを端緒として核医学においてもエミッションCTの研究が活発になった。当時の画像再構成法は逐次近似法で計算に長い時間かかった。発売当時のX線CTは撮影してから1断面の画像が出るまでに数時間かかるものであった。田中先生はこの問題を解決したいと考えて辿り着いた方法が1次元および2次元重畳積分法だった。そして、その中で必要なフィルタ関数のパラメータを「ブラックボックスの最適化」に基づいて導出することができた³⁾。

2つ目のキーワードは、「逆問題」である。SPECT画像再構成について考えてみると、アイソトープが分布した被写体から投影データが観測される（これは順方向）が、この測定した投影データからその元になったアイソトープ分布を算出するプロセス（逆問題）である。このことについて、田中先生は以下のように述べている¹⁾。

『元来、物理学は原因から結果を予測する学問、自然の哲理を記述する学問、すなわち順方向の学問と考えられる。しかし、最近の研究で直面する多くの問題は、結果から原因を推定する「逆問題(Inverse problems)」である。医学における診断とは、限られた情報から病因を探る「逆問題」である。』

CT画像再構成も、統計雑音の多い投影データの集合から、最も確からしいアイソトープ分布画像を求める「逆問題」である。』

3つ目のキーワードは、「エレガンス」である。解きたいと思う問題が目の前にあるとき、系統的に見回してそのなかの一部として状況を捉えることは、問題解決の上で非常に大切なことである。その中で、物理学や医学においても共通する「ブラックボックスの最適化」や「逆問題」という捉え方がよく理解できる。そして、得られる解が「簡潔」で、美しく、「エレガント」であればこの上ないことである。田中先生は、簡潔で、ときには美しく、エレガントな真実に触れると奇妙な興奮を覚えると記されている¹⁾。提案されたSPECTの画像再構成法についても、

改良を重ねるにつれて、「エレガンス」があると述べている。

3. SPECTの画像再構成

1972年、X線CTの出現によって核医学においてもエミッションCTが現実味を帯びてきた。この年、田中先生たちも医療技術研究開発財団の援助を得て、「多結晶横断シンチグラフ装置の開発とその画像処理に関する研究」というテーマで研究を開始した。ここで問題は、測定された投影データからアイソトープ分布画像を再構成するアルゴリズムであった。

横断画像をいち早く発表した英国のEMI社では逐次近似法が採用され、画像の作成に多くの時間がかかっていた。しかし、その後多くの数学者等が研究に参画している。田中先生たちは、算出に時間がかかる逐次近似法ではなく、解析的に算出することを目標として、1973年に1次元および2次元重畳積分逆投影法を考案し、第13回国際放射線学会（マドリッド）で発表し⁴⁾、1975、1976年に論文として発行された^{5),6)}。この論文では、投影データに補正関数（フィルタ関数）を重畳積分逆投影して断層画像を作成する方法を提案し、信号対雑音比が最大になるように補正関数を決定する。この時、点応答関数にGauss関数を与えると補正関数は解析的に求めることができる。測定データである投影図にはPoisson雑音があり、分解能は理想的で、被写体におけるガンマ線の吸収はないと仮定している。

1970年代前半は、X線CTの実現が刺激となって、いろいろなフィルタ関数が発表され、田中先生はこの時期を画像再構成法の発展への混沌の出発だったと回想されていた。再構成の基礎理論は、既に1917年Radonらによって築かれていたが、現在の実用的な再構成法までには多くの研究者の努力が必要だった。と、いうのは、Radon変換からスタートしたこともあって、数学者等がフィルタ関数に取り組み、「ボケ」のない再構成を目指した純数学的なものであったからと推測した。現実的な再構成としては、雑音の関係から「ボケ」のない再構成は無意味であると考えた。

画像のフーリエ変換に関する中央断面定理やデジタル情報処理におけるサンプリング定理などの基礎理論による体系化がなされることによって、種々の画像再構成法とそのフィルタ関数や雑音抑制のためのウィンドウ関数などの相互関係が明らかになった。その結果として、1973年に発表した“実空間で直感的に求めたフィルタ”はあまりエレガントではなかったと評している。

1970年代後半には、均一吸収体のSPECT再構成が研究の主流となった。1978年に、Tretiak^{7),8)}らが数学的厳密解として指数関数逆投影法を発表した。この方法では、観測投影データから輪郭を考慮して座標原点で正規化した

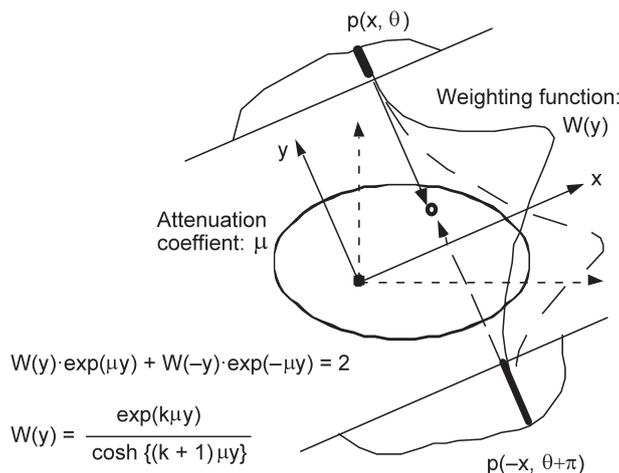


Fig. 1 Weighted back projection for attenuation correction of SPECT by Tanaka E, et al. at 1983⁹⁾, 1984¹⁰⁾

「正規化投影」に変換し、これにあるフィルタ関数を重畳積分した後投影方向に指数関数の重みをつけて逆投影する方法である。しかし、田中先生は、この方法では投影データに含まれる統計雑音が見野の反対側で大きく増幅されるため、信号対雑音比の観点から実用にならないと直感した。そして、SPECTでは吸収のために互いに反対方向の投影は等しくない、しかし、2つの投影は部分的に互いに冗長であり、それらの組み合わせ方によって、もっと統計雑音の少ない再構成法があるはずであると直感した。そこで、田中先生は1983年に荷重逆投影法(WBP: Weighted Back Projection)を発表した⁹⁾。さらに、翌年の1984年には、WBP法を簡略化して演算時間を短縮できるRPC(Radial Post-Correction)法を提案するとともに、均一吸収体の補正を目的とする他のSPECT画像再構成法とWBP法との比較を詳細に行った¹⁰⁾。WBP法では、互いに反対方向の投影に、場所に応じて異なった相対的荷重を与えるkを導入し、再構成画像の統計雑音を体系的に説明することができた(Fig. 1)。それによると、再構成画像の統計雑音はk=1で最小になり、k=0は従来のように反対方向の投影を平均化する場合¹¹⁾に相当し、k=-1はTretiakらの方法^{7), 8)}に相当する。しかし、この方法は均一な吸収体を仮定しているため、吸収係数が大きくなると低周波歪みが大きくなる欠点がある。

荷重逆投影法は近似的な方法であるが、これに対して3つの厳密解による再構成法が提案されている。一つは前述したTretiakらによる方法^{7), 8)}である。2つ目は1979年に発表されたBelliniら¹¹⁾の方法で、サイノグラムの2次元フーリエ変換を利用する。ここで、サイノグラムとは、並行投影データを投影角度の順に並べた2次元データである。Belliniら是对向する2つの投影データを平均して再構成に用いているので、WBP法のk=0に相当し、Tretiakらの方法より雑音は少ない。3つ目は、1989年Inouyeら¹²⁾によって提案された方法である。サイノグラムの2

次元フーリエ変換を用いるが、360度の投影データを独立に利用する。

1995年、上記3つの方法を統一した理論が発表された。即ち、CE. Metzら^{14), 15)}と工藤博幸ら¹³⁾が互いに独立に解析的な吸収ラドン変換の統一理論を仕上げることに成功した。これによると、パラメータnの値によって異なった雑音伝播特性をもつ無数の厳密解が存在する。前述した3つの厳密解はパラメータnの特殊な値に相当し、n=0がTretiak法^{7), 8)}、n=1がBellini法¹¹⁾、n=∞がInouye法¹²⁾に対応する。田中先生が導出したWBP法^{9), 10)}におけるパラメータkとnの関係はk=n-1で表すことができ、信号対雑音比はn=2(k=1)のとき最大になる。このようにいろいろな研究者によって導かれたSPECTの再構成法が体系化されたことに大変な満足を覚えた先生は、「New WBP法」を発表した。それは、画像の高周波成分をWBP法で、低周波成分をBellini法¹¹⁾で再構成し、合成するという方法¹⁶⁾で、厳密解より少ない計算時間でほとんど歪みのない再構成が可能であると述べている。

4. おわりに

田中先生は古希を迎えた年に、「私の履歴書」を刊行された。この中には先生の研究に対する思いがぎっしり詰まっていて、感銘を受けながら何度も読み返し、本稿「SPECTの画像再構成に関する研究の業績と方法論」の中にも多く引用させていただいた。

現在、診療における画像診断の重要性は、ますます増加している。体の中が目に見える、患者にも分かりやすくなりつつある、ということはこれからも変わらない。しかし、CTもMRI、PET、SPECTも再構成された作られた画像である。雑音と歪みの少ないことが、いかに重要であることを示している。先日、友人がパーキンソン病の疑いで、DAT(ドーパミントランスポーター)スキャンを受けたと聞いて、SPECTを身近に感じた。ここに記述した

SPECTにおける画像再構成法は30年以上前に発表された理論であるが、医用画像診断が診療にとって不可欠になっている現状の礎となったことは疑いもないことである。また、画像診断技術の進歩や医学の進歩において要求される医学物理研究も変化していく。そのなかで、研究を進めるモチベーションや進め方、ゴールの設定は非常に重要なポイントになり、時代が変わっても普遍的に存在する。

田中先生は、直感に基づいて理論を構築したと述べられているが、その直感が意味したことを理論的裏付けで体系化しているところに偉大さがある。最後に、次の田中先生の言葉でこの稿を締め括りたい³⁾。

『飛躍的な進展をもたらす直感的な洞察には高度な知識と豊富な経験が必要条件であるが、もっと大切なことは問題を解決しようという熱意と努力であろう。また既存の知識や方法論にとらわれないという柔軟性も重要である。』

参考文献

- 1) 田中栄一：放医研での研究30年を回想して—研究における発想と方法論—。放射線科学31(9): 15–18, 1988
- 2) 田中栄一：研究開発と文献調査。浜松ホトニクス(株)社内報22(11), 1994
- 3) 田中栄一：画像再構成問題—理論と直感—。Med. Imag. Tech. 14(4): 345–353, 1996
- 4) Tanaka E, Iinuma T, Nohara N, et al.: Multicrystal section imaging device and its data processing. Proc. 13th Int. Cong. of Radiology, Madrid, 15–20 October 1973, Vol. 2, International Congress Series No. 339, Radiology (Amsterdam: Excerpta Medica): 314–324, 1973
- 5) Tanaka E, Iinuma T: Correction Functions for optimizing the reconstructed image in transverse section scan. Phys. Med. Biol. 20: 789–798, 1975
- 6) Tanaka E, T. Iinuma T: Correction Functions and statistical noises in transverse section picture reconstruction. Comput. Biol. Med. 6: 295–306, 1976
- 7) Tretiak O, Delaney P: The exponential convolution algorithm for emission computed axial tomography. Proc. Information Processing in Medical Imaging, Nashville: 266–289, 1978
- 8) Tretiak O, Metz C: The exponential Radon transform. SIAM J. Appl. Math. 39: 341–354, 1980
- 9) Tanaka E: Quantitative image reconstruction with weighted backprojection for single photon emission computed tomography. J. Comput. Assist. Tomog. 7: 692–700, 1983
- 10) Tanaka E, Toyama H, Murayama H: Convolutional image reconstruction for quantitative single photon emission computed tomography. Phys. Med. Biol. 29: 1489–1500, 1984
- 11) Bellini S, Piacentini M, Cafforio C, et al.: Compensation of tissue absorption in emission tomography. IEEE Trans. Acoust. Speech and Signal Process ASSP-27: 213–218, 1979
- 12) Inouye T, Kose K, Hasegawa A: Image reconstruction algorithm for single-photon-emission computed tomography with uniform attenuation. Phys. Med. Biol. 34: 299–304, 1989
- 13) 工藤博幸, 齊藤恒雄: SPECTにおける解析的画像再構成法の体系化と雑音伝播特性。電子情報通信学会論文誌J79D-11(5): 977–988, 1996
- 14) Pan X, Metz CE: Novel closed-form methods for accurate reconstruction in 3D SPECT. Proc. International Meeting on Fully 3D Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine (1995/7/4–6): 169–173, 1995
- 15) Metz CE, Pan X: A unified analysis of exact methods of inverting the 2D exponential Radon transform with implications for noise control in SPECT. IEEE Trans. Med. Imaging 14: 659–668, 1995.
- 16) 田中栄一: SPECTの吸収補正と統計雑音。日本物理学会第12回研究発表会抄録集(1995/7/27–28): 62–63, 1995



解説

特集：田中栄一博士の業績を紐解く

田中栄一先生の画像再構成に関する業績

工藤博幸*

筑波大学システム情報系

Dr. Eiichi Tanaka's Achievement in the Research of Image Reconstruction

Hiroyuki KUDO*

Faculty of Engineering, Information and Systems, University of Tsukuba

Abstract: In memoriam of Dr. Eiichi Tanaka who passed away on August 21, 2021, I review his achievement in the research of tomographic image reconstruction. Tomographic image reconstruction is an important research area which has wide applications including X-ray CT, nuclear medicine imaging such as PET and SPECT, and electron microscopy. Since 1970's, Dr. Tanaka has worked on numerous important topics in tomographic reconstruction fields aiming at using them in image reconstruction for PET and SPECT. Among them, in this paper, I will introduce his research on Filtered BackProjection (FBP) method, analytical attenuation correction in SPECT, image reconstruction in Time-of-Flight PET, image reconstruction for 3-D PET imaging, and iterative image reconstruction method called Dynamic Row-Action Maximum Likelihood Algorithm (DRAMA).

Keywords: tomography, image reconstruction, PET, SPECT

1. はじめに

本論文では、田中栄一先生のトモグラフィ画像再構成に関する業績について、なるべく平易に解説する。物体に放射線を照射して測定した投影データから断面像を生成するトモグラフィ(Computed Tomography: CT)は電子顕微鏡、核医学、X線CTなど幾つかの分野で1970年代前半に発見されたが、田中先生は既にその頃から核医学診断装置への応用を中心に画像再構成に関する研究を行い著しい業績をあげた。画像再構成とは、投影データから断面像を生成するデータ処理のことであり、この技術がなければ断面像は出せないことからCTにおけるキーと言える。Table 1に田中先生が手がけた画像再構成のトピックを整理して示す。どのトピックもPETやSPECTにおいてその当時の重要テーマとされたものである。また、画像再構成は画像と投影データと呼ばれる測定データの関係を表すモデル式の逆変換を求める逆問題に相当し、画像再構成分野の研究者は数学で物事を考える方が90パーセントだが、田中先生の研究は以下に述べる2つの点で独創的であった。

(1) 天性と実験物理から学んだ非常に鋭い直観を持っており、数学では不可能な発想や問題解決を行う能力が高

かった。

(2) 数値実験が非常に上手で、膨大な実験結果をコンパクトにグラフにまとめ実験結果から規則性や真実を見抜いたりするのが上手だった。

本論文では、Table 1にあげたトピックの中から代表的な業績を取り上げ、次章以降で解説する。各トピックに関して大雑把にしか述べられないので、興味を持った読者の方は対応する原著論文を合わせてお読みいただきたい。筆者は、この論文を執筆して田中先生が40才代の中盤以降にあげた画像再構成に関する業績の独創性と壮さに驚いた次第である。

2. フィルタ補正逆投影法の研究

現在の全てのX線CT装置では、フィルタ補正逆投影(Filtered Back Projection: FBP)法と呼ばれる画像再構成法が採用されている。核医学診断装置であるPETやSPECTにおいても、OSEM法に代表される逐次近似法に移行する1990年代中盤までFBP法が用いられていた。即ち、FBP法は画像再構成法の中で最も重要なものと言える。FBP法が発見されたのは1970年代前半であり、田中先生はその頃からFBP法の研究を手がけ以下に述べる業

* 連絡著者(corresponding author)

筑波大学システム情報系 [〒305-8573 茨城県つくば市天王台1-1-1]

Faculty of Engineering, Information and Systems, University of Tsukuba, Tennoudai 1-1-1, Tsukuba, Ibaraki 305-8573, Japan

E-mail: kudo@cs.tsukuba.ac.jp

本稿は日本医用画像工学会(JAMIT)と日本医学物理学会(JSMP)の合同企画として発行いたします。

Table 1 Summary of topics of image reconstruction on which Dr. Eiichi Tanaka worked from 1970's to 2000's

1970年代	フィルタ補正逆投影法の研究
1980年代	タイムオブフライトPETの画像再構成 SPECTの解析的吸収補正 Pogitologicaの画像再構成 PETの逐次近似画像再構成法の研究
1990年代	3D PETの画像再構成 (3D FBP, フーリエリビニング)
2000年代	逐次近似画像再構成法 DRAMA の研究 検出器パルスバイラップ

績をあげた。

田中先生の業績を述べる前に、FBP法の原理を説明する。画像化する物体断面の物理量分布を $f(x,y)$ で表し、その平行ビーム投影データを $p(r,\theta)$ で表す (ただし、 r は動径、 θ は角度)。FBP法では、投影データを高周波成分を強調するフィルタを畳み込み積分した後、全ての角度の投影データを加え合わせる逆投影と呼ばれる演算を施して画像再構成を行う。その手順は、以下の2つの式で表現できる。

$$q(r', \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} g(r' - r) p(r, \theta) dr \quad (1)$$

$$f(x, y) = \frac{1}{4\pi} \int_0^{2\pi} q(x \cos \theta + y \sin \theta, \theta) d\theta \quad (2)$$

ここで問題になるのは、式(1)に現れる高周波強調フィルタのインパルス応答 $g(r)$ である。数学的に厳密な画像再構成を行うフィルタは、角周波数空間で $|\omega|$ の周波数特性を持つフィルタのフーリエ逆変換であり、次式の超関数になることがよく知られる¹⁾。

$$g(r) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} |\omega| \exp(j\omega r) d\omega = \lim_{\epsilon \rightarrow 0} g_{\epsilon}(r),$$

$$g_{\epsilon}(r) = \begin{cases} 1/(\pi\epsilon^2) & (|r| < \epsilon) \\ -1/(\pi r^2) & (\text{otherwise}) \end{cases} \quad (3)$$

しかし、実際に標本化され雑音を含む投影データに式(3)のフィルタは使用できないため、計算機で画像再構成を行う際に式(3)を近似するどのようなフィルタを用いるべきかが1970年代前半に研究され、Ramachandran-Lakshminarayanan (Ram-Lak) フィルタ、Shepp-Logan フィルタ、Chesler フィルタなどが提案された^{2),3)}。Ram-Lak フィルタは投影データ $p(r, \theta)$ の r 方向の標本化間隔から定まるナイキスト周波数以上の成分をカットすることで安定に数値計算できるようにしたもの、Shepp-Logan フィルタは Ram-Lak フィルタに平滑化の窓をかけて雑音特性やリングングを抑制するようにしたものである。例えば、現在の X 線 CT 装置では Shepp-Logan フィルタに近いものが使用されている。

上述のフィルタ関数の研究が全て周波数空間で窓をかけることで安定化する着想に基づくのに対して、田中先生は全く異なる視点からフィルタ関数を導出する研究を行っ

た⁴⁾。以下にその概要を述べる。先生が目にしたのは、再構成画像の点広がり関数 (PSF) とフィルタ関数 $g(r)$ の関係である。いま、物体がデルタ関数 $\delta(x, y)$ であると仮定してその投影データがあるフィルタ $g(r)$ を用いて画像再構成すると、ぼけた関数 $o(r) (r = (x^2 + y^2)^{1/2})$ として再構成される。そして、 $g(r)$ と $o(r)$ の関係式を解析的に求め次式の Schlo-milch の積分方程式で表されることを導いた。

$$o(r) = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} g(r \sin \theta) d\theta \quad (4)$$

更に、式(4)の積分方程式を $o(r)$ から $g(r)$ を求める形に解くと次式が得られる。

$$g(s) = o(0) + s \frac{1}{2\pi} \int_0^{\pi/2} o'(s \sin \theta) d\theta \quad (5)$$

式(5)を用いれば、ユーザが指定した所望の PSF $o(r)$ を与えるフィルタ $g(r)$ を求めることができる。具体的な例として、PSF が標準偏差 σ のガウス関数になる $g(r)$ は次式で与えられる。

$$g(s) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \left[1 - \frac{s}{\sigma^2} \int_0^s \exp\left\{-\frac{1}{2\sigma^2}(s^2 - t^2)\right\} dt \right] \quad (6)$$

この理論は、所望の PSF $o(r)$ が与えられれば、それを實現するフィルタ $g(r)$ を求める組織的な手順を与えている。更には、ユーザが指定した画像の空間解像度に対して SN 比が最良になる線形平滑化フィルタはガウシアンフィルタである事実と組み合わせ、式(6)のフィルタが指定された空間解像度に対して SN 比を最良にする FBP 法のフィルタであることを示した。既存のフィルタの研究が雑音の最適化に重きを置いていないことから、田中先生の研究は一線を画するものであったと言える。

更には、1979年の研究では上述の理論を3D画像再構成に拡張して、3D FBP法のフィルタを導出することに成功している⁵⁾。この業績を簡潔に述べると以下のようになる。まず、2Dの画像再構成問題を3Dに拡張すると以下のように定式化できる。画像化する3D物体を $f(x, y, z)$ で表し、その2D平行ビーム投影データ $p_{(\theta, \varphi)}(X, Y)$ を Fig. 1 に示すように物体を囲む球面上の全ての立体角 4π の方向 $0 \leq \theta < \pi, 0 \leq \varphi < 2\pi$ から測定する (θ は天頂角、 φ は方位角)。このとき、測定した各方向の投影データ $p_{(\theta, \varphi)}(X, Y)$ に2次元フィルタを作用させ逆投影するのが3D FBP法になるが、この当時は厳密な再構成を行うフィルタがどのようなものかは知られていなかった。そこで、上述の2DのFBP法の理論を3Dに拡張して、厳密な再構成を行う超関数で表現されたフィルタが次式であることを導いた。

$$g(r) = -1/|2\pi^2 r^3|, r = \sqrt{X^2 + Y^2} \quad (7)$$

後述するように、3D PETの画像再構成では上述の問題設

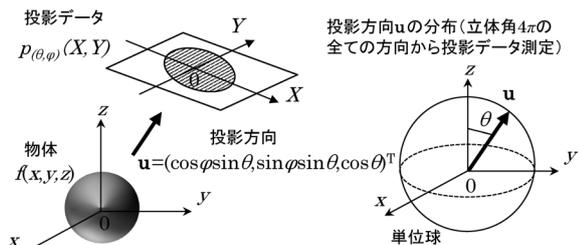


Fig. 1 Tomographic reconstruction problem extended from 2D imaging to 3-D imaging, where a set of 2-D projection data $p_{(\theta, \phi)}(X, Y)$ of 3-D object $f(x, y, z)$ is measured over 4π solid angular range surrounding the object

定の 3D FBP法が必要になり、後になって活きた重要な業績と考えられる。

3. 解析的SPECT吸収補正の研究

SPECT装置では、体内で放出された γ 線光子が検出器に到達するまでに吸収され、定量的な再構成画像を得るには画像再構成の過程で吸収の影響を補正する必要がある。この問題はSPECT吸収補正と呼ばれ、1970年代後半から非常に多くの研究が行われている。SPECT吸収補正は、脳のように吸収係数の分布が一様とみなせる場合と、吸収係数の分布が不均一な場合に分類することができる。均一な場合の吸収補正は、指数ラドン変換と呼ばれる積分変換の逆変換を求める問題に帰着し、1990年までにBelliniら、TretiakとMetz、Inouyeらにより解析的に厳密な画像再構成法が発見された^{6)~8)}。そして、1990年代中盤には、MetzとPan、工藤と斎藤により独立に全ての厳密解法を統一化することに加え雑音伝搬を最適化した手法を導いた理論が発表されている^{9), 10)}。田中先生は、1980年代前半にこの問題の研究を精力的に行い大きな成果をあげている^{11), 12)}。先生のこの問題に対する考えは、一言で述べると「SPECTの360度投影データには冗長性があり冗長性の取り扱いの違いで雑音伝搬特性が異なる多数の解が存在し、厳密性に加え雑音伝搬特性を考慮するべき」というものであり、現在はこの事実は全ての研究者に認知されているが、それを早期の段階で主張したのは大きな貢献であったと考えられる。

以降では、数式を用いて田中先生の業績を述べる。Fig. 2に示すように、ガンマカメラを360度回転させSPECTの投影データを測定する状況を考える。画像化する体内の放射能分布を $f(x, y)$ 、吸収の影響を受けたSPECT投影データを $p(X, \varphi)$ で表す(X は動径、 φ は角度)。 γ 線を吸収する吸収体の吸収係数の値が一定値 μ であるとき、 $f(x, y)$ と $p(X, \varphi)$ の関係は次式で表される (Fig. 2に示すように吸収体は放射能分布より大きいと仮定する)。

$$p(X, \varphi) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \exp[-\mu(Y + l(X, \varphi))] dY$$

$$x = X \cos \varphi - Y \sin \varphi, y = X \sin \varphi + Y \cos \varphi \quad (8)$$

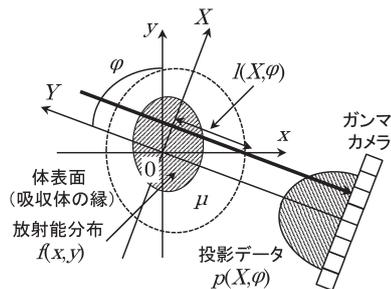


Fig. 2 Definition of attenuation correction problem in SPECT when the distribution of attenuation coefficient is uniform inside the body. (Reprinted from "Medical Image Engineering Handbook" p. 73, Japanese Society of Medical Imaging Technology, 2012)

ただし、 $l(X, \varphi)$ は X 軸から吸収体の縁までの直線 $X = x \cos \varphi + y \sin \varphi$ に沿った距離である。式(8)の両辺に $\exp(\mu l(X, \varphi))$ を乗じたものを新たな測定データ $g(X, \varphi)$ と考えると、 $g(X, \varphi)$ は次式で表される。

$$g(X, \varphi) \equiv p(X, \varphi) \exp(\mu l(X, \varphi))$$

$$= \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \exp(-\mu Y) dY \quad (9)$$

式(9)を指数ラドン変換と呼び、SPECTの吸収補正は式(9)の逆変換を求める問題である。通常のラドン変換と異なり指数因子が積分内にあるためこの問題は解析的に解けないと考えられていたが、1980年にTretiakとMetzがFBP法と同様のフィルタリングと逆投影からなる厳密な再構成法を発見して、注目を浴びた⁷⁾。このTretiakとMetzのFBP法は吸収補正を行うために逆投影の際に吸収の逆操作に相当する重みをかける点がキーで、具体的には次式で表される。

$$g_F(X', \varphi) = \int_{-\infty}^{\infty} h(X' - X) g(X, \theta) dX$$

$$h(X) = \frac{1}{2\pi} \int_{|\omega| \leq \mu} |\omega| \exp(j\omega X) d\omega \quad (10)$$

$$f(x, y) = \frac{1}{4\pi} \int_0^{2\pi} g_F(x \cos \varphi + y \sin \varphi, \varphi) \times \exp(\mu Y(x, y, \varphi)) d\varphi$$

$$Y(x, y, \varphi) = -x \sin \varphi + y \cos \varphi \quad (11)$$

式(10)のフィルタは通常のFBPのランプフィルタとほぼ同様であるが(低周波成分はノッチで切り捨てる)、問題になるのは式(11)の逆投影の積分の中にある \exp の重みでありこれが吸収補正の役割を果たしている。Fig. 3(a)にその意味を示すが、SPECTの360度投影データには同じ直線上の線積分を表す2つの対向データ g_{far} と g_{near} が含まれ(g_{far} が再構成点から遠いfarデータ、 g_{near} が近いnearデータ)、再構成点 (x, y) が物体中心にある場合は対向データに

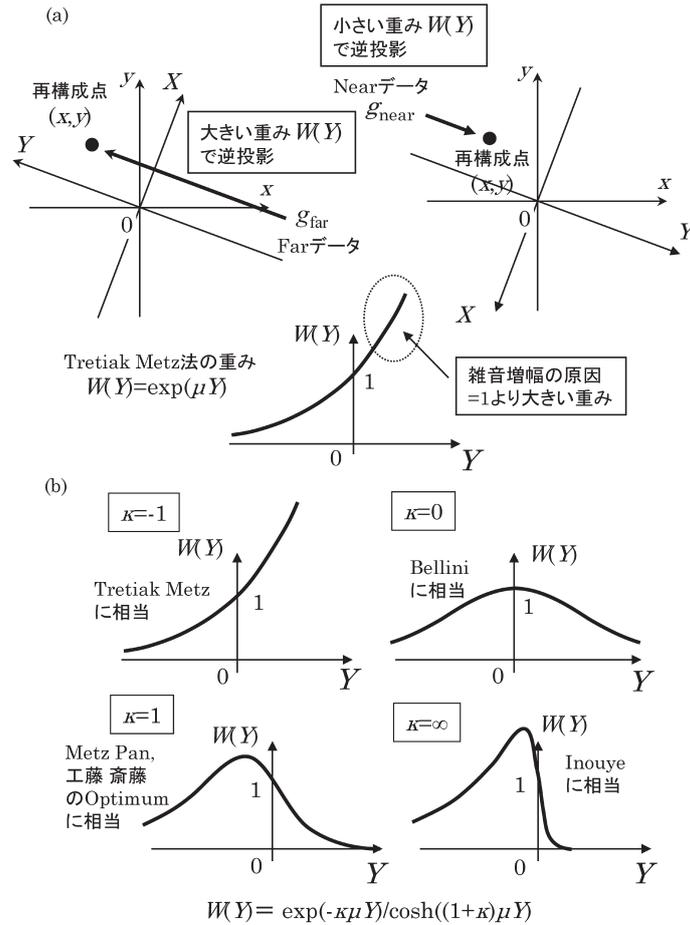


Fig. 3 (a) Principle of Tretiak and Metz FBP-type attenuation correction method in SPECT and the illustration of why the amplification of noise occurs with this method; (b) illustration of backprojection weight in Dr. Tanaka's Weighted Back-Projection (WBP) method for four typical values of control parameter κ

同じ重み、物体縁にある場合はnearデータ g_{near} に小さくfarデータ g_{far} に大きい重みを乗じて逆投影する。そして、このような重みで逆投影すると、物体の中心付近では雑音がかうまくバランスするが、物体の縁ではfarデータから大きな重みで逆投影するため雑音が増幅されてしまう問題点がある。田中先生は、このTretiak-Metz法の雑音伝搬の問題点に世界でいち早く気づき、「SPECTの360度投影データには冗長性があり、対向データの取り扱いの違いで多くの雑音伝搬特性が異なる再構成法が存在する」と唱えた。そして、この問題点を解決して雑音伝搬特性を最適化した画像再構成法として、荷重逆投影(Weighted Back-Projection: WBP)法を提案した^{11), 12)}。WBP法では、過度な重み付けにより物体縁における雑音伝搬が悪い問題点を解決するため、巧みに設計された以下の重み $W(Y)$ で逆投影を行う。

$$g_F(X', \varphi) = \frac{1}{F(X')} \int_{-\infty}^{\infty} h(X' - X)g(X, \theta)F(X)dX$$

$$F(X) \approx \cosh(\mu X/2) \tag{12}$$

$$f(x, y) = \frac{1}{4\pi} \int_0^{2\pi} g_F(x \cos \varphi + y \sin \varphi, \varphi) \times W(Y(x, y, \varphi))d\varphi$$

$$W(Y) = \frac{\exp(-\kappa\mu Y)}{\cosh((1 + \kappa)\mu Y)}$$

$$Y(x, y, \varphi) = -x \sin \varphi + y \cos \varphi \tag{13}$$

ただし、 $F(X)$ は厳密法でなくなったため低周波成分の歪みを小さく抑制するために導入した補正因子(様々な $F(X)$ の形を試されていた)、 κ は対向データに対する重みの付け方をどのようにするかを決定するパラメータである。 κ の値を変化させると、逆投影の重み $W(Y)$ がどのように変化するかをFig. 3(b)にまとめて示す。1以上の重みになるべく現れない κ の値を用いれば雑音の増幅は起こらず、 $\kappa \geq 0$ が妥当であり $\kappa = 1$ が最良である。 $\kappa = -1$ がTretiakとMetzの方法に相当し、 $\kappa = 1$ が田中先生推奨の雑音のバランスが最適になる重みである。

WBP法の欠点は近似法であるため画像の低周波成分に歪みが発生することであったが、その後1990年代中盤にMetzとPan, 工藤と斎藤により厳密な再構成法を体系化した理論が発表された^{9), 10)}。更には、Frequency-Distance

Relation¹³⁾ と呼ばれる関係式を用いると、Bellini 法や Inouye 法など他の厳密解法で行っている投影データの 2 次元フーリエ空間における補正は、フーリエ変換で投影データを far データと near データに分けて別々の係数をかけて吸収補正することに相当すると解釈でき、意味的に逆投影の際に対向データの重みを変化させるのと同じであることが解明された。これらの後続する理論研究により、田中先生が考えたことは近似法であったこと以外は 100 パーセント正しいことが実証された。Fig. 3(b) に WBP 法におけるパラメータ κ の値と他の厳密解法との対応関係を示す。解析的 SPECT 吸収補正のキーは、対向データの重み付けをうまくして雑音伝搬を最適化することにあつたと言える。

4. タイムオブフライト PET の画像再構成

Fig. 4(a) に示すように、通常の PET 装置では、体内から放出される一対の γ 線光子を 2 つの検出器で同時検出することで、2 つの検出器を結ぶ同時計数線 (Line of Response: LOR) 上の薬剤分布の線積分値を投影データとして測定する。一方、Fig. 4(b) に示すように、CsF や BaF₂ など時間応答が良いシンチレータを用いると、2 つの検出器で同時検出された γ 線の飛行時間差 (Time-of-Flight: TOF) を測定することができ、 γ 線の放出が LOR 上のどの点 t で起こったかの情報を得ることができる (t は LOR 上の座標)。た

だし、TOF 情報は測定誤差を含むため、Fig. 4(b) に示すように LOR 上で γ 線が放出した場所は確率的に中心が t_c で一定標準偏差 σ のガウス分布に従うとまでしかわからず、このガウス分布を TOF レスポンス呼び $f_T(t)$ で表される (もちろん、TOF レスポンスがガウス分布以外の場合もあり得る)。TOF を用いた PET を TOF-PET と呼び 1980 年頃に研究開発が行われたが当時のハードウェア技術では実用化に至らず、2000 年以降に研究開発がリバイバルして商用機に搭載されるに至った。通常の PET と比較した TOF-PET の利点は、同じ空間分解能の画像であれば通常の PET より雑音特性が良く SN 比に優れる点である。

TOF-PET の画像再構成は、各 γ 線対検出のイベントを LOR 上に書き込んだ後に画像のぼけを補正するフィルタリングを施すことにより行われる。数式で表現すると以下のようなになる。イベントの番号を i で表し TOF-PET の測定データを (r_i, θ_i, t_i) ($i = 1, 2, \dots, I$) とするとき (r_i と θ_i はイベントが検出された LOR の動径と角度、 t_i は TOF 情報)、画像再構成の手順は次式で表される。

$$f_B(x, y) = \sum_{i=1}^I f_w(-x \sin \theta_i + y \cos \theta_i - t_i) \times I(r_i - x \cos \theta_i - y \sin \theta_i) \quad (14)$$

$$I(r) = \begin{cases} 1 & (|r| \leq \Delta/2) \\ 0 & (|r| > \Delta/2) \end{cases}$$

$$f(x, y) = F^{-1} \frac{1}{H(\omega)} F f_B(x, y) \quad (15)$$

ただし、 Δ は LOR の幅、 $H(\omega)$ は式 (14) の逆投影で作られる画像の PSF の 2 次元フーリエ変換、 F と F^{-1} は 2 次元フーリエ変換と逆変換、 $f_w(t)$ は TOF 情報を画像にどのような重みで書き込むかを表す書き込み関数である。式 (14)、(15) の意味としては、式 (14) の逆投影でいったんぼけた画像を再構成した後、式 (15) でぼけ補正している (実際には、雑音を増幅しないため最終の再構成画像の空間分解能が事前に決めた一定値になるようにぼけ補正する)。この際に問題になるのは、書き込み関数 $f_w(t)$ をどのように選ぶかである。1980 年頃にこの研究が世界的に行われ、Ter-Pogossian 博士が率いるワシントン大グループは TOF レスポンス $f_T(t)$ の最も確率が高い場所のみにイベントを書き込む Dot Writing を提唱し、田中先生を中心とする放医研グループは TOF レスポンスと全く同じ重みで LOR 上の全ての点に書き込む Line Writing を提唱した^{14), 15)}。Fig. 4(c) に両者の違いを示す。論争になったが、その後 Line Writing が正しい方法という結論に至った。更に、田中先生と富谷先生は TOF-PET の画像の SN 比を数式で理論的に表す難易度が高い問題に挑戦して、次の結論を導くことに成功した^{14), 15)}。LOR 方向の TOF レスポンスを $f_T(t)$ 、書き込み関数を $f_w(t)$ とすると、一様な円板線源の場合の中心における再構成画像の雑音分散 V は次式で表される。

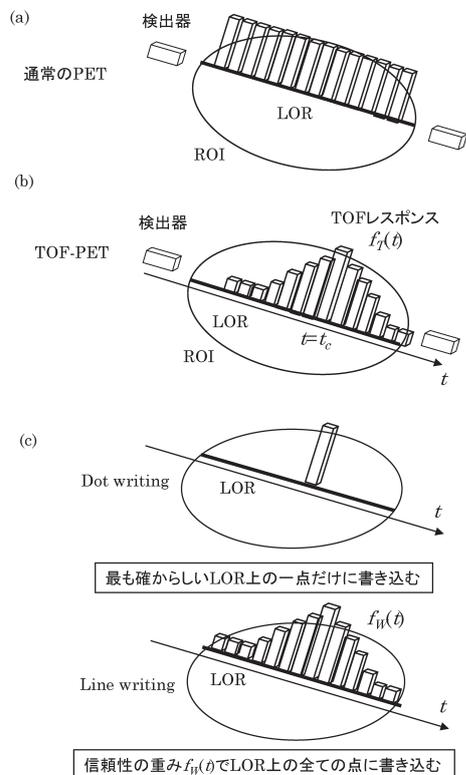


Fig. 4 (a) Principle of conventional PET scanner; (b) principle of PET scanner using time-of-flight information; (c) illustration of the dot writing method and the line writing method used in image reconstruction for time-of-flight PET

$$V = \frac{S_0}{16\sqrt{\pi}\sigma^3\lambda_0} \frac{\int_{-\infty}^{\infty} f_w^2(t)dt}{\left[\int_{-\infty}^{\infty} f_T(t)f_w(t)dt\right]^2} \quad (16)$$

ただし、 S_0 は円板線源の強度、 λ_0 は吸収補正係数、 σ は再構成画像のPSFの標準偏差を表す。また、TOF-PETの再構成画像のSN比は、書き込み関数 $f_w(t)$ をTOFレスポンス $f_T(t)$ と同じにした時に最良になり、その場合の画像の雑音分散 V_{\min} は次式で表される。

$$V_{\min} = \frac{S_0}{16\sqrt{\pi}\sigma^3\lambda_0} \left[\int_{-\infty}^{\infty} f_T^2(t)dt\right]^{-1} \quad (17)$$

更に、 $f_w(t)$ が $f_T(t)$ と同じで両方とも標準偏差 σ_T のガウス分布の時、式(17)は次式となる (TOF情報がない通常のPETの場合も合わせて示す)。

$$V_{\min} = \frac{S_0\sigma_T}{8\sigma^3\lambda_0} \quad (\text{通常のPETの場合 } V = \frac{S_0D}{16\sqrt{\pi}\sigma^3\lambda_0}) \quad (18)$$

ただし、 D は円板線源の直径である。式(18)において、TOF情報の時間分解能が良いことは σ_T が小さいことに相当するので、TOF情報が正確であるほど雑音分散は低減される事実が明確に現れている。文献(14)、(15)に式(16)~(18)の導出が書いてあるが、非常に難易度が高い複雑な問題を妥当な近似を導入してシンプルな結論を導いており、一読に値する論文である。また、2000年以降TOF-PETの研究開発がリバイバルした際に、TOF-PET画像の雑音特性を解析した論文は世界的に文献(14)、(15)しか存在しなかったため、この研究は大きな注目を浴びた。

5. 3D PETの画像再構成

Fig. 5(a)に示すように、PET装置は多数のリング状検出器を積み重ねた構造をしており、1980年代まではリングの間にセプタ (スライスシールド) を入れ検出器に斜め方向から入射する γ 線を検出しない構成であった。このようなPET装置では画像再構成は2次元の断面毎に簡単に行うことができ、2D PETと呼ばれる。しかし、検出器に斜めに入射する γ 線を捨てるのは再構成画像のSN比の視点から望ましくなく、1980年代後半からセプタを外して斜めの同時計数線 (Line of Response: LOR) 上の投影データを測定する方向に、PETの装置構成は進化した。このようなPETは3D PETと呼ばれる。2D PETから3D PETに移行する際の最大の難関は、画像再構成が2Dの積み重ねでは不可能になり複雑化することにあつた^{16), 17)}。具体的には、3D PETの画像再構成は、3D物体 $f(x, y, z)$ の2次元投影データ $p_{(\theta, \phi)}(X, Y)$ をFig. 1に示すように様々な角度 (θ, ϕ) から測定し (θ は頂点角、 ϕ は方位角)、 $f(x, y, z)$ を再構成する問題として定式化できる。田中先生は、3D PETの画像再構成の研究を放医研を定年退職した1980年代後

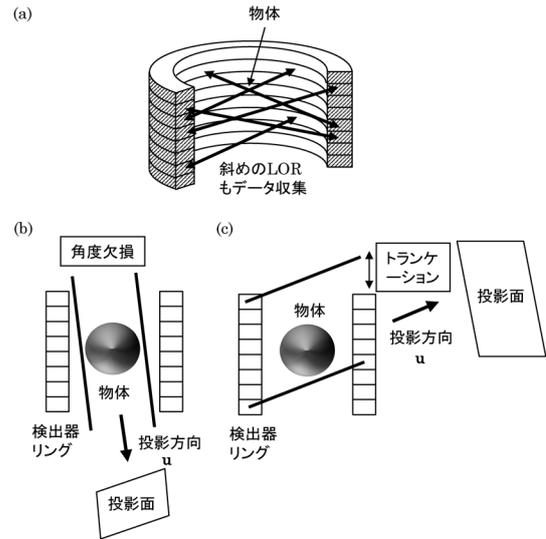


Fig. 5 (a) Multi-ring PET scanner without septa, where projection data corresponding to oblique LORs are measured; (b) illustration of the missing angle problem occurring in 3-D PET; (c) illustration of the projection data truncation problem occurring in 3-D PET

半から行い、この問題を扱うために設立された国際会議である「Fully 3D Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine (Fully 3D Meeting)」の Scientific Committeeメンバーとしても活躍した。

この研究テーマは数式を用いて説明するとかかなり複雑になってしまいスペースも増えるため、以降では田中先生の業績の骨子を定性的に述べるに止める。Fig. 5(a)に示すようにマルチリング構造のPET装置でセプタを外して3D PETの投影データを測定する状況を想定する。仮に、検出器が物体を囲む球面上に配置されFig. 1に示すように立体角 4π の角度範囲をカバーしていれば、物体を通過する全ての直線 (LOR) 上の投影データを測定できるので、式(7)のフィルタを用いたFBP法で簡単に画像再構成を行うことができる。しかし、マルチリング構造のPET装置では上下に検出器が配置できない領域が存在し、Fig. 5(b)に示すように上下方向からの投影データが欠損した投影データから画像再構成を行わなくてはならない (角度欠損問題)。また、各方向の投影データも、Fig. 5(c)のように片側に検出器が存在しない領域が存在しトランケーションされたものとなる (トランケーション問題)。角度欠損問題に対しては、Colsherが立体角 4π の完全投影データが測定できる場合のFBP法のフィルタを拡張して、厳密に再構成できるColsherフィルタと呼ばれるものを発見した¹⁸⁾。トランケーション問題に対しては、斜めのLORを無視した2D PETの投影データで再構成した画像から順投影 (Forward Projection) して欠損を埋めて再構成する3D再投影 (Reprojection) 法と呼ばれる方法が使われていた¹⁹⁾。

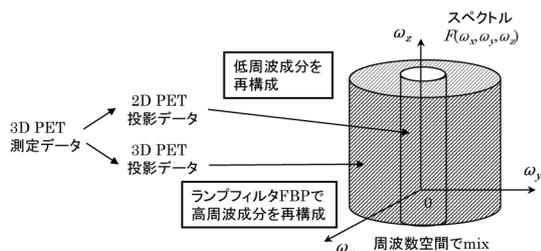


Fig. 6 Principle of pseudo 3D reconstruction algorithm developed by Dr. Tanaka and coworkers for 3D PET

田中先生は、上述の問題点を解決する別のアプローチとして、以下に述べる Pseudo 3D Reconstruction 法と名付けた手法を 1990 年代前半に構築した²⁰⁾。この方法のキーは、立体角が大きい 3D PET データの特徴と立体角が小さい 2D PET データの特徴を巧妙に組み合わせ、Fig. 6 に示すように画像の低周波成分を 2D PET データを用いて再構成し高周波成分を 3D PET データで再構成するようにした点にある。その処理手順をまとめると以下ようになる。まず、3D PET の投影データをフィルタとして投影データの一行一行に水平方向に 2D FBP 法と同じランプフィルタをかけて再構成する (Colsher フィルタは上述のトランケーションがあるため用いない)。ただし、画像の低周波成分は後に 2D フィルタで再構成するのでフィルタ処理の際にカットする。この 3D PET データの低周波成分を捨てるのは、3D PET データの低周波成分には散乱線が多く含まれる点からも妥当である。この高周波成分の画像を $f_{3D-high}$ とする。次に、立体角が小さい 2D PET のデータで低周波成分のみの画像 f_{2D-low} を再構成する。そして、最終的な再構成画像は次式で求める。

$$f = f_{3D-high} + f_{2D-low} \tag{19}$$

この方法が巧妙な点は以下にあると言える。3D PET データからランプフィルタで再構成した画像は低周波成分に大きな誤差や散乱線の影響を含むが、高周波成分は精度良く再現しかつ測定データを全て有効に活用し統計雑音はうまく抑制されている。一方、2D PET データの再構成画像は立体角が小さいため低周波成分の情報はほぼ完全に正しく再現している。よって、簡便な方法で高い SN 比と小さな低周波成分の歪みを両立させた高画質の画像が得られる。

1995 年に、Defrise は 3D PET 画像再構成の新しい数学的枠組みとして、フーリエリビニング (Fourier Rebinning: FORE) と呼ばれる巧妙な方法を発見した²¹⁾。FORE 法はリビニング法と呼ばれるクラスに属し、立体角が大きい 3D PET のデータを立体角が小さな 2D PET のデータに変換して、2D の画像再構成法で再構成を行うものである。FORE 法では、Frequency-Distance Relation と呼ばれる関係式を利用して投影データのフーリエ空間で 3D PET データを 2D PET データに変換するが、近似法であるため画像の低周波成分に歪みが発生する問題点があった¹³⁾。田

中先生は、FORE 法が発表されて間もなく上述の低周波成分と高周波成分を別々の方法で再構成して組み合わせるアイデアで FORE 法の精度を改善する研究を行っている²²⁾。

6. 逐次近似再構成法 DRAMA の研究

最後のトピックとして、田中先生が晩年に取り組んだ逐次近似再構成法 DRAMA の研究について述べる。まず、背景として、PET や SPECT の画像再構成法は 1990 年代に FBP 法から最尤推定に基づく MLEM (Maximum Likelihood Expectation Maximization) 法や OSEM (Ordered-Subsets EM) 法に移行した^{23)~25)}。そして、2000 年代前半の時点において、収束が速いブロック反復型の OSEM 法が多くの装置で用いられていたが、サブセット数を大きくすると雑音伝搬が悪く最尤推定解に収束しない問題点が未解決であった。2000 年代前半に田中先生と筆者は共同でこの問題点を解決する収束性に優れた新しい逐次近似法 DRAMA (Dynamic Row-Action Maximum Likelihood Algorithm) の研究を行った²⁶⁾。その後 DRAMA は島津製作所や浜松ホトニクス の PET 装置に実用化され、田中先生も「この研究は快心の研究になった」とよく言っていたものである。以降では、DRAMA の概要を述べる。

画像の画素値を一列に並べた J 次元ベクトルを $\mathbf{x} = (x_1, x_2, \dots, x_J)^T$ 、投影データを一列に並べた I 次元ベクトルを $\mathbf{b} = (b_1, b_2, \dots, b_I)^T$ で表す。また、画像と投影データの関係を表すシステム行列を $A = \{a_{ij}\}$ とする。PET や SPECT の統計的画像再構成法では、雑音が Poisson 分布であることから導かれる次式の対数尤度を最大化することで画像再構成を行う。

$$L(\mathbf{x}) = \sum_{i=1}^I \left[b_i \log \left(\sum_{j=1}^J a_{ij} x_j \right) - \sum_{j=1}^J a_{ij} x_j \right] \tag{20}$$

OSEM 法は式 (20) を最大化する高速に収束する反復法であり、その骨子は以下の通りである。まず、投影データ \mathbf{b} を M 個のサブセット S_1, S_2, \dots, S_M に分割しておく。ただし、高速に収束する分割の方法がよく知られている¹³⁾。そして、次の反復式で画像再構成を行う。

$$x_j^{(k,q+1)} = \frac{x_j^{(k,q)}}{C_{qj}} \sum_{i \in S_q} a_{ij} \frac{b_i}{\sum_{j=1}^J a_{ij} x_j^{(k,q)}} \quad (q = 1, 2, \dots, M)$$

$$C_{qj} = \sum_{i \in S_q} a_{ij}$$

$$x_j^{(k+1,1)} = x_j^{(k,M+1)} \tag{21}$$

Fig. 7 に OSEM 法の動作の様子を模式的に示すが、反復初期段階では高速に最尤推定解 \mathbf{x}_{opt} に近づくが、 \mathbf{x}_{opt} の近くに到達すると振動を起し最終的に \mathbf{x}_{opt} とは異なる誤った周期解に収束する。この現象をリミットサイクルと呼び、その当時多くの研究者によりリミットサイクルを回避

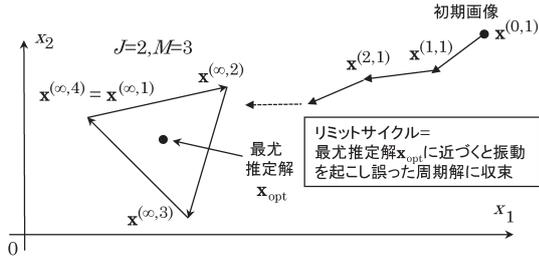


Fig. 7 Illustration of convergence behavior of OSEM algorithm when the number of pixels is $J=2$ and the number of subsets is $M=3$

して真の最尤推定解を求める研究が行われていた。直感的には、リミットサイクルは雑音のバランスが取れていない雑音特性が悪い画像である。リミットサイクルを回避する先行研究で非常に優れていたのは、BrowneとDePierroによるRAMLA (Row-Action Maximum Likelihood Algorithm)と呼ばれる手法であった²⁷⁾。RAMLAのキーは、リミットサイクルの振動を抑制するため画像修正の量を制御する緩和パラメータを導入して、反復が進むにつれ更新量を小さくする点である。また、RAMLAはリミットサイクルの影響が小さい優れた手法であるため、各サブセット S_q に一つの角度の投影データのみが含まれるいわゆるRow-Action型の収束が最も速い条件で使用する。具体的には、RAMLAの反復式は次式で表される。

$$x_j^{(k,q+1)} = x_j^{(k,q)} + \lambda^{(k)} \frac{x_j^{(k,q)}}{C_j} \sum_{i \in S_q} a_{ij} \left(\frac{b_i}{\sum_{j=1}^J a_{ij} x_j^{(k,q)}} - 1 \right) \quad (q = 1, 2, \dots, M)$$

$$C_j = \max_q \sum_{i \in S_q} a_{ij}$$

$$x_j^{(k+1,1)} = x_j^{(k,M+1)} \quad (22)$$

ただし、 $\lambda^{(k)}$ が緩和パラメータで、反復が進むにつれ $\lambda^{(k)} \rightarrow 0$ ($k \rightarrow \infty$) のようにゼロに近づけて動作させる。

DRAMAの研究の元になったのはRAMLAであり、RAMLAの収束特性を更に改善するために、田中先生は以下のアイデアを考案した。RAMLAでは一反復内で緩和パラメータ $\lambda^{(k)}$ は一定値であるが、それを可変にすれば雑音のバランスが劇的に取りやすくなり更に性能が向上することに気づいた。その理由を以下に述べる。OSEM法やRAMLAでは再構成画像を各メイン反復回数 k の最後に取り出すが、その画像 $\mathbf{x}^{(k, M+1)}$ には最近に使用したサブセットの雑音が強く残り昔に使用したサブセットの雑音は弱くなっている。即ち、全てのサブセット S_1, S_2, \dots, S_M からの再構成画像への雑音の寄与は均一ではない。これが、ブロック反復型の逐次近似法の雑音特性が悪い原因である。この問題点を解決する方法として、緩和パラメータ $\lambda^{(k)}(q)$ をサブセット番号 q に依存して変化させ q が大きくなるに

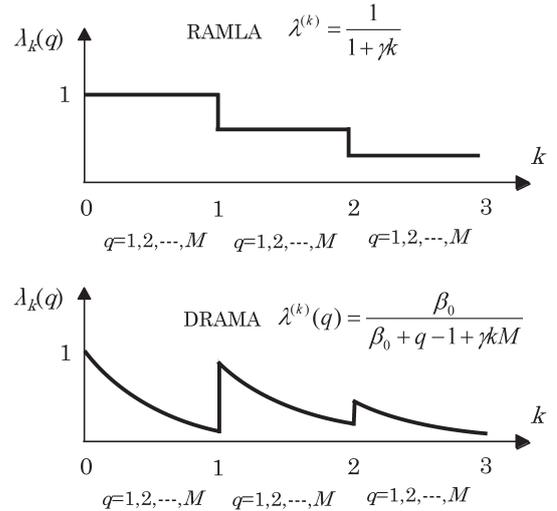


Fig. 8 (a) Control of relaxation parameter $\lambda^{(k)}$ in RAMLA reconstruction algorithm; (b) control of relaxation parameter $\lambda^{(k)}(q)$ in DRAMA reconstruction algorithm

つれ小さくするように制御して、画像を取り出すタイミングで全てのサブセットからの雑音の寄与が均一になるようにする。そして、このアイデアに基づき雑音のバランスが取れる $\lambda^{(k)}(q)$ を自動的に決定する理論を構築した。DRAMAの反復式はRAMLAの式(22)と同じであるが、緩和パラメータが次式のものになる。

$$\lambda^{(k)}(q) = \frac{\beta_0}{\beta_0 + q - 1 + \gamma k M} \quad (23)$$

ただし、 β_0 は一反復中で緩和パラメータをどの程度可変にするかを定めるパラメータで、投影データ方向数・画像サイズ・ポストフィルタ半値幅などの条件から、自動的に決定できる²⁶⁾。また、 γ はRAMLAと同様に反復2回目以降に緩和パラメータをゼロに近づける役割を持ち、この値は経験的に決定する。Fig. 8に、RAMLAとDRAMAの緩和係数制御の違いを示す。実際にDRAMAを実装してその動作を確認すると、RAMLAと比較して反復1回の画像の雑音のバランスがうまく取れかつ空間分解能もOSEM法やRAMLAに匹敵し、驚きの方法である。DRAMAの最初の論文が出版されたのは2003年であったが、田中先生と筆者でその後DRAMAを透過型CTの画像再構成に応用したTransmission DRAMAと名付けた手法の研究、DRAMAを3D PETの逐次近似画像再構成に拡張する研究を行った^{28), 29)}。

Fig. 9に、田中先生が自らプログラムを作成して取得した実験データであるDRAMAの再構成例を示す。FBP法、MLEM法、OSEM法、RAMLA、DRAMAを比較しており結果は鳥瞰図で示しており、DRAMA反復1回の再構成画像はMLEM法の128反復、サブセット数8のOSEM法の16反復に匹敵するものになっている。筆者らは、最近文献²⁸⁾のTransmission DRAMAを低線量X線CTの画像

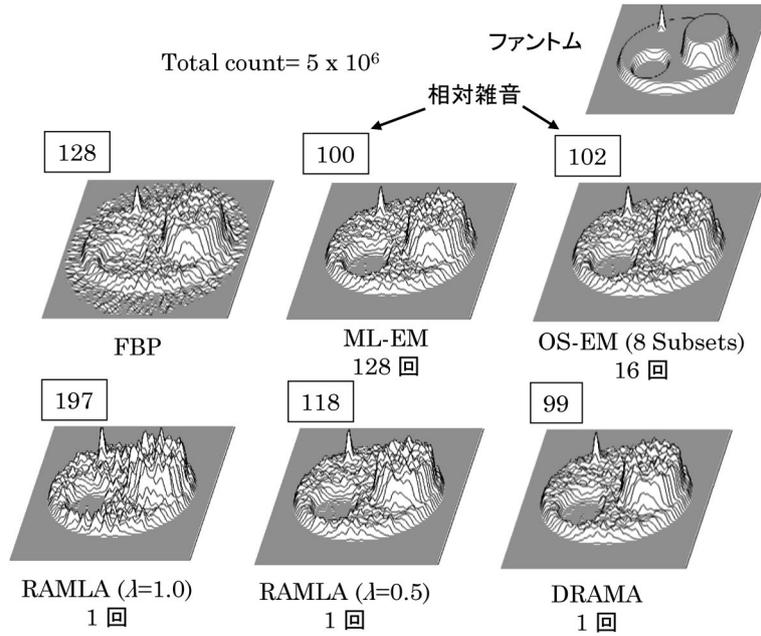


Fig. 9 Comparison of reconstructed images and performances among FBP, MLEM, OSEM, RAMLA and DRAMA. This figure was taken from the slide which Dr. Tanaka used in the tutorial seminar held at JAMIT2014 conference. (Permission to use this figure was granted from Dr. Tanaka's daughter Keiko Tanaka)

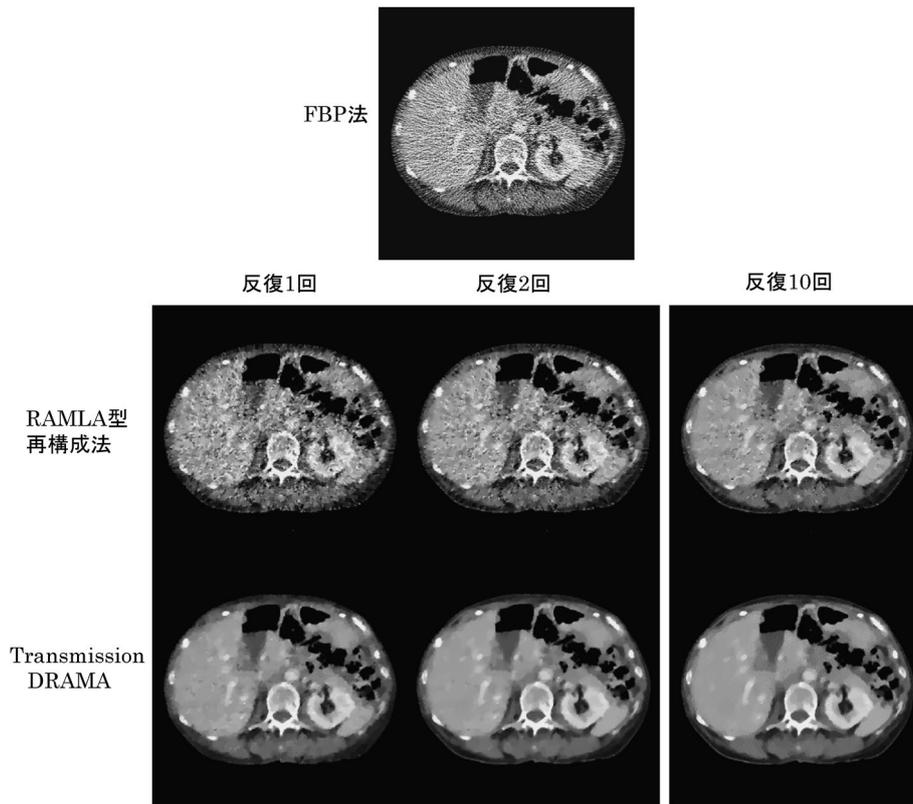


Fig. 10 Reconstructed images by RAMLA-type method and Transmission DRAMA in low-dose X-ray CT, where all the images were smoothed by the same nonlocal means post filter

再構成に応用する研究を行っている。 Fig. 10は、1,024方向の投影データから再構成したRAMLA型手法とTransmission DRAMAの反復1, 2, 10回の再構成画像である。ただし、再構成画像は全て同じ非局所平均(Nonlocal

Means)フィルタでポストスムージングしている。DRAMAの反復1回や2回の再構成画像の雑音特性は劇的によく速く収束する様子が見てとれる。

7. おわりに

本論文では、田中栄一先生のトモグラフィ画像再構成における主要な業績を紹介した。ページ数の制約から割愛した業績としては、頭部用PET装置Positologicaの画像再構成、シンチレーション検出器のパルスパイルアップ補正などがある^{30),31)}。また、田中先生自ら本論文と同様な内容に関して行った講演として文献32),33)があり、執筆にあたり参考にした。最後に、田中先生のご冥福をお祈りして天国で本論文を読んで喜んでくれていることを願っている。

参考文献

- 1) Horn BKP: Fan-beam reconstruction methods. Proc. IEEE 67: 1616–1623, 1979
- 2) Ramachandran GN, Lakshminarayanan AV: Three-dimensional reconstruction from radiographs and electron micrographs, Application of convolutions instead of Fourier transforms. Proc. Nat. Acad. Sci. 68: 2236–2240, 1971
- 3) Shepp LA, Logan BF: The Fourier reconstruction of a head section. IEEE Trans. Nucl. Sci. 21: 21–43, 1974
- 4) Tanaka E, Iinuma TA: Correction functions for optimizing the reconstructed image in transverse section scan. Phys. Med. Biol. 20: 789–798, 1975
- 5) Tanaka E: Generalized correction functions for convolutional techniques in three-dimensional image reconstruction. Phys. Med. Biol. 24: 157–161, 1979
- 6) Bellini S, Piacentini M, Cafforio C, et al: Compensation of tissue absorption in emission tomography. IEEE Trans. Acoust. Speech Signal Process 27: 213–218, 1979
- 7) Tretiak O, Metz C: The exponential Radon transform. SIAM J. Appl. Math. 39: 341–354, 1980
- 8) Inouye T, Kose K, Hasegawa A: Image reconstruction algorithm for single-photon-emission computed tomography with uniform attenuation. Phys. Med. Biol. 34: 299–304, 1989
- 9) Metz CE, Pan X: A unified analysis of exact methods of inverting the 2D exponential Radon transform, with implications for noise control in SPECT. IEEE Trans. Med. Imaging 14: 643–658, 1995
- 10) 工藤博幸, 斎藤恒雄: SPECTにおける解析的画像再構成法の体系化と雑音伝搬特性. 電子情報通信学会論文誌J79-D-II: 977–988, 1996
- 11) Tanaka E: Quantitative image reconstruction with weighted backprojection for single photon emission computed tomography. J. Comput. Assist. Tomog. 7: 692–700, 1983
- 12) Tanaka E, Toyama H, Murayama H: Convolutional image reconstruction for quantitative single photon emission computed tomography. Phys. Med. Biol. 29: 1489–1500, 1984
- 13) 工藤博幸: 投影からの画像再構成. 「医用画像工学ハンドブック」第2章, 日本医用画像工学会, 2012
- 14) Tanaka E: Line-writing data acquisition and signal-to-noise ratio in time-of-flight positron emission tomography. Proc. Workshop on Time-of-Flight Tomography, IEEE Comput. Soc.: 101–108, 1982
- 15) Tomitani T: Image reconstruction and noise evaluation in photon time-of-flight assisted positron emission tomography. IEEE Trans. Nucl. Sci. 28: 4582–4589, 1981
- 16) Bendriem B, Townsend DW: The theory and practice of 3D PET, Springer, 2013
- 17) 田中栄一: 解析的3次元再構成. 日本医用画像工学会誌 Medical Imaging Technology 18: 33–39, 2000
- 18) Colsher JG: Fully three-dimensional positron emission tomography. Phys. Med. Biol. 25: 103–115, 1980
- 19) Kinahan PE, Rogers JG: Analytic 3D image reconstruction using all detected events. IEEE Trans. Nucl. Sci. 36: 964–968, 1989
- 20) Tanaka E, Mori S, Yamashita T: Simulation studies on a pseudo three-dimensional reconstruction algorithm for volume imaging in multi-ring PET. Phys. Med. Biol. 39: 389–400, 1994
- 21) Defrise M: A factorization method for the 3-D x-ray transform. Inverse Problems 11: 983–994, 1995
- 22) Tanaka E, Amo Y: A Fourier rebinning algorithm incorporating spectral transfer efficiency for 3D PET. Phys. Med. Biol. 43: 739–746, 1998
- 23) 田中栄一: PET画像の再構成法の現状と展望. 日本放射線技術学会誌 62: 771–777, 2006
- 24) Shepp LA, Vardi Y: Maximum likelihood reconstruction for emission tomography. IEEE Trans. Med. Imaging 1: 113–122, 1982
- 25) Hudson HM, Larkin RS: Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. IEEE Trans. Med. Imaging 13: 601–609, 1994
- 26) Tanaka E, Kudo H: Subset-dependent relaxation in block-iterative algorithms for image reconstruction in emission tomography. Phys. Med. Biol. 21: 1405–1422, 2003
- 27) Browne J, DePierro AR: A row-action alternative to the EM algorithm for maximizing likelihoods in emission tomography. IEEE Trans. Med. Imaging 15: 687–699, 1996
- 28) Tanaka E, Kudo H: Acceleration of statistical image reconstruction for transmission CT using DRAMA (dynamic RAMLA) strategy. 日本医用画像工学会誌 Medical Imaging Technology 24: 114–124, 2006
- 29) Tanaka E, Kudo H: Optimal relaxation parameters of DRAMA (dynamic RAMLA) aiming at one-pass image reconstruction for 3D-PET. Phys. Med. Biol. 55: 2917–2939, 2010
- 30) Tanaka E, Nohara N, Tomitani T, et al: Stationary positron emission tomography and its image reconstruction. IEEE Trans. Med. Imaging 5: 199–206, 1986
- 31) Tanaka E, Ohmura T, Yamashita T: A new method for preventing pulse pileup in scintillation detectors. Phys. Med. Biol. 47: 327–339, 2002
- 32) 田中栄一: 画像再構成問題—理論と直感—, 第15回日本医用画像工学会大会(JAMIT1996)特別講演, 1996
- 33) 田中栄一: 研究放談 エレガントな解答, 第33回日本医用画像工学会大会(JAMIT2014)チュートリアル講演, 2014

論文紹介

〈連載：RPT誌特集〉

最近のRPT誌レビュー論文から

Title: History of medical physics
 Author: Masahiro Endo
 Radiol. Phys. Tech. 14: 345-357, 2021
 和訳タイトル：医学物理の歴史
 著者：遠藤真広

医学物理は、1900年代の初めのがん治療にラジウム放射線の利用が行われるようになったとき、作業者の被ばく防護などその安全な取扱法を開発することから始まった。そして、第2次世界大戦の終了までには、これに加えてラジウムガンマ線やX線によりがんを安全かつ確実に治療する方法の開発や治療効果を評価するために必要な放射線の投与量の定量化（線量計測）を対象とするようになった。第2次世界大戦中の原子力技術の急速な発展により、大戦後には原子炉で生産される放射性同位元素(RI)を大量に利用できるようになり、RIの医学利用として核医学が始まった。その装置の開発や臨床利用には放射線計測やRIの取り扱いに対する知識や技術が必要とされ、核医学物理が医学物理に加わった。1972年のCTの発明は、臨床医学全体に大きなインパクトを与え、またその頃からMRI装置の開発が始まった。これにより、従来は必ずしも医学物理の領域とみなされていなかったCTやMRIの開発やその画像特性の研究が放射線診断物理として医学物理の領域に加わるようになった。図1はこのような発展過程を示したものである。現在では、医学物理は放射線診断物理、放射線治療物理、核医学物理、医療放射線防護とそれらに関連する放射線計測から成り立っている。このレビュー論文では、そのうち臨床に直接関係する放射線診断物理、放射線治療物理、核医学物理の歴史をコンパクトにまとめている。また、医学物理の始まりや日本の医学物理についても、その始まりと世界的業績について触れている。図2および図3は本レビュー論文に掲載されている歴史的な装置の写真の一部を示す。このほかにもコッククロフト加速器を用いた最初の1 MV治療装置や最初の線量分布計算機など貴重な写真が多数、掲載されているが、著作権者の許可が得られていないため、ここではお示しできない。是非、レビュー論文をご覧ください。

参考文献

- 1) Endo M: History of medical physics. Radiol. Phys. Tech. 14: 345-357, 2021

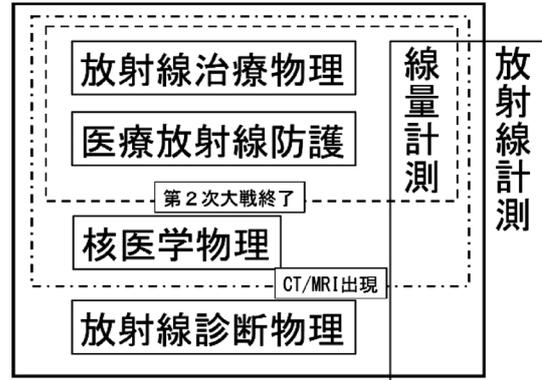


図1 医学物理の範囲の拡大 (Endo, 2021より和訳)

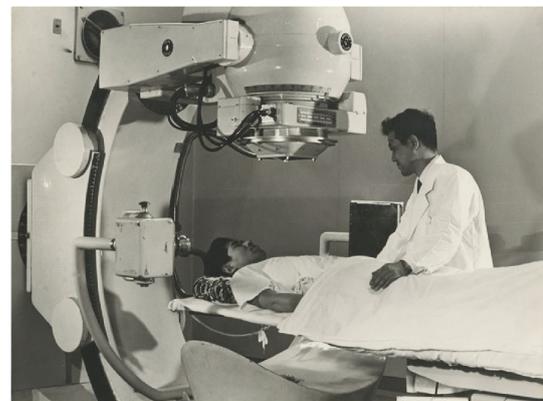


図2 コバルト60治療装置¹⁾



図3 日本最初のPET装置¹⁾

執筆著者：遠藤真広 ((公財)医用原子力技術研究振興財団)

Author: Masahiro Endo

Abstract: This is a review on history of medical physics in Radiological Physics and Technology published by JSRT and JSMP (<https://www.jsmp.org/en/>).

注) 本論文紹介は、JSRT誌との合同企画により両学会誌に掲載しております。

大会開催報告

第9回韓日医学物理学会合同学術大会・ 第122回日本医学物理学会学術大会を終えて

第9回韓日医学物理学会合同学術大会合同大会長

第122回日本医学物理学会学術大会大会長

福田茂一*

国立研究開発法人 量子科学技術研究開発機構

1. はじめに

第9回韓日医学物理学会合同学術大会(The 9th Korea-Japan Joint Meeting on Medical Physics (9th KJMP))・第122回日本医学物理学会学術大会(122nd Scientific Meeting of Japan Society of Medical Physics (JSMP122))は2021年9月9日(木)、10日(金)にオンライン開催されました。また、大会の内容は同年9月13日(月)から9月26日(日)までの期間にビデオオンデマンドで視聴できるように参加者に公開されました。

大会のメイン・テーマは、“Create the Future of Medical Physics Together”です。大会への参加登録者数は372名(JSMP 121名, KSMP 252名)、演題数は145題(口頭発表81(JSMP 43, KSMP 38)、電子ポスター64題(JSMP 21, KSMP 43))でした。

本大会の内容を、開催経緯も交えて紹介します。

2. 開催の経緯

9th KJMPは予定では第120回日本医学物理学会合同学術大会(JSMP120)として、2020年9月に韓国ソウルで開催される予定でしたが、新型コロナウイルス拡大の影響で開催を1年延期することになりました。最終的にはJSMP120はアジアオセアニア医学物理学会大会2020(AOCMP2020)と合同でハイブリッド形式での開催となりました¹⁾。

これに伴い、改めて9th KJMPをJSMP122として2021年9月にチェジュ(韓国)で現地開催することを目指して準備してきました。しかしながら新型コロナウイルス終息の見込がないため韓国医学物理学会(KSMP)と協議を重ねた結果、冒頭で述べたとおりオンラインでの開催およびビデオオンデマンドによる参加者への視聴サービスを行うことになりました。

表1 第9回韓日医学物理学会合同学術大会大会役員

Executive Board Committee & Chairs of 9th KJMP

	Korea (KSMP)	Japan (JSMP)
Executive Committee		
President of 9thKJMP	Lee, Se Byeong	Shigekazu Fukuda
President of Society	Cho, Byungchul	Shigekazu Fukuda
Vice-President	Oh, Young Kee	Hidetoshi Saitoh
General Secretary	Kwak, Jungwon	Naoki Hayashi
Treasurer	Hwang, Ui-jung	Yoshinori Sakurai
Chair		
Advisory Committee	Jahng, Geon-Ho	Toru Yamamoto
Organizing Committee	Kim, Dong Wook	Hideyuki Mizuno
Scientific Committee	Cho, Seungryong	Nobuyuki Kanematsu
Financial Committee	Choi, Sang Hyoun	Hiroshi Oguchi
Promotion Committee	Kim, Jin Sung	Noriyuki Kadoya
Exhibition Committee	Ahn, Sung-Hwan	Mitsuhiro Nakamura
Publication Committee	Park, Jong Min	Tomoyuki Hasegawa
Local Committee	Park, So-Hyun	—
	Byungdo Park	

* 連絡著者(corresponding author) 国立研究開発法人 量子科学技術研究開発機構 量子生命・医学部門 QST病院 放射線品質管理室 [〒263-8555 千葉県稲毛区穴川4-9-1]

Radiation Quality Control Section, QST Hospital, Quantum Medical Science Directorate, National Institutes for Quantum Science and Technology, 4-9-1 Anagawa, Inage-ku, Chiba 263-8555, Japan

E-mail: fukuda.shigekazu@qst.go.jp

3. 大会役員

大会役員を表1に示します。9th KJMPはKSMPがホストで大会長はLee Se Byeong氏が務められました。日本側の合同大会長はこれまでの慣例でJSMP会長の福田が務めています。JSMP側のSecretary Generalには林直樹国際交流委員長に担当していただきKSMP側との調整に尽力していただきました。Scientific Committeeの委員長には兼松伸幸大会支援委員長に就任していただき大会プログラムの編成・講演者の選定に尽力いただきました。

4. セッションの紹介

大会プログラムを表2に示します。

表2 第9回韓日医学物理学会合同学術大会プログラム

Day 1 (Sep. 9, 2021)		
Opening Ceremony ALL		
09:00-09:10	Welcome Address Congratulatory Remarks	Se Byeong Lee Co-President of KJMP Byungchul Cho President of KSMP Shigekazu Fukuda Co-President of KJMP; President of JSMP
Keynote Session (40 mins Presentations/5mins Q&A) ALL		
Chairs: Byungchul Cho Asan Medical Center, National Institutes for Quantum and Radiological Science and Technology		
09:10-09:55	AAPM's vision for global collaborations	Saiful Haq Ex-President of American Association of Physicists in Medicine
09:55-10:40	Medical Physics education and profession in AFOMP region - need for greater international cooperation and way forward	Arun Chougule President of Asia Oceania Federation of Organizations for Medical Physics
10:40-10:50	Break	
Symposium 1: AI and Human Together (25 mins Presentations/5 mins Q&A) ALL		
Chairs: Jung-in Kim Seoul National University Hospital, Taiki Magome Komazawa University		
10:50-11:20	Deep-learning inspired imaging in medicine	Jong-Chul Ye KAIST
11:20-11:50	AI driven applications in medical physics	Junichi Kotoku Teikyo University
11:50-12:20	Deep Learning Enabled Ultra-low-dose CT Imaging and Healthcare Innovation	Jonghyo Kim Seoul National University
Industrial Talk 1 (HDX) Channel A		
Moderator: TBA		
12:20-13:20	Artificial Intelligence for Safer, Faster Radiotherapy	John Sage Mirada Medical
Industrial Talk 2 (Raysearch Lab) Channel B		
Moderator: Jinsung Kim Yonsei University		
12:20-13:20	RayStation and RayCare - Release update 2021 Clinical introduction of RayStation for Carbon Ion Therapy at Yamagata University Faculty of Medicine	Erik Tranese Raysearch Labs Takayuki Kanai Yamagata University

Day 1 (Sep. 9, 2021)		
Industrial Talk 3 (DK Medical Solution) Channel C		
Moderator: Juhyun Lee DK Medical Solution		
12:20-13:20	Sumitomo's Latest Proton Therapy Technologies	Kenzo Sasai Sumitomo Heavy Industries, Ltd.
13:20-14:00	Virtual Vendor Booth Visit	
Oral Session 1: Multi-disciplinary Track (7 mins Presentations/2 mins Q&A) Channel A		
Chairs: Hosang Jeon Busan University Hospital, Naoki Hayashi Fujita Health University		
Oral Session 2: Therapy Track (7 mins Presentations/2 mins Q&A) Channel B		
Chairs: Jungmin Seo Busan Catholic University Hospital, Toru Kojima Saitama Cancer Center		
YIA Competition 1 (7 mins Presentations/2 mins Q&A) Channel C		
Chairs: Wonmo Sung Catholic University Hospital, Taiki Magome Komazawa University		
15:30-15:40	Break	
Symposium 2: X-ray and Particle Together (25 mins Presentations/5 mins Q&A) ALL		
Chairs: Makoto Kim National Cancer Center, National Institutes for Quantum and Radiological Science and Technology		
15:40-16:10	Clinical experiences in photon and proton therapies	Hideyuki Mizuno Haecheul Park Sungkyunkwan University School of Medicine
16:10-16:40	Charged-particle therapy with multiple ion beams	Taku Inanwa National Institute for Quantum and Radiological Science and Technology, Japan
16:40-17:10	Medical physicist's roles in multi-beam therapy era	Jinsung Kim Yonsei University

Day 2 (Sep. 10, 2021)		
Symposium 3: Imaging and Therapy Together (25 mins Presentations/5 mins Q&A) ALL		
Chairs: Jinsu Kim KIRAMS, Shinichiro Mori National Institutes for Quantum and Radiological Science and Technology		
09:00-09:30	Advanced preclinical PET imaging techniques	Jaesung Lee Seoul National University
09:30-10:00	Radiomics and theragnosis approaches for precision medicine	Hideyuki Mizuno Kyushu University
10:00-10:30	MR-LINAC research focuses	Noriyuki Kadoya Tohoku University
10:30-10:40	Break	
Oral Session 3: Imaging Track (7 mins Presentations/2 mins Q&A) Channel A		
Chairs: Kyeong Min Kim KIRAMS, Makoto Sakai Gunma University		
Oral Session 4: Data Science Track (7 mins Presentations/2 mins Q&A) Channel B		
Chairs: Chul Hee Min Yonsei University, Satoru Sugimoto Juntendo University		
YIA Competition 2 (7 mins Presentations/2 mins Q&A) Channel C		
Chairs: Yoonsung Chung Hanyang University, Satoshi Kito Komagome Hospital		
Industrial Talk 4 (Elekta) Channel A		
Moderator: TBA		
12:10-13:10	Precision Radiation Medicine - Improving ACCESS through Automation	Raniel Sarmiento Elekta
Industrial Talk 5 (Varian) Channel B		
Moderator: Selena Hsieh , Min-Joo Kim (Varian)		
12:10-13:10	Adaptive Intelligence™ with Ethos (tentative)	Jeremy Booth Royal North Shore Hospital, Univ. of Sydney
Industrial Talk 6 (Lap Laser) Channel C		
Moderator: TBA		
12:10-13:10	Building Future QA Solutions for Patient Safety with LAP	Elaine Matthews LAP Gen® Laser Applikationen
13:10-13:30	Virtual Vendor Booth Visit	

Day 2 (Sep. 10, 2021)		
Poster Session 1 (Fast View) Channel A		
Chairs: Kihong Son ETRI, Hideyuki Mizuno Kyushu University		
Poster Session 2 (Fast View) Channel B		
Chairs: Minjae Park Asan Medical Center, Kenta Takada Gunma Prefectural College of Health Sciences		
Poster Session 3 (Fast View) Channel C		
Chairs: Rizza Pua KAIST, Hirokazu Mizuno Osaka Rosal Hospital		
14:30-14:40	Break	
Oral Session 5: Therapy Track (7 mins Presentations/2 mins Q&A) Channel A		
Chairs: Young Kyung Lim National Cancer Center, Mutsumi Tashiro Gunma University		
Oral Session 6: Multi-disciplinary Track (7 mins Presentations/2 mins Q&A) Channel B		
Chairs: Changhwan Kim Yonsei University Hospital, Hideyuki Takei University of Tsukuba		
Oral Session 7: Therapy Track (7 mins Presentations/2 mins Q&A) Channel C		
Chairs: Myonggeun Yoon Korea University, Toshiyuki Toshio Nagoya Proton Therapy Center		
16:10-16:40	Break & Award Committee Meeting	
16:40-17:10	Award Ceremony & Closing Address	

The 9th Korea-Japan Joint Meeting on Medical Physics
 In conjunction with the 42nd Scientific Meeting of KSMP and the 12th Scientific Meeting of JSMP



[Keynote Session: Create the Future of Medical Physics Together] Q&A
 Chairs: Byungchul Cho, Shigekazu Fukuda
 AAPM's vision for global collaborations
 Saiful Huq (Ex-President of American Association of Physicists in Medicine)



Chair: Byungchul Cho



Speaker: Saiful Huq

写真1 講演の様子
 米国医学物理学会 (AAPM) 前会長 Saiful Huq 氏による講演

4.2 招待講演

大会のメイン・テーマ “Create the Future of Medical Physics Together” に基づいて、3つのサブ・テーマ “AI and Human Together”, “X-ray and Particle Together”, “Imaging and Therapy Together” のシンポジウムを企画しました。KSMP, JSMPからそれぞれのテーマの専門家を講演者として招待しました。ここではJSMPが招待した講演を紹介します。

一つ目のシンポジウム “AI and Human Together” では、古徳純一先生 (帝京大) に “AI driven applications in medical physics” の演題で医学物理における人工知能の活用について講演していただきました。二つ目のシンポジウム “X-ray and Particle Together” では、稲庭拓先生 (量研機構) に “Charged-particle therapy with multiple ion beams” の演題で最新の粒子線治療の話題として複数のイオン種を用いた治療方法の開発について紹介していただきました。三つ目のシンポジウム “Imaging and Therapy Together” では、有村秀孝先生 (九州大) に “Radiomics and theragnosis approaches for precision medicine” の演題で、角谷倫之先生 (東北大) に “MR-LINAC research focuses” の演題でそれぞれ診断と治療の融合について最新の知見について講演いただきました。

4.3 メーカーによる講演

大会両日のお昼休みの時間には、メーカー各社による最新トピックスの講演がありました。

HDX社からは “Artificial Intelligence for Safer, Faster Radiotherapy”, Raysearch Lab社からは “RayStation and RayCare- Release update 2021” および “Clinical introduction of RayStation for Carbon ion Therapy at Yamagata University Faculty of Medicine”, DK Medical Solution社からは “Sumitomo's Latest Proton Therapy Technologies”, Elekta社からは “Precision Radiation Medicine-

表3 第9回韓日医学物理学会合同学術大会 各賞受賞者リスト (JSMP, 敬称略)

口頭発表優秀賞 (金賞) 中田麻友 (高清会高井病院) “Evaluation the Validity of Skin Clinical Doses in Carbon Ion Radiotherapy Based on Biological Indicators”
口頭発表優秀賞 (銀賞) 宮崎康一 (北海道大) “Deformed Dose Restoration for Online Adaptation of Inter-Fractional Anatomical Changes in Proton Therapy”
口頭発表優秀賞 (銅賞) 奥畑勝也 (近畿大) “Dosimetric Characteristics of a Thin Bolus with Real Time Variable Shape Tungsten Rubber for Photon Beam”
ポスター発表優秀賞 榎本裕美 (杏林大) “Dosimetric Impact of Multi-Leaf Collimator Positional Errors on Dose Distribution and Related Factors in Intensity-Modulated Radiation Therapy”
ポスター発表優秀賞 浅野涼花 (北海道大) “Data Augmentation of 4DCT Dataset Based on Principal Component Analysis of Deformation Vector Field”
ポスター発表優秀賞 青山雄太 (北海道大) “Prediction of Internal Markers' Position with Deep Learning in Real-Time Tumor-Tracking Radiotherapy”
若手研究者賞 毛利詩菜 (東北大) “Development of Machine Learning-Based Radiation Pneumonitis Prediction Model with Combination of Conventional, Functional Dosimetric Parameters and Clinical Factors in NS-CLC Patients”
若手研究者賞 広瀬貴章 (九州大) “Pretreatment Prediction of Radiation Pneumonitis Based on Deep Transfer Learning after Lung Cancer Stereotactic Body Radiation Therapy”

Improving ACCESS through Automation”, Varian 社からは “Adaptive Intelligence™ with Ethos”, Lap Laser 社からは “Building Future QA Solutions for Patient Safety with LAP” の講演がありました。

4.4 閉会式および表彰

閉会式において口頭発表優秀賞，ポスター発表優秀賞，若手研究者賞が表彰されました。

JSMPからは中田麻友先生（高槻会高井病院）が “Evaluation the Validity of Skin Clinical Doses in Carbon Ion Radiotherapy Based on Biological Indicators” の演題で口頭発表優秀賞（金賞）を受賞されました。また，ポスター発表優秀賞は3名，若手研究者賞は2名の方が受賞されました。各受賞者については表3に示します。

5. 最後 に

9th KJMPおよびJSMP122は新型コロナウイルスの影響で予定していた時期よりも1年遅れでの開催となりました。残念ながら現地開催はできずオンラインでの開催となりましたが，今回の開催にあたりKSMPとJSMPの関係者の協議は合計10回におよびこれまでの大会以上に双方の協力関係が築けたと思います。

第10回日韓医学物理学学会合同学術大会(10th JKMP)は2024年に第128回日本医学物理学学会学術大会(JSMP 128)と共に日本で開催される予定です。

9th KJMPおよびJSMP122開催に関して，改めて，大会役員ならび関係者の方々に感謝いたします。

参考文献

- 1) 福田茂一：第120回日本医学物理学学会学術大会を終えて．医学物理41：59-63, 2021

施設紹介

九州大学大学院医学研究院保健学部門医用量子線科学分野の紹介

有村秀孝*

九州大学大学院医学研究院保健学部門医用量子線科学分野

Introduction of Medical Physics Course in Kyushu University

Hidetaka ARIMURA

Division of Medical Quantum Science, Department of Health Sciences, Faculty of Medical Sciences, Kyushu University

1. 施設概要

九州大学大学院医学系学府保健学部門医用量子線科学分野は、福岡市東区馬出の九州大学病院キャンパスに位置し、博多駅、福岡空港からも約30分圏内のアクセスのよい立地です。

昭和29年九州大学医学部附属診療エックス線技師学校としてスタートし、昭和46年九州大学医療技術短期大学部（看護学科・診療放射線技術学科・衛生技術学科）を経て、平成15年九州大学医学部保健学科第1期生が入学、修士課程、博士課程を随時設置し現在に至ります。

医用量子線科学分野ではアジア保健学コースを設置し、留学生も積極的に受け入れています。また、がん専門の医療人材育成（がんプロフェッショナル）では、先端医用量子線技術科学コースを設置し、放射線治療や核医学の専門性の高い知識や技術に加えて医学物理の知識を備えた、高度化するがん医療に貢献できる人材の養成、特に医学物理の技術者・研究者や医学物理士の資格を持った診療放射線技師の育成を目指しています。

- ・所属教員：5名の教授，4名の准教授，1名の講師，2名の助教（合計12名）（2022年2月現在）
- ・学生数：学部1学年33人×4学年＝約132名，修士12名×2学年＝約24名，博士（社会人を含む）約20名，留学生約6名
- ・保有している装置：CT，超音波検査装置他

2. 教育活動

医師，診療放射線技師，理工系の教員が一丸となって，学部では診療放射線技師教育，大学院では医学物理士教育に精力的に取り組んでいます。

2.1 認定医学物理教育コース

本学医用量子線科学分野の修士課程は医学物理教育を行う「医学物理教育コース」として医学物理士認定機構より

認定されており，医学物理士を育成することも目的の一つです。放射線治療・診断分野において，医学物理士を取得する大学院生，診療放射線技師，医学物理研究者の方が増えています。就職後に関われる業務の可能性の幅が広がります。

本専攻の医学物理士認定試験実績（2011～2021）：受験者数73，合格者数：43，平均合格率59%，主に修士の学生が合格を目指しています。

2.2 新ニーズに対応する九州がんプロ養成プラン先端医用量子線技術科学コース講演会

毎年2回程度開催，医学物理士認定機構から認定を受けた単位認定講習会として開催しています。学外からの参加も受け付け，卒後教育の一環としても開催しています。

3. 研究活動

医用量子線科学分野は，医用放射線科学講座と基礎放射線科学講座から成り，3名が放射線科医，6名が診療放射線技師，3名が理工系出身の教員です（4名が医学物理士資格者）。多様な教員が各自の専門分野で独創的な研究を推進しています（図1）。この図から一句。

「ベクトルは多様な向きに量子線」

紙面の都合上，今回7名の先生の研究室を紹介します。他の先生の情報や詳細は以下のホームページ（<http://web.shs.kyushu-u.ac.jp/~mp/memberlist/>）をご覧ください。

- 1) 佐々木雅之研究室：核医学，核医学技術に関係する研究を行っています。
 - ・中枢神経系の分子イメージング
 - ・腫瘍の分子イメージング
 - ・分子イメージング装置および技術
 - ・代表的成果：新しく開発されたSiPM半導体PET/CT装置の定量性と画質における優位性を従来型PMT-PET/CT装置と比較検証しました¹⁾。
- 2) 杜下淳次研究室：画像の自動認識と個人識別，画像表

* 連絡著者 (corresponding author) 九州大学大学院医学研究院保健学部門医用量子線科学分野 [〒812-8582 福岡市東区馬出3丁目1番1号]

Division of Medical Quantum Science, Department of Health Sciences, Faculty of Medical Sciences, Kyushu University, 3-1-1, Maidashi, Higashi-ku, Fukuoka 812-8582, Japan

E-mail: arimura.hidetaka.616@m.kyushu-u.ac.jp

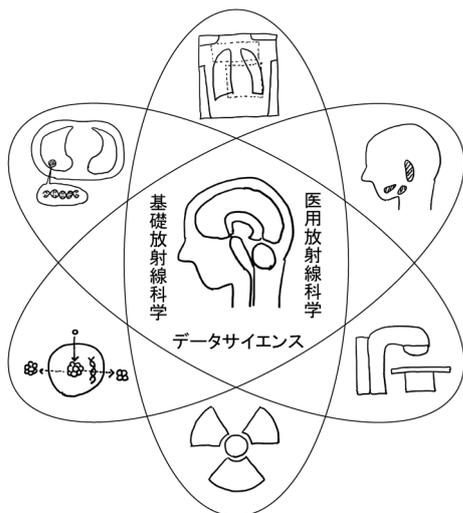


図1 医用量子線科学分野の独創的な研究

示に関する研究²⁾を行っており、以下のテーマを扱っています。

- ・ X線画像に対する biological fingerprints の開発と個人識別への応用
 - ・ 法医学および法歯科学に対する biological fingerprints の開発と個人識別への応用
 - ・ 死後CT画像を用いた身元確認法に関する研究
 - ・ 医用画像LCDの特性に関する研究
 - ・ 代表的成果：HPをご参照ください(<https://hyoka.ofc.kyushu-u.ac.jp/search/details/K002566/index.html>)
- 3) 藪内英剛研究室：CT, MRIによる機能的画像診断に関する研究を行っています。
- ・ IVIM-DWI (intra-voxel incoherent motion-diffusion weighted imaging)
 - ・ compressed SENSE
 - ・ perfusion MRI
 - ・ ultra high resolution CT
 - ・ 代表的成果：唾液腺腫瘍の鑑別診断に、従来法である造影dynamic MRIや拡散強調MRIにpermeability imagingから得られるKepを加えることで、感度・特異度が92%・94%までに有意に向上しました³⁾。
- 4) 有村秀孝研究室：画像解析, 画像処理, レディオミクス, 医療AI, 画像生検をキーワードに、以下のテーマに関係する研究を行っています。
- ・ がん治療のための診断と治療におけるレディオミクス研究
 - ・ がんの治療支援と画像診断のための医療AIと画像処理の研究
 - ・ 画像生検の基礎研究
 - ・ HP：<http://web.shs.kyushu-u.ac.jp/~arimura/>
 - ・ 代表的成果：非小細胞肺癌患者においてホモロジー(ベッチ数)特徴量に基づく機械学習モデルがEGFR遺伝子変異を、従来のレディオミクス特徴量より、より高

いAUCでかつより頑強に検出できる可能性 [test AUC: 0.77 (ホモロジー), 0.71 (従来法)] を示しました⁴⁾。

- 5) 藤淵俊王研究室：医療現場における患者および放射線業務従事者の放射線防護と安全管理, シミュレーション, 可視化, 教材開発をキーワードに以下のテーマに関する研究を行っています。
- ・ モンテカルロシミュレーションを活用した医療放射線防護に関する研究
 - ・ 放射線診療のための新しい線量測定・評価手法の開発に関する研究
 - ・ クロスリアリティ (VR, AR, MR) を利用した放射線防護教材の開発に関する研究
 - ・ 代表的成果：Webブラウザ上で拡張現実と仮想現実を使用して散乱放射線を視覚化するのに役立つ放射線防護の教材を開発し、実際に学部授業で使用してその有効性を調査しました。アンケートの結果、教材は新鮮で利用者の関心を集めていること、放射線防護についての理解と信頼が向上したことが示されました⁵⁾。
- 6) 納富昭弘研究室：放射線計測, 線量評価をキーワードに放射線医療で発生する放射線の測定手法開発に関する実験研究を行っています。
- ・ 高エネルギーX線治療で発生する光中性子の高感度検出技術の開発 (ヨウ素自己放射法)
 - ・ ホウ素中性子捕捉療法 (BNCT) におけるホウ素線量分布の可視化に関する研究
 - ・ 診断領域X線, 治療用荷電粒子線の水発光現象による可視化に関する研究
 - ・ 代表的成果：中性子のホウ素捕獲反応で生じる荷電粒子のエネルギー付与分布を、ホウ素添加液体シンチレータとCCDカメラのシステムで光学的に直接観測することに初めて成功しました⁶⁾。
- 7) 佐々木智成研究室：放射線治療全般に関して臨床的な疑問を解決することを主な目的として九州大学病院, 原三信病院などと協力して以下のテーマについての研究を行っています。
- ・ Tomotherapyを用いた全身照射に関する研究 (原三信病院)
 - ・ 肺癌治療に対する治療計画装置・計算アルゴリズムの違いに関する研究 (九州大学病院)
 - ・ 代表的成果：Tomotherapyによる全身照射においてTomoHercalによる照射とTomoDirectによる照射を比較した場合、TomoDirectではその最多である12門の照射は必要なく8門程度でも同程度の線量分布を得ることができます⁷⁾。

4. 研究者の日常

A氏のある1週間のスケジュール
月曜：講義3コマ, 学生との質疑応答に四苦八苦。

火曜：大学院学生との研究ミーティングなど。かなりいける学生の疑問や質問に、たじたじになりながら、教えられる日々。「実るほど頭を垂れる稲穂かな」
 水曜：午前会議，午後大学業務，依頼原稿書きなど
 木曜：午前大学業務，午後学生と個別ミーティング，共同研究者との研究打合せなど
 金曜：論文や原稿執筆，学生の論文の推敲など
 土曜：セミナー参加，社会人博士学生のオンライン指導，日本酒で晩酌。
 日曜：散歩，読書，昼寝，月曜講義の予習
 講義用ZoomのURLを送り忘れた！と日曜の夜あたふたするA氏である…

5. 国際活動

本学保健学科では国際フォーラムを毎年開催し，分野ごとに特色ある取り組みを行っています。医用量子線科学分野ではStudents Meetingという留学生や留学経験のある日本人学生の体験談などを発表する機会を設けて，国際交流を推進しています。

コロナ前は協定校などへの海外留学，国際会議への出席，または海外の共同研究者との共同研究のための渡航，留学生獲得のためのリクルート活動を行っていました。昨今はこれまでの交流実績のある大学とオンラインでの交流会や研究会を行っています。2020年度はインドネシアのバンドン工科大学，ベトナムの国立大学科学大学ホーチミンとオンラインシンポジウムを開催。2021年度はマレーシアのマラヤ大学とのシンポジウム，ハンズオンセミナーを開催しました。海外の大学の教員を非常勤講師として迎え，英語講義や研究ミーティングを行い，今後も積極的に国際交流を継続し，国際化を推進しています。

6. 卒業後の進路，主な就職先

学部の卒業生は，診療放射線技師の資格を取得し，基幹病院，地域の病院，保健・健診施設などの医療現場で活躍しています。また，大学院に進学し，教育者・研究者を目指す学生もいます。大学院で学んだ医学と理工学の学際領域研究の経験を活かして，産業界や医療業界においてソフトウェア開発などへ活躍の場を広げる卒業生もいます。

2020年度学部：大学病院(10)，公的病院(4)，民間病院(11)，大学院進学(10)，企業(1)

2020年度修士：大学病院(4)，公的公立病院(2)，企業(2)，民間病院(2)

2019年度学部：大学病院(9)，公的病院(1)，民間病院(7)，大学院進学(13)，国立病院(2)，公立病院(1)，企業(2)

2019年度修士：大学病院(9)，公的病院(1)，民間病院(1)，企業(1)，博士後期進学(1)

詳細はこちら (<http://www.shs.med.kyushu-u.ac.jp/employment/index.html>)。

7. リクルート

医用量子線科学分野では研究マインドを持った実践的指導者や組織リーダー，研究者，教育者，医学物理士を目指し，修士課程，博士後期課程に進学する方を募集しています。九州大学以外の学生や，社会人で進学を希望されている方も積極的に受け入れています。修士課程，博士課程への進学に興味のある方は下記のHPを参照されて，興味のある教員までご連絡ください。 <http://web.shs.kyushu-u.ac.jp/~mp/>

8. 医学物理を志す方へ一言

将来役に立つ，臨床と理論を繋ぐ研究をデータサイエンスに基づき実践できる医学物理研究者を目指して一緒に研究しましょう。医療技術系，理工系出身なら専門分野は問いません。研究意欲のある方なら大歓迎です！我々と一緒に臨床で役立つ独創的な研究を始めてみませんか。最後に一句。

「放射線患者の笑顔と結ぶ春」

参考文献

- 1) Tsutsui Y, Awamoto S, Himuro K, et al.: Evaluating and comparing the image quality and quantification accuracy of SiPM-PET/CT and PMT-PET/CT. *Ann. Nucl. Med.* 34: 725–735, 2020
- 2) Morishita J, Ueda Y: New solutions for automated image recognition and identification: challenges to radiologic technology and forensic pathology. *Radiol. Phys. Technol.* 14: 123–133, 2021
- 3) Yabuuchi H, Kamitani T, Sagiyama K, et al.: Characterization of parotid gland tumors: added value of permeability MR imaging to DWI and DCE-MRI. *Eur. Radiol.* 30: 6402–6412, 2020
- 4) Ninomiya K, Arimura H, Chan WY, et al.: Robust radiogenomics approach to the identification of EGFR mutations among patients with NSCLC from three different countries using topologically invariant Betti numbers. *PLoS One* 16: e0244354. 2021, doi: 10.1371/journal.pone.0244354
- 5) Nishi K, Fujibuchi T, Yoshinaga T: Development and evaluation of the effectiveness of educational material for radiological protection that uses augmented reality and virtual reality to visualise the behaviour of scattered radiation. *J. Radiol. Prot.* 42: 2022, doi: 10.1088/1361-6498/ac3e0a
- 6) Nohtomi A, Maeda H, Sakamoto N, et al.: First optical observation of ^{10}B -neutron capture reactions using a boron-added liquid scintillator for quality assurance in boron neutron capture therapy. *Radiol. Phys. Technol.* Online ahead of print:2021, doi: 10.1007/s12194-021-00645-z
- 7) Kasai Y, Fukuyama Y, Terashima H, et al.: Dose evaluation indices for total body irradiation using TomoDirect with different numbers of ports: A comparison with the TomoHelical method. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 20: 129–135, 2019

連載コラム シカゴ通信

世界に誇れるスイスの素晴らしい山岳

〈Chicago Report〉 Beautiful Mountains in Switzerland

世界中の多くの地域には、世界最高の高さを誇る山岳があります。しかし、ほとんどの高い山々は多くの方が登山したり、山頂近くを訪れ素晴らしい眺望を楽しむことは不可能です。スイスの高い山岳は例外で、公共の乗り物を利用して多くの著名な山岳の頂上近くまで訪問することができます。これを可能にしたのは、100年以上前から始まったスイスの方々の“驚くほどの長期的な優れた”視野のお陰だと思います。

私は山登りや山の景色が好きなので、スイスの素晴らしい山岳を訪問したいと考えていました。特に学生時代に、東京工業大学の井沢計介教授の講義の中で紹介されたマッターホルン初登頂に関する「アルプス登頂紀」(岩波書店から翻訳本あり)の強烈な印象は50年以上経過した現在も強く残っています。1865年英国人エドワード・ウィンパー達7名によるマッターホルン初登頂とその直後の下山途中にザイルの不慮の切断による4名の滑落の大悲劇はよく知られています。学生時代に読んだこの悲劇の物語はずっと私の心の中に潜んでいましたが、マッターホルンに

行ってみたい強い願望は決して忘れることはありませんでした。2010年6月末にスイスのジュネーブで国際会議CARSが開催されたので、会議の後休暇を取って家族と共にモンブラン、マッターホルンとユングフラウを訪問することにしました。スイスは人口750万人、面積は九州よりやや小さく鉄道が発達しているので、列車やバスによる移動はとても容易で便利です。ホテルやレストランの規模は比較的にじんまりしていますが、とても立派で素敵です。小さなホテルには、素晴らしい個人の邸宅を利用したと思われる優雅な建物もあり、ホテルはインターネットで容易に予約でき、電車などの切符や入場券は現地で購入できます。

ヨーロッパで一番高い山は標高4,807mのモンブランです。ジュネーブからバスで1時間ほどの距離にシャモニーの街(1,036m)があり、そこからゴンドラ(写真1)を二回乗り換えて3,842mにあるエギーユ・デュ・ミディの展望台(写真2)まで行くことができます。ここは平地と比べて酸素の量が極めて少なく“めまい”を感じ歩行困難



写真1 アルプス最高峰(4,807m)のモンブラン(1786年初登頂)へはシャモニー(1,036m)からゴンドラを2回乗り換えエギーユ・デュ・ミディ(3,842m)に到着

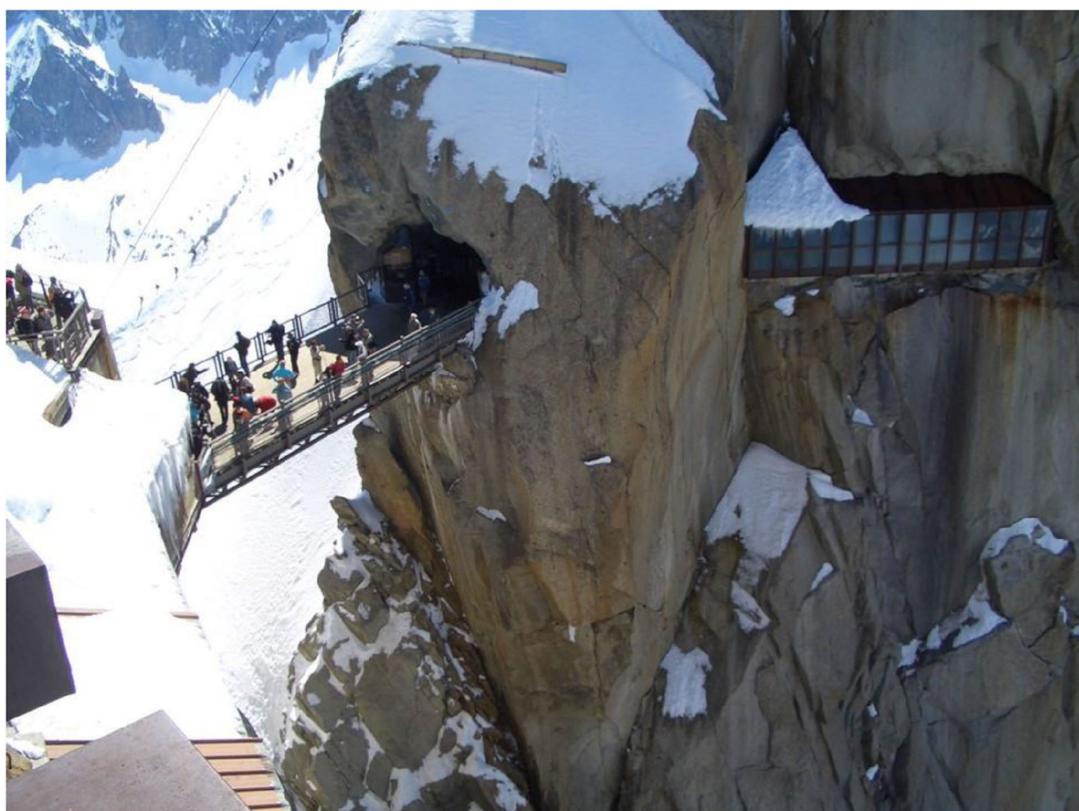


写真2 モンブラン登山口のエギーユ・デュ・ミディには岩と氷の間にレストランがあり、コーヒーで一服し下界との高度（酸素）差調節必要。遠方の雪渓に下山中の2グループが見える。

の場合があるので、展望台に到着したらコーヒーやココアなどを飲んで高度調節をしてから、ゆっくり展望台を見学することが必要です。展望台からは、モンブランへ登山する人達や下山する方々が近くに見えますが、遠くにマッターホルンや雪をかぶった高い山々なども眺めることができます。眼下にはケーブルカー出発地のシャモニーの街（写真3）が驚くほど小さく見えますし、周りの比較的低い山の頂は真夏でも雪のあることがわかります。モンブランの初登頂は、1786年に猟師パルマーと医師パカール（シャモニーには二人の銅像があります）によって実現したのですが、それ以後スイスの山々は次々に征服され、次に述べる1865年のマッターホルン初登頂で黄金期は終わったと言われています。

有名なマッターホルン（4,478m）は見事な4角錐状の岩山（写真4）で知られていますが、この形状の岩でできた山は3方向の異なった氷河の浸食でできたと考えられています。世界中に似たような山が存在しないことからそのような氷河の浸食は珍しいのかもしれませんが、スイスの高い山の登山は、モンブランから始まりほとんどの山は征服されたのですが、最後まで残っていたのはマッターホルンです。前述のエドワード・ウィンパーは、マッターホルン登頂を6回失敗したのですが、1865年の7回目には7名のチームで登頂を試み2日ばかりで初登頂に成功します。し

かし、下山の途中で一人が足を滑らしたのがきっかけで4人が滑落し、途端に踏ん張った3人との間のザイルが切れ、4人はそのまま氷河へと消えたのです。事故後、ウィンパーとガイド親子の責任が追及され査問委員会が開かれ、無罪となったのですが、世間の厳しい批判にあい生存者は苦しい生涯を送ったようです。マッターホルン登山出発地のツェルマット（写真5）の街には亡くなった4人とウィンパーの墓があります。マッターホルンの写真4の中央付近に見える黒点状の陰影は、ヘルンリ小屋で300人が宿泊できます。天気の良い日には300人もの方がマッターホルンの頂上を極めることができるそうです。ツェルマットのホテルで夕食を同席した70歳代のドイツ人はマッターホルン登山を3度も成功したと語っていました。

マッターホルンを眺めるためにマッターホルン・グレーシャー・パラダイスまでケーブルカーで登ると、多くの方はスキーで下山し始めますが、ここからの眺望は実に素晴らしいです。ここはヨーロッパ最高地点（3,883m）の展望台です。マッターホルンは横から眺める感じで今までと比べると大きな感激はありませんが、フランスからオーストリアまで遮るものがない大パノラマを楽しむことができます。その反対側にはゴルナー氷河がありますが、その壮大な規模にはとても驚きます。その氷河の脇に点状にしか見えないのがゴルナーグラート展望台（写真6,7）です。



写真3 エギーユ・デュ・ミディ (3,842m) から眺めるシャモニー (1,035m) の街



写真4 マッターホルン (4,478 m) 麓のヘルンリ小屋 (黒点状, 中央) には300人収容可能



写真5 マッターホルン登山口の“小さく見える”ツェルマットの街 (1,620m)

そこで同じ日の午後、マッターホルンからツェルマットに戻り、別の登山電車でゴルナーグラート展望台を訪問しました。ここからの展望は、息をのむような巨大な風景でした。写真では実際に目で見た印象の数分の1程度しか表現できないと想像します。このような巨大な空間に巨大な山岳や氷河を見たことがありませんので、説明が困難と感じています。その印象の一部(写真8, 9)を示します。実際には、この写真の数倍の景色を想像してください。

次はユングフラウ (4,158m) (写真10) を訪問するためにインターラーケンに移動し宿泊します。ユングフラウヨッホ (3,454m) 訪問にはクライネシャイデックからのユングフラウ鉄道による特別の山岳電車を利用します。この電車は1895年から16年の年月をかけてアイガー (3,970m)、メンヒ (4,099m)、ユングフラウの岩山の中にトンネルを掘り、多くの人が電車を利用することで1912年には素晴らしいスイスの山の頂上近くまで行くことができるようになったのです。このユングフラウ鉄道の途中のアイガー北壁には途中駅があり、ここから下界のク

ライネシャイデックの街(写真11)を眺めることができます。ここ以後、緑色の草原を見るのは帰路につくまで眺めることはできません。この途中駅からは遭難者を救助することもあり、ハリウッド映画にもなっています。スイスの電車や高山列車の料金は決して安くはありませんが、スイスの人々の思慮深さには、驚くとともに敬意の念を抱かざるを得ないと思います。

ユングフラウヨッホ駅は岩山の中にあるのですが、ここを出てから外を眺めると、周囲は途中駅の景色とは全く異なる雪原と氷河の世界に驚きます。ユングフラウヨッホ駅は、今までと反対側(あるいは裏側に相当)のユングフラウの裏斜面に出ていることに気がつきます。ユングフラウは右手に雪を被った頂上があり、登山する人達が見られます。目の前には、ヨーロッパ最長の巨大なアレッチ氷河(写真12)が大きく広がっているのがわかります。この氷河は長さ23km、厚さ900mで、1年に180cm移動しています。この氷河の中に掘られたトンネルを通り抜けることができます。ここには1922年から観測を始めた天文台(写真13)があり、展望台にもなっています。展望台の左側には、短いスキーやスノーボードコースやガイドによる氷河トレックやメンヒ登山などを楽しむことができます。

(2022年2月24日記 土井邦雄*)

土井邦雄^{1,2}

¹ シカゴ大学

² 群馬県立県民健康科学大学

Kunio Doi^{1,2}

¹ The University of Chicago

² Gunma Prefectural College of Health Sciences

*E-mail: k-doi@uchicago.edu



写真6 マッターホルン・グレーシャー・パラダイスから豆粒のように見えるゴルナーグラート展望台と周囲の山岳および手前のゴルナー氷河



写真7 スイスアルプス最高地に位置するゴルナーグラート展望台（写真6の豆粒）。マッターホルン、モンテローザ、ゴルナー氷河などの想像を絶する雄大な景観を眺めることができる。

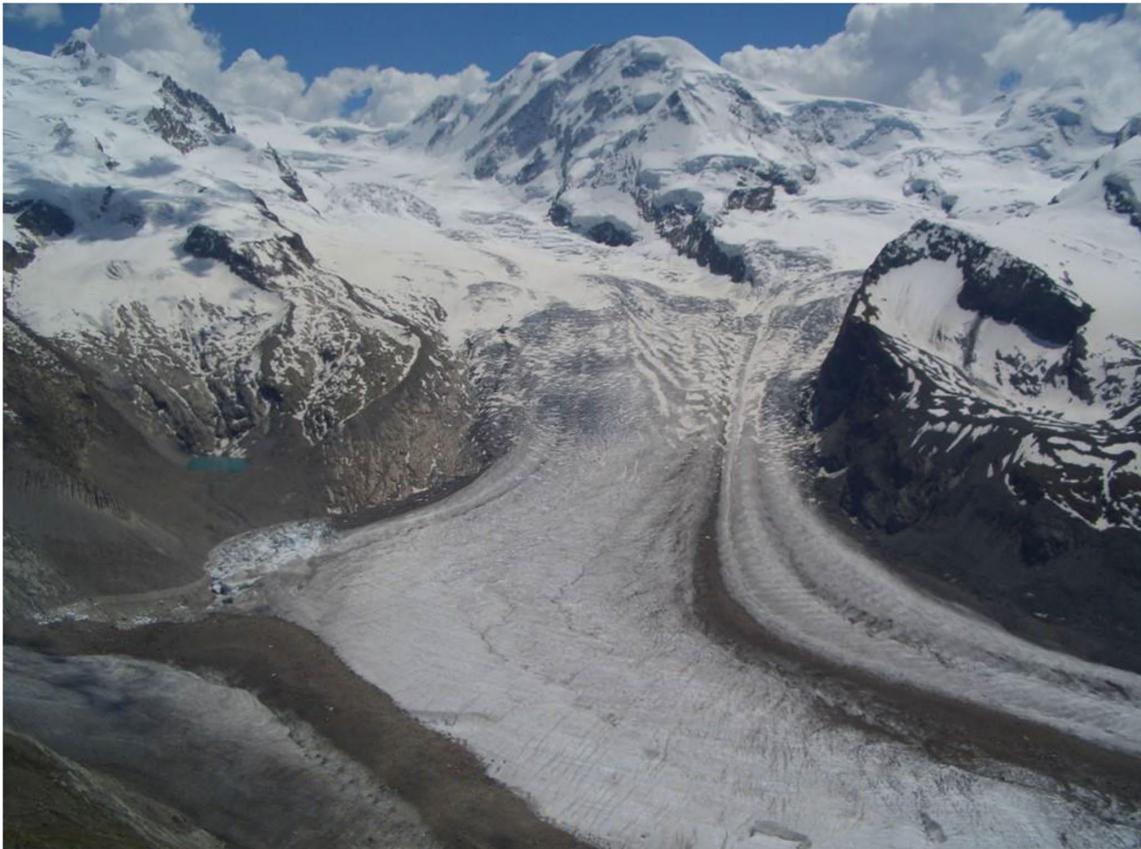


写真8 モンテローザ (4,634m) とゴルナー氷河：ゴルナーグレート展望台から左方向の眺望

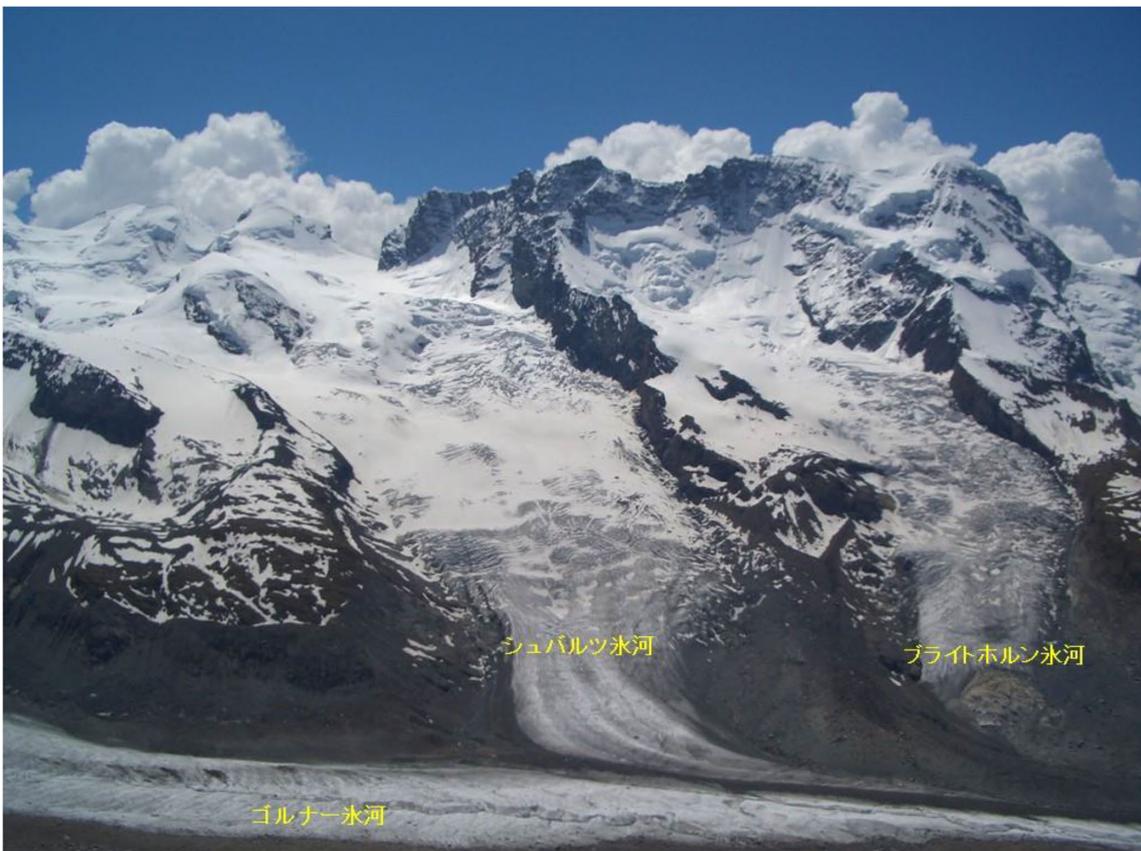


写真9 ゴルナーグレート展望台から眺める正面方向の3つの氷河（左：シュバルツ氷河，右：ブライトホルン氷河，下：ゴルナー氷河）。この写真の右外側方向には，マッターホルン・グレーシャー・パラダイス，テオドール氷河とマッターホルンが見られる。



写真10 ユングフラウ (4,158m) 初登頂1811年

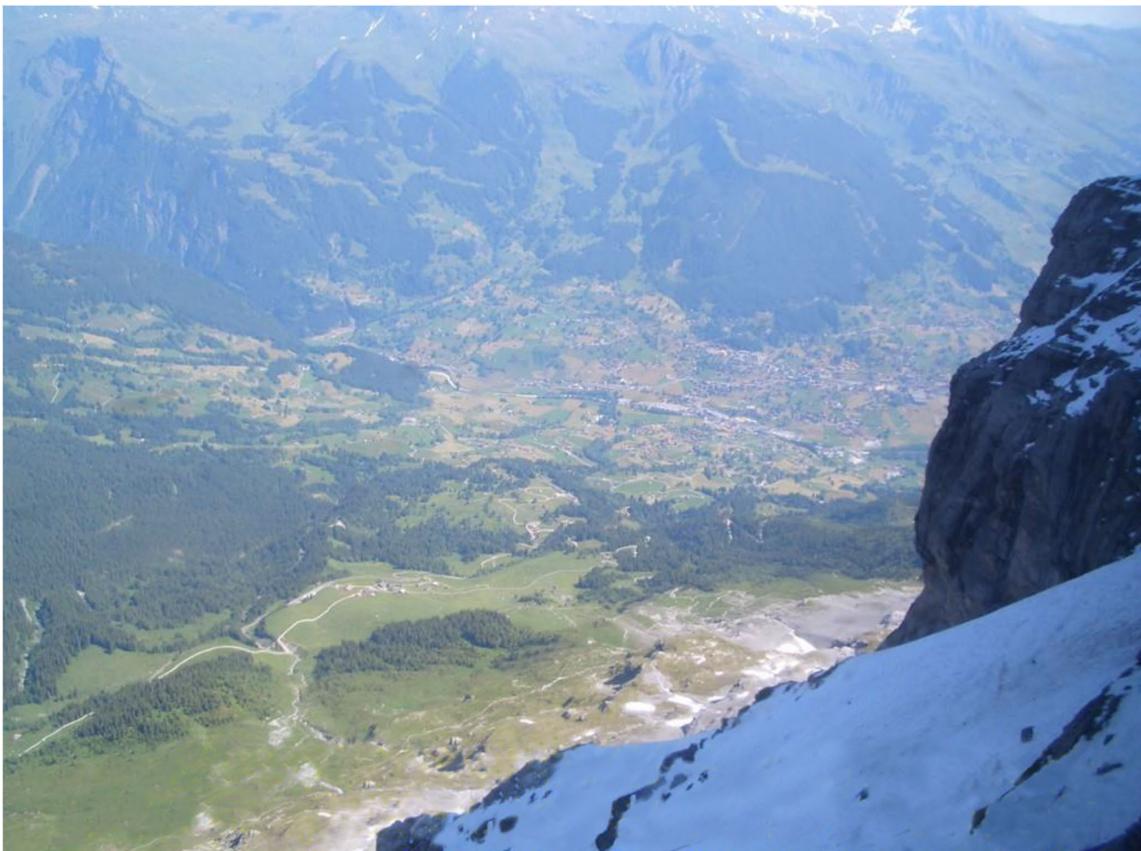


写真11 ユングフラウ鉄道途中駅アイガーヴァント駅 (2,865m) (アイガー北壁のど真ん中) から眺めるクライネシャイデックの街



写真12 ユングフラウヨッホから眺めるヨーロッパ最長（22km）のアレッチ氷河、氷厚900m、1年に180m移動。氷河の中のトンネルを歩くことができる。



写真13 ユングフラウヨッホにあるスフィンクス展望台（3,571m）。左側の山はユングフラウ（4,158m）の頂上。

編集後記

本号には日本医用画像工学会 (JAMIT) と本学会の合同企画により故田中栄一名誉会員に関わる特集を掲載いたしました。その趣旨については巻頭言に譲ることとして、ここではその経緯に触れたいと存じます。発端は追悼のための小特集をという遠藤真広元会長によるご提案でした。それは村山秀雄元編集委員長へ追悼文執筆をご依頼するやりとりの中でしたが、すぐにその企画もお任せすることとなりました。そこで心配されたのは、すでに JAMIT では秋の学術大会に向けて「田中栄一先生追悼の集い」の準備が進められていたため (後に JSMP も共催)、JAMIT の学会誌である Medical Imaging Technology (MIT) 誌でも同様の特集が企画されれば、執筆者の取り合いになりかねないということでした。幸い、JAMIT 会長の工藤博幸先生と MIT 誌編集委員長・伊藤聡志先生のご賛同も得られ、両理事会の承認のもと本特集の実現にいたりました。なお、本誌投稿規定に従い著作権は JSMP が有しますが、特集記事については JAMIT が利用する権利を妨げないよう JAMIT と著作権を共有することを認める形としております。これを機に、お互いの学会誌に目を通す機会が増え、両学会員にさらなる発展がもたらされるならば、それもまた故人のご功績に違いありません。ちなみに、野原功全先生、工藤会長による追悼文がそれぞれ MIT 誌、JAMIT ホームページの e-ニューズレターにて公開されております。是非ともご覧ください。最後に、本合同企画にご協力いただきました両学会関係者ならびにご執筆者の先生方に感謝申し上げます。

(編集委員長 長谷川智之)

Japanese Journal of Medical Physics

Editorial Board

T. Hasegawa (Chief)
Y. Anetai
F. Araki
T. Isobe
N. Kanematsu
R. Kohno
M. Sakai
S. Sato
S. Sugimoto
Y. Takahashi
A. Nohtomi
M. Hashimoto
T. Fujisaki
T. Magome
N. Matsufuji
S. Minohara
Y. Mori
H. Watabe
T. Yamada

JSMP Secretariat:

c/o International Academic Publishing, Co., Ltd., 358-5
Yamabukicho, Shinjuku-ku, Tokyo 162-0801, Japan
TEL: 03-6824-9384 FAX: 03-5227-8631

JSMP Editorial Office:

c/o International Academic Publishing, Co., Ltd., 332-6
Yamabuki-cho, Shinjuku-ku, Tokyo 162-0801, Japan
TEL: 03-6824-9363 FAX: 03-5206-5332

ISSN: 1345-5354

Japanese Journal of Medical Physics [JJMP] is published four times per annual volume by the Japan Society of Medical Physics.

JJMP is indexed in Index Medicus and MEDLINE on the MEDLARS system.

医学物理

編集委員長

長谷川智之 (北里大学)

編集委員

姉帯 優介 (関西医科大学)
荒木 不次男 (熊本大学)
磯辺 智範 (筑波大学)
兼松 伸幸 (量子科学技術研究開発機構)
河野 良介 (量子科学技術研究開発機構)
境 麻未 (倉敷中央病院)
佐藤 清香 (エレクトラ (株))
杉本 聡 (順天堂大学)
高橋 豊 (大阪大学)
納富 昭弘 (九州大学)
橋本 成世 (北里大学)
藤崎 達也 (茨城県立医療大学)
馬込 大貴 (駒澤大学)
松藤 成弘 (量子科学技術研究開発機構)
蓑原 伸一 (神奈川県立がんセンター)
森 祐太郎 (筑波大学)
渡部 浩司 (東北大学)
山田 崇裕 (近畿大学)

公益社団法人日本医学物理学会事務局:

〒162-0801 東京都新宿区山吹町358-5
(株) 国際文献社内
TEL: 03-6824-9384 FAX: 03-5227-8631

公益社団法人日本医学物理学会編集事務局:

〒162-0801 東京都新宿区山吹町332-6
(株) 国際文献社内
TEL: 03-6824-9363 FAX: 03-5206-5332

ISSN: 1345-5354

本誌は年1巻とし、1号、2号、3号及び4号として発行します。

本誌の研究論文、資料、特集のレポート等はMEDLINEで検索できます。

賛助会員名

エレクトラ株式会社	株式会社通商産業研究社
株式会社応用技研	東洋メディック株式会社
加速器エンジニアリング株式会社	長瀬ランダウア株式会社
住友重機械工業株式会社	ユーロメディテック株式会社
株式会社千代田テクノル	公益社団法人 日本生体医工学会

目 次

巻 頭 言

「特集：田中栄一博士の業績を紐解く」の発刊にあたって
村山秀雄, 工藤博幸..... 1

〈特集：田中栄一博士の業績を紐解く〉

解 説

田中栄一先生の微量放射能測定分野での業績
河田 燕..... 3

シンチレーション検出器の計数率性能向上のための基礎研究
村山秀雄..... 7

シンチレーションカメラの最適位置演算理論と実用化研究及び1970年前後における進歩
掛川 誠..... 17

ポジトロジーによるPET装置の開発
野原功全..... 23

SPECTの画像再構成に関する研究の業績と方法論
外山比南子..... 33

田中栄一先生の画像再構成に関する業績
工藤博幸..... 37

〈連載：RPT誌特集〉

論文紹介

最近のRPT誌レビュー論文から：医学物理の歴史
遠藤真広..... 47

大会開催報告

第9回韓日医学物理学会合同学術大会・第122回日本医学物理学会学術大会を終えて
福田茂一..... 48

施設紹介

九州大学大学院医学研究院保健学部門医用量子線科学分野の紹介
有村秀孝..... 52

連載コラム：シカゴ通信

世界に誇れるスイスの素晴らしい山岳
土井邦雄..... 55

編集後記

..... 63

【複写される方へ】

本誌に掲載された著作物を複写したい方は、(社)日本複写権センターと包括複写許諾契約を締結されている企業の方でない限り、著作権者から複写権等の行使の委託を受けている次の団体から許諾を受けて下さい。
〒107-0052 東京都港区赤坂9-6-41 乃木坂ビル3階 一般社団法人 学術著作権協会
FAX: 03-3475-5619 E-mail: info@jaacc.jp

著作物の転載・翻訳のような、複写以外の許諾は、直接本会へご連絡下さい。