

第121回日本医学物理学会学術大会特集号 教育委員会企画・新連載スタート



日本医学物理学会機関誌

巻 頭 言 第121回日本医学物理学会学術大会特集号 ^{兼松伸幸}	
〈第121回日本医学物理学会学術大会特集〉 大会開催報告	
第121回日本医学物理学会学術大会報告 兼松伸幸 ······	
解 説 COVID-19画像診断における AI 応用の最先端	
有村秀孝, 岩﨑貴大 マンモグラフィの線量の国家標準の進展と展望	
田中隆宏	
520万元DeT 活転100 CT 技術	
医外で活躍する日本元のと自我術 歴史とネネ 塚越伸介,信藤康孝,立崎 寿	
船橋正夫	
	111
加速器を用いたホワ素甲性子捕捉療法の現状 田中浩基・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	117
日本発の荷電粒子線治療技術 白井敏之 ······	122
福島第一原発事故から10年―世界の専門家による影響予測は正しかった 保田浩志	か?— 127

目

次

〈計測委員会企画〉

解 説

医療用加速器を用いた放射線治療用線量計の水吸収線量校正	
清水森人	134

〈連載:教育委員会企画〉

解 説

動物モデ	ルを	用いた放射	肘線発がん研究	[第1部]	
高畠	賢,	井上一雅,	福士政広		143

〈連載:RPT誌特集〉

解 説

Radiological Physics and Technology (RPT) 誌に英語論文を投稿しよう! (3) 研究個別指導プログラムを受講して一初めての英語論文:千里の道も一歩から一高済英彰

149

表彰報告

2020年度 RPT 誌土井賞 (優秀論文賞)・MCA・優秀査読者賞表彰の報告 153 論文紹介 RPT誌土井賞受賞論文:3DGANの生成データによって強化されたマルチスケール 残差ネットワークを用いた肺結節分類の検討 大西佑弥, 寺本篤司, 辻本正和, 塚本徹哉, 齋藤邦明, 外山 宏, 今泉和良, 藤田広志 155 RPT 誌土井賞受賞論文:前立腺がんの骨転移評価における定量的 SPECT/CT を用い たイメージングバイオマーカーの有用性 ーファントムと臨床データによる検討— 156 RPT誌土井賞受賞論文:肺癌SBRTにおける4D-CTから作成した肺換気画像に基づ く陽子線治療の有効性について 家子義朗,角谷倫之,金井貴幸,中島祐二朗,新井一弘,加藤貴弘,伊藤謙吾, 宫坂友侑也,武田 賢,岩井岳夫,根本建二,神宮啓一………………… 157 最近のRPT 誌レビュー論文から:放射線診療関連技術および法病理学における自動 画像認識および自動識別技術 158 最近のRPT誌レビュー論文から:光子計数検出器と素粒子実験,環境放射線計測, 医療イメージングに亘るアプリケーション 大田良亮 160

施設紹介

群馬大学	:重粒子線医学研究センターの紹介	
田代	睦	161

〈連載:シカゴ通信〉

コラム

高層建築のない世界

-バルト3国,	コスタリカ,	アイルランド,	ペルーの古代インス	カ,古代エジプトー	
土井邦雄…					166

【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
科を締結されている企業の方でない限り、者作権者から複与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@iaacc.in
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.

CONTENTS

Greetings of the Special Issue for the 121st Scientific Meeting of the Japan Society of Medical Physics Nobuyuki KANEMATSU	75
Special Issue: The 121st Scientific Meetings of the Japan Society of Medical Physi REPORT OF JSMP MEETING	cs>
Report of the 121st Scientific Meeting of the Japan Society of Medical Physics Nobuyuki KANEMATSU	76
REVIEWS	
Forefront of AI Applications for COVID-19 Imaging Diagnosis Hidetaka ARIMURA, Takahiro IWASAKI	82
Takahiro TaNaka····· Efficacy of 320-Row IVR-ADCT	87
Takeshi ARAMAKI Japanese CT Technology Active in the World: History and Future Shinsuke TSUKAGOSHI, Yasutaka SHINDO, Hisashi TACHIZAKI	92 96
Genesis of Computed Radiography System: What is Born Between Imagination and Creativity	
Masao FUNAHASHI A Challenge of Digitalizing the X-ray Film Image, and the Recent Technical Trends Masahiko YAMADA	103
Current Status of Accelerator-Based Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) Hiroki TANAKA	117
Charged Particle Therapy Technologies Originated in Japan Toshiyuki SHIRAI Ten Years from the Fukushima Daiichi Nuclear Accident: Were the Predicted	122
Effects Reported by Worldwide Experts Correct? Hiroshi Yasuda	127
〈Special Issue: Dosimetry Committee〉 REVIEW	
Radiotherapy Dosimeter Calibration for Absorbed Dose to Water Using Medical Accelerators	
Morihito SHIMIZU ······	134
〈Special Issue Series: Educational Committee〉 REVIEW	
Radiation Carcinogenesis in Animal Models: Part 1 Masaru Takabatake, Kazumasa Inoue, Masahiro Fukushi	143

$\langle Special \ Issue \ Series: RPT \rangle$

REVIEW	
Let's Submit a Manuscript to Radiological Physics and Technology (RPT)! (3) What I Learned from JSRT Tutorial Program in Writing My First English Paper: First English Paper —A Journey of Thousand Miles Begins with a Single Step Hideaki TAKASUMI	149
INTRODUCTION OF AWARDS OF RPT IN 2020	
Akihiro Noнтомı ·····	153
ARTICLE REVIEWS	
RPT Doi Award: Investigation of pulmonary nodule classification using multi-scale residual network enhanced with 3DGAN-synthesized volumes Yuya ONISHI, Atsushi ТЕГАМОТО, Masakazu ТSUJIMOTO, Tetsuya TSUKAMOTO,	
Kuniaki SAITO, Hiroshi TOYAMA, Kazuyoshi IMAIZUMI, Hiroshi FUJITA RPT Doi Award: Evaluation of bone metastasis burden as an imaging biomarker by quantitative single-photon emission computed tomography/computed tomography for assessing prostate cancer with bone metastasis: a phantom and clinical study	155
Kazuki Motegi, Norikazu Matsutomo, Tomoaki Yamamoto, Mitsuru Koizumi ···· RPT Doi Award: The impact of 4DCT-ventilation imaging-guided proton therapy on stereotactic body radiotherapy for lung cancer Yoshiro IEKO, Noriyuki Kadoya, Takayuki Kanai, Yujiro Nakajima, Kazuhiro Arai, Takahiro Kato, Kengo Ito, Yuya Miyasaka, Ken Takeda, Takeo Iwai.	156
Kenji NEMOTO, Keiichi JINGU New solutions for automated image recognition and identification: challenges to radiologic technology and forensic pathology	157
Photon counting detectors and their applications ranging from particle physics experiments to environmental radiation monitoring and medical imaging Ryosuke OTA	160
INTRODUCTION OF RESEARCH FACILITY	
Introduction of Gunma University Heavy Ion Medical Center	
Mutsumi Tashiro	161
⟨Special Issue Series: Chicago Report⟩ COLUMN	
The World Without Tall Buildings: Baltic Countries, Costa Rica, Ireland, Ancient Inca (Peru) and Ancient Egypt Kunio Doi	166

EDITOR'S NOTE	 177

巻頭言

第121回日本医学物理学会学術大会特集号

兼松伸幸

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 物理工学部

本誌を発行する日本医学物理学会(JSMP)は、日本医学 放射線学会(JRS)内の物理専門部会として1961年3月に 設立されて、この春に60周年を迎えました。今号は、JRS 及び日本放射線技術学会(JSRT)の各学術大会と日本画像 医療システム工業会(JIRA)の国際医用画像総合展と共に 「先人たちの功績とその先へMilestones and Beyond」を テーマとして合同会議JRC2021を構成して、パシフィコ 横浜及びウェブ上で開催された第121回JSMP学術大会に 関連した記事10編を含む学術大会特集号としてお届けい たします。

最初の記事は私自身が大会長として執筆した大会開催報 告です.内容は記事を読んでいただくとしてここで特筆す るのは英語アブストラクトと図表の英語化です.これは, 国際医学物理機構(IOMP)及びIOMP加盟学会の地域組織 であるアジア・オセアニア医学物理学会連合(AFOMP)の 後援により他国の医学物理学会からの参加も得られたの で,その関係者への報告も兼ねてJSMPの活動を電子 ジャーナル公開システムJ-Stageから広く世界に情報発信 するためです.

次にJRS企画のJRC合同シンポジウム1「新型コロナ ウィルス感染症の全貌に迫る」にJSMPが招聘した有村 秀孝先生の「COVID-19画像診断におけるAI応用の最先 端」とJSRT企画のJRC合同シンポジウム2「マンモグラ フィシステムと画像の進化」にJSMPが招聘した田中隆宏 先生の「マンモグラフィの線量の国家標準の進展と展望」 の講演内容をそれぞれ纏めていただいた解説記事2編で す. 今回JSMPを代表して学際交流を推進していただい た両先生にはここで改めて御礼申し上げます. そしてJSMP企画のJRC合同シンポジウム3「日本発の 放射線医療技術―過去と未来―」の全講演の解説記事6編 で、その内訳はJRS招聘の新槇剛先生「320列ADCT搭 載IVR-CTの有用性」、JIRA招聘の立崎寿先生「世界で活 躍する日本発のCT技術の歴史と未来」(記事は塚越伸介、 信藤康孝、立崎寿の共著)、JSRT招聘の船橋正夫先生「CR システム創世記―想像と創造のはざまに生まれるもの―」、 JIRA招聘の山田雅彦先生「X線写真のデジタル化への挑 戦と最近の技術動向」、JSMP招聘の田中浩基先生「加速 器を用いたホウ素中性子捕捉療法の現状」及び白井敏之先 生「日本発の粒子線治療技術」です.このシンポジウムは、 日本から世界に拡がった画期的な技術開発を振り返りなが ら、放射線科医、診療放射線技師、医学物理士、メーカー 技術者それぞれの立場でのご経験や今後の展望を共有させ ていただく素晴らしい機会となりました.

学術大会関連記事の最後は、JSRT西出大会長を中心に 企画されたJRC合同市民公開講座「震災から10年一福島 原発事故からの軌跡とこれから一」にJSMPが招聘した 保田浩志先生の「福島第一原発事故から10年:世界の専 門家による影響予測は正しかったか」です.保田先生は UNSCEAR 2013年報告書の該当部分を担当された当事者 ですので,これはご自身の任務とその成果を織り交ぜた貴 重な解説です.

素晴らしい解説記事ばかりですので,第121回JSMP学 術大会でこれらのご講演を聴講された方はもちろん今回初 めて内容を知る方にとっても楽しんでいただけるものと思 います.

大会開催報告

第121回日本医学物理学会学術大会報告

兼松伸幸*

大会長 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 物理工学部

Report of the 121st Scientific Meeting of the Japan Society of Medical Physics

President of the 121st Meeting of JSMP Nobuyuki KANEMATSU^{*} Department of Accelerator and Medical Physics, Institute for Quantum Medical Science, National Institutes for Quantum Science and Technology

The Japan Society of Medical Physics (JSMP) held its 121st semiannual scientific meeting from April 15 to April 18, 2021 in Yokohama, jointly with two other radiological academic societies and radiological industry to constitute Japan Radiology Congress. The congress also included a web-based virtual venue from April 28 to June 3 to provide on-demand services of the same contents. Individual participants, once registered online, were given daily options to participate in either venue. The main theme of the congress was "Milestones and Beyond", which was accidentally ideal for JSMP to commemorate 60th anniversary since its establishment in 1961. Of 121 research presentations collected, 8 were proffered by 7 guest speakers from allied medical physics organizations of India, Bangladesh, Hong Kong, Nepal, and Philippines. The meeting also featured many symposia and lectures on medical physics and interdisciplinary topics. Among them were a special lecture on the history of JSMP with current and past JSMP presidents and an international symposium with distinguished panelists invited from Bangladesh, China, Thailand, Vietnam, and Japan. Of total 919 registrants, 297 participated in the real meeting in Yokohama under the COVID-19 pandemic. Nevertheless, the meeting was perfectly implemented as planned because unvisited speakers had submitted their self-recorded video presentations in advance for onsite viewing in their sessions and many of them remotely participated in real-time discussion over the network. The individual presentations from the speakers, the recorded onsite sessions, and their associated bulletin boards for discussion constituted main contents of the virtual meeting. I would like to express my sincere appreciation to all participants and organizers of this successful meeting. This report supplements the official meeting record including extended abstracts of all presentations, which has been published as the Proceedings of the 121st Scientific Meeting of JSMP (Japanese Journal of Medical Physics Volume 41 Supplement 1, JSMP, Tokyo, April 1, 2021).

Keywords: radiological sciences, academia-industry collaboration, international cooperation, hybrid congress, COVID-19

1. はじめに

日本医学物理学会(JSMP)は、日本医学放射線学会 (JRS)、日本放射線技術学会(JSRT)及び日本画像医療シ ステム工業会(JIRA)と共に日本ラジオロジー協会(JRC) に加盟して毎年4月に合同会議を開催しています。今回の JRC2021は、第80回JRS総会、第77回日JSRT総会学 術大会、第121回JSMP学術大会、JIRAの2021国際医用 画像総合展(ITEM2021)で構成され、「先人たちの功績と その先へMilestones and Beyond」をテーマに、4月15日 から18日までパシフィコ横浜にて、4月28日から6月3日 までウェブ上でそれぞれ開催されました。今年は1961年 3月のJRS内の物理専門部会発足を起点とするJSMPの 60周年にもあたり、全体的に歴史を意識した学術大会と なりました.

前年のJRC2020は、新型コロナウィルス感染症の拡大 (コロナ禍)に対する緊急事態宣言下で政府からのイベン ト禁止令により横浜開催が中止され、主に演者が提出した 講演動画または電子ポスター(CyPos)のオンデマンド配信 という形のウェブ開催になりました¹¹. 急なことで大会役 員の皆様は大変なご苦労をされたことと存じますが、学会 として会員に研究発表の場を提供するという学術大会の最 大の目的を達成したのはとても素晴らしいことです. とこ ろで、診療放射線技師を主な会員として研究内容も重なる JSRTとは従来から合同プログラムが実施されてきました が、JRC2020では奥田保男JSRT大会長と有村秀孝JSMP 大会長を中心に、両学会員の研究交流と国際化を推進する とともに海外からも研究発表を集めるインターナショナ

* 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 量子医科学研究所 物理工学部 [〒263-8555 千葉市稲毛区穴川 4-9-1]

Department of Accelerator and Medical Physics, Institute for Quantum Medical Science, National Institutes for Quantum Science and Technology, 4–9–1 Anagawa, Inage-ku, Chiba 263–8555, Japan E-mail: kanematsu.nobuyuki@qst.go.jp

ル・セッション(IS)が新たに企画されていました.結局 JRC2020ではISは実施できませんでしたが、両前大会長 からの熱意ある説得によりJRC2021に実施を託されるこ とになりました.

JRC2021準備開始当時,私自身はコロナ禍の収束を楽 観視していたのですが,富山憲幸JRS会長,西出裕子 JSRT大会長,稲葉潔JIRA業務執行理事,山本真弘JRC 事務局長らと共に構成するJRC2021実行委員会はどんな 状況でも対応可能なハイブリッド方式の開催という方針を 決定し,会場とウェブで原則として同じコンテンツを提供 するとともに参加登録では会場とウェブを区別せずに来場 するかどうかは参加者の当日の判断に委ねることにしまし た.会場利用は定員の50%と設定して状況によっては席 不足が懸念されたため,JSMP割り当ての2室のうち419 室(定員140席)を418室(定員140席)のサテライト会 場としてセッション席数を確保し,JSRTとの合同企画に JSRTの501室(定員340席)を利用させていただいてセッ ション会場不足を解消しました.

結果的にはコロナ禍の第4波による緊急事態宣言発出直 前の開催となったため、多くのセッションで空席が多く来 場できない登壇者も多数発生しましたが、事前に自身で録 画して提出してもらった講演動画を会場で上映することで 例年並のプログラムをほぼ計画通りに実行できました. さ らにウェブ開催では個々の講演動画やCyPosに加えて各 セッションの録画もオンデマンド配信されて会場の雰囲気 も伝えることができ、議論のための掲示板も提供されまし た. このような素晴らしいウェブ開催の実現には、全体を 取り纏めたJRCや会議運営を委託された日本コンベン ションサービス社(JCS)に大変ご尽力いただきました.特 に418室には無理にお願いして試験的にZoomによる遠隔 討議サービスを提供してもらい, 来場できない登壇者も セッションに参加することができました. Table 1 に本大 会の参加者数を示します. ここでInvited は主に名誉会員 と非会員講師と海外研究発表者です. JSMP参加登録者 919名は前回(ウェブ開催)の941名¹⁾に対して2%減. 前々回(通常開催)の1025名²⁾に対して10%減,来場者 数は参加登録者数の32%という結果でした.ちなみに JRSは参加登録6,057名うち来場1,082名(18%), JSRTは 参加登録3,987名うち来場1,217名(31%)で、やはり医師 の多いJRSは来場が難しかったようです。ただしその後 さらに感染状況が悪化しましたので、今回JRC2021を無 事に横浜で開催できたのは極めて幸運でした。

2. 学術大会の内容

2.1 JRC 3学会合同プログラム

2.1.1 合同シンポジウム

JRCは単に3学会が一つの会議場に集まるだけではな く、3学会が合同で目玉となるセッションを企画します. 合同シンポジウムは3学会が一つずつテーマを設定してそ れぞれに講師を出し合う形で企画しました. JSMPからは JRS企画の「新型コロナウィルス感染症の全貌に迫る」シ ンポジウムに有村秀孝先生を、JSRT企画の「マンモグラ フィシステムと画像の進化」シンポジウムに田中隆宏先生 をそれぞれ推薦しました. 逆にJSMP企画の「日本発の 放射線医療技術」シンポジウムにはJRSから粟井和夫先 生と新槇剛先生, JSRTから樫山和幸先生と船橋正夫先生, JIRAから立崎寿先生と山田雅彦先生を推薦していただ き、JSMPからは榮武二先生と田中浩基先生と白井敏之先 生を招聘して、計3司会者6講師で2時間超のプログラム となりました.実際は司会の粟井先生と榮先生が来場でき ず5000席の会場はほぼ空席でしたが、急遽代理をお願い した遠藤真広先生と福田茂一先生の司会も含めて大変素晴 らしいシンポジウムでした.

2.1.2 AIハンズオンセミナー

このセミナーは各参加者が会場で人工知能(AI)をプロ グラミングする事前登録制の実習で,JSMPからは二上菜 津実先生と飯島康太郎先生に講師をお願いしました.AI の重要性を認識しながらなかなか手が出せない方には大い に役立つものと思います.実際,コロナ禍にもかかわらず 盛況で参加者からも好評だったようです.

2.1.3 合同市民公開講座

これは「震災から10年」をテーマに放射線医療関連の 専門家が一般向けに原発事故の実態と得られた知見を発信 するシンポジウムで,JSMPからは保田浩志先生に震災直 後の線量推定の事後検証というとても興味深い内容をご講 演いただきました.

Category	Registration	Onsite check-in					
		Apr 15	Apr 16	Apr 17	Apr 18	Total	Frac.
Regular member	780	88	82	56	11	237	30%
Student member	64	17	3	3	1	24	38%
Non-member Student	36	2	12	3	0	17	47%
Invited	39	11	4	2	2	19	49%
Total	919	118	101	64	14	297	32%

Table 1 Number of participants in the 121st Scientific Meeting of JSMP

2.1.4 合同開会式,特別講演,会員セレモニー,閉会式 JRC2021では,開会式については観衆が極端に少な かったこと以外は従来通りでしたが,従来の閉会式相当が 会員セレモニーとして横浜会場で開催され,閉会式はウェ ブ上のライブ配信となりました.開会式ではJSMPから は新たに名誉会員になられた福士政広先生と佐藤英一先生 の受称スピーチと私の基調講演がありました.基調講演は 「先人たちの功績とその先へ」が指定テーマでしたので, 創立から現在までのJSMPの全体像と,私自身が金井達 明先生,遠藤真広先生,村山秀雄先生,故稲邑清也先生の 下で関わった学会活動をご紹介しました.開会式に続いて 楽天グループ三木谷浩史社長にリモートから特別講演をし ていただきました.横浜開催の最後の会員セレモニーと ウェブ開催の閉会式でも私から簡単なご挨拶をしました が,どちらも内容は本報告と重なります.

2.2 JSRTとの合同プログラム

2.2.1 インターナショナル・セッション(IS)

IS 企画は海外研究者も対象にした完全に英語で運用さ れる研究発表セッションですが、JSMPでは優れた研究発 表を IS に集めるために IS を希望して採択されることを大 会長賞の選考条件として演題募集をしました.また、特に 若い研究者に英語発表を奨励するために学生の発表者には IS 発表の証 (International Student Speaker Recognition) を贈ることにしました.その他、海外の研究者を呼ぶため に、国際医学物理機構 (IOMP) とアジアオセアニア医学物 理団体連合 (AFOMP)の後援を受けて JSMP と姉妹関係に ある各国の医学物理学会へも演題募集の案内をしました. 結果的には、JSMPのIS採択は62演題でうちキャンセル は1演題、学生による発表は30演題でした.海外学会は AMPI (インド)、BMPAとBMPS (バングラデシュ)、 HKAMP (香港)、NAMP (ネパール)、SMPRP (フィリ ピン)からの合計7名8演題でした.海外はもとより国内 からも来場困難者が多く半数近くの28演題が動画上映と なりました.大会長賞は、プログラム委員会が米内俊祐委 員長の下でCyPosの研究内容に対して一次選考を実施し、 セッション会場での英語発表の審査を加えて最終選考しま した.栄えある受賞演題をTable 2に示します.

2.2.2 合同講演会

今回の合同講演会はJSRTとJSMPの大会役員が一つず つ特別講演を企画しました.JSRTからは福井大学の伊藤 春海先生に呼吸器画像診断について,JSMPからはQST の樋口真人先生に認知症の診断,治療,予防のための脳機 能イメージング研究の最前線について,それぞれ貴重なご 講演をしていただきました.

2.2.3 英語論文誌 (RPT誌) 表彰式・受賞講演と英語論 文投稿セミナー

JSRTと共同発行している RPT誌の表彰式では、予定し ていた前年出版の最優秀論文3編への土井賞、出版から 翌々年までで最も引用された論文3編へのMCA賞、2年 分11名への優秀査読者賞に加えて、今回は副編集委員長 を辞任された遠藤真広先生と村山秀雄先生に英語論文学会 誌編集功労賞が贈られました。シカゴ在住の土井邦夫 RPT誌編集委員長が欠席されたため、土井賞の紹介と編

Award	ID	Authors	Title
	IS-031	Hiroya Shiomi, et al.	Development of high-speed dose calculator for evaluation of robustness of carbon ion radiotherapy
Gold	IS-036	Koki Kasamatsu, et al.	Inclusion of energy layer structure into an evaluation of dose delivery time effect in scanning proton therapy
	IS-044	Kenta Ninomiya, et al.	Radiogenomic imaging biopsy for EGFR-mutated patients with non- small-cell lung cancer based on contrast CT images using invariant Betti numbers
Silver	IS-032	Yohei Souma, et al.	Development of log-file-based Monte Carlo calculation method for patient-specific QA in carbon-ion radiotherapy
	IS-037	Kouhei Yokokawa, et al.	A method for evaluating the achievement probabilities of prescribed dose criteria under arbitrary respiratory motion in particle therapy
	IS-061	Dejun Zhou, et al.	Development of AI-based prediction models in real-time tumor tracking radiotherapy
	IS-040	Kouhei Oguma, et al.	Prediction of prostate cancer recurrence using machine learning models developed with extrapolation data
Bronze	IS-068	Kengo Shibuya, et al.	Noninvasive probing of oxygen partial pressure using positronium atom and its application in PET
	IS-103	Dousatsu Sakata, et al.	Fully integrated Monte Carlo simulation for evaluating radiation-induced DNA damage and subsequent repair using Geant4-DNA

Table 2 President's Award winners in the 121st Scientific Meeting of JSMP

集功労賞の授与は白石順二JSRT代表理事と福田茂一 JSMP会長がそれぞれ代行されました.両学会員向けに英 語論文投稿を啓蒙するセミナーでは,今回は「英語論文を 書くための準備と努力」というテーマで経験豊富な研究者 からノウハウを伝えていただきました.

2.3 JSMPプログラム

2.3.1 口頭発表セッション(OS)

学術大会の最も重要な役割が会員の研究発表の場です が、コロナ禍でこれを提供するために状況によっては来場 しなくてもポスター発表とするとして演題を募集してIS を含めて124 演題が集まり、そのうち発表言語が自由な OSには62 演題が採択されました。うち2 演題はキャンセ ルで25 演題は横浜会場では動画上映による発表となりま したが、動画のうち15 演題については Zoom により遠隔 の発表者と会場との間で活発な質疑応答が行われました. 2.3.2 学術大会企画

JSMP創立60周年を迎えて遠藤真広元会長に「日本医 学物理学会の歴史」をご講演いただき,赤羽恵一前会長の 司会で河内清光初代会長,飯沼武JAMP(JSMPの前身の IOMP加盟団体)元会長,福田茂一会長,齋藤秀敏副会長 にご発言いただきました.特に1991年の医学物理と生体 医工学に関する世界会議(WC)の京都開催がJSMPの発展 に最も貢献したイベントとして紹介され,今後のWC招致 への期待が寄せられました.Fig.1に登壇者の集合写真を 示します.

2.3.3 教育委員会企画

医学物理の幅広い分野あるいは関連する話題について6 人の専門家による教育講演が行われました. 受講は現地で もウェブでも可能で, 医学物理士ポイントとなる受講証は JRC参加登録をJSMP以外でされた方も含めて申請可能 としました. 医学物理教育コース交流会は,小澤修一委員 長の企画・司会により動画講演による6施設も含めて17 施設から大学院教育コースの紹介がありました. 特に進学 を検討中の学生にはセッション全体のオンデマンド配信が 役立ったのではないかと思います.

2.3.4 国際交流委員会企画

「新型コロナウィルス感染拡大状況における医学物理部 門の対応」をテーマにした国際シンポジウムで,バングラ デシュ,中国、タイ,ベトナム、日本から司会と講師を招 聘しました.企画・司会の林直樹委員長以外の登壇者は来 場できませんでしたが、Zoomを使った討論サービスが特 に有効に活用されたセッションでした.

2.3.5 学際交流委員会企画

「臨床ニーズと研究シーズの融合」というテーマで JSMPと日本生体医工学会(JSMBE)との合同シンポジウ ムが開催されました.JSMBEは国際医用生体工学連合 (IFMBE)加盟団体でIOMP加盟団体のJSMPとはWCの 日本開催をホストするという共通の目標があり、医療機器 研究開発のための工学系学会としての共通の課題もありま す.今回は黒田知宏日本生体医工学会理事による臨床研究 法の詳しい解説を中心にした議論によって学会間の相互理 解もさらに深まったと思います.

2.3.6 計測委員会企画

「陽子線の水吸収線量計測の現状と将来」というテーマ で、アンケート調査の結果報告,施設毎の取り組みの紹介, 標準計測法の今後の展望などの討論を含むシンポジウム で、委員会活動を会員に伝える場として有効に利用してい ただいたと思います.

2.4 大会長招宴

大会長招宴とは大会長が学会役員や本大会に尽力された 方々にささやかな夕食と交流の場を提供するもので,今回 はFig.2に示すように内閣府の推奨する「マスク会食」形



Fig. 2 Preopening of Presidential Dinner, invitees wearing masks and silently listening to jazz guitar trio's welcome tune, Autumn Leaves. Published with permission of all invitees



Fig. 1 Past and current JSMP presidents (P) in Special Lecture on History of JSMP, from left to right, former P and current Vice P Hidetoshi Saitoh, founding P Kiyomitsu Kawachi, former JAMP P Takeshi Iinuma, former P Masahiro Endo, current P Shigekazu Fukuda, and previous P Keiichi Akahane. Published with their permission

式で開催しました. 具体的には水野秀之実行委員長の采配 により,複数の招待者にお願いしたスピーチやプロ奏者の 生演奏を聴きながら個別配膳されるコース料理を黙食する 時間とマスクを付けて懇談する時間とを完全に分けたもの です. 音楽は私から事前に好きなジャズ奏者と好きなスタ ンダード曲を伝えて当日を迎え,開宴前と食事中に生演奏 されたAutumn Leaves, Full House (Wes Montgomery), Nica's Dream (Horace Silver), Cool Struttin' (Sonny Clark), You'd Be So Nice To Come Home Toなど (他に曲 名不明1曲)は、ギタートリオ演奏にもかかわらずピアノ やサックスも入る原曲にも劣らない大変素晴らしいパ



Fig. 3 Group picture at Presidential Dinner for the 121st Scientific Meeting of JSMP, masks temporarily removed for the photo shoot. Published with permission of all invitees

フォーマンスでした. Fig. 3に閉会時に撮影した集合写真 を示します. ちなみに徹底した感染対策のおかげかその後 も招待者の感染報告はありませんでした.

3. 学術大会の記録

本大会の正式な記録はJSMPから報文集³⁰と教育講演 資料⁴⁰として出版されて国立国会図書館にも納本されてい ます.これらの文書は参加された正会員は会期中にウェブ からPDF版をダウンロード配信するとともに横浜会場受 付で冊子を配布しましたが,誰でも必要であればバックナ ンバーとして学会事務局から購入可能です.本大会ではプ ログラムの変更が結構ありましたのでTable 3にて実績 ベースで報文集の記載内容を訂正します.

4. おわりに

本大会を主宰してみて、学会の規則として規定されてお らず各大会が決めないとならないことが多々ありました. まず、提出された研究発表や企画講演の報文、CyPos,発 表スライド、動画等の大会コンテンツですが、本大会では これら全ての著作物について著作権の移管は行わず、出 版^{3).4)}を含めて著者に示した利用目的に対しては著者から 大会への提出を持ってその許諾を得たものとしました. 各 著者から寄稿された1ページの報文は拡大抄録(extended abstract)すなわち論文ではなく学会発表の紹介記事と位 置付けて、報文集の出版が報文内容の原著論文出版など著 者による再利用を妨げることのないようにしました.

Rm.	Date time	Session	Changes
Main Hall	Apr 16 13:30–15:30	Opening Ceremony	Acceptance speeches by new emeritus members E. Sato and M. Fukushi, added.
Main Hall	Apr 17 13:30–15:40	JRC Joint Symposium 3	Moderator changed from K. Awai to M. Endo. Moderator changed from T. Sakae to S. Fukuda.
501	Apr 16 11:00–12:10	RPT Award Ceremony	Moderator changed from K. Doi to J. Shiraishi. Awards for editorial achievements to M. Endo and H. Murayama with moderator S. Fukuda, added. Moderator changed from F. Araki to N. Kanematsu.
501	Apr 16 18:10–19:00	International Session 12	Cochair S. Mori absent.
501	Apr 17 08:00–08:50	International Session 13	IS-056 Arivarasan Ilamurugu (Yashoda H) poster only.
501	Apr 17 10:00–10:50	International Session 14	Chair changed from M. Nakamura to H. Tachibana.
501	Apr 17 11:00–11:40	International Session 15	Chair changed from T. Hasegawa to H. Watabe.
501	Apr 18 11:20–12:00	International Session 26	Chair changed from S. Nakamura to M. Ishikawa.
418	Apr 16 11:00–11:50	Oral Session 6	OS-029 Kenji Yasue (Ibaraki Pref U of HS) poster only.
418	Apr 16 15:40–16:30	Educational Lecture 3	Moderator changed from Y. Takahashi to S. Yonai.
418	Apr 17 08:00–08:50	Educational Lecture 4	Moderator changed from A. Haga to S. Sugimoto.
418	Apr 17 09:00–09:50	Oral Session 7	OS-035 Gia Huy Truong (Kyushu U) canceled.
418	Apr 18 09:50–10:40	Oral Session 11	OS-056 Kengo Miyazaki (Tokyo Met U) poster only.

Table 3 Changes to the Proceedings of the 121st Scientific Meeting of JSMP



Fig. 4 Group picture of the JSMP meeting officers at JRC2021 Joint Members Ceremony, from left to right, Taku Nakaji, Wei Shan Chang, Hideyuki Mizuno, Nobuyuki Kanematsu, Shunsuke Yonai, Teiji Nishio, and Masayori Ishikawa. Published with their permission

JSRTとの合同企画である IS では今回は両学会がそれぞれ のやり方で運営したため学会間でルールの違いがありまし た.特に既に論文発表済みまたは投稿中の研究の学会発表 について,JSMPは常識や慣習に従うとしてルールを定め ていませんがJSRT は強く禁止しています.今回JSMP側 は学会発表(その場限り)と論文出版(著作物)は別物な のでどちらが先でも良いし,例えば海外の国際会議など今 回と聴衆が異なるなら同内容の発表も可としました.ちな みに翌年のJRC2022では禁止ではなく申請時と発表時に 既報事実を開示させる方向で両学会共通のルール作りを進 めているようです.JSMPの第121回学術大会は終了しま したが,この経験は主に大会開催委員会を通じて今後の学 術大会にも共有されます.Fig.4に第123回学術大会の西 尾禎治大会長と石川正純実行委員長を含む会員セレモニー 後の記念写真を示します.

謝辞

今回はコロナ禍にもかかわらず、研究発表や講演など大

会コンテンツをご提供いただいた登壇者の皆様及び現地あ るいはウェブで大会にご参加された会員や非会員の皆様に 心から感謝申し上げます. また, 本大会を主宰する大会長 の私を支えてくれた実行委員会とプログラム委員会、学術 大会主宰のご経験から多くの助言をいただいた大会支援委 員会,全体方針について議論を重ねさせていただいた JRC2021実行委員会.準備や実施に関して多大なご支援 をいただいたJRC事務局とJSMP事務局(国際文献社). 現地とウェブで素晴らしい会議を運営された日本コンベン ションサービス、演題登録サービスを利用させていただい た大学病院医療情報ネットワーク(UMIN),報文集を制作 されたメディカルトリビューンなど、大会開催にご尽力さ れた関係者の皆様に感謝いたします. さらに本大会にご協 賛いただきました東芝エネルギーシステムズ株式会社, アールテック有限会社, RTQM システム株式会社, エイ ペックスメディカル株式会社、株式会社バリアンメディカ ルシステムズ、レイサーチ・ジャパン株式会社、株式会社 トライアングルプロダクツ、加速器エンジニアリング株式 会社の各社に感謝いたします.

付記

この報告はJSMPの定める原稿料を伴う依頼原稿として,著者が所属機関の兼業許可を得て執筆しました.この記事の出版は,本学術大会が受けたIOMP及びAFOMP の後援に対する加盟団体会員への報告を兼ねております. その他,開示すべき利益相反はありません.

参考文献

- 有村秀孝:第119回日本医学物理学会学術大会報告-Web 大会長のつぶやき-. 医学物理41:40-43,2021. https:// doi.org/10.11323/jjmp.41.1_40
- 2) 蓑原伸一:第117回日本医学物理学会学術大会報告.医学物理. 39:50-53,2019. https://doi.org/10.11323/jjmp.39.2_50
- 3) 日本医学物理学会:第121回日本医学物理学会学術大会報 文集. 医学物理41, Suppl 1, 2021
- 4) 日本医学物理学会:第121回日本医学物理学会学術大会教 育講演資料. 医学物理41: Suppl 2, 2021

解説

〈第121回日本医学物理学会学術大会特集〉 合同シンポジウム1:新型コロナウイルス感染症(COVID-19)の全貌に迫る

COVID-19画像診断におけるAI応用の最先端

有村秀孝*1, 岩崎貴大^{1,2}

2東京大学医学部附属病院

Forefront of AI Applications for COVID-19 Imaging Diagnosis

Hidetaka ARIMURA *1 , Takahiro IWASAKI $^{1,\,2}$

¹ Kyushu University

² The University of Tokyo Hospital

The intra- and inter-observer variability in diagnosis of thoracic CT images may affect the diagnosis of COVID-19. Therefore, several studies have been reported to develop artificial intelligence (AI) approaches using deep learning (DL) and radiomics technologies. The difference between them is automatic feature extraction (DL) and hand-crafted one (radiomics). The advantages of the AI-based imaging approaches for the COVID-19 are fast throughput, non-invasion, quantification, and integration of PCR results, CT findings, and clinical information. To the best of my knowledge, three types of the AI approaches have been studied: detection, severity differentiation, and prognosis prediction of COVID-19. AI technologies on assessment of severity/prediction of prognosis for COVID-19 may be more crucial than detection of COVID-19 pneumonia after COVID-19 becomes one of common diseases.

Keywords: triage, severity, differentiation, deep learning, radiomics

1. COVID-19OAI

COVID-19 (coronavirus disease 2019) 感染症における 医師による胸部CT (computed tomography) 画像の診断は 難しく, その検出感度(sensitivity)と特異度(specificity) は、それぞれ80-90%と60-70%の範囲であると報告され ている¹⁾.また、胸部CT画像の診断における観察者内・ 観察者間のばらつきは、COVID-19の診断に影響を与える 可能性がある²⁾. 一方, PCR (polymerase chain reaction) の特異度は70-80%と言われている³⁾. このように、CT 検査とPCR検査には検出能に差がある. また, COVID-19 の診断では、重症度(severity)の鑑別診断(differentiation) や COVID-19の 治療の予後予測 (prognosis prediction) (例:重症化の予測)も重要である.なぜなら、医学的ト リアージ(triage)として、ICUなどで優先的に治療を行う 患者を選ぶ必要があるからである.したがって、 COVID-19のAI (artificial intelligence)の性能は医師と同 等かそれ以上であることが期待される. そこで, COVID-19のAIに望まれる主な機能をFig.1に示す.主 な機能は前述の通り検出,重症度の鑑別,予後予測である.

ディープラーニング (deep learning) やレディオミクス (radiomics)を用いた AI 技術を開発する研究が報告されて いる (Table 1-3). ディープラーニングは自動的な特徴抽 出が可能であるが、レディオミクスではあらかじめ特徴量 計算モデルを用意する必要がある. COVID-19における AIを用いた技術の利点は、スループットが速いこと、非 侵襲であること、定量化が可能であること、PCRの結果 やCTの所見、臨床情報との統合が可能であることである. 本稿では上記3つの機能に関して、COVID-19のAI製品 を用いた研究と、COVID-19のAI研究を紹介する. 多く の研究はAUC (area under the receiver operating characteristic curve)を用いてAIの性能を評価している. AUCは、AIが患者群を陽性と陰性に分類する性能を表し、 0から1 (最高)の間の値となる. 感度(sensitivity)、特異 度(specificity)、正確度(accuracy)で評価する場合もある.

2. COVID-19のAIソフトウエアを用いた研究

Table 1 に COVID-19の AI 製品を用いた研究(著者が調 べた範囲)を示す. Mallio ら⁴⁾ は InferRead[™] CT Lung for COVID-19を用いて, 肺炎無し症例, COVID-19症例, 免疫チェックポイント阻害剤(immune checkpoint inhibitor: ICI)関連肺炎を区別できることを示した. COVID-19肺炎 と ICI 関連肺炎間の分類の AUC は 0.62, COVID-19肺炎 と肺炎無し症例間の分類の AUC は 0.99, ICI 関連肺炎と 肺炎無し症例間の分類の AUC は 0.97 となり, 分類できる ことを示した.

^{*} 連絡著者(corresponding authors) 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 3-1-1] Division of Medical Quantum Science, Department of Health Sciences, Faculty of Medical Sciences, Kyushu University, 3-1-1, Maidashi, Higashi-ku, Fukuoka City, Fukuoka 812-8582, Japan E-mail: arimura.hidetaka.616@m.kyushu-u.ac.jp

Various types of patients



Fig. 1 AI for COVID-19

Table 1	Researches related	to commercially	avaliable AI	products for	COVID-19
---------	--------------------	-----------------	--------------	--------------	----------

Authors	Year	Title	Cases	Modality	AI	Performance
Mallio CA, et al. ³⁾	2021	Deep learning algorithm trained with COVID-19 pneumonia also identifies immune checkpoint inhibi- tor therapy-related pneu- moniti	Pneumonia-free group (n = 30) COVID-19 $(n = 34)$ ICI therapy-related pneumonitis $(n = 21)$	СТ	DNN	AUC for COVID-19 vs ICI-therapy related pneumonitis: 0.62 AUC for COVID-19 vs pneumonia-free: 0.99 AUC for ICI-therapy related pneumonitis vs pneumonia-free: 0.97
Zhang HT, et al. ⁴⁾	2020	Automated detection and quantification of COVID-19 pneumonia: CT imaging analysis by a deep learn- ing-based software	COVID-19 (<i>n</i> = 2460)	СТ	3D-CNN + V-Net with bottleneck structures	Sensitivity: 90% (?)

Zhang ら⁵⁾ は United Imaging Medical Technology Company Limited の The uAI Intelligent Assistant Analysis System の COVID-19 肺炎の検出感度を調べた. このソフ トウエアは三次元 CNN (convolutional neural network) と V-Net から構成されている. 2,460 人の COVID-19 患者 に適応した結果,感度は 90% だったと思われる.

また,定量的な報告はないようだが,AI-Rad Companion Research CT Pneumonia Analysis (Siemens Healthineers)⁶⁾ と Thoracic VCAR (GE Healthcare)⁷⁾ というソ フトウエアもある.これらのソフトウエアは肺野のGGO (ground glass opacity)と consolidation を解析し,重症度 の評価をすることができる.

3. COVID-19肺炎の検出と鑑別

Table 2に COVID-19 肺炎の検出のためのAI 研究を示 す. 大別すると、ディープラーニングによる手法とレディ オミクスによる手法である. Fig. 2に CT 検査では両者と も陽性だが、PCR検査では陽性と陰性に分かれた COVID-19疑いの症例のピクセル値のヒストグラムと GLCMを示す.分布に違いが見られ、PCRの結果の違い を反映している可能性はあり、CT画像にCOVID-19を特 徴づける情報が含まれているようである.

Wang ら⁸⁾ はU-netを用いて COVID-19 肺炎検出システ ムを開発した. 2,120人 (3病院)の患者でテストを行った. その結果, reference を RT-PCR (reverse transcription-PCR) とした場合の AUC は 0.774, reference を CT 画像 診断とした場合の AUC は 0.953 であった.

Meiら⁹⁾はCT画像(905名の症例)と臨床データに基 づくCOVID-19の迅速AI検出システムを開発した.彼ら はスライス選択にはCNN(Inception-ResNet-v2)を用い, CT画像を学習したCNN(ResNet-18)を用いてCOVID-19 の検出を行った.臨床データに対して機械学習(サポート ベクターマシン/ランダムフォレスト/多層パーセプトロ ン)を適用し,それらの併用の3つの手法を試した.



Fig. 2 Histograms and GLCM for two patients whose PCR and CT examinations showed same and different results

Authors	Year	Title	Cases	Modality	AI	Performance
Wang M, et al. ⁸⁾	2020	Deep learning-based triage and analysis of lesion bur- den for COVID-19: a retro- spective study with external validation	COVID-19 (<i>n</i> = 1647) Non-COVID-19 (<i>n</i> = 800)	СТ	U-net	AUC (reference: RT-PCR): 0.774 AUC (reference: CT findings): 0.953
Mei X, et al. ⁹⁾	2020	Artificial intelligence- enabled rapid diagnosis of patients with COVID-19	Training: COVID-19 (<i>n</i> = 285), non-COVID-19 (<i>n</i> = 341) Test: COVID-19 (<i>n</i> = 134), non-COVID-19 (<i>n</i> = 145)	СТ	Slice selection: CNN (Inception-ResNet-v2) Detection: CNN (ResNet-18), machine learning (support vector machine, random forest, multilayer perceptron)	AUC for CNN model: 0.86 AUC for machine learning model: 0.80 AUC for joint model: 0.92
Li L, et al. ¹⁰⁾	2020	Using Artificial Intelligence to Detect COVID-19 and Community-acquired Pneu- monia Based on Pulmonary CT	Training: COVID-19 ($n = 400$), CAP ($n = 1396$), NP ($n = 1173$) Test: COVID-19 ($n = 68$), CAP ($n = 155$), NP ($n = 130$)	СТ	Deep learning	AUC for COVID-19: 0.96 AUC for CAP: 0.95 AUC for non-pneumonia: 0.98
Liu H, et al. ¹¹⁾	2021	CT radiomics facilitates more accurate Open Access diagnosis of COVID-19 pneumonia: compared with CO-RADS	Training: COVID-19 $(n = 95)$, non-COVID-19 $(n = 415)$ Test: COVID-19 $(n = 20)$, non-COVID-19 $(n = 20)$	СТ	Radiomics (nomogram + LASSO regression)	AUCs of radiologists with 5 and 6 years of experiences in thoracic imaging: 0.69 and 0.82 AUC of radiomics nomogram: 0.93

Table 2 Researches	on AI for	detection	of COVID-1	9
--------------------	-----------	-----------	------------	---

CAP: community-acquired pneumonia, NP: non-pneumonia

CNNだけを用いた場合のAUCは0.86, 機械学習だけを 用いた場合の最大AUCは0.86, 両方を用いた場合のAUC は0.92だった.

Liら¹⁰⁾はCOVNet (ResNet50のCNN)を用いて, 3,322 名の症例からCOVID-19肺炎,市中肺炎 (communityacquired pneumonia: CAP),非肺炎に分類する手法を開 発した. 905名のCT 画像に適応した.その結果, COVID-19症例検出のAUCは0.96, CAP症例に対する AUCは0.95,非肺炎症例に対するAUCは0.98となった.

Liu ら¹¹⁾ はレディオミクス COVID-19の検出法を開発 し,550名の CT 画像に適応した.手法ではテクスチャー 解析,LASSO 回帰, nomogram を用いた.5年目と6年 ディオミクスのAUCは0.93となり、レディオミクスは医師よりも優れた結果となった.

4. COVID-19の重症度の評価

目の医師のAUCはそれぞれ0.69と0.82であったが、レ

COVID-19の症状は肺炎だけに留まらず,肺外で様々な 症状を引き起こす.例えば,血栓性合併症(thrombotic complications),心筋機能障害(myocardial dysfunction), 不整脈(arrhythmia),急性冠症候群(acute coronary syndromes),急性腎障害(acute kidney injury),胃腸の症状 (gastrointestinal symptoms),肝細胞障害(hepatocellular injury),高血糖症(hyperglycemia),ケトン症(ketosis),

Authors	Year	Title	Cases	Modality	7 AI	Performance
Ning W, et al. ¹³⁾	2020	Open resource of clinical data from patients with pneumonia for the prediction of COVID-19 outcomes via deep learning	Training $(n = 1170)$: Non-COVID-19 $(n = 222)$, Mild $(n = 23)$, Regular $(n = 415)$, Severe $(n = 146)$, Critically ill $(n = 65)$, Suspected $(n = 299)$ Test $(n = 351)$: Non-COVID-19 $(n = 106)$, Mild $(n = 1)$, Regular $(n = 181)$, Severe $(n = 56)$, Critically ill $(n = 7)$, Suspected $(n = 0)$	CT))	Deep learning including clinical feature (slice-based learning)	AUC for non-COVID-19: 0.944 AUC for mild: 0.860 AUC for severe: 0.884
Cai W, et al. $^{14)}$	2020	CT Quantification and Machine-learning Mod- els for Assessment of Disease Severity and Prognosis of COVID-19 Patients	COVID-19 $(n = 99)$: moderate $(n = 25)$, severe $(n = 47)$, critical $(n = 27)$ 10-fold cross-validation test	СТ	AI for segmenta- tion of COVID-19 pneumonia regions: deep learning AI for prediction of clinical out- comes: radiomics	AUC for moderate vs severe + critical: 0.927 AUC for severe vs critical: 0.929 AUC for prediction of ICU treat- ment: 0.945 AUC for prognosis of partial recovery vs prolonged recovery: 0.960
Wu Q, et al. ¹⁵⁾	2020	Radiomics AI of CT helps predict poor prognostic outcome in COVID-19	Training $(n = 351)$: early-phase CT $(n = 212)$, late-phase CT $(n = 139)$ Test $(n = 141)$: early-phase CT $(n = 105)$, late-phase CT $(n = 36)$	СТ	Radiomics + LASSO	AUC for poor outcome [*] : 0.862 (early-phase) AUC for poor outcome: 0.976 (late-phase) (*poor outcome: death, need for mechanical ventilation, or iICU admission)
van de Sande D, et al. ¹⁶⁾	2020	Predicting thromboem- bolic complications (TC) in COVID-19 ICU pa- tients using machine learning	Training $(n = 50)$: TC $(n = 22)$, non-TC $(n = 28)$ Test $(n = 26)$: TC $(n = 11)$, non-TC $(n = 15)$	СТ	Decision tree	AUC for TC: 0.76 Sensitivity: 73% Specificity: 73%
Vaid A, et al. ¹⁷⁾	2020	Machine Learning to Pre- dict Mortality and Criti- cal Events in a Cohort of Patients With COVID-19 in New York City: Model Development and Valida- tion	COVID-19 (<i>n</i> = 4098)	_	Extreme Gradient Boosting (XGBoost)	AUC for mortality prediction: 0.88 at 3 days, 0.86 at 5 days, 0.86 at 7 days, and 0.84 at 10 days AUC for critical event prediction: 0.78 at 3 days, 0.79 at 5 days, 0.80 at 7 days, and 0.81 at 10 days

Table 3 Researches on AI for severity differentiation and prognosis prediction of COVID-19

CAP: community-acquired pneumonia, NP: non-pneumonia

神経系疾患 (neurologic illnesses), 眼症状 (ocular symptoms), 皮膚合併症 (dermatologic complications) などの 症状が引き起こされ, 重症化する場合がある¹²⁾. そこで, COVID-19の重症度の推定と重症化の予測のAIは重要で ある. そのようなAI研究をTable 3に示す.

Ningら¹³⁾はCOVID-19の1,521 症例にディープラーニ ングを適用し、重症度に従って、患者群を区別できるかを 試みた. その結果、COVID-19 症例の検出のAUC は 0.944, mild レベルのAUC は 0.860, severe のAUC は 0.884 となった.

Cai ら¹⁴⁾ は COVID-19の 99 症例を 3つの重症度 (moderate, severe, critical) 患者を分類するレディオミクスを開 発した. 彼らは重症度だけでなく, ICU(intensive care unit) 治療が必要かどうか, または予後が部分回復 (partial recovery with residual pulmonary damage) か長期回復 (prolonged recovery) かも予測した. 部分回復か長期回復 では, ICU治療の期間, 酸素吸入 (oxygen inhalation) 期 間に有意差があった. その結果, moderate と severe + critical 間の分類に関する AUC は 0.927, severe と critical 間の分類に関するAUCは0.929, ICU治療の予測のAUC は0.945, 予後予測(部分回復か長期回復)のAUCは0.960 であった.

Wu ら¹⁵⁾ は COVID-19の early-phase CTスキャン患者 と late-phase CTスキャン患者の 492 症例を収集し, poor outcome の患者を検出するレディオミクスを研究した. early-phase と late-phase の CTスキャン患者は, それぞ れ症状が始まってから1週間以内に CTを撮像した患者と 1週間以上後に CTスキャン患者と定義される.また, poor outcome は人工呼吸器または ICU 治療が必要だった 場合や死亡である.early-phase と late-phase CTスキャ ン患者に対する poor outcome の患者の検出 AUC は, それ ぞれ 0.862 と 0.976 となった.

van de Sande ら¹⁶⁾ は決定木 (decision tree)を用いて血 栓性合併症 (thromboembolic complications)を予測する手 法を開発し, ICU治療を受けた 76 症例に適用した. その 結果, 血栓性合併症予測のAUC は 0.76, 検出感度と特異 度はともに 73% であった.

Vaid ら $^{17)}$ はExtreme Gradient Boosting (XGBoost)を

用いて、COVID-19陽性患者4,098症例をもとに死亡また は重大イベントを経過日数ごとに予測する手法を開発し た.死亡予測のAUCは3日後で0.88,5日後で0.86,7日 後で0.86,10日後で0.84となった.重大イベント予測の AUCは3日後で0.78,5日後で0.79,7日後で0.80,10日 後で0.81となった.

5. 今後の展開

2021年9月の時点でまだCOVID-19は収束していないが、 もしCOVID-19が普通の疾患になった場合、COVID-19検 出のAIよりも重症度の鑑別や重症化の予測のAIが重要に なると考える.本稿がCOVID-19のAI研究の役に立てば 幸いである.

参考文献

- http://www.radiology.jp/member_info/news_member/2020 0421_01.html
- 2) Hadied MO, Patel PY, Cormier P, et al.: Interobserver and intraobserver variability in the CT assessment of COVID-19 based on RSNA consensus classification categories. Acad. Radiol. 27: 1499–1506, 2020
- 3) Li D, Wang D, Dong J, et al.: False-negative results of real-time reverse-transcriptase polymerase chain reaction for severe acute respiratory syndrome coronavirus 2: Role of deep-learning-based CT diagnosis and insights from two cases. Korean J. Radiol. 21: 505–508, 2020
- 4) Mallio CA, Napolitano A, Castiello G, et al.: Deep learning algorithm trained with COVID-19 pneumonia also identifies immune checkpoint inhibitor therapy-related pneumonitis. Cancers (Basel) 13: 652, 2021
- 5) Zhang HT, Zhang JS, Zhang HH, et al.: Automated detection and quantification of COVID-19 pneumonia: CT imaging analysis by a deep learning-based software. Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging 47: 2525–2532, 2020
- https://www.siemens-healthineers.com/medical-imaging/ diagnostic-imaging/ai-covid-19-algorithm

著者紹介

有村 秀孝 (ありむら・ひでたか) (現職名) 九州大学 教授 1996年京都工芸繊維大学大学院で博士 (工学)取得. 島津製作所, 東京女子医大,広島国際大学,シカゴ大学の後,2004年から九大. (専門分野) AI支援放射線治療法及び画像診断法の研究. 特にが んのレディオミクス.物理数学,医用画像情報学などを講義.

- Belfiore MP, Urraro F, Grassi R, et al: Artificial intelligence to codify lung CT in Covid-19 patients. Radiol. Med. 125: 500–504, 2020
- 8) Wang M, Xia C, Huang L, et al.: Deep learning-based triage and analysis of lesion burden for COVID-19: A retrospective study with external validation. Lancet Digit Health 2: e506–e515, 2020
- 9) Mei X, Lee HC, Diao KY, et al.: Artificial intelligence-enabled rapid diagnosis of patients with COVID-19. Nat. Med. 26: 1224–1228, 2020
- 10) Li L, Qin L, Xu Z, et al.: Using artificial intelligence to Detect COVID-19 and community-acquired pneumonia based on pulmonary CT: Evaluation of the diagnostic accuracy. Radiol. 296: E65–E71, 2020
- 11) Liu H, Ren H, Wu Z, et al.: CT radiomics facilitates more accurate diagnosis of COVID-19 pneumonia: Compared with CO-RADS. J. Transl. Med. 19:29, 2021, doi: 10.1186/ s12967-020-02692-3
- 12) Gupta A, Madhavan MV, Sehgal K, et al.: Extrapulmonary manifestations of COVID-19. Nat. Med. 26: 1017– 1032, 2020
- Ning W, Lei S, Yang J, et al.: Open resource of clinical data from patients with pneumonia for the prediction of COVID-19 outcomes via deep learning. Nat. Biomed. Eng. 4: 1197–1207, 2020
- 14) Cai W, Liu T, Xue X, et al.: CT quantification and machine-learning models for assessment of disease severity and prognosis of COVID-19 patients. Acad. Radiol. 27: 1665–1678, 2020
- 15) Wu Q, Wang S, Li L, et al.: Radiomics analysis of computed tomography helps predict poor prognostic outcome in COVID-19. Theranostics 10: 7231–7244, 2020
- 16) van de Sande D, van Genderen ME, Rosman B, et al.: Predicting thromboembolic complications in COVID-19 ICU patients using machine learning. J. Clin. Transl. Res. 6: 179–186, 2020
- 17) Vaid A, Somani S, Russak AJ, et al.: Machine learning to predict mortality and critical events in a cohort of patients with COVID-19 in New York City: Model development and validation. J. Med. Internet Res. 22: e24018, 2020, doi: 10.2196/24018

解説

〈第121回日本医学物理学会学術大会特集〉 合同シンポジウム2:マンモグラフィシステムと画像の進化

マンモグラフィの線量の国家標準の進展と展望

田中隆宏*

国立研究開発法人産業技術総合研究所 計量標準総合センター 分析計測標準研究部門

Air-Kerma Standard for Mammography X-Ray in Japan: Progress and Prospects

Takahiro TANAKA*

National Metrology Institute of Japan (NMIJ), National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST)

In Japan, mammography was introduced in 2000 for the early detection of breast cancer. In quality control of mammography, dosimetry is one of the most important items. For accurate dosimetry, calibration of dosimeters is necessary because radiation quality (target-filter combination) of mammography x-ray is different from that of general radiography. Therefore, development of dosimetry standard based on radiation quality of mammography x-ray was required. AIST/NMIJ developed an air-kerma standard for mammography x-rays and started its dissemination in 2009. Since then, the air-kerma standard has been extended to various radiation qualities that have come to be used in digital mammography. In this paper, an overview of the air-kerma standard for mammography x-ray together with a future plan is briefly presented.

Keywords: mammography, air-kerma, calibration, dosimetry, ionizing radiation

1. はじめに

乳がんの早期発見のため、日本においてマンモグラフィ が乳がん検診で利用されるようになってから約20年が経 過し、マンモグラフィは診断技術として日本国内でも広く 普及している.マンモグラフィはX線による乳房撮影であ ることから、診断の高い信頼性と人体への安全性の両立に は、撮影に使用するX線の線量を適切に抑えた上で高品質 な撮影画像を得ることが求められる.そのため、マンモグ ラフィ装置の精度管理などで行われる線量計による線量測 定が重要となる.

放射線の線量測定に使われる線量計には、電離箱式や半 導体式など様々なタイプがあるが、測定対象の放射線の種 類やそのエネルギー、もしくは必要とする測定精度などに 応じて適切に取捨選択をする必要がある.一般的に、線量 計の校正定数(感度の逆数)は放射線のエネルギーに依存 して変化する(以下,エネルギー特性という)が、低エネ ルギー領域ではエネルギー特性が顕著となること多い、マ ンモグラフィで使われる管電圧が30kV付近のX線は、一 般撮影など他のX線診断と比べてもエネルギーが低いた め、線量計を校正し、線量計のエネルギー特性を把握して おくことが、線量測定を行う上で重要となる.また、マン モグラフィでは、モリブデン(Mo)ターゲットのX線管な ど,乳房撮影に特化したエネルギースペクトル(以下,線 質という)のX線が使われる.線量計のエネルギー特性が 顕著となりやすい低エネルギー領域では,この線質依存性 も注意すべき事項である.本稿で紹介するマンモグラフィ 用X線の線量標準が開発される以前も,管電圧が10kVか ら50kVの線量標準を供給していたが,線質が一般撮影用 であったため,マンモグラフィ用X線の線質に基づいた線 量標準の開発が求められていた.そこで,産業技術総合研 究所(以下,産総研という)では,マンモグラフィ用X線 の線質に基づいたX線の空気カーマ標準の開発と供給を進 めてきた.本稿では,マンモグラフィ用X線の空気カーマ 標準の概要ならびに今後の展望を中心に紹介する.

2. マンモグラフィの線量標準について

2.1 マンモグラフィ用X線の線質

主に2000年代初頭における日本のマンモグラフィでは, MoターゲットのX線管が使われてきたが,近年はマンモ グラフィ装置のデジタル化により,一般撮影と同じタング ステン(W)ターゲットのX線管も使われるようになった. ここでは,まず,マンモグラフィの線量標準の開発の契機 となったMoターゲットのX線管の線質について述べた 後,デジタルマンモグラフィなどで利用されるようになっ た線質について紹介する.

* 連絡著者(corresponding author) 国立研究開発法人産業技術総合研究所 計量標準総合センター 分析計測標準研究部門 [〒305-8568 茨城県つくば市梅園 1-1-1 つくば中央第2] National Metrology Institute of Japan (NMIJ), National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST),

National Metrology Institute of Japan (NMIJ), National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST), Central 2, 1–1–1 Umezono, Tsukuba, Ibaraki 305–8568, Japan E-mail: takahiro-tanaka@aist.go.jp



Fig. 1 MoターゲットのX線管からのエネルギースペクトル. (a) Moの付加フィルタの有無の違い. (b)付加フィルタの種類 (MoとRh)の違い. 各スペクトルとも最も高い強度で規格化している

マンモグラフィの撮影対象は乳部であり,そのX線画像 は、乳腺組織、脂質、皮膚組織、そして腫瘍が識別できる ものでなければならない.これらの組織のX線画像のコン トラストを決めるのは各組織のX線に対する線源弱係数の 違いであるが、一般撮影で使われるようなX線のエネル ギー領域では、その違いが少なく、読影に十分なコントラ ストを得ることが難しい.そのため、マンモグラフィでは、 X線画像のコントラストが得られるよう、各組織の線源弱 係数に違いのある低いエネルギーのX線が効率的に得られ る Mo ターゲットのX線管が利用される.

X線管は、熱フィラメントから放出された熱電子を数十 kVから数百kVの高電圧(これを管電圧という)で加速さ せ、ターゲット金属(ターゲット材)に衝突させた際に生 じる、制動X線ならびに特性X線を利用するための装置で ある. 制動X線は、加速された熱電子がターゲット材との 衝突過程で連続的に失われたエネルギーが光子として放出 されたもので、管電圧が最高エネルギーの連続スペクトル となる.一方,特性X線は、ターゲット材の電子のエネル ギー準位に依存した固有の単色エネルギーのX線であり, Moの特性X線のエネルギーは主に17.5kVと19.6kVであ る(ここではK_aとK_bのみを示す).特性X線は,管電圧が 特性X線のエネルギーを超えて初めて発生する. Moター ゲットのX線管を搭載したマンモグラフィ装置では、 28kV付近の管電圧が多く利用される.したがって、マン モグラフィで利用されるMoターゲットのX線管から放出 されるX線には、制動X線(連続スペクトル)と特性X線 の両方が含まれることになる.

X線管からのX線に含まれる撮影に不要なエネルギー成 分を除去するため、付加フィルタがX線管の射出窓付近に 設置される. MoターゲットのX線管を使ったマンモグラ フィ装置では、Moもしくはロジウム(Rh)を付加フィルタ として使うことが多い. その理由は、被ばく線量の増加に 繋がる低エネルギー成分と、コントラストの低下を招く高 いエネルギー成分の両方を低減させ、Moの特性X線を高



Fig. 2 デジタルマンモグラフィ装置で使われるようになったRh/RhならびにW/Rh線質のエネルギースペクトルの一例.比較として、Mo/Mo線質のスペクトルも示した.各スペクトルとも最も高い強度で規格化している

効率に得ることができるためである. Fig. 1に示すよう に、MoターゲットのX線管を利用したマンモグラフィ装 置のX線のエネルギースペクトルは、特性X線がメインと なる. なお、X線の線質を簡便に表すため、以後、X線管 のターゲット材/付加フィルタ材、として線質を表記す る.例えば、MoターゲットのX線管とRhの付加フィル タの場合は、Mo/Rhと表記する. Mo/Moの線質は、特性 X線がメインの比較的単色性の強いエネルギースペクトル となる利点がある一方、管電圧の変更によってエネルギー スペクトルの形状を変えることが難しく、厚い乳房や高濃 度乳房など硬い線質のX線が撮影に必要な場合に困る. そ こで、そのような乳房の撮影に対応できるよう、Fig. 1(b) に示すように、付加フィルタにRhを使うことによって線 質を硬化させる場合がある(K吸収端のエネルギーが、 RhのほうがMoよりも2keV~3keV程度高い).

上述のMo/MoやMo/Rhの線質は,撮像にフィルムを用いたマンモグラフィ装置で主に用いられている.近年はマンモグラフィ装置のデジタル化が進み,撮影画像をフィル



Fig.3 X線空気カーマ標準の校正室の全景. (a) は軟X線ならびにマンモグラフィX線, (b) が中硬X線となっている

ムではなく、コンピューターなどのモニターに投影して診 断するようになってきている. このデジタルマンモグラ フィ装置では、撮像にイメージングプレートやフラットパ ネルディテクターが使われる.このデジタル化により、検 出部のダイナミックレンジが広がり、ディスプレイ上での 画像のコントラストの調整が可能となったこともあり、デ ジタルマンモグラフィ装置では、RhやWターゲットのX 線管が使われるようになった. Fig. 2に, Rh/Rhならびに W/Rhのスペクトルを示す. WターゲットのX線管のスペ クトルは、制動X線のみのブロードなスペクトルとなって いる(厳密には8keV~10keVにL_aとL_bの特性X線があ るが、Rhの付加フィルタによってほぼ吸収されている). 一般撮影と同じブロードなスペクトルのX線がマンモグラ フィ装置のデジタル化によって使われるようになったが、 一般撮影のような100kV近辺の管電圧(エネルギー)で の乳腺組織と腫瘍の線源弱係数の違いが小さいことに変わ りはないので、マンモグラフィではWターゲットのX線 管でも30kV付近の管電圧のX線が使われる.

以上のように、マンモグラフィでは、線量の低減と高品 質な画像の取得を両立させるため、様々な線質が開発さ れ、利用されている。後述するように、産総研のマンモグ ラフィ用X線の空気カーマ標準では、可能な限りこれらの 線質に対応できるよう、線質の拡張を進めてきた。

2.2 マンモグラフィ用X線の空気カーマ標準^{1),2)}

マンモグラフィを含めたX線の空気カーマ標準は,平行 平板型自由空気電離箱を特定標準器としている.現在,産 総研では,X線の空気カーマ標準の供給は,管電圧が 10kVから300kVの範囲で行っているが,この管電圧の範 囲(つまり,二次電子の飛程の範囲)を1台の平行平板型 自由空気電離箱でカバーするのは難しい.そのため,産総 研では,管電圧が10kVから50kVの範囲を軟X線用,ま た,30kVから300kVの範囲を中硬X線用として,幾何学 的寸法の異なる2種類の平行平板型自由空気電離箱を用い ている.マンモグラフィ用X線の平行平板型自由空気電離 箱は,軟X線用と共用である.

Fig.3に軟X線と中硬X線のそれぞれの校正室の写真を



Fig. 4 マンモグラフィ用X線発生装置(Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, W/Rh, W/Ag, W/Alの線質が設定可能)



Fig. 5 軟X線用及びマンモグラフィ用X線用の平行平板型 自由空気電離箱の模式図

示す. Fig. 3(a)に示すように、マンモグラフィ用X線の空 気カーマ標準は、軟X線と同じ校正室に構築されている. Fig. 3(a)において、写真奥の左側の遮蔽箱の中に軟X線用 の線質(QI線質³⁾やISO-4037⁴⁾シリーズなど)のX線発 生装置が、右側にマンモグラフィ用X線の線質のX線発生 装置がそれぞれの収納されている.なお、中硬X線でも、 QI線質ならびにISO-4037シリーズなどの線質で、空気 カーマ標準の供給を行っている.

Fig. 3(a)中の右側の遮蔽箱の中に収納されているマンモ グラフィ用X線のX線発生装置の写真をFig.4に示す.現 在,空気カーマ標準を供給しているマンモグラフィX線の

X線源	管電圧	X線管ターゲット材	線質	相対拡張 不確かさ (k=2)
軟X線	$10\mathrm{kV}{\sim}50\mathrm{kV}$	W (Tungsten)	 QI = 0.4, 0.5, 0.6, 0.7, 0.8 ISO4037N CCRI (BIPM) 	$\sim 1.1\%$
マンモグラフィX線	$20\mathrm{kV}\sim40\mathrm{kV}$	• Mo (Molybdenum) • Rh (Rhodium • W (Tungsten)	• Mo/Mo, Mo/Rh • Rh/Rh • W/Rh, W/Ag, W/Al	~1.1%
中硬X線	30 kV~300 kV	W (Tungsten)	• QI = 0.4, 0.5, 0.6, 0.7, 0.8, 0.9 • ISO4037N, W, H, L • CCRI (BIPM)	$\sim \! 1.5\%$

Table 1 産総研で供給中のX線の空気カーマ標準の一覧. CCRI (BIPM)と示した線質は主に国際比較(後述)で使用する線質である

線質は、Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, W/Rh, W/Ag, W/Alとなっ ており、IEC 61267 (JIST 61267)^{5.6)}の一部の線質もカ バーしている. Fig. 4に示すように、マンモグラフィ用の X線源として、Mo, Rh, Wの3種類のターゲットのX線管 を使用している.3種類のX線管はターンテーブル上に設 置され、これらのX線管の切替えを電動で行うことができ る.なお、X線管は、出力の安定性に優れている水冷式の 工業用のものを採用している.

Fig. 5に軟X線及びマンモグラフィ用X線用の平行平板 型自由空気電離箱の模式図を示す.平行平板型自由空気電 離箱は,主に,入射孔,高圧電極,保護電極,集電極,で 構成され,遮蔽箱内に収納されている.平行平板型自由空 気電離箱では,入射孔を基準面(Reference plane)とし, 入射孔を通過したX線による二次電子が荷電粒子平衡に達 した後に,集電極によって電離電荷(電離電流)を測定し, 間接的に基準面での空気カーマ(率)を決定している.空 気カーマ率Kは,空気のW値(空気からイオン対を一対 生成するために必要な平均エネルギー)を用いて,次の(1) 式で表すことができる.

$$\dot{K} = \frac{I}{m} \cdot \frac{W_{\text{air}}}{e} \cdot \frac{1}{1 - g} \cdot \prod_{i} k_{i} \quad (Gy/s) \tag{1}$$

ここで, Iは電離電流, mは空気の質量, Wairleは空気 のW値, gは放射損失の割合, kiは平行平板型自由空気電 離箱の補正係数である.補正係数は,空気カーマの定義と, 平板型自由空気電離箱による実際の測定との間で生じる相 違を補正するために用いる係数であり,線質ごとに評価し ている.軟X線ならびにマンモグラフィ用X線の空気カー マ標準では、11種類の補正係数があるが,主な補正は、 ①空気によるX線の減衰に対する補正,②散乱線に対する 補正,③W値のエネルギー依存性ならびに一次電離電荷 量に対する補正,の3つである.①は、基準面から集電極 までの間(8cm)で生じる空気によるX線の減衰に対する 補正であり、マンモグラフィ用X線の線質での補正量は 1%から2%となる.②は、入射孔などで生じた散乱線に

対する補正であり、マンモグラフィ用X線の線質では約 0.5%の補正となる. ③は, 空気のW値のエネルギー依存 性の補正と一次電荷量の補正の積であり、マンモグラフィ 用X線の線質では約0.3%の補正となる.この③の補正は、 2016年のICRU report 90⁷⁾の発行を契機に, 産総研のX 線の空気カーマ標準でも2019年度から導入された. ここ では一次電荷量の補正についてのみ簡単に説明する. この 補正は、平行平板型自由空気電離箱では、X線と空気との 相互作用で生じた電荷と、二次電子と空気との相互作用に よって生じた電荷とが区別なく測定されるために必要とな る⁸⁾. つまり, 一次電荷量の補正とは, 平行平板型自由空 気電離箱で測定される電荷から、空気のW値の定義に含 まれないX線と空気との相互作用で生じた電荷量を補正す ることを意味する. なお、本稿では割愛するが、軟X線な らびにマンモグラフィ用X線のエネルギー領域では、その 他の補正係数は0.1%未満である^{9)~11)}.

現在,軟X線ならびにマンモグラフィ用X線の空気カー マ標準の供給内容はTable 1のとおりである.マンモグラ フィ用X線の空気カーマ標準は,前述のとおり,アナログ 式とデジタル式で利用されているのほぼ全ての線質をカ バーしている.

2.3 国際的同等性の確認

ここまで、産総研のX線の空気カーマ標準について簡単 に紹介してきたが、空気カーマのみならず計量標準は、他 の国や機関におけるその量目の標準と同等性がなければ意 味がない、産総研では、マンモグラフィ用X線を含めた各 X線の空気カーマ標準の国際的同等性を確認するため、国 際比較に参加している、空気カーマをはじめとする放射線 の線量関連の国際比較は、国際度量衡局(BIPM)が主体と なって行っていることが多く、その場合、BIPMに各国も しくは機関の標準器を持ち込み、測定値の比較を行い、同 等性の確認を行っている、産総研は、マンモグラフィ用X 線の空気カーマ標準について、2009年と2020年に、 BIPMが主催する国際比較(BIPM.RI(I)-K7)に参加した. 20

15

10

5

0

-5





Fig.6 マンモグラフィX線の空気カーマ標準の国際比較結 果の一例.縦軸はBIPMの結果を基準とした相対差 を千分率(つまり、5は0.5%を示す)で表しており、 NMIJが産総研の結果である. エラーバーは、国際 比較の相対拡張不確かさ(包含係数k=2)を表す

BIPM.RI(I)-K7の最新の結果¹²⁾をFig.6に示す. Fig.6で は、Mo/Mo 28kVの結果のみを示すが、比較は25kV、 30kV, 35kVでも行っており,詳細な結果はBIPM Key Comparison Database (KCDB)¹²⁾ で確認することができ る. なお、産総研の2020年の比較の結果はまだ公表され ていないなので、Fig. 6の産総研 (NMIJ) の結果は2009年 のものとなっている.

Fig.6から、産総研のマンモグラフィ用X線の空気カー マ標準はBIPMをはじめとする各国や機関の標準と不確か さの範囲で一致していることがわかる.この国際比較の結 果より、マンモグラフィ用X線の空気カーマ標準につい て、産総研での校正は、Fig.6に示す機関とトレーサビリ ティを有する機関の標準による校正と不確かさの範囲で同 等であると言うことができる.

3. まとめと今後の展望

ここまで簡単ではあるが、マンモグラフィ用X線の空気 カーマ標準の概要を紹介してきた.マンモグラフィ用X線 の空気カーマ標準は、Mo/Mo線質から開発と供給を開始 し、現在では、Rh/RhやW/Rhなどデジタルマンモグラ フィ装置の線質まで幅広くカバーしており、マンモグラ フィ用線量計の校正場は十分に整備されたと考えている.

さて,近年は,取扱いやすさもあって,半導体式の線量 計が診断現場で普及しつつある. この半導体式の線量計の 中には、線量に加えて管電圧や半価層などの線質に関する データも同時に測定できる機種がある. そのため、線量の みならず管電圧に対する校正のニーズが出てきている. そ こで現在、産総研では軟X線発生装置に接続式の管電圧計 を導入し、非接触型管電圧計(半導体式線量計の機能の一

部としての管電圧測定を含む)の校正を検討している.非 接触型管電圧計の校正については、進展があれば、別の機 会に紹介したい.マンモグラフィをはじめ、X線診断技術 も進展が著しい分野であるため、新しいニーズに応えられ るよう、計量標準も適宜見直しを図っていきたいと考えて いる.

参考文献

- 1) 田中隆宏,黒澤忠弘,齋藤則生:マンモグラフィの安全を 支える線量計測.シンセシオロジー5:222-233,2012
- 2)齋藤則生,田中隆宏,黒澤忠弘:診断領域の国家標準と線 量計の校正. 日本放射線技術学会雑誌 71: 1251-1258, 2015
- 3) 日本規格協会:X線及びy線用線量(率)測定器の校正方法. JIS Z 4511, 2018
- 4) The International Organization for Standardization (ISO): Radiological protection-X and gamma reference radiation for calibrating dosemeters and doserate meters and for determining their response as a function of photon energy-Part 1: Radiation characteristics and production methods. ISO 4037-1, 2019
- 5) The International Electrotechnical Commission (IEC): Medical diagnostic X-ray equipment: Radiation conditions for use in the determination of characteristics. IEC 61267, 2005
- 日本規格協会:診断用X線装置一特性決定に用いる放射線 6) 条件—. JIST 61267, 2014
- The International Commission on Radiation Units and 7) Measurements (ICRU): Key Data for Ionizing-Radiation Dosimetry: Measurement Standards and Applications. ICRU Report No. 90, 2016.
- 8) Takata N, Begum A: Corrections to air kerma and exposure measured with free air ionisation chambers for charge of photoelectrons, compton electrons and auger electrons. Radiat. Prot. Dosimetry 130: 410-418, 2008
- 9) Nohtomi A, Takata N, Sakae T: A correction factor for effects of scattered X-rays at calibration of ionization chambers in low energy X-ray standard fields. J. Nucl. Sci. Technol. 44: 109-113, 2007
- 10) Takata N: A free-air ionization chamber with a large aperture diaphragm. Nucl. Inst. Meth. Phys. Res. A 619: 216-220, 2010
- 11) Kurosawa T, Takata N, Saito N: Effect of the diaphragm of free-air ionisation chamber for X-ray air-kerma measurements. Radiat. Prot. Dosimetry 146: 195-197, 2011
- 12) The BIPM Key Comparison Database (KCDB), https:// www.bipm.org/kcdb/

著者紹介

田中 隆宏 (たなか・たかひろ)

(現職名)国立研究開発法人産業技術総合研究所 主任研究員 (専門分野) 放射線計測. マンモグラフィをはじめとする診断領 域のX線の空気カーマ標準の開発と維持を行っている.また,近 年は、X線領域の放射光や自由電子レーザーの絶対強度計測技術 の開発にも従事している.

Jpn. J. Med. Phys. Vol. 41 No. 3: 92-95 (2021)

解説

〈第121回日本医学物理学会学術大会特集〉 合同シンポジウム3:日本発の放射線医療技術―過去と未来―

320列ADCT搭載IVR-CTの有用性

新植 剛* 静岡県立静岡がんセンター IVR科

Efficacy of 320-Row IVR-ADCT

Takeshi ARAMAKI* Division of Interventional Radiology, Shizuoka Cancer Center

IVR-CT was developed at Aichi Cancer Center (Japan) in 1992 and is now in use worldwide. It was developed initially for the purpose of performing CT more easily during arteriography, but also during non-vascular IR procedures such as biopsy and drainage. Four-detector-row IVR-MDCT was introduced to Shizuoka Cancer center in 2002, which was upgraded to 320-Row IVR-ADCT (320-IVR-CT) by 2013. Although we performed an initial investigation into the efficacy of 320 IVR-CT for vascular intervention, the direct MPR method using volume scanning is predominant in the field of non-vascular intervention. In this review, we describe the history of IVR-CT, report the efficacy of 320-IVR-CT for vascular and non-vascular intervention, and report our experiences.

Keywords: IVR-CT, interventional radiology, direct MPR

1. はじめに

IVR-CTとは血管撮影装置とX線CTの複合機であり,天 板を共用するところにその特徴がある.開発当時,肝腫瘍 の診断に血管造影下CT(以下CTA)が有用であることが 知られてきていた^{1)~5)}.一方でこれを行うためには,患者 にカテーテルを挿入した状態で血管造影室とX線CTとの 間をストレッチャーに乗せて行き来する必要があり,これ は患者の清潔確保,安全確保の面からのみならず,その間 のCT撮影を止めておく必要など,施設の運用上の面でも 問題があった.この問題を解決すべく開発されたのがIVR-CTであり,1992年に愛知県がんセンターで第一号機が稼 働した(Fig.1).今回本邦発の医療技術として,このIVR-CTの過去現在,そして未来について述べる.

2. IVR-CTの開発当初一Helical-CT搭載モデルー

IVR-CTは前述のとおり、CTAを如何に簡便に行うか、 ということを目的として開発された. 肝腫瘍の診断におい て経動脈的門脈撮影下CT(以下CTAP)と経肝動脈的CT (CTHA)を組み合わせることが有用であることは既に知ら れており、従来は血管撮影室とCT撮影室の間をストレッ チャーに乗せた患者を行き来させて撮影を行っていた.一 方、肝動脈には様々な破格があるが、その代表的な破格の 一つに置換型の左右肝動脈を有する症例がある(Fig. 2). こうした症例において、CTAPに引き続いて左肝動脈、中 肝動脈、右肝動脈からCTHAをそれぞれ行おうとすると、 少なくとも4往復、血管撮影室とCT撮影室の間を行き来 する必要がある.ここから引き続いてIVR治療を行おう とすれば、適宜CT撮影のために血管撮影室とCT撮影室 を往復する必要がある.このことは清潔な状態でカテーテ ルを挿入された患者を撮影台からストレッチャーに移動 し、ストレッチャーで部屋移動を行い、更に撮影台に患者 を移す、という作業を繰り返し行うことを意味しており、 患者の衛生面・安全面のみならず検査室の運用上も問題が



Fig. 1 The original IVR-CT system, which was first introduced at Aichi Cancer Center (photo courtesy of Dr. Inaba; Department of Diagnostic and Interventional Radiology, Aichi Cancer Center)

^{*} 連絡著者(corresponding author) 静岡県立静岡がんセンター IVR科 [〒411-8777 静岡県駿東郡長泉町下長窪1007] Division of Interventional Radiology, Shizuoka Cancer Center, 1007 Shimonagakubo Nagaizumi-cho Sunto-gun, Shizuoka 411-8777, Japan E-mail: t.aramaki@scchr.jp



Fig. 2 Images of a patient who had replaced right and left hepatic arteries. A, DSA of the replaced right hepatic artery via the superior mesenteric artery. B, CT during the replaced right hepatic arteriography. C, DSA of the celiac axis. D, CT during the common hepatic arteriography. E, CT of the replaced left hepatic arteriography. F, DSA of the hepatic artery after redistribution. The replaced right and left hepatic arteries were embolized. G, CT of the common hepatic arteriography after redistribution. The contrast medium is seen perfusing the whole liver via the common hepatic artery

あった.この問題を解決すべく開発されたのがIVR-CTである.

IVR-CTの血管撮影下CTにおいての有用性は当時愛知 県がんセンターから発せられた数々の論文からもうかがい 知ることができるが^{6),7)}, IVRのための装置として非血管 系のIVR,例えばCT下肺生検なども比較的早期より行われ てきた⁸⁾. この後, CTはHelical Scanにアップデートさ れ^{9),10)},同時にSingle Helical ScanやCT透視にも対応す るようになった. CT透視の搭載により穿刺の精度が向上 したのは言うまでもないが,同時にいかに術者を直接線被 ばくから防御するかも課題となった. その必要性から様々 な穿刺補助具・Needle Holderの開発が進められた¹¹⁾.

3. MDCT 搭載モデルの登場

MDCT 搭載モデルの登場により撮影の高速化がなされ たほか,三断面表示が可能となり (Fig. 3),穿刺がより容 易となった¹²⁾.すなわち,CTにおける穿刺はAxial 断面 が基本であるが,単断面だと針先を見失った場合に,針先 が頭側にずれたのか,あるいは尾側にずれたのか,針先の ずれを把握するためにはいちいち寝台あるいはガントリを 移動させる必要が生じる.一方で三断面表示であれば,針 先が頭尾方向のどちらにずれたのかを把握するのが容易と なる.もちろんこの技術は当初通常型のCTから搭載が始 まったが,すぐにもIVR-CTにも搭載されるようになっ た.ちなみに当静岡がんセンター開院時(2002年)に採 用したIVR-CTは4列MDCT搭載モデルであり,三断面 表示のCT透視搭載モデルであった.



Fig. 3 Triple axial CT-fluorography imaging. Puncture point was planned in center imaging however the needle tip was misalignment cranially (white arrow) and the needle tip was angled caudally (arrowhead)

4. ADCT 搭載モデルの登場

ADCT搭載モデルの登場により四次元的なCTAの撮影 が可能となった.三次元の立体構造に時間軸を加えた四次 元CTAは、当初腫瘍の質的診断に寄与する可能性を探っ ていたが、Visual的な要素は優れているものの(Fig. 4)実 際には診断にはあまり貢献しなかった.またVolume ScanによるPerfusion Imagingが肝全域をTargetとして 行えるようになり、一見乏血性を呈する一部の症例での診 断に寄与する結果となった(Fig. 5).他方CPUの計算速度 向上と相まって16cm幅のVolume Scanを1回転で行える



Fig. 4 Four-dimensional CT during hepatic arteriography (volume rendered imaging)



Fig. 5 Perfusion CT imaging. A, CT during arterial portography (CTAP). B, CT during hepatic arteriography (CTHA). C, Perfusion CT (arterial imaging). The white arrows indicate a liver lesion that is difficult to detect on CTAP and CTHA. The lesion is clearly seen on perfusion CT, which enabled transcatheter arterial chemo-embolization to be performed



Fig. 6 Subphrenic abscess punctured using the direct multiplanar reconstruction (MPR) method. A, sagittal; B, coronal; C, axial; D, and oblique MPR images are shown. The abscess was difficult to detect by ultrasound. Therefore, we planned CT-guided puncture and used the direct MPR method to avoid the pleural space

ことで,数秒のうちにMPR画像が描出されるようになり, 我々が"Direct-MPR法"と称する,ほぼReal Timeの Oblique穿刺が可能となった^{13),14)}. Direct-MPR法はそれ までCTでは困難であった極端な頭側-尾側方向からの穿刺 を容易なものとし,非血管系IVRへの応用が広まってい る(Fig. 6).

他方、ADCTは検査時のSafety Managementにも寄与 している. IVR施行時には点滴ルートや生体モニターな ど、様々なラインが患者に装着されている. MDCTでは 撮影時ガントリあるいは寝台が動くため、ガントリとライ ンの干渉についても配慮する必要があり、時にこれは撮影 方法にも影響を与える. ADCTではVolume Scanが可能 であり、このときガントリも寝台も移動しないため、患者 に装着されたラインに気を遣うことが少なくなる.

5. IVR-CTの稼働状況

現在IVR-CTはキヤノンメディカルシステムズとシーメ ンスヘルスケアからデリバリーされている.稼働台数はキ ヤノンメディカルシステムズが国内でMDCT搭載モデル 54台,ADCT搭載モデル45台,シーメンスヘルスケアの MDCT搭載モデル99台であり,また海外においてはキヤ ノンメディカルシステムズでMDCT搭載モデル13台, ADCT搭載モデルで34台であり,シーメンスヘルスケア が約150台(Hybrid機を含む)稼働しているとのことで ある(各社調べ).

6. IVR-CTの将来

ADCT搭載IVR-CTの登場によって,ハード面における 機器開発は一応の目途を迎えたように見える.一方で CPUの更なる発達等により画像処理速度が向上し,真に Real TimeのMPR画像が描出されるようになり,また被 ばくの低減が図れるようになれば,穿刺における汎用性は 益々向上するものと期待される.

7. まとめ

本邦発の医療技術である IVR-CT について概説した.本 機を開発した発想と技術力には敬服する限りであり,今後 の世界展開に期待したい.

謝辞

本稿を終えるにあたり、様々ご指導頂いた国立がん研究 センター中央病院、荒井保明先生に御礼申し上げます.ま た指導のみならず画像使用のご許可を頂いた愛知県がんセ ンター放射線診断部、稲葉吉隆先生に厚く御礼申し上げま す.また、当院CTのキャプチャー画像を用意していただ いた静岡がんセンター画像診断科、伊東孝宏先生、瓜倉厚 志先生に御礼申し上げます.またIVR-CTを用いた診療で お世話になった愛知県がんセンター放射線診断部ならびに 静岡がんセンター画像診断科・IVR科のスタッフの皆様に 御礼申し上げます.

参考文献

- Prando A, Wallace S, Bernardino ME, et al.: Computed tomographic arteriography of the liver. Radiol. 130: 679– 701, 1979
- 2) Matsui O, Kadoya M, Shimizu M, et al.: Work in progress: Dynamic sequential computed tomography during arteri-

著者紹介



新槇 剛(あらまき・たけし) (現職名) 静岡県立静岡がんセンターIVR 科部長 同 画像診断科部長代理(兼務) (専門分野) Interventional Radiology (画像下治療), Interventional Oncology (略歴)日本大学医学部卒.同第三外科, 愛知県がんセンター放射線診断部を経 て現職. al portography in the detection of hepatic neoplasm. Radiol. 146: 721–727, 1983

- Matsui O, Takashima M, Kadoya M, et al.: Liver metastasis from colorectal cancers: Detection with CT during arterial portography. Radiol. 165: 65–69, 1987
- Yamaguchi A, Ishida T, Nishimura G, et al.: Detection by CT during arterial photography of colorectal cancer metastases to liver. Dis. Colon.Rectum. 34: 37–40, 1991
- Matsui O, Kadoya M, Kameyama T, et al.: Benign and malignant nodules in cirrhotic livers: distinction based on blood supply. Radiol. 178: 493–497, 1991
- 6) Takeuchi Y, Arai Y, Inaba Y, et al.: Extrahepatic arterial supply to the liver: Observation with a unified CT and angiography system during temporary balloon occlusion of the proper hepatic artery. Radiol. 209: 121–128, 1998
- Yamagami T, Arai Y, Matsueda K, et al.: The cause of nontumorous defects of portal perfusion in the hepatic hilum revealed by CT during arterial portgraphy. AJR Am. J. Rentogenol. 172: 307–402, 1999
- 稲葉吉隆,荒井保明,曽根康博,他:画像診断装置の進歩 と IVR. IVRのための CT アンギオシステム—IVR-CT シス テム—. INNERVISION 9: 13-16, 1994
- 9) Inaba Y, Itai Y, Arai Y, et al.: Focal attenuation differences in pericystic liver tissue as seen on CT hepatic arteriography and CT arterial portography: Observation using a unified helical CT and angiography system. Abdom. Imaging 24: 360–365, 1999
- 10) Inaba Y, Arai Y, Kanematsu M, et al.: Revealing hepatic metastases from colorectal cancer: Value of combined helical CT during arterial portography and CT hepatic arteriography with a unified CT and angiography system. AJR Am. J. Rentogenol. 174: 955–961, 2000
- Irie T, Kajitani M, Yoshioka H, et al.: CT fluoroscopy for lung nodule biopsy: a new device for needle placement and a phantom study. J. Vasc. Interv. Radiol. 11: 359– 364, 2000
- 12) 伊関嘉一,山本昌志,坂本武茂:マルチスライスCT透視に おける3断面表示法と1断面表示法との比較.兵庫県立成人 病センター紀要18:59-61,2004
- 13) 佐藤 塁, 新槇 剛, 伊東孝宏: IVR-ADCTの活用—バージョンアップによる新しい技術の臨床例—. INNERVI-SION 31: 52-53, 2016
- 14) Sato R, Aramaki T, Yoza K, et al.: "Direct MPR": A useful tool for oblique CT fluoroscopy-assisted puncture. Cardiovasc. Interv. Radiol. 40: 1261–1266, 2017

解説

〈第121回日本医学物理学会学術大会特集〉 合同シンポジウム3:日本発の放射線医療技術―過去と未来―

世界で活躍する日本発のCT技術一歴史と未来一

坂越伸介^{*1}, 信藤康孝¹, 立崎 寿² ¹キヤノンメディカルシステムズ株式会社CTMR事業統括部CT開発部 ²キヤノンメディカルシステムズ株式会社CT事業部

Japanese CT Technology Active in the World: History and Future

Shinsuke TSUKAGOSHI^{*1}, Yasutaka SHINDO¹, Hisashi TACHIZAKI² ¹ CT System Development Department, CT-MR Division, CANON MEDICAL SYSTEMS CORPORATION ² CT Division, CANON MEDICAL SYSTEMS CORPORATION

Keywords: Computed Tomography (CT), CT technology

1. はじめに

本稿は,第121回日本医学物理学会学術大会,第80回 医学放射線学会,第77回放射線技術学会の合同シンポジ ウム「日本発の放射線医療技術一過去と未来一」での講演 内容をもとに,X線CT開発において世界で活躍している 日本発の技術を中心に歴史を振返るとともに,近未来の CT像を開発者の観点で解説する.

2. CTの歴史

2.1 Takahashi-Tomography

日本発のCT技術を議論するにあたり、まず触れなけれ ばいけないのは、高橋信次教授によって考案されたX線回 転横断撮影法である。図1は1951年当時のX線回転横断撮 影装置と肺がんの横断写真である^{1),2)}.高橋先生はHounsfield博士らによるCTの研究³⁾の25年前の1948年から フィルムを記録媒体として全周囲方向の投影データをフィ ルムの濃度として記録し、その投影データを用いて紙面上 に横断画像を再構成するX線回転横断撮影法の研究に従事 し、1957年にCTの基本原理の基礎となる回転横断撮影法 の実験結果をまとめ、ROTATION RADIOGRAPHY⁴⁾を 発表した。その後も研究を重ね⁵⁾1966年に臥位式横断撮 影装置として製品化、世界中の拠点病院で使用されTakahashi-Tomographyと呼ばれた。

2.2 日本導入と国産化

CTの日本導入は1975年であり、1号機は東京女子医科 大学脳神経センターに導入された.図2がEMI社の Hounsfield博士らが1973年に開発したMK1と東京女子 医科大学で1975年8月26日に撮影された日本で最初の転 移性脳腫瘍の造影CT画像である。MK1は、ガントリー内 に大きなゴム製のwater bagがあり、そのなかに被検者の 頭部を入れwater bagを水で膨らますことで固定する仕組 みであった。CT装置としては、管電圧100,120,140kVp, 管電流30mA,画像厚8mm/13mm,撮影領域180mm,160 ×160 matrix,撮影時間4分30秒~6分、再構成時間4分 30秒~6分で、1回の撮影で2枚の画像が得られるMulti Detector-row CT (MDCT)であった^{6),7)}.

国産初のCTは、図3a)に示す頭部専用の日立メディ コ製CT-H⁸⁾で1975年に藤田保健衛生大学(現藤田医科 大学)に導入され、全身用CTは1977年にCT-W2が製品 化された.また翌年1978年には東芝が図3b)の全身用 TCT-60Aを開発し、国立がんセンター(現国立がん研究 センター中央病院)で稼働し始めた.このTCT-60Aには X線管と検出器が一体でシフトする機構が実装されてお り、頭部撮影時にはX線管が頭部に近づいてスキャンする ことで直接拡大撮影を可能とした⁹⁾.また今では衰退して しまったが、通常のCT概念とは全く異なった電子ビーム 走査型 CT (Electron Beam CT: EBCT) が誕生したのもこ の時期である. EBCTは米国のIMATRONが有名である が、世界初のEBCTは日本発で1976年、日本電子のJXV-3Aであった. 図3c), d) はJXV-3AとJXV-3Bで, 当時, 通産省の新機械普及促進事業49-1プロジェクトの補助金 を得てJXV-3Aが開発され、千葉大学医学部付属病院に設 置,循環器内科を中心に世界初の心電同期による心臓の静 止画に成功している¹⁰⁾.

^{*} 連絡著者(corresponding author) キヤノンメディカルシステムズ株式会社 CTMR 事業統括部 CT 開発部 [〒324-8550 栃木県大田 原市下石上 1385 #25-3F]

CT System Development Department, CT-MR Division, CANON MEDICAL SYSTEMS CORPORATION, #25–3F, 1385, Shimoishigami, Otawara-Shi, Tochigi 324–8550, Japan E-mail: shinsuke.tsukagoshi@medical.canon



図1 高橋信次教授によるX線回転断層撮影装置(1951年)と肺がんの横断画像 a)はX線管球とフィルムが対になっており、被写体の周りを回転する構造である¹⁾.b)は肺がん患者の回転横断写真である²⁾.



図2 EMI社MK1 CT (1975年)の撮影室/操作室の写真と頭部CT画像の写真⁶⁾
 a), b) MK1は頭部専用CTで, 左から寝台, ガントリー, 磁気テープ装置, 再構成演算機, line printer, 撮影装置 (コンソール)
 である. c) は本装置で撮影された頭部の造影CT画像である.



図3 a) 頭部専用の日立メディコ社製CT-H (1975年), b) 全身用の東芝社製TCT-60A (1978年), c) 日本電子社製世界初の電子ビーム走査形CT JXV-3A (1976年), d) JXV-3Bのカタログ (1978年)

その後、世界的にCT製造メーカが増え技術も進歩した が、X線管や検出器はケーブルで接続されており右回転で 撮影したら次は左回転で撮影する交互回転しながらの撮影 が続いた.そんななか、1985年に東芝が世界初となるス リップリングを用いて連続撮影可能な1秒回転CTのPrototypeを製作し、福島県立医科大学に設置・臨床試験が実 施された.本CTはその年にTCT-900Sとして製品化され たが、各社の1秒回転連続撮影の製品化は1987~1992年 であり、他社よりも2~5年先行したことだった.TCT-900Sは図4に示すように検出器が360度の円周状に配置 され、検出器リングの外側に配置されたX線管の回転に 伴ってX線パスと検出器が干渉しないよう動作する機構を 有していた¹¹⁾.連続回転が可能なTCT-900Sは、後に世界 初となるヘリカルスキャンCT装置の誕生の序章ともいえ る.

2.3 1980~1990年代の日本発のCT技術

1980~1990年代は日本から世界初の多くの技術が生み 出され、なかでも「ヘリカルスキャン」、「リアルタイム CT」、「IVR-CT/Angioシステム」は、近年でも臨床の基 盤となり進化を続けている技術である。

2.3.1 ヘリカルスキャン技術

現在,臨床の中心的な撮影法であるヘリカルスキャンは Kalender博士らが1990年に世界初で臨床研究の報告¹²⁾ を行ったが,実は東芝TCT-900Sの開発リーダであった森 一生氏が発案し各国で基本特許を取得している.森氏の特 許は1982年に各国で申請され,1986年に米国¹³⁾,1987 年に欧州¹⁴⁾,そして新たな技術者も加わり1994年に日本 で特許化¹⁵⁾された.

本技術はTCT-900S開発段階から構想されていたが,へ リカル動作によるアーチファクト等が問題となり,当初は 製品化に慎重な声も多かった.しかし1987年に現藤田医



図4 a) 東芝社製TCT-900S (1985年)のガントリー/コンソールー式の外観写真,b)ガントリー内部の写真 X線管が検出器の外周に配置され,検出素子は360度リング上に配列されている.c)その検出器リングをX線管の動きに同期 させ歳差運動させることによって連続回転させながら収集データが得られる仕組みである¹¹⁾.d)後に製品化されたヘリカル スキャン軌道のイメージ図である.



図5 a) X force CT と Angio を組合せたシステムの外観写真,b) a の詳細仕様,寝台が専用設計で,Angio と CT で共通使用となる. c) 自走式 320 列 ADCT と組合せた IVR/Angio システムの外観写真

科大学で連続撮影中に天板を無理やり引っ張ることで世界 初のヘリカル画像を得ることに成功したことで,ユーザか らの要望が高まり1988年に森特許をベースに体軸方向の データ補間の開発が始まり,現藤田医科大学や福島医科大 学,現国立がん研究センター中央病院で基礎研究がスター トした.360度補間法,180度補間法の研究開発を経て, 1991年に世界初でTCT-900Sに搭載し製品化された^{9),16)}. 2.3.2 リアルタイム CT 技術

この技術も日本発で1993年に製品搭載され,ヘリカル スキャン中の撮像をリアルタイムでモニタリング可能とな り,検査範囲を確実に捕らえることができるようになっ た.本特許も技術者が考案し特許を取得している¹⁷⁾.ま た本技術は造影剤のモニタリングにも応用され,最適な造 影タイミングでの撮影を可能にした.更にCT透視という 新たな治療分野(穿刺,経皮的ラジオ波焼灼療法,経皮的 エタノール注入療法,神経ブロック,治療薬の投入等)も 切り開いた.

2.3.3 IVR-CT/Angioシステム

図5a),b)が1992年に世界で初めて愛知県がんセンター に設置されたIVR-CT/Angioシステムである.当時,Angio 担当とCT担当からプロジェクトを立上げ,専用寝台やシ ステムの設計・開発を行い,X線透視やCT撮影等に対応 した.システムは研究開発を繰返し,Cアーム透視への対 応,CT架台の自走機能,更にMDCT,Large Bore CT, Area Detector CT (ADCT)へ対応した図5c)のシステムに 発展し現在に至る¹⁸⁾.日本で生まれたIVR-CT/Angioシス テムは今や世界各国で活躍しており,先生方の国際ネット ワークも構築され,世界中で医療に貢献している.

3. 現代 С Т

MDCT誕生以降, CTは「より広く」,「より速く」,「よ り細かく」,「より低被ばく」という方向で発展してきた. キヤノンメディカルでは1999年の0.5mm厚の4列MDCT (0.5秒回転)を皮切りに16列MDCT, 64列MDCT (0.35 秒回転)と発展させ, 2007年に320列ADCTの発表, そ の後0.275秒回転, 更に2017年には空間分解能150μmの 超高精細CTを製品化した.更に再構成技術も逐次近似再 構成, Artificial Intelligence (AI)技術の搭載で大幅な被ば く低減を実現している.

3.1 0.5 mm厚MDCT

「より細かく」で0.5mm厚が臨床にもたらした影響は大き く、等方性の分解能を有する Isotropic Resolution (Axial, Sagittal, Coronal の各断面が同じ分解能)¹⁹⁾ により図6の ように任意の断面で観察するが可能となった. 今では当た り前の Multi Planer Reconstruction(MPR) 診断や Volume Rendering(VR)の提供はこの時代から始まった. キヤノ ンメディカルは0.5mm厚をベースに更に「より広く」、「よ り速く」を目指し、16列→64列→80列→320列へと多列 化の開発を進め、高分解能、広範囲撮影、検査時間の短縮 を実現するとともに、後ほど紹介する Adaptive Iterative



図6 従来CTの5mm画像厚と、0.5mmMDCTによるIsotropic Resolutionのコロナル画像の違い

Dose Reduction (AIDR 3D) や Advanced intelligent Clear-IQ Engine (AiCE) 再構成で画質向上と被ばく低減 の両立を実現した.

3.2 320列ADCT

320列 ADCT の研究開始は1993年と古く,実は4列 MDCT前から開発がスタートしていた. 当時、検出器と してX線テレビ透視撮影装置に搭載されていたイメージイ ンテンシファイアやフラットパネルの検討も行ったが, CTとしてはbit不足や撮影時間の高速化が不可能なこと から、従来CT同様の固体検出器での研究開発が始まった. 2002年に0.5mm×256列ADCTのPrototype1が完成し、 放射線医学総合研究所で臨床研究を開始,2005年にPrototype2, 3^{20), 21)} を経て2007年に製品化された.本研究は NEDO (新エネルギー・産業技術総合開発機構),および 放射線医学総合研究所に支援をいただいた. このADCT は0.5mm×256列で体軸方向の撮影領域を128mmとし て開発が進められていたが、臨床研究の段階で様々な部位 や臓器を撮影していくうちに128mmでは撮影範囲が不十 分との指摘を受け、開発途中でより広い160mmに拡大 し、0.5mm×320列での製品化となった. 図7が本装置の 特徴的な高分解能画像、動態画像、機能画像である、この ような画像が容易に得られることから国内外で高い評価・ 多数の賞を受賞, 今や世界中で大活躍している.

3.3 0.25 mm 厚超高精細 CT

この0.25mm厚の検出器を有する超高精細CTは、Z方 向の分解能だけでなく、XY面内方向の空間分解能を従来 の0.3~0.35mmから一気に150µm,5 cycles/mmまで向 上させた.本CTは、世界的に約30年間進化することのな かったXY面内方向も含む全方向で「より細かく」を実現 したもので、高精細化による鑑別診断を目指し研究を進め てきた.その開発の歴史は2001年まで遡り、まずは現国 立がん研究センターの研究開発事業としてスタートし、初 めは超高分解能・小FOVの工業用ターンテーブルCT(X



図7 320列ADCTの特徴的な"高分解能画像","動態画像", "機能画像"



図8 従来CTと超高精細CTの比較:検出器,臨床画像(肺 がん), φ2.5mm狭窄ファントム(上から25%狭窄, 50%狭窄,75%狭窄)

線管と検出器を固定し、そのパス上のテーブルが1回転す ることで断面を作成)で摘出したがん細胞を数時間掛けて 撮影する研究²²⁾から始まり、小動物実験用、FOV250 mm までの人体撮影が可能な4列 MDCT²³⁾、FOV500 mm まで 撮影できる0.25 mm×128列のPrototype²⁴⁾を経て、2017 年に0.25 mm×160列の超高精細 CT が製品化された²⁵⁾.

この超高分解能を可能にした代表的な技術が検出器と X線管で、検出器はX線の受光面積を最大にするため隔壁 の最小化・新素材の採用・加工組立技術の確立、X線管に ついては従来の小焦点・大焦点の切替えに加え電子ビーム 収束技術を開発し極小焦点を実現した.

図8が検出器と臨床画像の比較である.従来CTに対し 超高精細CTが優れた分解能を有していることがわかる. この分解能を表現するためには従来の512×512 matrixで は難しく,最大2048×2048 matrixでの画像再構成が必 要となった²⁶⁾.また高分解能化に伴う画像ノイズの課題 に対しては,この後で述べる被ばく低減を目指した画像再 構成技術の進化も不可欠であった.

3.4 再構成技術―高画質化・低被ばく化の追求―

「より低被ばく」かつ高画質化を追求するために、キヤ ノンメディカルでは2011年秋に「CTの被ばく半減プロ ジェクト」を立上げ、CTの構成要素(X線管,X線ビー ムフィルタ・コリメーション、新素材検出器、新世代プ ラットフォームガントリ)そのものからの被ばく低減を追 求するとともに、新たな画像再構成技術を開発した.図9 は撮影線量の推移と臨床画像である.現在の撮影線量は MDCT登場前に対し、高画質を保ちつつわずか20%の線 量(被ばく低減率80%)で検査が行われている.臨床画 像は、従来再構成Filtered Back-projection (FBP)に対し て、2012年に製品化し全機種のCTに搭載された逐次近似



と、撮影線量低減の関係 腹部の臨床画像は同一線量時の画質の違いで、AiCE は低線量でも高画質が得られている.撮影線量のグラ フは、各年代におけるCTの撮影線量の推移を表した もので、現在では2000年以前に比べ、20%の線量 (80%の被ばく低減)で検査が行われている.

応用再構成 AIDR 3Dと, 2018年に AI技術である Deep Learning を 用 い た Advanced intelligence Clear-IQ Engine (AiCE) 再構成で,同一線量時に大幅に画質向上して いることがわかる.この AiCE 再構成は世界に先駆けて日 本発で製品化され,更なる被ばく低減,画質改善,高速 ワークフローを実現している.

4. CTの未来像

近年の医療をとりまく技術革新は驚異的で,20~30年 先の未来像を予測することは不可能に近い.そこで本章で はCTの歴史,現状から近未来について触れていきたいと 思う.

1990年代から2000年代前半までは、各社ともヘリカル スキャン化、4列~64列 MDCTの製品化、多列化まで、 技術開発のベクトルは同方向を向いていたといえるが、 それ以降、面検出器、2管球、高時間分解能、高速kV Switching,2層検出器、高分解能、立位型など、様々な方 向の進化に向けた技術を開発・製品化し、それぞれの分野 でテクノロジーリーダシップを競っている。

Next GenerationのCTでは、2000年内半ば以降バラバ ラの方向になった技術開発のベクトルのメインストリーム がまた同一方向に戻ると思われる. それがPhoton Counting CT (PCCT)で、基礎研究から臨床研究へ進み始めてい る. PCCTは光子数を、個々の光子のエネルギーとともに 検出するため、回路ノイズの影響が少なく超低線量化を可 能とするだけでなく、マルチエネルギー画像による定量化 などが期待されている. また検出器の構造上、従来検出器 の隔壁が不要で高密度化が容易なため、更なる高分解能に よる形態診断の進歩にも期待できる.

一方,多様化する臨床要求に応える流れも続くものと考 えている.慶應義塾大学とキヤノンメディカルによる産学 連携で,日本発320列の立位形ADCTの臨床研究が開始



図10 AI技術による安全でシームレスなCT検査から最良な 再構成,自動解析,診断支援のワークフロー 自動で患者の位置決め・撮影範囲・最適な撮影条件の 設定から,最良な画質のAI再構成,臨床アプリ連動 で自動解析,読影・診断レポート作成サポートまでの AI技術介入のフロー予想図

されており、病気の発症が多い立位や座位時の人体内部の 形態構造や機能を解明しつつある^{27),28)}.

これらCTの未来像に欠かせない技術が、AI技術の発展 である.従来の肺がん検出Computer-Aided Detectionシ ステムは診断支援Computer-Aided Diagnosisへ、また図 10のようにCT検査は新たなデバイスなどによる生体認 証、撮影範囲や最適線量の自動セッティング、最良のAI 再構成、臨床アプリ連動での自動解析、更に病院情報など のビッグデータとの連携による読影・診断サポートまで各 ステップで活用されるようになっており、より安全でシー ムレスなワークフローの実現が進むと思われる.

CTは1975年に日本に導入されて以降, ヘリカルスキャンやADCTなど, 日本発の技術が生み出され, 医療に貢献している. 今後はPhoton Counting CTを代表とする高精度の追求, AI活用によるベストワークフロー化, 立位CTによる新領域への展開という方向性で更に進化していくと予想される.

5. おわりに

今回,開発者の視点で世界に誇れる日本発の代表的な CT技術を幅広く,ときには開発秘話とともに紹介・解説 させて頂いた.今回紹介した技術以外にも,多数の日本発 の技術が存在しており,それらは平尾芳樹氏(国立科学博 物館産業技術史資料情報センター主任調査員)の「医療用 X線CT技術の系統化調査報告」⁹⁾にて詳細に説明されてい る.

我々は、今後も装置の高性能化、AI技術の融合化によ り、更に低被ばくで価値ある情報やワークフローを提供す ると共に、治療や新領域への展開、医療ITの連携で、よ り効率的で質の高い医療の実現を目指し、更なる日本発の 技術革新を目標に、皆様と一緒に研究開発に取り組んでい く.

参考文献

1) Kunio D, Kozo M, Sadayuki S, et al.: Shinji Takahashi,

M.D. (1912–1985): Pioneer in early development toward CT and IMRT. Radiol. Phys. Technol. 5: 1–4, 2012

- 名古屋大学大学院医学系研究科 HP「名古屋大学医学部の大 先輩の足跡―高橋信次先生―」https://www.med.nagoyau.ac.jp/medical_J/about/history/seniors/takahashi/
- Hounsfield GN: Computerized transverse axial scanning(tomography). Part 1. Description of system. Brit. J. Radiol. 46:1016-1022, 1973
- Takahashi S: Rotation radiography. Japan Society for the Promotion of Science, 1957
- Takahashi S: Conformation radiotherapy: Rotation technique as applied to radiography and radiotherapy of cancer. Stockholm: Acta Radiol. Suppl. 242, 1965
- 6) 小野由子,江島光弘,吉田滋俊:日本でのCT1号機—EMI scannerと当時の神経放射線画像診断—,X線CT装置詳細 年表1975年8月,医用画像電子博物館(EMIMI),2014
- 7) 牧野純夫,岸 敬,斎藤 清: EMIスキャナ,東芝レ ビュー, Vol. 31 No. 1, 1976
- 8) 医用画像電子博物館, JIRA. https://www.jira-net.or.jp/vm/ data/1975100101/1975100101_all.html, https://www.jira-net. or.jp/vm/data/1976110103/000000000_photo2.html, https:// www.jira-net.or.jp/vm/data/ct/197801A.pdf
- 9) 平尾芳樹: 医療用X線CT技術の系統化調査報告書, 国立科 学博物館, 2008
- 10) Iinuma T, Tateno Y, Umegaki Y, et al.: Proposed system for ultrafast computed tomography. J. Comput. Assist Tomogr. 1(4):494–499, 1977
- 11) Mori I, Saito K, Asahina K: Whole-Body X-ray CT Scanner TCT-900S. Toshiba Review, 42(2), 1987
- 12) Kalender WA, Seissler W, Klotz E, et al.: Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. Radiol. 176: 181–183, 1990
- Mori I: Computerized tomographic apparatus utilizing a radiation source. U.S. Patent No. 4630202, 1986
- 14) Mori I: Computerized tomographic apparatus utilizing a radiation source. European Patent No. 0113879A2, 1987
- 15)森 一生:X線断層撮影装置,特公平2-60332号公報, 1994
- 16) 東木裕介,利府俊裕,荒館 博: ヘリカルスキャンにおける補間再構成法の検討. Med. Imaging Tenol. 8: 253-254, 1990
- 17) 信太泰雄,平岡 学:コンピュータ断層撮影装置,特公平 7-296346号公報,1993
- 18) 高尾由範: IVR-CTの活用と展望. INNERVISION 32: 12, 2017
- 19) Tsukagoshi S, Ota T, Fujii M, et al.: Improvement of spatial resolution in the longitudinal direction for isotropic imaging in helical CT. Phys. Med. Biol. 52: 791–801, 2007
- 20) Tateishi U, Tsukagoshi S, Inokawa H, et al.: Fluctuation in measurements of pulmonarynodule under tidal volume ventilation on four-dimensional computed tomography: Preliminary results. Eur. Radiol. 18: 2132–2139, 2008
- 21) Kobayashi T, Hayashi T, Funabasama S, et al.: Three-dimensional perfusion imaging of hepatocellular carcinoma using 256-slice multidetector-row computed tomography. Radiat. Med. 26: 557–561, 2008
- 22) 中屋良宏,大松広伸,松井英介:マイクロCT (顕微鏡CT) の開発と画像解析(近未来の技術).日本放射線技術学会雑誌587:885-892,2002
- 23) Kakinuma R, Moriyama N, Muramatsu Y, et al.: Ultra-high-resolution computed tomography of the lung: Image quality of a prototype scanner. PLOS ONE, Septem-

ber 9, 2015

- 24) Motoyama S, Ito H, Sarai M, et al.: Ultra-high-resolution computed tomography angiography for assessment of coronary artery stenosis. Circulation J. 82: 1844–1851, 2018
- 25) Tanaka R, Yoshioka K, Takagi H, et al.: Novel developments in non-invasive imaging of peripheral arterial disease with CT: Experience with state-of-the-art, ultra-high-resolution CT and subtraction imaging. Clin. Radiol. 74: 51-58, 2019
- 26) Hata A, Yanagawa M, Honda O, et al.: Effect of matrix

著者紹介

塚越 伸介 (つかごし・しんすけ)

(現職名) キヤノンメディカルシステムズ株式会社 CTMR事業 統括部 CT開発部 主幹

1996年に国立がん研究センター中央病院放射線診断部入職.臨床に従事するとともにCTの研究に注力.2002年より東芝医用システム社(現キヤノンメディカルシステムズ株式会社)のCT開発部にて画質の研究開発,面検出器CTや超高精細CTの研究開発,多施設共同研究の業務を経て,2020年1月より現職に至る.

信藤 康孝(しんどう・やすたか)

(現職名) キヤノンメディカルシステムズ株式会社 CTMR事業 統括部 CT開発部 部長

2000年に株式会社東芝に入社し、X線CT装置の機構設計に従事. その後,超高精細CTやDeep Learning再構成の開発プロジェク トリーダを経て、2021年4月より現職に至る.

立崎 寿 (たちざき・ひさし)

(現職名) キヤノンメディカルシステムズ株式会社 常務
同 CTMR 事業統括部副事業統括部長
同 CT事業部 事業部長
1989年に株式会社東芝に入社し,X線CT装置の機構設計,システム設計に従事.その後,東芝アメリカメディカルシステム社(現 キヤノンメディカルシステムズUSA) 駐在,CT開発部長,キヤノンメディカルシステムズ研究開発センター長を経て,2018年4 月より現職に至る. size on the image quality of ultra-high-resolution CT of the lung: Comparison of 512×512 , 1024×1024 , and 2048×2048 . Acad. Radiol. 25: 869–876, 2018

- 27) Yokoyama Y, Yamada Y, Kosugi K, et al.: Effect of gravity on brain structure as indicated on upright computed tomography. Sci. Rep. 11: 392, 2021
- 28) Yagi F, Yamada Y, Yamada M, et al.: Three-dimensional evaluation of the coccyx movement between supine and standing positions using conventional and upright computed tomography imaging. Sci. Rep. 11: 6886, 2021

解説

〈第121回日本医学物理学会学術大会特集〉 合同シンポジウム3:日本発の放射線医療技術―過去と未来―

CRシステム創世記―想像と創造のはざまに生まれるもの―

船橋正夫*

森ノ宮医療大学

Genesis of Computed Radiography System: What is Born Between Imagination and Creativity

Masao FUNAHASHI* Morinomiya University of Medical Sciences

In 1982, the Osaka General Medical Center made a modernization plan and started construction of a new hospital. The new radiology department was studied from the layout of the rooms to the newly introduced equipment and data storage system. Just around that time (1983), Fuji Computed Radiography (FCR) was developed.

Using this FCR, we took on the challenge of the world's first full digitalization of a general radiography system.

At that time, we took the following policies to improve the system.

(1) To digitize all general radiography.

(2) To review the radiography process, improve the equipment, and build a system to link the equipment together.

(3) Change the selection of radiography equipment to one that is compatible with the digital system (small focus: magnified radiography).

(4) Convert all ideas, including image processing, to digital systems.

These attempts were successful and became the basis for the current field of general radiography.

Keywords: Computed Radiography, general radiography

1. はじめに

「日本発の放射線医療技術―過去と未来―」というテーマのもと、日本発のFCR(Fuji Computed Radiography) の登場により、世界がどのように変化したかを検証する良い機会をいただいた.

1981年のFCR登場によって、一般撮影領域のディジタ ル化はその第1歩を歩み始めることとなるが、1983年に 実際に臨床に登場したFCR101は、その装置としての大き さや処理時間、装置価格など一般病院に普及できるような 状態ではなく、一部の大学病院や国立がんセンターなどの 研究的側面の強い施設が実験的に導入するという状態で あった.そのため、各施設が保有するFCRは1台だけで あり、症例によってFCRで追加撮影を行うという程度の 運用状態であつた.その後、普及機としてFCR201・ 501・502が登場し、各地の病院にも少しずつ導入され始 めたが、やはり1台のFCRを試みるという状態であった. 一般撮影領域を全面的にディジタル化することを明確に (具体的に)意識していた施設はなく、いつかはディジ タル化されるだろうという少し遠い未来を夢見る段階で あった. このような時代背景のなか,1982年当時私の所属して いた大阪府立病院(現:大阪急性期・総合医療センター) が近代化計画を策定し,新病院建設に向けて動き出した. ここから我々は新しい放射線科の在り方を議論し,部屋の 配置から導入する新規装置や,検査を運営しデータを保存 するシステムに至るまで検討を始めたのである.

検討を進める1984~5年ごろ我々の前には1枚のパンフ レットがあった.そこには腹部側面の画像が提示され,横 隔膜上方の肺野から腹腔内のガス像,皮膚面から脊椎棘突 起の先端,骨盤腔内と左右の大腿骨頭が重複して描出され ていた.アナログ時代の当時,1枚の画像でこれらが観察 できる……それはありえない夢の画像であった.それが 1981年に発表されたFCR画像であり,我々とFCRの出 会いであった.それは,まだ見ぬ装置に対する想像と,あ るべき姿を模索しながら開発する創造の始まりでもあっ た.アナログをディジタル化する作業は,まさに患者を撮 影し画像を得て診断し保存するという全ての工程を見直し 変革する作業であった.本文では,臨床スタッフと製品開 発スタッフの視点の違いから生まれた議論.そこから開発 され進化していった装置,画像処理について,一般撮影領 域がアナログからディジタルへ移行するとき,臨床現場で

* 連絡著者(corresponding author) 森ノ宮医療大学 [〒559-8611 大阪市住之江区南港北1-26-16] Morinomiya University of Medical Sciences, 1-26-16 Nankokita, Sumiyoshi-ku, Osaka-shi, Osaka 559-8611, Japan E-mail: Masao_funahashi@morinomiya-u.ac.jp

	検討結果
アナログシステムで構築	 ・ 画質は安定しているが発展性・将来性がない ・ 暗室が必要 ・ 現像・定着等の廃液処理の問題 ・ フイルム保管のコスト・スペースの増大
アナログとFCRの併用(ハイブリッド)で構築	・追加撮影の増加による患者被ばく増大のリスク(S/Fシステム+CR撮影) ・追加撮影の増加による撮影スループットの低下 ・2つのシステムを併用する場合の専有面積の増大 ・フイルム保管のコスト・スペースの増大
全て FCR で構築 (全面 CR 化)	 ・完全明室化 ・装置の発展性・将来性への期待 ・画像処理の魅力 ・将来的なフイルム保管のコスト・スペース削減 ・IPACSへの布石

Table 1 一般撮影分野でのシステム構築とその検討結果

どのようなことが行われたのか.そこで行われた数々の 試みがその後時代をどのように動かしていったのかを解説 する.

(筆者は2020年3月まで大阪急性期・総合医療センター に勤務しており、本文中の"当院"は大阪急性期・総合医 療センターを指している。)

2. 一般撮影分野でのシステム構築

1980年当時一般撮影分野でシステム構築する場合には 以下の3つの選択肢があった.

 1) 画質的にも頂点を迎えつつあったアナログシステム (スクリーン/フイルムシステム:S/Fシステム) によ る構築.

 ディジタルとアナログの今でいうハイブリッドでの 構築.

3) 全てをディジタルで撮影する全面ディジタル化(全面CR化).

当初は1)のアナログシステムしか選択肢がなかったが, 途中から生まれたばかりのFCRを視野に入れることが可 能となった.通常は2)ハイブリッドシステムが妥当だと 考えられたが,我々は第3の方式を選択し当時の上司を説 得した.ハイブリッドではなく全面ディジタル化を選択し た理由をTable 1に示す.撮影すればすぐにデータが転送 されモニターで確認した後フイルムが出力される.画像処 理で濃度も鮮鋭度も自由自在,想像するだけで胸が躍る気 持ちであつた.公立病院の常識では,一般撮影装置は一度 購入すると10年以上更新できないという実態があったた め,装置を更新するときにはできうる限り時代の先端を選 ぶべきだという考えであった.

3. ディジタルチームの発足と基本方針

我々はFCRシステム(以降一般名称のCRという)を 導入するにあたってプロジェクトチームを結成し以下の4 つの方針を決めた. 全ての一般撮影をディジタルで行う(全面CR化: アナログでできることは全てディジタルで実現する!)
 撮影プロセスの見直しとディジタル機器の現場仕様を実現(装置間オンライン化・装置改造)
 撮影装置の選定をディジタル対応へ!(小焦点:拡

4) 画像処理など全ての発想をディジタルに変換する

3.1 全面CR化へ

大撮影)

最も重要な方針は、「全ての一般撮影を例外なくディジ タルで行うこと、アナログでできることは全てディジタル で実現する.」であった. 中途半端なディジタル化では業 務に支障が出るたびに逡巡が生まれ、手慣れたアナログに 頼ってしまい、後ろ向きの発想に陥ってしまう. 生まれた ばかりのディジタルを自分たちが育てるという気概と発想 こそが未来を切り開くのだと(青臭く本気で)考えていた のである. 中国の故事に例えるなら「背水の陣を敷いた」 ということになる.

こうしてCR装置の具体的な運用を想定した撮影業務の 見直しに着手した。

3.2 一般撮影業務のプロセス見直しと重要な提案

アナログをディジタル化する作業は、患者を撮影し画像 を得るという一般撮影業務の全てのプロセスを見直す作業 であった.プロセスを見直すなかで装置の性能を把握し、 臨床現場で使いこなすための具体的な工夫を検討した. Fig.1は一般撮影業務のプロセスを図示したものである. 図の左端は従来のS/Fシステムのプロセスである.撮影条 件を決定すればシンプルな流れとなる.隣のCRシステム 導入後のプロセスを見ると、撮影メニューの設定とIPサ イズの決定という作業工程が加わりより煩雑になっている ことがわかる.当時はフイルムと異なりIPサイズが異な ればサンプリングピッチが変わり、画質に影響したため、 安易にIPサイズを決定できなかったのである.このCRで



Fig.1 一般撮影業務のプロセス



東芝社KXO50F 現:キヤノン

Fig. 2 IDターミナルと撮影装置のオンライン

IDターミナルで撮影メニューを選ぶと各社発生器で撮影条件が設定される. 富士フィルム・東芝 (現キヤノン)・島津・シーメンスの4社がこれに挑んだ.

写真引用:日本放射線技術学会近畿部会五十周年記念誌 pp. 25-33, 2007. 05.01

撮影メニューを選ぶ作業と撮影装置側で撮影条件を設定し ていく作業は、患者のX線画像を得るという同一の目的を 持った概念であり、同一概念の繰り返しは無駄な行為であ るとともに、どちらかを間違えば画像が成立しないリスク になりえる.これを解消するため、我々は撮影メニューを 決める ID ターミナルと撮影装置をオンラインで繋ぐこと を発想し、「撮影メニューを選べば撮影条件が設定される というシステム」を提案した.富士フイルム社と装置メー カー各社に呼びかけ、緑の破線から赤の破線となり、撮影 時条件の設定が省かれることになった.現在のFPDでは、 ピクセルサイズがカセッテサイズに依存しない場合が多い ため、シンプルな流れへと進化していった.1999年に始 まった IHE (Integrating the Healthcare Enterprise) や IHEJのコネクタソンの14年前の試みであった.全くコン セプトの異なる、各社固有の特性で動作するCPU搭載の 装置を,共通の基準すらない状況で他社の装置と接続して 動作させる行為は,標準化が進んだ現在でも容易なことで はないが、1985年前後には「夢物語」のレベルであり, 試みるという発想さえない段階での提案であった.現在は この連携は普通となり、当たり前のように世界中がその恩 恵に与っているが、その始まりは大阪の名もない病院の診 療放射線技師たちであり、それを実現した日本のメーカー の技術者たちであった.1987年、新病院開院を前に装置 の設置が終了し、動作テストにおいて撮影メニューを選び オンラインシステムで撮影条件が自動的に設定されたと き、皆で喝さいを叫んだものである(Fig.2).


FCR501(オリジナル) (7501カタログ) FCR501と IPチェンジャー (導入時)

Fig. 3 CR装置の改造1 (FCR501) 改造後, 501, IP チェンジャーともに手摺が取り付け られた.

写真引用:日本放射線技術学会近畿部会五十周年記 念誌 pp. 25–33, 2007. 05.01 富士フイルム社ご提供(オリジナル FCR501)



a)オリジナルFCR502

3.3 CR装置の改善1 (CR501)

このように, プロジェクトチームはカタログを見ながら 想像をめぐらす新たなチャレンジへの道を歩みだした.

胸部立位撮影用のFCR501を導入することとなった.カ タログ上で気づいたこの装置の最大の欠点は,患者さんが つかむ手摺がないということであった.病人を対象とする 医療機関では致命的な欠点として,早速手摺をつけるよう に改良を提案した.当初開発側からは,手摺の重量を踏ま えた設計強度になっておらず,強度計算から見直すことに なるという回答であった.しかし,医療機器として絶対に 必要なもので,装置の将来展望として今取り組むべきとい うのが我々の判断であり,妥協の余地のないものとして対 応していただいた (Fig. 3).

3.4 CR装置の改善2 (CR502)

臥位型のブッキー撮影台のCR502は臥位の腹部や腰椎 などの撮影に用いる装置である.この装置の検討におい て、撮影台の上でカセッテ撮影すると装置内で撮影待機中



b)導入時のFCR502

Fig. 4 CR装置の改造2 (FCR502)

撮影台の天板が透明になり、IPが退避する「カセッテモード」が搭載された.天板の上でカセッテ撮影が可能になった. 写真引用:日本放射線技術学会近畿部会五十周年記念誌 pp. 25-33, 2007. 05.01 富士フイルム社ご提供(オリジナルFCR502)





分割後のカセッテを別々に処理

 Fig. 5
 CR周辺機器の開発1(長尺カセッテ)

 ドッキングして撮影し分割して画像読取りを行う
 写真引用:日本放射線技術学会近畿部会五十周年記念誌 pp. 25–33, 2007. 05.01

のIP (Imaging Plate)に露光してしまうことが判明した. 開発側は「ブッキーテーブルはブッキーとして使うもの だ」と考えていた.撮影台上のカセッテ撮影は通常の業務 に組み込まれているため、CR502のIPがカセッテ撮影時 に露光しないような対策を依頼した.その後、装置が導入 される頃には「カセッテモード」というIPが撮影時に退 避するシステムが誕生した(Fig. 4).

3.5 CR周辺機器の開発1(長尺カセッテ)

アナログで可能なものは全てディジタルで実現するとい う方針のもと、新たな概念のカセッテを提案した. 長尺用 のカセッテが必要だということになったが、そのようなも のはなく、S/Fシステムで使用していた長尺用カセッテに IPをつめて使用するという方法が提案されていた. しか し、その方法ではIPを取り出して通常のカセッテに詰め 替える作業を暗室で行う必要があった. そこで明室でIP を入れ替えることなく処理できるカセッテを提案して作成 していただいた. このカセッテに1Pを装着し、ドッキ ングして撮影し、撮影後に分離して処理することができる ものであった(Fig. 5).

3.6 CR周辺機器の開発2(歯科パノラマ撮影)

パノラマ撮影にも取組んだ.当時パノラマ撮影は15× 30cmの特殊カセッテと特殊フイルムを用いており,撮影 後は暗室で処理されていた.このサイズはCRでは処理で きない規格であった.そこでCR側で対応すべきことか装 置側で対応すべきことかを検討した.CRで対応するには 装置的にもソフト的にもかなりの困難が予想された.当院



Fig. 6 CR周辺機器の開発2(歯科パノラマ撮影) 15×30cmの特殊カセッテが使用されていたが、4F が使用できるようにした. 写真引用:日本放射線技術学会近畿部会五十周年記 念誌 pp. 25–33, 2007. 05.01

において撮影件数の少ないパノラマ撮影のためにシステム 全体を危険にさらすのは得策ではない.そこで,パノラマ 装置のカセッテ部を4F(四つ切:通常のサイズ)のカセッ テがセットできるようにするという改造を当時のメーカー に提案した.「4FであればCRにこだわらずS/Fシステム でも特殊なカセッテを使わず,暗室に行かなくて済むこと になる.そのメリットは計り知れない」と実際の改造案の 作図までして説得したが聞き入れられなかった.交渉が暗 礁に乗り上げたとき,業界2番手のA社がその改造に名乗 りを上げた.カセッテの形状が通常の規格と共通になるこ

3.7 CR 周辺機器の開発3(病室撮影の発想を変える)

物語る逸話であった.

との重要性を理解し、共同で開発することを了承したので

ある. こうして4Fを用いたバノラマ撮影が可能となった

(Fig. 6). この装置はCR対応機と銘打って世に出された.

歯科口腔外科関係の学会において、この会社のブースに

CRの周波数処理のかかった画像が掲げられたとき、CR

のディジタル画像を見たことがなかった歯科医達から大き

な反響があり、その後そのメーカーは大躍進したそうであ

る. 現場の話を聞く耳を持つことが如何に重要なことかを

CRを導入しても、病室撮影では、病室に多数のカセッ テを装置に積んで出かけるアナログと変わらない光景が続 いていた、病室撮影の労働条件を軽減するため我々が考案 した病室撮影用システムは、専用カセッテ1個とIP数枚 を持って病室撮影装置に行き、撮影のたびにIPをカセッ テに詰めて撮影し、特製のメモリー付バーコードリーダー でバーコードを読み取った後、レシーブマガジンにIPを ストックして、帰室後読み取り機でまとめて処理するとい うものであった、カセッテの蓋を開けずにIPを取り出す ことのできる構造とストッカーの形状などで当院技師と開 発設計者との間で何度も検討が加えられ実現した(Fig. 7).



Fig. 7 CR 周辺機器の開発3(病室撮影の発想を変える)



Fig. 8 CR周辺機器の開発4(手術室に対応する) 写真:富士フイルム社 富士フイルムメディカル社 ご提供



Fig. 9 X線写真の変遷(破線,矢印筆者) 写真:富士フイルム社 富士フイルムメディカル社 ご提供

3.8 CR 周辺機器の開発4(手術室に対応する)

当然手術室においてもCR化する必要があった.手術室 ではスペースの関係上現像装置は設置できなかったため, フイルムを介さずモニターでの診断を検討した.画像観察 のため,大型モニター1台だけを手術室の廊下に設置し, 医師が清潔のまま直感的に使えるフットスイッチを提案し 運用した.これを我々はミニPACSと呼んでいたが,実際 に画像が各手術室に配信されるには本格的なPACSの導入 を待たねばならなかった(Fig. 8).

4. ディジタルを想定した撮影装置の選定と設定

4.1 解像度への対応

CRの欠点としてカタログ上で懸念していたのは、その 解像度であった.100µのピクセルサイズは6F(六切り: 通常のサイズ)しかなく,症例によっては解像力を補って 撮影する必要があると考えた.その方法として、オルビッ クスという拡大撮影が可能で非常に小さな焦点を持つ装置 を導入した.こうすることで、必要に応じて拡大撮影が可 能となった.ディジタル時代を意識して装置を導入してい たのである.

4.2 撮影条件の新たな発想

撮影条件の設定を考えるとき,S/Fシステムにおいて大 焦点と小焦点の使い分けは,鮮鋭度を担保するための重要 な要素であり,それはCRシステムでも同様であった.し かし,根本的なところで我々が持つに至った発想は,撮影 法の幾何学的な配置から焦点ごとの半影の大きさを計算 し,それがピクセルサイズ以下であるならば,大焦点を使 用して大電流・短時間撮影を行い,患者の体動を制御する 方が合理的だということであった.臨床上必要なカセッテ サイズと,それに伴うIPのピクセルサイズまでも考慮し, 根本から発想を変えて撮影条件の設定を行ったのである.

4.3 装置の進化を促す(横から縦へ)

X線受光部のアナログからディジタルへの進化をFig.9 に示す.CRが真に患者の役立つためには一般病院に普及 する必要がある.その意味では1988年のFCR7000の登 場が重要な分岐点であった.それまでのFCR101,201, 901は全て長大な装置であった.後に開発側では背が高い 圧迫感のある装置はよくないという先入観があったそうで ある.しかし,臨床現場では設置面積が大きいほうが問題 であった.横に並べずに上に積み上げたらどうか?という 我々の発想にメーカーも驚きながら開発に着手し完成した のが1988年FCR7000であった.この装置が生まれるこ とで,新築の病院にしか導入できない大掛かりな装置か ら,普通の病院に設置できる省スペース装置となった.

4.4 病院の課題に取り組む

装置の課題を解決するだけではなく、病院の課題にも取り組んだ.病院内で5年管保管義務があったX線フイルムの保管スペースはどこの施設においても悩みの種であった.これもCRの普及とともにODF光デイスク・ドライブ・ライブラリーとなり、その後大容量サーバへと進化

し、スペースは極小化していった.将来的にはクラウド化 を視野に入れる必要がある.これもディジタル化の大きな 功績だと考えられる (Fig. 10).

5. 画像処理など全ての発想をディジタルに変換する

5.1 EDR を組み替える

CR導入当初, 鉛や金属が照射野内に入ると左のように 画像内に占める面積に比例して全体が黒化する画像処理エ ラーが発生した. この場合は撮影条件を変更しても画像は 改善しない. そこで, EDR (Exposure Data Recognizer) と呼ばれる画像濃度安定処理の設定を組み替えて, 別のア ルゴリズムで動作させることを提案し, 安定した画像が得 られるようになった. 非常に古い画像を提示する (Fig. 11).

5.2 データ収集法を提案する

EDRには、Fig. 12-aのように画像の中心部の関心領域 ROIでデータ収集して画像を安定出力させるセミモード という処理があった.この患者の場合は金属の影響が出 て、通常のセミモードでは画像は黒化してしまう.これを 改善するため、画像内に9つの関心領域を設定し、データ が安定して得られる部位、この場合赤枠のデータを利用し



初期のEDR

Fig. 11 画像データ収集法や画像処理の検討 EDRを組み替えていつでも安定した画像濃度を実 現する



Fig. 10 フイルム保管スペースの進化 写真:富士フイルム社 富士フイルムメディカル社 ご提供





a)通常のSEMIモード

b) マルチSEMIモード

Fig. 12 マルチ SEMI (ROI)・SS アジャストを提案 先読み画像をチェックしてその画像内の ROI の濃 度を指定して画像を読み取る て画像を取得する方法を提案した(Fig. 12-b). このほか にも、SSアジャストと呼ばれるデータ収取時にあらかじ め濃度シフトを入力することで、特殊な部位の撮影に対応 するという処理も考案し、これらの処理はその後販売され たCR装置に搭載された.

ここで紹介した取り組みは全て"全面CR化に向けて" と題して日本放射線技術学会に発表した.

6. 余話として

新病院開院前,全国の多くの施設の診療放射線技師.放 射線科医が当院の試みについて耳にして,「なんと無謀な ことをするのか」と驚くとともに,「無理をするな」と諌 めるもの,「馬鹿な奴らだ」と鼻で笑うもの,「大丈夫か」 と心配するもの,など多くの注目が集められた.しかし, 誰一人として「素晴らしい快挙」とは言わなかった.

誰にも期待されることなく試みたチャレンジであった が,新病院開院後,学会発表を重ねるうちに全国各地から 見学者が殺到した.海外企業からも視察団が訪れるように なった.

なかでも印象に残ったのは、米国のEK社から若い技術 者が見学に訪れた後、その上司で、極東医療部門のトップ B氏が来日中に突然見学したいと、予定を変更して訪れた ときのことである.若い技術者のレポートを読んで,自 分の目で確かめたかったというのが来院理由であった. B 氏は色々見学した後に「このシステムが将来的に解決すべ き問題点や、このようなシステムの展望は何だと考えてい るか」と質問をした. 当院の回答は、「画像の転送速度と 保存容量だと考えるデータが重過ぎる。画像のハンドリン グが将来病院システムの命運を握るであろう」「現在はカ セッテを取り替えながら撮影しているが、きっと未来には カセッテのような大きさの受光部ができて、スキャンする のではなく直接的にデータを取り出してすぐに画像が観察 されるようになるだろう」と答えた. B氏はぐっと目を見 開いた後、次の質問に移った「ところで、私の部下が以前 ここに来たと思うが,彼は君達に良い質問をしたか?」こ

著者紹介

船橋 正夫(ふなはし・まさお) (現職名)森ノ宮医療大学 教授 (公社)日本放射線技術学会 監事 (専門分野)ディジタル画像処理,X線撮影技術学. 近年は被ばく線量管理について研究している. の質問に"ビビッタ"のは通訳のEK社日本人社員だった. あわてて「下手なことを言ったら彼は首になる」と首に手 を当てて切るまねをした.私たちは「彼は熱心に見学して よい質問をした優秀な技術者であった.その証拠に彼のレ ポートを読んであなたはここに来たではないか」と答え た.B氏はニヤッと笑ってウインクした.……世界は厳し い.

7. 終わりに

想像から創造へ.

時代が音を立てて変わっていくという様子を目の当たり にするという体験は早々できるものではない.そういう意 味では幸せな施設であったと今更ながら実感する.

大学病院でも国立の特別な機関でもない病院の試みとし ては異例の展開であつたが,他の大病院ならどのような展 開があったのかは今となってはわからない.もっと立派な ディジタルシステムができていたかもしれないし,今より はるかに遅れたシステムとして停滞している可能性も否定 できない.アナログからディジタルに移行するということ は、時計を付け替えるようなシンブルなものではなく,複 雑に絡み合った放射線業務の隅々までを洗い出す作業であ り、「患者のためにどうあるべきか」を臨床に根ざしたリ アルな発想のもとに実現するという根気の要る作業であっ た.それらの作業を支えて下さった富士フイルム社をはじ めとする全てのメーカースタッフや仲間たち、この文章の 機会を与えていただいた兼松伸幸先生をはじめとした医学 物理学会関係者の方々に心より感謝してこの文章を終えた い.

大阪の片隅で起こった小さな試みが,ディジタル時代の 幕を開き,やがて舞台の照明が点灯した.これからは次の 時代の主人公たちがスポットライトの中に飛び出して,い くつもの物語を紡いでいくことであろう.

次の時代はどこに行くのだろう? 誰がどこで時代の扉 に挑戦するのであろう? それを考えてみるだけでも「放 射線技術」や「医学物理」,そして世の中は面白い.

解説

〈第121回日本医学物理学会学術大会特集〉 合同シンポジウム3:日本発の放射線医療技術―過去と未来―

X線写真のデジタル化への挑戦と最近の技術動向

山田雅彦*

富士フイルム株式会社 画像技術センター

A Challenge of Digitalizing the X-ray Film Image, and the Recent Technical Trends

Masahiko YAMADA*

FUJIFILM Corporation, Imaging Technology Center

Fuji Photo Film (then), a chemical manufacturer that manufactures film, succeeded in digitizing X-ray photographs for the first time in the world, and commercialized Computed Radiography (CR) in 1983. In addition to eliminating darkroom work from X-ray work and improving the efficiency of X-ray work and diagnosis, this CR also played a role in paving the way for networking of image information in hospitals and for computer-added diagnostic support. Nowadays, the mechanism of digital X-rays has been established and is known to many people, but there was no precedent in the latter half of the 1970s when the development of CR was started. In this paper, we will look back on the development process of such CR first, then we will outline the evolution of digital X-ray detectors and image processing technology, and introduce the technology we have challenged to estimate scattered X-rays in the human body.

Keywords: computed radiography, digital X-ray, scattered X-ray

1. はじめに

昨今,様々なメディアを通して日常的にAIという言葉 を見聞きし、AI搭載の製品に触れる機会も増加している. 医療分野でもDeep Learningや,Machine Learningなど のAI技術を応用した機能が、世界中で次々と開発されて いる。AIの技術開発で重要となるのが、デジタル化され た膨大なデータベースであり、その礎となっているのが情 報のデジタル化である。CTやMRIが医療用途で実用化さ れた1970年代から医療情報のデジタル化に向けた動きが 始まったが、X線写真は依然としてアナログのままであ り、X線写真のデジタル化が期待されていた。

X線写真で使用するX線フィルムは、撮影時にはX線信 号を検出するセンサーとして利用される.また、現像され たX線フィルムはシャーカステンで観察され、その後に フィルム保管庫で保管される.このようにX線フィルムに は、"検出""表示""保管"の3つの機能が含まれていた. X線フィルムのデジタル化は、これらの機能を分離し、機能 ごとに置き換えることになる.検出機能はCR (Computed Radiography)やDR (Digital Radiography)に、表示機能 はモニターに、保管機能はハードディスクやサーバーに置 き換えられた.Fig.1に、アナログのX線写真とデジタル となったCRシステムおよびDRシステムの違いを示す.図



Fig.1 アナログとデジタルの違い

中の(a) (b) (c) はシステムを示し, 横軸にX線照射から画像 が形成されるまでの流れが示されている.

(a)のX線写真では、スクリーン(蛍光体)でX線の情報が光に変換されフィルム(2次元センサー)に蓄積される.化学的処理(現像/定着)を経て、被写体の状態を濃淡で反映したX線画像に変換される.(b)のDRシステムは、X線写真と同じようにシンチレータ(蛍光体)でX線が光に変換された後に、高分解能かつ大面積のフォトダイオード(2次元センサー)で情報が蓄積され、薄膜トランジスタ(TFT)で信号が読み出されてデジタル化される.大面積のフォトダイオードやTFTが誕生する前に開発された(c)のCRシステムは、イメージングプレート(蛍光体&2次元センサー)とレーザーによる情報読み出し機構に

^{*} 連絡著者(corresponding author) 富士フイルム株式会社 画像技術センター [〒258-8538 神奈川県足柄上郡開成町宮台798] FUJIFILM Corporation, Imaging Technology Center, 798 Miyanodai, Kaisei-machi, Ashigarakami-gun, Kanagawa 258-8538, Japan

E-mail: masahiko.yamada@fujifilm.com

よりデジタル化を実現した.次章では、CRシステムの実 現に向けた先人の挑戦について紹介する.

2. X線写真のデジタル化への挑戦

多くの研究機関や企業でX線写真をデジタル化するため の方式が検討されていたなか,1981年の国際医学放射線 学会で富士写真フイルム(当時)からCRシステムが発表 され,2年後の1983年にCRシステム(FCR101)が発売さ れた¹⁾.

CRシステムのプロジェクトは1975年に開始された. Fig.2に,プロジェクト開始時の構想図を示す.被写体を 透過したX線情報を2次元センサーで記録(a)し,レーザー 走査で読み取り(b),情報を消去(c)した後に,センサーを 再利用(d)する仕組みであった.このCRシステムを実現 するためには,センサー,読取機構,画像処理,の3つの



Fig. 2 CRシステム構想図

要素技術が必要であった.次節から各技術の開発内容を紹介する.

2.1 センサーの開発

センサーには撮影された被写体情報を一定時間記録する メモリー機能が要求されるため、蛍光体の材料から探索し た. Fig. 3左側に示す一般的な蛍光体は、電子線などのエ ネルギーが照射されると短時間(瞬時)で発光する.ブラ ウン管TVや蛍光灯などの当時の民生品の多くは電子線を 光に変換していたため、瞬時発光する蛍光体は盛んに研究 されていた.

メモリー機能を持たせるためには, Fig. 3右側に示すよ うに, X線などのエネルギーを照射した後に, 励起光を照 射することで発光する輝尽性蛍光体が有力であったが, 当 時は産業的価値が低く研究例が少なかった. 様々な材料の 配合を組み替えることで, X線のデジタル化に必要な性能 を持つ輝尽性蛍光体の材料を特定し, イメージングプレー トを開発した^{1),2)}.

2.2 読取機構の開発

Fig. 4に読取機構を示す.X線情報が蓄積されたイメージングプレートに、レーザー(赤色)光を回転ミラーで走 査して直線状に照射し、生じた直線状の輝尽発光(紫色) を集光ガイドで集めて電気信号に変換する.輝尽発光がイ



Fig. 3 一般的な蛍光体と輝尽性蛍光体の違い



メージングプレート表面で拡散するため, Fig. 5に示すように集光ガイドの反対側に赤色を吸収する反射板を設け, 拡散する輝尽発光を効率的に集光できる機構を開発した¹⁾.

2.3 画像処理の開発

画像処理の開発では、当時のコンピュータの処理能力 で、アナログX線写真を診断していた当時の医師が読影し やすい画像を作ることが課題であった.X線写真のような 濃淡変化主体の画像とデジタル処理の特長である形状変化 主体の画像を並べてフィルムに出力し(Fig. 6), 医師がX線 写真で蓄積してきた読影知識を活かしつつ、デジタル処理 画像による読影で、読影知識を更新できるようにした¹⁾.

画像解析による濃淡調整機能をFig.7に示す.X線写真 では、撮影線量により画像濃淡が変化し不安定であった. CRシステムでは、撮影線量によらず画像濃度を安定させ るために、画像解析により画像濃度を最適化する技術を開 発した.製品初期は、その対象部位は限定的であったが、 臨床現場で収集した大量の画像データを分析することで、



Fig. 6 2画像出力フォーマット





解説

約10年後には全撮影部位に対応した画像解析技術と濃度 調整機能を完成させた.

3. デジタルX線画像の進化

3.1 ハードウェアの進化

DRシステムでは、2次元センサーであるフォトダイ オードとTFTが一体化したTFTパネルが、X線情報を光 情報に変換するシンチレータと密着するため、CRシステ ムに対して集光効率が向上し、画質が大幅に向上した.

DRにはFig.8に示すように2種類の読取方式がある.X 線入射方向からシンチレータを挟んだ反対側にTFTパネ ルがあるX線透過側読み取り方式(a)と,TFTパネルがX 線入射側にあるX線照射側読み取り方式(b)である.前者 はTFTパネルのガラス基板によるX線吸収が少ないこと が長所で,後者はシンチレータ内部での拡散が少ない良質 な光を受光できることが長所である.最近,X線吸収がよ り少ないフィルム基板のTFTパネルが登場し,後者の長 所が大きくなってきた.また,電気ノイズの影響を受けに くい電子回路を導入することで,低線量領域の画質向上も 実現している.更に,無線通信,防水・防塵機能,抗菌機 能など使い勝手を向上させる機能も開発されている³⁾.

1983年に発売した FCR101から継続的な改良を重ね, デジタルX線のシステムは大きく進化した(Fig. 9). 当初, 約2平方メートルもあった装置が,現在では PC1 個分とな り,大幅に小型化された.処理時間も 1/10 に短縮され高 速化され,画質も DQE で約6 倍向上した.

3.2 画像処理ソフトの進化

計算機の進化により複雑な演算が可能となり,画像から 照射野絞り領域や金属領域や骨領域等を認識する技術を用 いて画質を制御する画像処理が実用化され,被写体全体を 高コントラストかつ明瞭に表現できるようになった^{4~6)}.

また, 散乱線を推定し抑制する散乱線ノイズ低減ソフト が新たに誕生した(Fig. 10). 通常のX線撮影では, 被写体 内部のX線散乱によるノイズが画像コントラストを低下さ せるため, 散乱線除去グリッドを使用することでこの影響 を低減している.

一方で、ポータブル撮影でグリッドを使用する際には、



Fig. 8 シンチレータとTFTパネルの配置の違い



Fig. 10 散乱線推定技術の適用例

X線の斜入射によるグリッドの濃淡ムラを防止するために 慎重なポジショニングが求められる.グリッドを使用せず に撮影した画像に散乱線ノイズ低減ソフトを適用すること で,濃淡ムラがない鮮明な画像が得られ,ポータブル撮影 時の負荷を軽減できるようになった^{6),7)}.

4. 散乱線推定技術への挑戦

4.1 散乱線推定技術の難しさ

X線撮影での散乱線は画像を不鮮明にするため,100年 ほど前に散乱線防止用のグリッドが開発され,時代ととも に改良されてきた.また基礎研究として,X線散乱をシ ミュレーションする試みがされたが,一般X線撮影用途で は実用化されていなかった.

我々は、3.2で記載したようにポータブル撮影でのグ リッド使用時に発生する濃淡ムラを低減するために、散乱 線推定技術の開発に着手した.技術開発には、①散乱線を 計測する技術、②人体内での散乱をモデル化する技術、 ③散乱線の計算アルゴリズム、の3つの要素技術が必要で あった.しかし、①は測定誤差の影響を測る術がなく、 ②も正解を確認する術がない、③は単純な物質は計算でき るが、複雑な人体では正しさを確認する術がなかった.ま た、この3つの技術は相互に影響するため、1つの間違い が全体に伝搬する難しい問題であった.問題突破の糸口が 見つからず、心が折れかかることもあったが、問題が解決 できる条件を偶然発見できた.複数の間違いによる偶然で あったが、要因を分析し、理解を深め、ひとつずつ技術を

構築した.

2章ではCRの開発に成功した結果から遡り解説したが, まだCRができるかどうかを知らない開発当時の技術者 は,壁にぶつかり,心が折れかかることを何度も乗り越え てきた.新しい挑戦には,諦めないための強い意志が必要 である.

4.2 散乱線推定技術を用いた1 Shot エネルギー差分

1 Shot エネルギー差分と散乱線推定を組み合わせた技術をFig. 11に示す.エネルギー差分とは2種類のエネル ギーで撮影された画像から,軟組織と骨組織などの2つの 物質成分に分離する技術である.エネルギー差分法は,① 異なる2種類のエネルギーで撮影する2 Shot法と,②検出 器側にフィルターを配置することで2種類のエネルギーに 変換する1 Shot法の2種類がある.今回試みた1 Shotエ ネルギー差分法は,CsIとGOSの2種類の蛍光体を用いた 検出器を1つの筐体中に積層した2層構造のDRパネルを 利用する.

グリッドを透過したX線が、CsI検出器で吸収され画像 化される.通常は捨てられるCsI検出器を透過したX線 は、GOS検出器で回収・再利用されて画像化される.CsI とGOSではX線吸収特性が異なるため、1回の撮影で2種 類のエネルギー特性を示す画像が同時に得られる.CsI画 像は、高画質で低エネルギーの画像となり、GOS画像は 低線量の高エネルギー画像となる.

画像処理としては、散乱線ノイズ抑制と粒状性ノイズ抑



Fig. 11 1Shotエネルギー差分と散乱線推定を組み合わせた技術



Fig. 12 胸部撮影への適用例(開発中の技術) 出典: JA広島総合病院様よりご提供



Fig. 13 胸部撮影への適用例,拡大図(開発中の技術) 出典:JA広島総合病院様よりご提供

制の2つの技術を開発した. 散乱線ノイズ抑制は,物質の X線吸収情報にノイズとして重畳する散乱線を,2つの画 像でそれぞれ推定し抑制することで,骨部と軟部の分離性 能を高める. 粒状性ノイズ抑制は,ノイズが少ない高線量 のCsI画像から,ノイズが多い低線量のGOS画像を引き 算する過程で大幅に増加するノイズを,強力に抑制し骨画 像や軟部画像の描写力を高める.

開発中の1 Shotエネルギー差分処理を胸部撮影に適用

した例を, Fig. 12に示す. 肋骨や胸椎が消えることで, 肺血管,気管支,大動脈等の軟部構造が視認しやすくなる. また,散乱線の低減により肺血管のコントラストも向上す る. Fig. 13はFig. 12の左上肺野付近の拡大図である. 矢 印の場所に,小さな結節が2つあるが,骨が消えることで 2つとも視認しやすくなっていることがわかる.

5. おわりに

本稿では「X線写真のデジタル化への挑戦と最近の技術 動向」というタイトルで,黎明期,成長期,発展期の代表 的なトピックを紹介した.1983年に発売された1台のCR からX線のデジタル化が始まり,現在では,全世界でCR/ DR合わせて約6万台/年が導入されている⁸⁾.執筆を終え るにあたり,あらためて振り返ると,先人が挑戦したX線 写真のデジタル化は、「世界中のより多くの人たちに最良 の医療を提供したい」という"強い志"により達成された のだと感じる.筆者のような技術者と現場で働く医療従事 者とが共通に抱くこの志を一つにしてデジタル化の技術を 臨床の現場で鍛えあげてきたことが、この分野で日本が世 界をリードしてきた原動力であったと考える.

今後、AIやソフト技術が中心となり、撮影支援や診断 支援などに向けた機能が進化すると考えるが、志を高く持 ち新しい技術に挑戦し、臨床現場で鍛え上げ、世の中をひ とつずつ変えていきたい.これが、X線写真のデジタル化 に挑戦した先人からのメッセージだと考える.

著者紹介

山田 雅彦(やまだ・まさひこ) (現職名)富士フイルム株式会社 画像技術センター 主席研究員 (専門分野)X線信号処理,画像認識技術,画像処理技術. 現在は,X線物理に基づいた画像形成技術・画像認識技術・散乱 線推定技術とそれらを応用した商品を開発している.

参考文献

- 1) 高野正雄: CRのコンセプトと開発の歴史. インナービジョ ン15(1): 14-20, 2000
- Sonoda H, Takano M, Miyahara J, et al: Computed radiography utilizing scanning leaser stimulated luminescence. Radiology 148: 833–838, 1983
- 3) 富士フイルムメディカル:放射線写真学―アナログからデ ジタルへ―. 178-193, 2017
- 4) 富士フイルムメディカル:放射線写真学―アナログからデジタルへー. 194-227, 2017
- 5) 特集1 人体の厚さを3次元情報として推測 富士フイルム の核心的な画像解析技術. 富士フイルムメディカルA to Z No. 20: 03-11, 2016
- 6) 山田雅彦:ディジタルー般撮影の変遷と画像処理技術の最前線. 日放線技会誌72:344-351,2016
- 7) 川村隆浩,内藤 慧,岡野佳代,他:新画像処理Virtual Grid (バーチャルグリッド)の開発.富士フイルム研究報 告書60:21-27,2015
- 8) General Radiography & Fluoroscopy World Market Report, 2018

解説

〈第121回日本医学物理学会学術大会特集〉 合同シンポジウム3:日本発の放射線医療技術―過去と未来―

加速器を用いたホウ素中性子捕捉療法の現状

田中浩基*

京都大学複合原子力科学研究所

Current Status of Accelerator-Based Boron Neutron Capture Therapy (BNCT)

Hiroki TANAKA*

Institute for Integrated Radiation and Nuclear Science, Kyoto University

Clinical studies of boron neutron capture therapy (BNCT) have been conducted using thermal and epithermal neutron beams generated from research reactors. Considering the spread and development of BNCT, it has been desired to realize BNCT using an accelerator-based neutron source that can be installed in medical institutions. To date, the accelerator-based BNCT has been developed by combining various accelerators such as a cyclotron and a linear accelerator with neutron generation targets. In Japan, the world's first treatment system using a combination of a cyclotron and a beryllium target has received manufacturing and marketing approval as a medical device. In June 2020, BNCT insurance medical treatment was started at medical institutions. Currently, BNCT is being performed for cases of locally unresectable recurrent or unresectable advanced head and neck cancer. In this paper, it is shown that the history of reactor-based BNCT and the current development status and future prospects of the acceleratorbased BNCT, which has been carried out in advance in Japan.

Keywords: boron neutron capture therapy, BNCT, accelerator-based BNCT system

1. はじめに

ホウ素中性子捕捉療法(Boron Neutron Capture Therapy: BNCT)は中性子とホウ素-10との核反応¹⁰B(n,a)⁷Liによっ て生成される a粒子とリチウムの原子核を利用した放射線 治療である. Fig. 1に示すように細胞内における a粒子と リチウムの原子核の飛程はそれぞれ、9 μ m、5 μ mと細胞の 直径約10 μ mよりも短いため、線量を集中して付与するこ とが可能である. 腫瘍細胞に選択的に集積するホウ素薬剤 を用いることで、原理的には隣に存在する正常細胞にはダ メージを与えず、腫瘍細胞を選択的に死滅させることが可 能となる.

また, α粒子とリチウムの原子核は高LETの荷電粒子で あるため, 放射線抵抗性の腫瘍に対しても効果が見込まれ る.また正常組織に対する線量を抑えながら, 腫瘍細胞を 選択的に死滅させることが可能であるため, 浸潤した腫瘍 や再発した癌に対して適応が期待されている.

BNCTを実施するためには,強力な中性子源が必要で あり,これまでに研究用原子炉を用いた臨床研究が世界中 で実施されていた.最近では加速器を用いた中性子源が医 療機器として,また,ホウ素薬剤が医薬品としての承認が



Fig. 1 The principal of boron neutron capture therapy

得られたことから、医療機関においてBNCTの保険診療が開始された.

このようにBNCTは研究用原子炉を用いた特殊な治療 から,加速器を用いた医療機関における一般的な治療とし て普及し始める第一歩を踏み出した.本稿では日本発の放

* 連絡著者 (corresponding author) 京都大学複合原子力科学研究所 粒子線腫瘍学研究センター 粒子線医学物理学分野 [〒590-0494 大阪府泉南郡熊取町朝代西 2-1010]

Division of Particle Radiation Medical Physics, Particle Radiation Oncology Research Center, Institute for Integrated Radiation and Nuclear Science, Kyoto University, 2–1010 Asashiro-nishi, Kumatori-cho, Sennan-gun, Osaka 590–0494, Japan E-mail: tanaka.hiroki.3e@kyoto-u.ac.jp

射線医療技術としてのBNCTの過去と現状そして未来について紹介する.

2. 研究用原子炉を用いたBNCTの歴史

BNCTの治療原理は1936年に物理学者Locherによって 考案され,世界で初めての臨床研究は米国のブルックヘブ ン国立研究所の研究用原子炉を用いて1951年に悪性脳腫 瘍に対して行われた.それから米国においてマサチュー セッツ工科大学の研究用原子炉を用いて臨床研究が行われ たが,ホウ素薬剤及び中性子ビームの性能に課題があり, 治療成績が悪かったため,1961年から米国における BNCT臨床研究は休止状態となった.この期間を第1世代 BNCTと位置付けることができる.

それから1968年に日本で初めて日立教育訓練用原子炉 を用いて悪性脳腫瘍に対する臨床研究が開始された. 1974年には京都大学研究用原子炉,1977年からは武蔵工 業大学の研究用原子炉を用いて,臨床研究が開始された. 1987年には世界で初めて悪性黒色腫に対するBNCTが実 施された.1990年代まで日本で精力的に悪性脳腫瘍,悪 性黒色腫に対する臨床研究がすすめられ,良好な治療成績 が得られた.ここまで日本において発展した期間は第2世 代といえる.

1990年代には米国のブルックヘブン国立研究所,マサ チューセッツ工科大で再開され、オランダのペッテン炉、 フィンランドの研究炉,日本原子力研究開発機構4号炉で 臨床研究が開始され、2000年代にはチェコ、スウェーデ ン、イタリア、アルゼンチン、そして2010年には台湾で 臨床試験が開始された.アルゼンチンの研究用原子炉を除 き、1990年代以降には熱外中性子源による臨床研究が実 施されてきた.これを第3世代と位置付けられる.

筆者が所属する京都大学複合原子力科学研究所は1995 年に熱外中性子を取り出すことを目的として、重水中性子 照射設備¹⁾を更新した. Fig. 2に示すように更新後の特徴 としては, 上下遮蔽扉を設けることで, 原子炉を連続運転 している際中にも照射室に従事者及び患者が入室可能とな り、BNCT以外の利用実験を妨げることなく、次の患者 の治療を行えるようになった. また、重水の厚みを変化さ せることによって、様々な中性子スペクトルを供給でき る.カドミウムを用いて熱中性子を遮蔽することにより熱 外中性子ビームを取り出すことができるようになり、深部 にある腫瘍に対しても適応可能となった. これまで臨床研 究の件数は550例を超えており世界で最も多い症例数であ る. また, 悪性脳腫瘍, 悪性黒色腫に加えて, 非開頭下に おける悪性脳腫瘍、頭頸部癌、悪性胸膜中脾腫などに適応 が拡大されてきた.現在は臨床研究を行っていないが, BNCTの基礎研究に供されている.

世界中で研究用原子炉を用いてBNCTの臨床研究が行われてきたが、原子炉の運転を停止する施設が多くなって



Fig. 2 Schematic layout of heavy water neutron irradiation facility in Kyoto university research reactor

きた. 2021年7月現在で積極的に症例を重ねているのは 台湾の国立清華大学の研究用原子炉である.

3. 加速器を用いたBNCTに求められる要件

BNCTの普及・発展を考えると、医療機関において加速 器BNCTシステムがインストールされ、治療されることが 望まれる. 1990年代から世界中の研究機関において様々な 方式による加速器BNCTシステムの設計検討が行われてき た.加速器BNCTシステムに求められる要件は加速器エネ ルギー及び電流、中性子発生標的(以下,標的),標的で の熱除去,標的のブリスタリング対策,BNCTに適した エネルギーまで減速させためのモデレータである.

標的にはリチウム,ベリリウム,重金属が選択され,そ れぞれの性能に従って入射する荷電粒子のエネルギー電流 が決定される. それとともに、加速器が選定される. リチ ウムを用いる場合、Li(p, n)反応の断面積は2.25 MeV付 近に共鳴領域があるため、これよりもエネルギーが若干高 い2.5 MeVのエネルギーがよく選択される.発生する中 性子の最大エネルギーは約800keVであることから、モデ レータが小さく, コンパクトなシステムになる. また, 発 生するエネルギーが低いため、高速中性子による放射化は 低い傾向にある. 一方で、2.5 MeVのLi(p, n)の中性子生 成率は陽子1個あたり1.5×10⁻⁴(個)であり、モデレー タを通過して BNCT に必要な熱外中性子束を得るために は、10 mA以上の陽子電流が必要となる.標的での入熱 が25kW以上となるため、リチウムの融点180℃を考慮 した, 陽子ビームの拡大による熱負荷低減, また冷却水の 圧力を上げることによる冷却効率の向上が必要となる. ま た、リチウム内における陽子の飛程が0.23mmと短いた め、ビーム輸送系の真空と冷却水との隔壁として自立して 使用することができない、そこで、バッキング材にリチウ ムを蒸着するといった標的構造を構築している. バッキン グ材には陽子が材質内にとどまることによって生成するガ



Fig. 3 Features of Accelerator-based BNCT System

スによる破壊(ブリスタリング)を防ぐために,水素を拡 散しやすい金属が用いられる.現在Pd, Vなどが使用され ている.

ベリリウムを用いる場合,入射する陽子エネルギーは 8-10 MeV,30 MeV に分けられる.8-10 MeV の陽子入射 の場合,リチウム標的と同様に陽子飛程が1 mm 以下とな るため,自立して使用することができないことから,バッ キング材が必要となる.2mA以上の陽子電流でBNCTが 実施可能な強度の熱外中性子束が得られている.BNCTの モデレータや構造材に使用される材質に対して,高エネル ギー中性子によるしきい反応よりも低いエネルギーの中性 子であるため,放射化のレベルは低いことが特徴である.

30 MeV 陽子の Be(p, n) 反応による中性子生成率は陽子 1 個あたり 3.0×10⁻²(個)であり, Li(p, n) 反応よりも 2 桁程度生成率が高い.一方で,生成する中性子エネル ギーは前方方向で最大で 28 MeV であり, BNCT の治療で 求められるエネルギーの数10 keV まで減速させるための モデレータに工夫が必要となる.最大 28 MeV の高エネル ギー中性子をまず,1 MeV まで減速させるために,鉛や 鉄といった比較的高い非弾性散乱断面積を有する物質を用 いる.さらに (n, 2n), (n, 3n) といった反応により,中性子 を生成しながら減速することができる.1 MeV 付近まで減 速したのちは,リチウム標的や,8-10 MeV の Be(p, n) 反 応と同様に熱外中性子まで減速させるための材質が用いら れる.主にアルミ,フッ化物が用いられる.

陽子エネルギーが高いため、標的中の飛程が長く、 30 MeV 陽子入射の場合 5.8 mm であり、標的の厚みを 5.5 mm とすることで、冷却水と真空の間の隔壁として動 作する.中性子発生に寄与しないエネルギーを残して冷却 水中に入射するため、おおむねブラッグピークに相当する 熱は標的に付与されず、熱負荷を軽減し、かつブリスタリ ングを防ぐことができる.

さらに陽子エネルギーを上げて、タンタルやタングステンといった重金属に入射することによって発生する核破砕 中性子を用いた反応も用いられる.例えば50MeV入射の Ta(p, xn)反応は陽子1個あたり7.0×10⁻²(個)の中性子 が発生し、必要な電流値は数100 μ A程度である.また、 核破砕反応であることから、比較的等方に中性子が発生 し、90度方向での中性子エネルギーは前方方向よりも低 くなる.しかしながら、標的の放射化がBe(p, n)反応より も4桁ほど高くなるため、標的の交換時などにおける操作 に注意する必要がある.

以上の加速器 BNCT システムに求められる要件と性能 について Fig. 3にまとめた. 下線にシステム開発する上で 考慮すべき項目を示した.

4. 国内の加速器 BNCT システムの状況

3章で述べたように、様々なタイプの加速器 BNCT シス テムがあり、日本は世界に先駆けてシステムの構築が進ん でおり、重金属を除く3タイプのシステムについて、照射 寝台を含めた実機がインストールされている.国立がん研 究センターには2.5 MeV, 12 mA(目標電流 20 mA)の RFQ型線形加速器とリチウム標的の組み合わせによるシ ステム^{2),3)} がインストールされている. 垂直ビームを採用 しており、RFQは地下1階に設置され、地下2階に照射室 が設定されている。地下2階にはX線治療装置の照射室と コンクリート遮蔽を隔てて併設して設置されている. 円錐 上の標的構造にすることで、ワブリングによって広げられ た陽子ビームの入熱をさらに軽減できる構造となってい る. 照射中にリチウム標的の厚み減少による中性子ビーム 強度の減少がみられるが、中性子強度の予測モデルを構築 することで,照射線量を制御している⁴⁾.非臨床試験を経 て2019年11月には悪性黒色腫や血管肉腫といった表在性 の腫瘍に対して第1相臨床試験が開始されている.

筑波大学では8 MeV, 2.1 mA (目標電流5 mA)のRFQ 型線形加速器とドリフトチューブ線形加速器とベリリウム 標的によるシステムの開発が進められている.コリメータ 径12 cmとしたときの水ファントム中の熱中性子のピーク フラックスは1.4×10⁹(n/cm²/s)であり,BNCTの臨床を 行う上で十分な強度が得られている^{5),6)}.現在臨床試験を



Fig. 4 Schematic layout of cyclotron-based epithermal neutron source

開始するための準備が進んでいる.

30 MeV, 1 mAの陽子サイクロトロンとベリリウム標的 の組み合わせによるシステムは京都大学複合原子力科学研 究所と住友重機械工業株式会社によって開発が進められて きた^{7),8)}.モデレータの概略図をFig.4に示す.鉛及び鉄 で高速中性子を減速し、アルミニウムとフッ化カルシムを 通過させることで、熱外中性子を形成する.国立がん研究 センター及び筑波大学のシステムはフッ化マグネシウムを 用いており、それに比べて熱外中性子のエネルギーが若干 高く設定されている.アルミニウムは27 keV に散乱断面 積の谷があるため、そのエネルギー付近の中性子が通過し てコリメータまで導かれる.熱外中性子のエネルギーが高 いことで、深部方向の腫瘍線量を増加させる効果がある.

2008年にシステムがインストールされてから、線量測 定、非臨床試験が実施され、2012年に大阪医科大学と共 同で再発悪性神経膠腫に対して世界で初めてとなる加速器 BNCTによる第I相臨床試験が開始された.ステラファー マ株式会社製のホウ素薬剤を組み合わせて臨床試験は実施 された.また、2014年には川崎医科大学と共同で頭頸部 癌に対する第I相臨床試験が開始された、2016年から同シ ステムが設置された南東北BNCT研究センター⁹⁾と共同 で再発悪性神経膠腫の第II相臨床試験が開始され、同年 からは南東北BNCT研究センターにおいて頭頸部癌の第 II相臨床試験も開始された、2017年には先駆け審査指定 制度の対象品目に指定され、臨床試験の結果をもとに、企 業から2019年10月に承認申請が行われ、2020年3月に切 除不能な局所進行または局所再発の頭頸部癌に対して医療 機器及び医薬品の製造販売承認が得られた。

2020年6月からは同システムが設置されている南東北 BNCT研究センターと関西BNCT共同医療センター¹⁰⁾に おいて切除不能な局所進行または局所再発の頭頸部癌を対 象としたBNCTの保険診療が開始された.

上記3システム以外にも、リチウム標的と2.8 MeV,

8mA(目標値15mA)の陽子を加速するダイナミトロン 加速器を用いた中性子源の開発が名古屋大学において進め られている¹¹⁾.

それぞれのシステムの詳細については参考論文を参照い ただきたい.

5. おわりに

本文では述べなかったが、海外での加速器 BNCTの開発状況を俯瞰することで、日本における加速器 BNCTシ ステムの開発状況が世界に先駆けて進んでいることを示す ことができる。米国の Neutron Therapeutics 社が回転リ チウム標的と 2.5 MeV, 20 mAの静電加速器の組み合わせ によるシステムをフィンランドのヘルシンキ大学病院に設 置し、臨床試験を開始する予定である。その他、中国でリ チウム標的と 2.5 MeV,目標電流 10 mA タンデム加速器、 また韓国ではベリリウム標的と 10 MeV,目標電流 8 mA 線形加速器によるシステムの検討、開発が進められてい る。また、アルゼンチンではベリリウム標的と重陽子の組 み合わせによるシステムが検討されているが、臨床試験を 行うまでには時間を要すると考えられる。

2020年代以降は加速器 BNCTの臨床が開始されたこと から第4世代と位置付けることができる.日本は世界に先 行して加速器 BNCTシステムの開発が進んでおり、また 様々なタイプのシステムが構築されている.次の第5世代 にはシステムの性能の比較が行われシステムの最適化がな されることが予想される.その際には線量測定,評価方法 などの統一化,標準化が必要であり、それがワールドスタ ンダードとなることが期待される.

参考文献

- Sakurai Y, Kobayashi T: Characteristics of the KUR heavy water neutron irradiation facility as a neutron irradiation field with variable energy spectra. Nucl. Instr. and Meth. A 453: 569, 2000
- 2) Nakamura S, Imamichi S, Masumoto K, et al: Evaluation of radioactivity in the bodies of mice induced by neutron exposure from an epi-thermal neutron source of an accelerator-based boron neutron capture therapy system. Proc. Jpn. Acad. Ser. B Phys. Biol. Sci. 93: 821–831, 2017
- 3) Nakamura S, Igaki H, Okamoto H, et al.: Dependence of neutrons generated by 7Li(p,n) reaction on Li thickness under free-air condition in accelerator-based boron neutron capture therapy system employing solid-state Li target. Physica Medica 58: 121–130, 2019
- 4) Nakamura S, Igaki H, Ito M, et al: Neutron flux evaluation model provided in the accelerator-based boron neutron capture therapy system employing a solid-state lithium target. Sci. Rep. 11: 8090, 2021
- 5) Kumada H, Takada K, Tanaka S, et al.: Evaluation of the characteristics of the neutron beam of a linac-based neutron source for boron neutron capture therapy. Appl. Radiat. Isot. 165: 109246, 2020
- 6) Kumada H, Matsumura A, Sakurai H, et al.: Project for

the development of the linac based NCT facility in University of Tsukuba. Appl. Radiat. Isot. 88: 211–215, 2014

- Tanaka H, Sakurai Y, Suzuki M, et al.: Characteristics comparison between a cyclotron-based neutron source and KUR-HWNIF for boron neutron capture therapy. Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. B 267: 1970–1977, 2009
- Tanaka H, Sakurai Y, Suzuki M, et al.: Experimental verification of beam characteristics for cyclotron-based epithermal neutron source (C-BENS). Appl. Radiat. Isot. 69: 1642–1645, 2011
- 9) Kato T, Hirose K, Tanaka H: Design and construction of an accelerator-based boron neutron capture therapy (AB-

著者紹介



田中 浩基 (たなか・ひろき)(現職名) 京都大学複合原子力科学研究所教授

(専門分野) 医学物理学, 放射線工学. 特にホウ素中性子捕捉療法の加速器中 性子源, 放射線検出器の開発に従事. サ イクロトロン加速器とベリリウムター ゲットを組み合わせた世界初となる加 速器ホウ素中性子捕捉療法システムの 開発を行い, その応用研究に取り組ん でいる.

- BNCT) facility with multiple treatment rooms at the Southern Tohoku BNCT Research Center. Appl. Radiat. Isot. 156: 108961, 2020
- 10) Hu N, Tanaka H, Yoshikawa S: Development of a dose distribution shifter to fit inside the collimator of a Boron Neutron Capture Therapy irradiation system to treat superficial tumours. Physica Medica 82: 17–24, 2021
- 11) Watanabe K, Yoshihashi S, Ishikawa A, et al.: First experimental verification of the neutron field of Nagoya University Accelerator-driven neutron source for boron neutron capture therapy. Appl. Radiat. Isot. 168: 109553, 2021

解説

〈第121回日本医学物理学会学術大会特集〉 合同シンポジウム3:日本発の放射線医療技術―過去と未来―

日本発の荷電粒子線治療技術

白井敏之*

量子科学技術研究開発機構 量子医科学研究所 物理工学部

Charged Particle Therapy Technologies Originated in Japan

Toshiyuki SHIRAI*

Department of Accelerator and Medical Physics, Institute for Quantum Medical Science, National Institutes for Quantum Science and Technology

A charged particle therapy was proposed by Robert R. Wilson in 1946 and a clinical study of proton radiotherapy had been started at Lawrence Berkeley National Laboratory in 1954. Clinical studies have been promoted mainly in the United States and Europe. However, in Japan as well, the University of Tsukuba (KEK Campus) and the National Institute of Radiological Sciences (NIRS) started proton radiotherapy around 1980, and NIRS started carbon-ion radiotherapy in 1994. Following pioneering clinical studies, now in Japan, many proton and carbon-ion radiotherapy facilities are in operation, and some vendors are supplying equipment. Among them, charged particle therapy technologies originating in Japan have been developed, such as a respiratory-gated irradiation technology, a spot scanning irradiation technology, and a clinical dose design for ion radiotherapy. I look back on them and discuss the future direction of research and development of the charged particle therapy.

Keywords: proton radiotherapy, carbon-ion radiotherapy, spot-scanning, respiratory gating, clinical dose design

1. はじめに

本シンポジウムのテーマであった日本発の放射線医療技 術を開発することは、その分野における日本の国際的な貢 献であるだけでなく、それが国内メーカーによって製品化 されることにより、国内ユーザーの要望の実現や、研究成 果の社会実装につながるという意味で、我々コミュニティ にとっても非常に重要なことである。特に、医療機器分野 では、日本発の技術が少ないと言われてきたが、最近では 輸出金額が1兆円を超え、少しずつ増加している¹⁾.その なかで、本稿のテーマである荷電粒子線治療の分野は、日 本発の技術があり、国内メーカーもあって、将来的に可能 性のある分野といえる.

粒子線による放射線治療は、長らく速中性子線治療が リードしてきたが、荷電粒子線による放射線治療の歴史 も、原子核物理学者であったRobert R. Wilsonによる 1946年の提案に遡る²⁾. Table 1 に示すように、米国の ローレンス・バークレー研究所が世界で初めて荷電粒子線 治療の臨床研究を開始したが(陽子線治療:1954年,重 粒子線治療:1975年),国内における臨床研究も、陽子線 治療が1980年前後に放射線医学総合研究所(以下,放医 研,現量子科学技術研究開発機構)と筑波大学で、炭素線 治療が1994年に放医研で開始された^{3),4)}.時間的にはロー Table 1 History of charged particle radiotherapy

1938年	速中性子治療の臨床研究の開始(ローレンス・バーク
	レー研究所)
1946年	米国の物理学者 R.R.ウィルソンが陽子線治療を提唱
1954年	陽子線治療の臨床研究の開始(ローレンス・バーク
	レー研究所)
1961年	陽子線治療の本格的臨床研究の開始(マサチューセッ
	ツ総合病院)
1975年	重粒子線治療の臨床研究の開始(ローレンス・バーク
	レー研究所)
1979年	陽子線治療の国内臨床研究の開始(放医研)
1983年	陽子線治療の本格的国内臨床研究の開始(筑波大学粒
	子線医科学センター)
1990年	病院設置型陽子線治療装置の運用開始 (ロマリンダ大学)
1994年	重粒子線治療の本格的臨床研究の開始(放医研)
1998年	病院設置型陽子線治療装置の運用開始(国立がん研究
	センター東病院)
2009年	病院設置型炭素線治療装置の運用開始(ハイデルベル
	ク大学)
2010年	病院設置型炭素線治療装置の運用開始(群馬大学)
1.7.7	バークレー研究所から遅れたとけいう 平時け世

レンス・バークレー研究所から遅れたとはいえ,当時は世 界でも荷電粒子線治療に取り組む病院の数は極めて限られ ており,これらの施設では多くの新しい技術が開発され た.一般的に,地理的・言語的な壁から,日本で開発され た技術が,海外に知られ,国際的に広く使われるようにな

^{*} 連絡著者(corresponding author) 量子科学技術研究開発機構 量子医科学研究所 物理工学部 [〒263-8555 千葉市稲毛区穴川4-9-1] Department of Accelerator and Medical Physics, Institute for Quantum Medical Science, National Institutes for Quantum Science and Technology, 4-9-1 Anagawa, Inage-ku, Chiba-shi, Chiba 263-8555, Japan E-mail: shirai.toshiyuki@qst.go.jp

るためには,時間が必要となることから,本稿ではこの3 つの「日本初」の施設から,世界につながる「日本発」の 技術を見ていくことにする.また,本稿の最後では,荷電 粒子線治療用加速器の分野における日本発の技術について も若干触れる.

2. 放医研における陽子線治療

放医研では速中性子線治療に使用していた70 MeVサイ クロトロンがあったことから,これを陽子線治療に転用し て1979年からFig.1に示す治療室において臨床試験を開 始した.ビームエネルギーが限られていたため,臨床試験 は表在性腫瘍に限って実施され,後に述べるHIMACプロ ジェクトが開始されたことから1984年に終了した.この 施設の技術面の特徴は,Kanaiらが世界で初めてスポット スキャニング照射法を実用化したところにあった⁶⁾.当時 の照射技術は散乱体を用いる照射法か,ラインスキャニン グ照射法であったが,低エネルギー陽子ビームを最大限に 活用するために,スポット毎に線量管理を行うスポットス キャニング照射法が開発された.

その後、スポットスキャニング照射技術は、海外の施設 で改良され、当初に比べると線量率も向上して、現在では 陽子線治療の主要な照射技術の一つとなっている.また、 スポットスキャニング照射は、治療計画装置の高度化や、 回転ガントリーの実用化と合わせて、現在の粒子線治療の キーテクノロジーの一つである強度変調粒子線治療 (IMPT)の実用化に貢献している.一方、これを開発した 放医研は、HIMACではスポットスキャニング照射を採用 しなかったものの、¹¹Cビーム3次元スポットスキャニン グ照射装置など技術開発を継続し、2011年に放医研に完 成した新しい治療棟において、Furukawaらが高速炭素線 3次元スキャニング照射装置を実用化した⁷⁾.この装置は 1,000スポット(約6cm×6cm)の照射面(1スライス)を、 0.1秒程度で照射することができるため、従来からの頭頚 部や前立腺腫瘍の照射を高速に実施できるだけでなく、重



Fig. 1 Proton spot scanning irradiation system and the treatment room (upper right) at NIRS cyclotron⁵⁾

ね塗りをすることで、体幹部の呼吸性移動を伴う臓器にも 照射可能となった. 放医研(現QST病院)では、この装 置による治療患者数が累計5,000人近くになっており、こ の実績を元に、国内メーカーによる最近の炭素線治療装置 には、高速3次元スキャニング照射装置が採用され、輸出 機器にも実装されている. 今後も照射時間の短縮化に向 け、スキャニング照射装置の高速化と高線量率化の研究開 発が進むと思われる.

3. 筑波大学における陽子線治療

高エネルギー加速器研究機構(KEK)では、1970年代よ り高エネルギー物理研究用の12 GeV 陽子シンクロトロン が稼働していたが、その入射器の500 MeV ブースターシ ンクロトロンのビームを利用して、筑波大学は1983年か らFig.2に示す治療室において陽子線治療を開始した. 2000年までに約700名の患者に対して臨床試験が実施され ている.この施設の技術面の特徴は、世界で初めて粒子線 治療における呼吸同期照射法と垂直照射装置を実用化した ことにある⁹⁾. ブースターシンクロトロンは、50ミリ秒で 加減速できる加速器であったため、呼吸センサーを用いる ことで、患者の呼吸タイミングに合わせて加速・照射する ことができた. また、当時ウプサラ大学やMassachusetts General Hospital (MGH) などの陽子線治療施設では, 200 MeV以下の陽子線を使用して頭頚部腫瘍の治療が主 流であったのに対し、筑波大学では250 MeVの陽子線が 使用可能であったことから、呼吸同期照射を用いて肝臓が んなどの体幹部の深部臓器の治療に取り組み、大きな成果 を得た¹⁰⁾.この成果は、この後の日本の粒子線治療の流 れを作ったといえる.

KEKブースターシンクロトロンのような高速な加速は、



Fig. 2 Medical beam line at KEK Booster Synchrotron Utilization Facility (left) and the treatment room with vertical irradiation port of Proton Medical Research Center, University of Tsukuba (right)⁸

粒子線治療用加速器では不可能であったが,Hiramotoや Tomizawaらは、シンクロトロン加速器のRF-KO電極に 印加する高周波共振電場をON/OFFすることで、容易に トリガーに合わせて照射ビームを制御できることを示し た^{11),12)}.この成果を受けて,Minoharaらは放医研におい て炭素線の呼吸同期照射を実用化した¹³⁾.現在の国内メー カーの粒子線治療装置は呼吸同期照射機能を有しており, 日本製装置のひとつの特徴となっている.

一方,正確に呼吸同期タイミングを計る呼吸センサーの 開発も重要な研究テーマであった. 筑波大学や放医研の呼 吸センサーは,体表の動きをモニターするものであった が,光子線治療装置で開発された透視X線による動体追跡 技術を,粒子線治療の呼吸同期照射に応用する研究が行わ れている¹⁴⁾.陽子線治療では北海道大学と日立製作所の グループが,炭素線治療では放医研と東芝のグループがこ れを実用化し,治療装置に組み込んでいる^{15),16)}.これも, 筑波大学に始まる研究の流れに沿ったものであり,AI画 像処理技術との相性が良いこともあって,今後もさらなる 高度化の研究開発が期待される.

4. 放医研における炭素線治療

放医研 HIMAC (Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba) は1994年に、世界でローレンス・バークレー研究所に次 いで2番目、国内で最初の炭素線治療施設としてFig.3に 示す治療室において臨床試験を開始した.放医研(現 QST病院)ではこれまでに13,000人以上の患者に治療を 実施している¹⁷⁷.この経験から、炭素線治療のプロトコ ルだけでなく、装置技術・計画技術・QA技術が確立し、 その結果、兵庫県立粒子線医療センターをはじめとする国 内7施設が稼働するとともに、国内メーカーによって海外 にも輸出されている.また、国内では、2003年からは先 進医療として認可され、2016年からは一部疾患が保険診 療として治療が実施されている.

HIMACで開発された日本発の治療技術の中で重要なも のとして、炭素線治療計画技術、特に臨床線量設計がある. 炭素線は生物効果が高いため、その生物効果を考慮した治 療計画が不可欠である.しかも、炭素イオンは体内で減速 してエネルギーが変化するとともに、核反応をおこして他 の原子核に変換するため、さまざまなイオン種・エネル ギーに対する生物効果を考慮する必要がある.放医研で は、Kanaiらが生物実験データや速中性子線治療の臨床 データをもちいて臨床線量を定めた¹⁸⁾.さらに、肺腫瘍 の治療データからこの臨床線量設計の妥当性も検証してい る¹⁹⁾.後に、これはInaniwaらによって、マイクロドシ メトリーの考え方によって再定義されている²⁰⁾.この日 本方式の臨床線量設計は、国内の臨床実績をもとに、国内 外の治療計画装置メーカーに技術移転され、最近の炭素線 治療計画装置では標準となっている.



Fig. 3 Bird view of HIMAC (Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba) and the treatment room B for carbon-ion radiotherapy (lower left)



Fig. 4 Schematic view of a single room carbon-ion radiotherapy system with superconducting synchrotron with 7m diameter and the rotational gantry with 7m length

この技術を発展させて、Inaniwaらは強度変調照射技術 によって複数のイオン種を照射することで、低酸素など腫 瘍状態に合わせて、臨床線量だけでなく生物効果(実際に はLET)を処方するマルチイオン治療計画法を提唱し た²¹⁾. QST病院では、この治療法の臨床試験を計画して いる.

5. 粒子線治療用加速器

1970年代から80年代にかけて、国内では原子核・素粒 子研究向けに、KEKの陽子シンクロトロン、東大核研の 重イオンシンクロトロン、理研のサイクロトロンが相次い で建設され、そうした研究用加速器の技術を元に粒子線治 療施設の加速器が建設されてきた.そのなかでも、超伝導 電磁石技術は、国内に研究グループ、線材メーカー、コイ ルメーカーがあり、加速器や核融合分野において世界的に 重要な役割を果たしてきた.この技術を使ってQST病院 では世界初の超伝導炭素線回転ガントリーを実用化し た²²⁰.これは、液体へリウムを使用せずに冷却し、1分で 励磁が可能な超伝導電磁石の開発が鍵となっており、海外 では未だ実用化できていない.

この超伝導電磁石技術を活かして、新しい日本発の粒子 線治療用加速器が開発されている.陽子線治療の分野で は、Aokiらは軌道が同心円でなく、偏芯したビーム軌道 を実現することで、エネルギー可変陽子線超伝導サイクロ トロンを提唱した²³⁾.これは、シンクロトロンとサイク ロトロンの長所を併せ持つことから、直径2.7mと小型で、 大線量率照射やエネルギー可変照射が可能であり、減速装 置が不要であるため残留放射能の少ないクリーンな加速器 である.炭素線治療の分野では、Mizushimaらが直径7m の炭素線超伝導シンクロトロンを提唱した²⁴⁾.これは、炭 素線回転ガントリーで開発した超伝導電磁石を高度化する ことで、シンクロトロンの超伝導化を図るものである.こ の技術により、Fig.4に示す30m×15m程度のシングル ルーム炭素線治療装置を構築でき、QST病院ではこの実 証機の建設を検討している.

また、日本では超短パルスレーザーを薄膜にあてて、そ こで生じるプラズマ電場を用いてイオンを加速する研究開 発が行われてきた.これはTajimaらが提唱した加速原理 に基づくもので、理論上加速電場が従来の加速器より100 万倍大きくなるため、非常にコンパクトで軽量な加速器が 実現できる²⁵⁾.QST 関西研では、超短パルス高強度レー ザーシステム J-KARENを用いて、陽子線を43 MeV程度 まで、炭素線を核子当たり5 MeV程度まで加速しており、 現在はJST未来社会創造事業大規模プロジェクト型の支 援のもと、炭素線シンクロトロンの入射器として使用でき るレーザー駆動イオン加速器のプロトタイプ機をQST 関 西研に建設して、実証実験に取り組んでいる.

6. 最後に

粒子線治療の分野においては,光子線治療装置で開発さ れたIGRTなどの技術の導入が重要な課題となっている が,スポットスキャニング照射や呼吸同期照射,炭素線治 療の臨床線量設計など,日本発の技術が存在し,現在もそ れを発展させる研究開発が継続されている.この分野にお いても,国際的な競争は激しいものがあるが,今後も産学 連携による,日本発の粒子線治療技術の創出が望まれる.

付記

本稿は第121回日本医学物理学会学術大会(2021年4月 横浜市)にて発表された.本稿に関連し,開示すべき利益 相反関係にある企業はない.

参考文献

- 薬事工業生産動態統計年報, https://www.mhlw.go.jp/topics/ yakuji/2019/nenpo/
- Wilson RR: Radiological use of fast protons. Radiology 47: 487–491, 1946, doi:10.1148/47.5.487
- 3) Tsunemoto H, Morita S, Ishikawa T, et al.: Proton thera-

py in Japan. Radiat. Res. Suppl. 8: S235-243, 1985

- Tsujii H, Miyamoto T, Mizoe J, et al.: Experiences of carbon ion radiotherapy at NIRS. Radiol. Sci. 44: 282–288, 2001
- 5) 昭和53年度放射線医学総合研究所和文年報, 1978
- Kanai T, Kawachi K, Kumamoto Y, et al.: Spot scanning system for proton radiotherapy. Med. Phys. 7: 365–369, 1980, doi:10.1118/1.594693
- Furukawa T, Inaniwa T, Sato S, et al.: Performance of the NIRS fast scanning system for heavy-ion radiotherapy. Med. Phys. 37: 5672–5682, 2010, doi:10.1118/1.3501313
- 8) 筑波大学陽子線医学利用研究センターパンフレット
- 9) 稲田哲雄, 辻 比呂志, 早川吉則, 他:呼吸位相同調陽子 線照射法. 日医放会誌52:1161-1167, 1992
- Tsujii H, Tsujii H, Inada T, et al.: Clinical results of fractionated proton therapy. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 25: 49–60, 1993, doi:10.1016/0360-3016(93)90144-k
- Hiramoto K, Nishi M: Resonant beam extraction scheme with constant separatrix. Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A. Accel. Spectrom. Detect. Assoc. Equip. 322: 154– 160, 1992, doi:10.1016/0168–9002(92)90023-W
- 12) Tomizawa M, Yoshizawa M, Chida K, et al.: Slow beam extraction at TARN II. Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A. Accel. Spectrom. Detect. Assoc. Equip. 326: 399– 406, 1993, doi:10.1016/0168-9002(93)90842-6
- 13) Minohara S, Kanai T, Endo M, et al.: Respiratory gated irradiation system for heavy-ion radiotherapy. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 47: 1097–1103, 2000, doi:10.1016/ S0360-3016(00)00524-1
- 14) Terunuma T, Tokui A, Sakae T: Novel real-time tumor-contouring method using deep learning to prevent mistracking in X-ray fluoroscopy. Radiol. Phys. Technol. 11: 43-53, 2018, doi:10.1007/s12194-017-0435-0
- 15) Matsuura T, Miyamoto N, Shimizu S, et al.: Integration of a real-time tumor monitoring system into gated proton spot-scanning beam therapy: An initial phantom study using patient tumor trajectory data. Med. Phys. 40: 071729, 2013, doi:10.1118/1.4810966
- 16) Mori S, Sakata Y, Hirai R, et al.: Commissioning of a fluoroscopic-based real-time markerless tumor tracking system in a superconducting rotating gantry for carbon-ion pencil beam scanning treatment. Med. Phys. 46: 1561– 1574, 2019, doi:10.1002/mp.13403
- 17) QST 病院ホームページ, https://www.nirs.qst.go.jp/hospital/
- 18) Kanai T, Furusawa Y, Fukutsu K, et al.: Irradiation of mixed beam and design of spread-out bragg peak for heavy-ion radiotherapy. Radiat. Res. 147: 78-85, 1997, doi:10.2307/3579446
- 19) Kanai T, Matsufuji N, Miyamoto T, et al.: Examination of GyE system for HIMAC carbon therapy. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 64: 650–656, 2006, doi:10.1016/j. ijrobp.2005.09.043
- 20) Inaniwa T, Kanematsu N, Matsufuji N, et al.: Reformulation of a clinical-dose system for carbon-ion radiotherapy treatment planning at the National Institute of Radiological Sciences, Japan. Phys. Med. Biol. 60: 3271–3286, 2015, doi:10.1088/0031-9155/60/8/3271
- 21) Inaniwa T, Kanematsu N, Noda K, et al.: Treatment planning of intensity modulated composite particle therapy with dose and linear energy transfer optimization. Phys. Med. Biol. 62: 5180, 2017, doi:10.1088/1361-6560/aa68d7
- 22) Iwata Y, Noda K, Shirai T, et al.: Design of a superconducting rotating gantry for heavy-ion therapy. Phys. Rev. STAB

15: 044701, 2012, doi:10.1103/PhysRevSTAB.15.044701

- 23) Hae T, Aoki T, Hori C, et al.: Study on slow extraction system in cotangential trajectory accelerator. Proc. of PASJ: 214-217, 2019
- 24) Mizushima K, Shirai T, Iwata Y, et al.: Design of a super-

著者紹介



白井 敏之(しらい・としゅき) (現職名)量子科学技術研究開発機構 量子医科学研究所 物理工学部 部長 千葉大学大学院理学研究院 客員教授 (専門分野)加速器科学,ビーム物理学, 医学物理学 現在は主に重粒子線がん治療装置の開

発を行うとともに、千葉大学において 放射線物理学の講義を行っている. conducting synchrotron for heavy-ion radio therapy. Proc. of PASJ: $1243{-}1245,\,2017$

25) Tajima T, Dawson JM: Laser electron accelerator. Phys. Rev. Lett. 43: 267–270, 1979, doi:10.1103/PhysRevLett.43.267

解説

〈第121回日本医学物理学会学術大会特集〉 合同市民公開講座

福島第一原発事故から10年 一世界の専門家による影響予測は正しかったか?一

保田浩志*

広島大学原爆放射線医科学研究所

Ten Years from the Fukushima Daiichi Nuclear Accident: Were the Predicted Effects Reported by Worldwide Experts Correct?

Hiroshi YASUDA*

Research Institute for Radiation Biology and Medicine, Hiroshima University

Since the Fukushima Daiichi Nuclear Power Station accident (hereinafter referred to as the "Fukushima Daiichi accident") occurred in March 2011, many experts around the world have conducted the assessments on radiation doses and health effects attributed to the Fukushima Daiichi accident. During the months soon after the accident while the state of the nuclear reactor was not accurately grasped, the radiation exposure of the residents was estimated based on the predicted environmental behavior of various radionuclides. However, there were significant differences in the estimated doses and effects presented by different researchers and research institutes. As investigations on the causes and progress of the Fukushima Daiichi accident have progressed in last 10 years, now we know better the situation and consequence of the accident. In this article, the contents of relevant papers and reports published during the three years (-2014) after the Fukushima Daiichi accident are briefly reviewed and then compared with the relatively new scientific information obtained in 2015 or later. Through these analyses, the author tries to look back on how correct or incorrect the initial estimates were.

Keywords: Fukushima Daiichi accident, dose assessment, health effects, residents, evacuee, UNSCEAR

1. はじめに

2011年3月11日14時46分に宮城県沖で発生した大規 模な地震とその約1時間後に福島県の太平洋沿岸を襲った 津波の影響で,福島県沿岸にあった東京電力福島第一原子 力発電所(以下「福島第一原発」という)では,交流電源 の喪失によって原子炉の冷却ができなくなり,3つの原子 炉(1~3号機)では炉心溶融(メルトダウン)が発生して, 後に国際原子力事業評価尺度(INES)で最上位のレベル7 に位置づけられる深刻な原子力事故を引き起こした¹⁾.

まず,地震発生から約1日後の3月12日15時36分に, 冷却水位が低下した1号機で水素爆発が発生,同機の建屋 が大破した.3号機ではバッテリーにより3月13日まで注 水を継続できていたものの,やがて中断,3月14日11時 1分に水素爆発を起こして建屋の上部が大破した.2号機 では,水素爆発は起こらず建屋は維持されたが,格納容器 が高圧によって破損した.4号機でも3号機から漏れ出た 水素によって3月15日早朝に水素爆発が起こり,建屋が 損傷を受けた.これらの爆発や破損,そして圧力容器の破 損を防ぐために人為的に行われたベント操作等に伴い,大 量の放射性物質が大気中に放出された.また,メルトダウ ンによって核燃料が格納容器を突き抜けて地下に拡がり, 地下水に到達して,多くの放射性核種が海洋へ流出した. 放射能の海洋放出はその後も数年間続いた.

一方,大規模な自然災害や事故がもたらした混乱のなか にあって,放射性物質の環境中への放出や拡散に関して収 集・記録できたデータは限られていた.大気中への放射能 放出の状況を示すデータとしては,福島第一原発のサイト 内でのモニタリングデータや近隣自治体が設置していた空 間モニタのデータがあるが,地震の影響で電力供給が途絶 えて停止していたものも多く,特に事故発生から4日間ほ ど(~3月15日)の肝要なデータが多くの場所で欠損して いた.このことが,事故初期の放射性プルームの空間的拡 がりや短半減期核種がもたらした被ばく線量の評価におい て大きな不確かさをもたらすこととなった.

2. 国連科学委員会(UNSCEAR)による初期の予測

事故発生から数日~数ヶ月の間、関連分野の多くの研究

^{*} 連絡著者(corresponding author) 広島大学原爆放射線医科学研究所線量測定評価研究分野 [〒734-8553 広島市南区霞 1-2-3] Department of Radiation Biophysics, Research Institute for Radiation Biology and Medicine, Hiroshima University, 1-2-3 Kasumi, Minami-ku, Hiroshima 734-8553, Japan E-mail: hyasuda@hiroshima-u.ac.jp

者が,限られた実測データや推定される原子炉の状態(温度,圧力,ベントの影響等)に基づいて,福島第一原発事故のソースターム(どのような放射性核種がどのタイミングでどれだけの量放出されたか)を早急に明らかにしようと試みた.しかし,それらの評価結果には,情報の不足や不確かさのために,研究者や研究機関の間で大きな違いが見られた.例えば,事故から約10日後の2011年3月22日に,フランスの放射線防護原子力安全研究所(IRSN)は,福島第一原発から大気中へ放出されたヨウ素131(¹³¹I)の放射能量は90PBq,セシウム137(¹³⁷Cs)は10PBqと推定されるとウェブ上²¹で報告した.一方,同日にオーストラリアの気象地球力学中央研究所(ZAMG)は,¹³¹Iの大気放出量は400PBq,¹³⁷Csは33PBqであるとの推定結果3)を報告している.

このような、福島第一原発事故の影響について様々な情 報や推測が飛び交うなか、原子放射線の影響に関する国連 科学委員会(United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, 以下通称である「UNSCEAR」 という)は、2011年5月の年次総会において、当該事故 に関する多くの情報を収集・分析して、被ばく線量や健康 影響についての信頼に足る科学的見解を2年間で報告書に とりまとめる計画を立て、国連加盟国の専門家約80名を 集めた体制を構築し、2011年末から執筆作業を開始した. これには、国際原子力機関(IAEA),世界保健機関(WHO), 世界気象機関(WMO), 国連食糧農業機関(FAO), 包括的 核実験禁止条約機関(CTBTO)準備委員会等の国連専門機 関の専門家も協力した.そして,事故から約2年の間に学 術誌等に掲載された論文や政府機関等が作成した報告書等 の情報に基づき、福島第一原発事故の放射線影響に関する 評価結果をUNSCEAR2013年報告書⁴⁾(以下「2013年報 告書」という)としてとりまとめ、2014年4月に刊行した.

その2013年報告書では、関連する情報を広く収集・整 理した結果として、¹³¹Iの大気中への総放出量は100~ 500 PBq、¹³⁷Csの層放出量は6~20 PBqの範囲にあるとさ れている.そして,当該分野の専門家による入念な検討を 経て,公衆被ばく等の評価に用いるソースタームには,日 本の寺田らの推定値⁵⁾が科学的に最も信頼できるとの判定 を下し,¹³¹Iについては120PBq,¹³⁷Csについては9PBq を大気への総放出量として採用し,WMOの協力の下,大 気拡散・沈着のモデルシミュレーションを行った.

UNSCEARでは、大気中に放出された放射性核種が公 衆にもたらす被ばく線量の評価を、外部被ばく・呼吸器か らの吸入・経口摂取という3つの経路に基づいて実施した (Fig. 1). 具体的には、住民を年齢によって3つのグルー プに区分し、各グループについて、事故発生から1年間、 10年間及び80歳までの3つの期間における実効線量とい くつかの組織(甲状腺、骨髄線量及び女性の乳房)の吸収 線量を計算した.

事故初期に相当の被ばくをもたらしたと推察されるが実 測データが少なかった短半減期核種(¹³²Iや¹³²Te等)の寄 与については,後日(事故発生から3~4カ月後)測定さ れた比較的半減期の長い核種(¹³⁴Csや¹³⁷Cs等)の地表沈 着量データと,CTBTOのモニタリングステーションで実 測された詳細な放射性核種濃度,そして,大気拡散・沈着 のモデルシミュレーション結果等を組み合わせることで推 定した.そして,上記の過程を経て推定された空間線量率 と,自治体等が把握していた避難の記録や各市町村の人 口,当時市場に出回っていた食品の種類・量・平均摂取量 とGe半導体検出器等で測定された代表的な食品の放射能 濃度に基づき,住民の被ばく線量を推定した.

まず,避難区域を除いた福島県及び近隣県において,事 故から1年間に各自治体の住民が受けた実効線量の分布 を,線量レベルで色分けして,Fig.2に示す.自治体毎の 平均線量では福島市と二本松市が高かったことがわかる が,線量レベルとしては年間4mSv程度である.次に, 乳幼児の甲状腺の線量の分布を色分けしてFig.3に示す. 実効線量の場合と違い,いわき市が最も高く,50mGyを 超える線量になったと推定された.



Fig. 1 Task flow of the UNSCEAR's assessment of the public doses in the 2013 Report



Fig. 2 The district average effective doses in the first year following the accident for adults living in/near Fukushima Prefecture⁴ (Reproduced by permission of UNSCEAR)



Fig. 3 The district average absorbed doses to the thyroid in the first year following the accident for 1-year-old infants living in/ near Fukushima Prefecture⁴⁾ (Reproduced by permission of UNSCEAR)

避難した住民の被ばく線量については、20km圏内の予防的避難区域とその外の北西方向に拡がった放射線レベル の高い計画的避難地域で区分し、避難パターンが異なるグ ループ毎に推定されている。その結果、実効線量では、避 難していない住民よりは高いものの、10 mSv前後でと なった(Table 1). 避難住民が受けた甲状腺の線量につい ては、乳幼児では80 mGyを上回ると推定されたグループ もあり,甲状腺がんが生じるリスクは小さいものの,低い とはいえない線量になった(Table 2).

UNSCEARは、2013年報告書で、事故から10年間及び 住民が80歳になるまでの長期間の予測も行い、2年目以後 の累積線量の増加はほとんどが放射性Csからのy線によ る外部被ばくによってもたらされると推測した、そして、 これらの線量の評価結果や予測値に基づいて、公衆の健康

Age group	Settlement-average effective dose (mSv), first year (一年目の地区平均実効線量,mSv)					
	Precautionary evacuated (予防的避難地区)			Deliberately evacuated (計画的避難地区)		
	Before and during evacuation	At the evacuation destination	First year total	Before and during evacuation	At the evacuation destination	First year total
Adults	0-2.2	0.2-4.3	1.1 - 5.7	2.7-8.5	0.8–3.3	4.8–9.3
Infant	0-3.3	0.3–7.5	1.6-9.3	4.2-12	1.1 - 5.6	7.1–13

Table 1 Estimated effective doses of the evacuees in one year after the $accident^{4^{i}}$

Table 2	Estimated thyroid	doses of the	evacuees in one yea	r after the accident ⁴⁾

	Settlement-average absorbed dose to the thyroid (mGy), hrst year (一年目の地区平均甲状腺線量, mGy)						
Age group	Precautionary evacuated (予防的避難地区)			Deliberately evacuated (計画的避難地区)			
	Before and during evacuation	At the evacuation destination	First year total	Before and during evacuation	At the evacuation destination	First year total	
Adults	0-23	0.8–16	7.2–34	15-28	1-8	16-35	
Infant	0-46	3-49	15-82	45-63	2-27	47-83	

Table 3 Estimates of ¹³¹I and ¹³⁷Cs released to the atmosphere published in 2014 or later in comparison with the values employed in the UNSCEAR 2013 Report⁴⁾

a

Author	Year of	Total release [PBq]	
	publication	131 I	^{137}Cs
Terada et al. ⁵⁾	2012	120	9
(employed in the UNSCEAR			
2013 Report)			
Achim et al. ⁶⁾	2014	400	11
Winiarek et al. ⁷⁾	2014	—	12 - 19
Katata et al. $^{8)}$	2015	151	15
Yumimoto et al. ⁹⁾	2016	—	8
Kim et al. ¹⁰⁾	2017	754	29
Terada et al. ¹¹⁾	2020	120	10

Table 4 Estimated external dose levels of the residents in Fukushima Prefecture due to the Fukushima Daiichi accident for the initial 4 months (as of 31 March $2020)^{12}$

Dose level	Percentage			
External exposure $(n = 475, 190)$				
<1 mSv	62.20%			
< 2 mSv	93.80%			
< 5 mSv	99.80%			
5-25 mSv	0.2%			
Internal exposure(n = 344,565)				
< 1 mSv	99.9%			

影響について以下のように結論づけている.

- ・事故により日本の人々が受けた線量は概して低い;
- ・線量が最も高いケースで, 生涯リスクの増加は~0.1% である;
- ・よって,発がん率や遺伝性影響に識別できる増加は予 測されない;
- ・ 先天性異常の増加も予測されない;
- ・ただし、最も高い線量を受けた小児の甲状腺がんリス クには理論上増加する可能性がある.

3. UNSCEARの予測は正しかったか?

では、UNSCEARが7年以上前に提示した上記の見解 等は正しかったのだろうか.福島第一原発事故では、発生 直後のモニタリングデータ等が不足しているため、何が正 解かを判断し難いという問題は依然として大きいが, 2013年報告書が刊行された後に学術誌に発表された論文 等のデータを俯瞰することで,UNSCEARの推定値が信 頼できるものか否かを判定してみたい.

まず放射性物質の大気放出に係るソースタームについて、UNSCEARが2013年報告書で採用した寺田らの値⁵⁾と、2013年報告書が刊行されて以後に学術論文^{6)~11)}で発表された値をTable 3に示す。UNSCEARの採用値は、少なくとも¹³⁷Csについては妥当であったと言える。一方、¹³¹Iを含む短半減期核種の放出量については、いまだに数倍の不確かさがあることは否めない。

住民の推定線量の妥当性は,事故発生から3カ月後 (2011年6月)に開始された福島県の県民健康調査で得ら れた結果との比較で判断することが可能である.まず外部



P: Proportion of exposed external radiation of 1 mSv or more

- Fig. 4 Geographic details of the highest-dose, high-middle-dose, middle-dose, low-middle-dose, and lowest-dose areas, according to the first 4-month external radiation doses estimated by the Fukushima Health Management Survey^{12), 13)}
- Table 5
 Characteristics of the subjects investigated and adjusted relative risks (RRs) with 95% confidence intervals (CIs) regarding thyroid cancers of children in Fukushima Prefecture¹³⁾

77 . 11	Group (see Fig. 4)					
Variable	А	В	С	D	Е	
Number of subjects, n	52,693	44,743	44,875	67,893	31,628	
Age at the accident [y], mean	8.3	8	8.2	7.9	7.6	
Number of cancer cases, n	15	18	18	13	5	
Cancer incidence rate [n per 100,000]	13.5	19.2	17.3	9	8.3	
Age- and sex-adjusted RR (95% CI)	1.62 (0.59–4.46)	2.32 (0.86–6.24)	2.2 (0.82–5.93)	1.02 (0.36–2.86)	(Reference)	
Multivariable-adjusted RR including obesity (95% CI)	1.68 (0.61–4.62)	2.4 (0.89–6.48)	2.16 (0.80–5.82)	1.05 (0.37–2.95)	(Reference)	

被ばくについて、当該調査の一環で評価された各地点の線 量率と住民へのアンケートで取得した各人の行動記録に基 づいて推計された結果では、100%近くが5mSv以下で、 最も高い人で25 mSvとなっており¹²⁾, UNSCEARが2013 年報告書で示した福島県民の実効線量のレベル (Fig. 2及 びTable 1)と同じ程度になっている.また、市村町別で 見ると、福島市や二本松市で最も高くなっており、このこ とも2013年報告書の推定結果と合致する.甲状腺の被ば くについては、¹³¹Iの半減期が8日と短く測定データの集 積が望めないため、ソースタームと同じく甲状腺の推定線 量には依然として不確かさがある.一方,県民健康調査で 得られた甲状腺がんの発生率を地域ごとに比べて見ること で、UNSCEARの推定値が妥当なレベルであったか判断 することが可能である.これに関し、大平ら¹³⁾は、福島 県の市町村を推計された外部被ばく線量によって5つのグ ループ(A~E)に区分し、それぞれにおける甲状腺がんの 発生率を示した (Fig. 4 及び Table 5). それによれば,

Group A~C, つまり外部被ばく線量のレベルがより高い 地域において若干甲状腺がんが多いように見受けられるが (Table 5), がんの件数が少ないこともあり, 統計学的な 有意差は認められない. このことは, UNSCEARが2013 年報告で示した予測, すなわち,「発がん率や遺伝性影響 に識別できる増加は予測されない」ものの「小児の甲状腺 がんリスクには理論上増加する可能性がある」との見解に よく合っている.

なお、チェルノブイリ事故と福島第一原発事故で甲状腺 がんを発現した小児の年齢依存性を比べると、大きな違い が見られる¹⁴⁾.チェルノブイリ事故では、甲状腺がんに係 る放射線感受性が高い幼児期(1~6歳)に被ばくした人で 甲状腺がん発生率が顕著に高いが、福島第一原発事故では 幼児で被ばくした人に甲状腺がんは見つかっておらず、最 も甲状腺がんの発生率が高いのは高校生の年齢(16~18 歳)である.こうした情報からも、これまで福島県の県民 健康調査で見つかってきた甲状腺がんの多くは、もともと 他の要因で生じていた初期のがんを,高感度の診断技術を 用いてスクリーニングを行ったことによって検出したもの と解釈するのが妥当と考えられる.

4. さいごに

本報では、国連科学委員会(UNSCEAR)が福島第一原 発事故の発生から約2年の間に公表された学術論文や政府 機関の報告書等の情報に基づいて解析を行い、2013年報 告書⁴⁾に提示した見解の正しさについて検証した.その結 果、実質的に2013年報告書の主要な知見に影響を及ぼし たり、その重要な仮定に異議を唱えたりするものは見当た らなかった.UNSCEARが7年前に結論付けたように、 福島第一原発事故由来の放射線被ばくが直接の原因となる ような健康影響(がんや先天性異常など)の有意な増加は、 これまでにも確認されていないし、将来的にも観られる可 能性は低いだろう.

なお、本報では紙面の都合上公衆被ばくに対象を絞った が、作業者の被ばくや生態系への影響についても、同様の ことが言える.これらについての詳しい説明は、本年春に 公開された UNSCEAR2020 年報告書¹⁵⁾(ただし2021 年 9月時点ではまだ先行版で内容は未確定)に記されている ので、ご関心のある方は UNSCEAR のウェブサイトから 無料ダウンロードしてご覧いただきたい。

謝辞

本報の内容は、第121回日本医学物理学会学術大会 (2021年4月横浜市及び同年5~6月オンライン)におい て、日本ラジオロジー協会主催・横浜市後援のもと、日本 医学放射線学会、日本放射線技術学会及び日本医学物理学 会の3学会合同で開催された市民公開講座「震災から10 年一福島原発事故からの軌跡とこれから一」での講演内容 をまとめたものである.この場をお借りして、第121回日 本医学物理学会学術大会長の兼松伸幸先生、第77回日本 放射線技術学会総会学術大会長の西出裕子先生をはじめと する関係各位の皆様に、心からの敬意と謝意を表します.

参考文献

- International Atomic Energy Agency (IAEA): The Fukushima Daiichi Accident, Report by the Director General; IAEA: Vienna, Austria, 2015
- 2) Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire (IRSN). L'IRSN publie une évaluation de la radioactivité rejetée par la centrale de Fukushima Daiichi (Fukushima I) jusqu'au 22 mars 2011, https://www.irsn.fr/fr/actualites_ presse/actualites/pages/20110322_evaluation-radioactivite-rejets-fukushima-terme-source.aspx#.YNv5d-j7S-Y (accessed on 30 June 2021) (in French)
- 3) Zentralanstalt für Meteorologie und Geodynamik (ZAMG). Accident in the Japanese NPP Fukushima: Spread of radioactivity/first source estimates from CTB-TO data show large source terms at the beginning of the

accident/weather currently not favourable/low level radioactivity meanwhile observed over U.S. East Coast and Hawaii (Update: 22 March 2011 15:00), http://www.zamg. ac.at/docs/aktuell/Japan2011-03-22_1500_E.pdf (accessed on 30 June 2021)

- 4) United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR). UNSCEAR 2013 Report to the General Assembly with scientific annexes, Annex A: Levels and effects of radiation exposure due to the nuclear accident after the 2011 great east-Japan earthquake and tsunami; United Nations: New York, USA, 2014.
- 5) Terada H, Katata G, Chino M, et al.: Atmospheric discharge and dispersion of radionuclides during the Fukushima Dai-ichi Nuclear Power Plant accident. Part II: verification of the source term and analysis of regional-scale atmospheric dispersion. J. Environ. Radioact. 112: 141–154, 2012, doi: 10.1016/j.jenvrad.2012.05.023
- Achim P, Monfort M, Le Petit G, et al.: Analysis of radionuclide releases from the Fukushima Dai-ichi Nuclear Power Plant accident part II. Pure Appl. Geophys. 171: 645-667, 2014, doi: 10.1007/s00024-012-0578-1
- 7) Winiarek V, Bocquet M, Duhanyan N, et al.: Estimation of the caesium-137 source term from the Fukushima Daiichi nuclear power plant using a consistent joint assimilation of air concentration and deposition observations. Atmos. Environ. 82: 268–279, 2014, doi: 10.1016/j.atmosenv. 2013.10.017
- 8) Katata G, Chino M, Kobayashi T, et al.: Detailed source term estimation of the atmospheric release for the Fukushima Daiichi Nuclear Power Station accident by coupling simulations of an atmospheric dispersion model with an improved deposition scheme and oceanic dispersion model. Atmos. Chem. Phys. 15: 1029–1070, 2015, doi: 10.5194/acp-15-1029-2015
- 9) Yumimoto K, Morino Y, Ohara T, et al.: Inverse modeling of the ¹³⁷Cs source term of the Fukushima Dai-ichi Nuclear Power Plant accident constrained by a deposition map monitored by aircraft. J. Environ. Radioact. 164: 1–12, 2016, doi: 10.1016/j.jenvrad.2016.06.018
- 10) Kim T-W, Rhee B-W, Song J-H, et al.: Estimation of inplant source term release behaviors from Fukushima Daiichi reactor cores by forward method and comparison with reverse method. J. Radiat. Prot. Res. 42: 114–129, 2017, doi: 10.14407/jprp.2017.42.2.114
- 11) Terada H, Nagai H, Tsuduki K, et al.: Refinement of source term and atmospheric dispersion simulations of radionuclides during the Fukushima Daiichi Nuclear Power Station accident. J. Environ. Radioact. 213: 106104, 2020, doi: 10.1016/j.jenvrad.2019.106104
- 12) Fukushima Prefectural Government. Fukushima Revitalization Station: Health of residents of the prefecture, https://www.pref.fukushima.lg.jp/site/portal-english/en03-03.html (accessed on 30 June 2021)
- Ohira T., Ohtsuru A, Midorikawa S, et al.: External radiation dose, obesity, and risk of childhood thyroid cancer after the Fukushima Daiichi Nuclear Power Plant accident: The Fukushima Health Management Survey. Epidemiol. 30: 853–860, 2019, doi: 10.1097/EDE.000000000001058
- 14) Takamura N, Orita M, Saenko V, et al.: Radiation and risk of thyroid cancer: Fukushima and Chernobyl. Lancet Diabetes Endocrinol. 4: P647, 2016, 10.1016/S2213-8587(16)30112-7
- United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR). UNSCEAR 2020 Report

to the General Assembly with scientific annexes, Annex B (Advance copy): Levels and effects of radiation exposure due to the accident at the Fukushima Daiichi Nuclear

著者紹介



保田 浩志 (やすだ・ひろし) (現職名) 広島大学 教授 (専門分野) 人の防護や救命を目的とし た放射線の測定評価. 京都大学博士(工 学). 現在の職場では, 医療従事者を含 む作業者・患者・公衆の被ばくを対象 に, 予期せぬ放射線被ばくが生じた際 に線量を遡及的に精度よく評価するた めの技法に関する研究開発に幅広く取 り組んでいる. Power Station: Implications of information published since the UNSCEAR 2013 Report; United Nations: New York, USA, 2021 解説

〈計測委員会企画〉

医療用加速器を用いた放射線治療用線量計の水吸収線量校正

清水森人*

国立研究開発法人産業技術総合研究所 計量標準総合センター 分析計測標準研究部門

Radiotherapy Dosimeter Calibration for Absorbed Dose to Water Using Medical Accelerators

Morihito SHIMIZU* National Metrology Institute of Japan, AIST

A calibration service using a medical accelerator has been launched to calibrate a radiotherapy dosimeter in terms of an absorbed dose to water. The radiotherapy dosimeter calibrated by the calibration service can measure the absorbed dose to water without a beam quality conversion factor. In this paper, an overview of the calibration service for a high-energy photon beam and a high-energy electron beam was described, as well as methods of absorbed dose measurement and cross-calibration using the calibrated radiotherapy dosimeter. And the development status of a dose standard for a particle beam was reported.

Keywords: primary standard, calorimeter, absorbed dose to water, calibration, standard dosimetry

1. はじめに

1982年にStewartとJacksonが喉頭癌の再発率と正常 組織の有害事象の発生率が投与線量の多寡に依存すること を報告して以来、投与線量の精度を向上させる努力を行う ことは放射線治療分野の重要なコンセンサスの一つであ る¹⁾. 2016年にはIAEA Human Health Series No. 31 に おいて、放射線治療における正確さの要件と不確かさにつ いての報告がなされ、投与線量の不確かさを改善する努力 を行うことによって治療成績をはじめ、臨床試験など様々 な面で利益が生み出されることが明確に示された. これに 基づき,同文書の中で<u>"All forms of radiotherapy</u> should be Applied As Accurately As Reasonably Achievable (AAARA), technical and biological factors being taken into account."(訳: すべての放射 線治療は、技術的および生物学的要因を考慮した上で、「合 理的に達成可能な範囲で正確に適用(AAARA)」されるべ <u>きである.)</u>という提言がなされた²⁾.

投与線量の不確かさ要因の一つである水吸収線量計測の 相対標準不確かさは2%前後となっている³⁾.この不確か さの最大の不確かさ要因は,放射線治療用線量計の校正に 用いられている⁶⁰Coガンマ線の線質と治療に用いる各種 放射線の線質の違いを補正する補正係数の不確かさであ る.⁶⁰Coガンマ線源については不確かさ以外にも様々な問 題がある.校正に用いられている⁶⁰Coガンマ線源はテロ 攻撃などに悪用されるリスクがあることから特定放射性同 位元素に指定されており, 厳重なセキュリティ対策が求め られている^{4),5)}.⁶⁰Coガンマ線源の製造国もカナダだけと なったことから価格が急騰しており,⁶⁰Coガンマ線源を継 続して校正に用いることは現実的ではなくなりつつある. このため,⁶⁰Coガンマ線源の代替となる校正方法を確立 し,校正サービスの提供体制を整備することが焦眉の急を 要する課題となっている.

線量計校正の基準となる水吸収線量の国家計量標準を開 発する産業技術総合研究所(以下,産総研)は、⁶⁰Coガン マ線源を使用せずに,治療成績に影響しない水準となる相 対標準不確かさ1%未満にまで水吸収線量計測の不確かさ を低減することを目標として,医療用加速器を用いて放射 線治療用線量計を直接校正する技術の開発に取り組んでい る.ここでは,産総研で校正サービスを提供している医療 用リニアックからの高エネルギー光子線および高エネル ギー電子線の水吸収線量校正について解説した後,現在, 開発を進めている陽子線や炭素線などの粒子線水吸収線量 標準の状況について報告する.

2. 高エネルギー光子線水吸収線量校正

医療用リニアックからの高エネルギー光子線の水吸収線 量の校正サービスは2013年より開始されており,2021年 現在,6,10,15 MVの高エネルギー光子線について,電離 箱単体の校正を受けることができる⁶⁾.

高エネルギー光子線の水吸収線量校正の校正条件を表1 に示す.高エネルギー光子線の水吸収線量校正では、あら

^{*} 連絡著者(corresponding author) 国立研究開発法人産業技術総合研究所 計量標準総合センター 分析計測標準研究部門 [〒305-8568 茨城県つくば市梅園1-1-1 中央2-3]

National Metrology Institute of Japan, AIST, Central 2–3, Umezono 1–1–1, Tsukuba, Ibaraki 305–8568, Japan E-mail: morihito-shimizu@aist.go.jp

表1 産総研の高エネルギー光子線水吸収線量校正の校正条件

項目	値または条件
医療用リニアック装置	Elekta社Precise Treatment System
公称加速電圧	6, 10, 15 MV
線量率	300 MU/min
線源表面間距離(SSD)	100 cm
照射野	10 cm×10 cm (SSD=100 cm) において
深さ(※)	$10\mathrm{gcm}^{-2}$
水温	$22^{\circ}C \pm 0.5^{\circ}C$
相対湿度	30 % から 60 %
校正対象電離箱	ファーマ形電離箱およびショート
	ファーマ形電離箱
電離箱の基準位置(※)	電離箱空洞の幾何学中心

※深さの設定において,電離箱壁や中心電極,空洞による変位は 考慮しない.



図1 高エネルギー光子線水吸収線量の特定標準器となって いるグラファイトカロリーメータ⁶⁾

かじめグラファイトカロリーメータ (図1)を用いて水ファ ントム中の基準点の位置における水吸収線量の評価を行 う. グラファイトカロリーメータは熱量吸収体のグラファ イトの温度上昇Δ*T* [K] から,放射線から吸収したエネル ギー,すなわち吸収線量を決定する線量計であり,基準点 における水吸収線量*D*_{w.Q} [Gy] は次のように決定される.

$$D_{\rm w,Q} = R_{\rm w,c} = R_{\rm w,c} \frac{C_{\rm c} \Delta T}{M_{\rm c}} k_{\rm hd} k_{\rm rn,c} \tag{1}$$

$$R_{\rm w,c} = \frac{Q_{\rm w}}{Q_{\rm c}} \left(\frac{D_{\rm w}/D_{\rm c}}{D_{\rm w}^{\rm IC}/D_{\rm c}^{\rm IC}} \right)_{\rm MC}$$
(2)

ここで、 C_c [JK⁻¹] および M_c [kg] はグラファイトカロ リーメータの比熱容量および質量である.比熱容量はグラ ファイトカロリーメータに取り付けたヒーターを用いて加 熱することで決定されている. k_{hd} および $k_{rn,c}$ はそれぞれ 熱欠損補正係数およびグラファイトカロリーメータの動径 方向線量不均一性に対する補正係数である.熱欠損補正は 放射線から吸収したエネルギーのうち、温度上昇とはなら ずに放射化学反応などに消費されるエネルギーに対する補 正であり、真空中に設置されたグラファイトの熱欠損補正 は相対標準不確かさ0.1%で無視できるとされている. $R_{w,c}$ はグラファイトカロリーメータの基準点におけるグラ ファイト吸収線量 D_eに対する水ファントム中の基準点に おける水吸収線量 D_wの比である.この比はEGS5 (Electron Gamma Shower ver. 5⁷⁾)を用いたモンテカルロシ ミュレーションによって導出することができるが、グラ ファイトカロリーメータに用いるグラファイトの密度のば らつきや微細な構造のずれなどによって、実際の基準点の 深さと計算上の基準点の深さに系統的なずれが生じる.そ こで、日本を含む多くの標準機関はグラファイトカロリー メータと水ファントム中のそれぞれの基準点にグラファイ ト空洞電離箱を挿入して高エネルギー光子線照射時の出力 電荷の比 Q_w/Q_eを測定し、これを式(2)に示したように、 モンテカルロシミュレーション状のグラファイト空洞電離 箱内の空気の吸収線量の比 D^{uc}/D^{cc}と比較することで、実 際の測定と計算の系統的なずれを補正している.

グラファイトカロリーメータで水吸収線量が決定された 水ファントム中の基準点の位置に作業用標準器の電離箱 (WS: Working Standard)を設置し、その出力を測定する 事でWSの水吸収線量校正定数 $N_{D,w,Q}^{WS}$ [mGynC⁻¹]が決定 される.

$$N_{\rm D,w,Q}^{\rm WS} = \frac{D_{\rm w,Q}}{M_{\rm raw,Q}^{\rm WS} k_{\rm pol}^{\rm WS} k_{\rm s}^{\rm WS} k_{\rm TP}^{\rm WS} k_{\rm rn}^{\rm WS}}$$
(3)

ここで*M*^{WS}_{raw,Q} [nC] はWSの出力電荷である.高エネル ギー光子線の校正では,電離箱の出力に対し極性効果補正 (*k*^{WS}_{pol})およびイオン再結合補正(*k*^{WS}_s),温度気圧補正(*k*^{WS}_{TP}), 動径方向の線量不均一性補正(*k*^{WS}_m)を行う.

ユーザーから校正依頼に出された校正対象の電離箱 (DUT: Device Under Test)の校正はWSとの比較校正に よって行われる.比較校正ではWSとDUTを水ファント ム中の基準点に交互に設置し,WSとDUTの出力電流 $I_{raw,Q}^{WS}$ および $I_{raw,Q}^{DUT}$ の比較をすることでDUTの水吸収線量 校正定数 $N_{D,W,Q}^{DUT}$ [mGynC⁻¹]が決定される.

$$N_{\rm D,w,Q}^{\rm DUT} = \frac{I_Q^{\rm WS} k_{\rm rm}^{\rm WS} / I_{\rm EM}^{\rm WS}}{I_Q^{\rm DUT} k_{\rm rm}^{\rm DUT} / I_{\rm EM}^{\rm DUT}} N_{\rm D,w,Q}^{\rm WS}$$
(4)

ここで、 I_Q^{WS} [nA] および I_Q^{DUT} [nA] はそれぞれWSおよびDUTの極性効果、イオン再結合、温度気圧補正済みの 出力電流である. I_Q^{WS} および I_{EM}^{DUT} はWSおよびDUT測定 時の外部ビームモニタ電離箱 (EM: External beam Monitor)の出力電流であり、EMにはリニアックのビーム出口 に取り付けた透過型大口径電離箱(PTW Freiburg, TN-34014)を用いている. k_m^{DUT} はDUTに対する動径方向の 線量不均一性補正である.

以上のような方法で,ユーザーの電離箱線量計の水吸収 線量校正定数が相対標準不確かさ0.4%で決定される.校 正結果は高エネルギー光子線の線質指標*TPR*20,10に対する 水吸収線量校正定数の表として校正証明書に記載される. ユーザーはこの校正結果をもとに,自施設の線質Qにおけ

ケース	手順	導出手順による 相対標準不確かさ
ケース1: <i>TPR</i> _{20,10} の差が ±0.005以内の場合	校正証明書の水吸収線量校正定数をそのまま使用	0.3 %
ケース2:校正点が4点以 上与えられている場合	校正証明書の水吸収線量校正定数を二次回帰曲線で補正する. $N_{\mathrm{D,w,Q}} = a + b(TPR_{20,10}) + c(TPR_{20,10})^2$	0.3 %
ケース3:校正点が3点以 下の場合	内挿:校正証明書の水吸収線量校正定数のうち,測定対象の線質近傍の2つの校正 定数を内挿して校正定数を決定する.	0.3 %
	外挿:最近傍の校正点の水吸収線量校正定数を線質変換係数で補正する. $N_{\text{D,w,Q}} = k_{Q,Q_o} N_{\text{D,w,Q_ol}} / k_{Q_ol,Q_o}$	0.7 %

表2 ユーザーの線質における水吸収線量校正定数ND,w,Qの導出手順

表3 高エネルギー光子線水吸収線量標準に基づいた水吸収線量計測の不確かさ

項目	水吸収線量校正定数のみを用いた場合	線質変換係数と組み合わせた場合
水吸収線量校正定数	0.5 % (%)	0.5 % (%)
電離箱の長期安定性	0.3 %	0.3~%
基準条件の設定	0.4 %	0.4~%
モニタ設定値に対する電位計の指示値 ¹⁰⁾	0.4 %	0.4~%
補正係数	0.4 %	0.4~%
校正定数の補正	0.3~%	0.7 %
相対合成標準不確かさ	1.0 %	$1.2 \ \%$
相対拡張不確かさ(k=2)	1.9 %	2.2 %

※JCSS校正事業者による校正サービスを想定した不確かさ. 産総研による校正サービスの不確かさは0.4%.

る水吸収線量校正定数*N*_{D,w,Q} [mGynC⁻¹] を求めて水吸収 線量計測に用いる. その手順は表2に示す3つのケースが 想定される.

(ケース1)校正点と測定対象の高エネルギー光子線の線 質*TPR*_{20,10}の差が±0.005以内の場合は、校正定数のずれ が0.3%以内に収まるため、校正証明書に記載された水吸 収線量校正定数をそのまま用いてよい.

(ケース2)校正点と測定対象の高エネルギー光子線の線 質*TPR*_{20,10}の差が大きい時は,水吸収線量校正定数を内挿 あるいは外挿して水吸収線量校正定数を求める.産総研の 校正サービスではCoガンマ線水吸収線量校正定数 (*TPR*_{20,10}=0.57)とあわせて4点の校正点が与えられるた め,*TPR*_{20,10}に対する二次回帰曲線を求めて水吸収線量校 正定数を内挿することで自施設の線質における水吸収線量 校正定数を決定することができる.なお,産総研では施設 の線質*TPR*_{20,10}に応じた校正定数の表を提供している.校 正定数を内挿することに伴う相対標準不確かさは線質変換 係数を内挿する際の不確かさと同様に評価でき,相対標準 不確かさ0.3%と見積もっている.

(ケース3)校正点の数が3点以下の場合は、2つの校正点 の校正定数を線質*TPR*_{20,10}について内挿することで、自施 設の高エネルギー光子線の線質に応じた水吸収線量校正定 数を求める。自施設の線質が校正点の範囲外にある場合 は、測定対象の線質に最も近い校正点の水吸収線量校正定 数*N*_{D,w.Qa}を標準計測法12の線質変換係数を用いて次の式 で補正し,水吸収線量校正定数を求める.

$$N_{\rm D,w,Q} = k_{Q,Q_0} \frac{N_{\rm D,w,Q_{cal}}}{k_{Q_{cal},Q_0}} = k_{Q,Q_0} N_{\rm D,w,Q_0}$$
(5)

ここで、 $N_{D,w,Q_{al}}$ [mGynC⁻¹] は校正証明書に記載された 線質 Q_{cal} の校正点における水吸収線量校正定数である. $k_{Q,Q_{b}}$ および $k_{Q_{al},Q_{b}}$ はそれぞれ線質Qおよび Q_{cal} における電 離箱の線質変換係数である.線質変換係数の値は標準計測 法12³⁰の表3.3から読み取って決定する.式(5)において、 水吸収線量校正定数に線質変換係数の逆数をかける操作 は、便宜上のCoガンマ線水吸収線量校正定数を求めるこ とに当たる.標準計測法12の線質変換係数を用いる場合、 線質変換係数に含まれる阻止能比および空気のW値の不 確かさが相殺されるため、線質変換係数の相対標準不確か さは0.7%に低減される.

いずれのケースにおいても,最後にユーザーの線質にお ける水吸収線量校正定数 $N_{\text{D,w,Q}}$ [mGy nC⁻¹] と補正済みの 電離箱線量計の指示値 M_Q [nC] から,

$$D_{\mathbf{w},Q} = N_{\mathbf{D},\mathbf{w},Q} M_Q \tag{6}$$

で簡単に水吸収線量 *D*_{w.Q} [Gy] を決定することができる. 高エネルギー光子線水吸収線量校正定数を用いた場合の ユーザーの施設における水吸収線量計測の不確かさを表3



 図2 高エネルギー光子線水吸収線量の国際比較BIPM. RI(I)-K6^{8),9)}の結果. ■は4-6MV, ●は10-15MV,
 ▲は18-20 MVの高エネルギー光子線の比較結果を示す.縦軸は国際度量衡局の校正結果との相対差を示しており,千分率で表示されている. 横軸は各国の標準 機関の略称である. エラーバーは相対拡張不確かさ (k=2)を示している

に示す.ケース1および2の水吸収線量校正定数のみを用いた場合で相対標準不確かさ1.0%,ケース3の線質変換係数を用いた場合で1.2%となり.標準計測法12の相対標準不確かさ1.5%から低減される.

高エネルギー光子線水吸収線量標準の国際比較^{8).9)}の結 果を図2に示す.図からわかるように、日本(NMIJ: National Metrology Institute of Japan)の水吸収線量標準の値は各 国の水吸収線量標準の値のちょうど平均付近に位置してお り、不確かさの範囲内で各国とよく一致していることがわ かる.このことは、高エネルギー光子線水吸収線量標準に 基づいた水吸収線量計測法を用いることで、従来のCoガ ンマ線水吸収線量標準に基づいた線量計測法よりも、より 高精度に各国の線量との同等性を確保できることを示して いる.

3. 高エネルギー電子線水吸収線量標準

高エネルギー電子線の水吸収線量校正サービスは2021 年度より開始された.高エネルギー電子線水吸収線量の標 準器には電子線の様々な校正深に対応するために開発され た防水式グラファイトカロリーメータが用いられる (図3).防水式グラファイトカロリーメータのグラファイ ト素子の形状は高エネルギー光子線に用いられたグラファ イトカロリーメータと全く同じであり,それ以外の測定機 器や校正方法などは,ほぼ共通である.高エネルギー光子 線との唯一の違いは,水ファントム内の基準点にカロリー メータを直接設置して測定するため,高エネルギー光子線 の場合のように,カロリーメータ内と水ファントム内の基



図3 防水式グラファイトカロリーメータ.高エネルギー光 子線用のグラファイトカロリーメータと同構造のグラ ファイト素子をアクリル製の防水ケースに入れ、水 ファントム中に水没させて測定を行う¹¹⁾

準点のずれを評価する必要がなく,モンテカルロシミュ レーションのみでグラファイト吸収線量から水吸収線量へ の変換係数を決定することが可能な点である.

表4に高エネルギー電子線の校正条件を示す. 産総研が 年間に提供できる校正件数に限りがあるため,当面の間, 提供される校正サービスは対象をファーマ形電離箱に限定 し,校正点も9MeVから18MeVまでとなっている. 実際 には6MeVから22MeVまでの高エネルギー電子線につい て平行平板形電離箱も含めた校正が可能であるが,これら はJCSS校正事業者向けの校正サービスとして将来提供さ れる予定である.

高エネルギー電子線の水吸収線量校正サービスにおいて 注意すべきところは、ファーマ形電離箱空洞の幾何学中心 を校正深に設置している点である.従来のCoガンマ線水 吸収線量校正定数に基づいた線量計測法の場合,空洞理論 に基づいて補正を実施するために電離箱の実効中心を校正 深に近づける必要があり、電離箱空洞の半径をr[mm] として、校正深よりも0.5r下流側に電離箱の幾何学中心 をシフトさせていた.高エネルギー電子線水吸収線量標準 によって電離箱を校正する場合,実効中心を校正深に合わ せる必要はなく、今度は校正条件をユーザーの測定条件に 正確にユーザーが反映できることが重要となる.そこで、 高エネルギー光子線と同様の簡便な設置条件を校正条件と することとした.したがって、ユーザーが高エネルギー電 子線を測定する際も、校正条件にあわせて、電離箱空洞の 幾何学中心を校正深に合わせる必要がある.

高エネルギー電子線の水吸収線量校正サービスでは、各 エネルギーの高エネルギー電子線の線質指標 R₅₀ [g cm⁻²]

項目	値または条件
医療用リニアック装置	
公称加速エネルギー	9, 12, 15, 18MeV
線量率	400 MU/min
線源表面間距離(SSD)	100 cm
照射野	10 cm×10 cm (SSD=100 cm) において
深さ: $d_{ m c} \left[{ m gcm}^{-2} ight]$ (※1)	$d_{ m c}$ = 0.6 R_{50} – 0.1
水温	$22^{\circ}C \pm 0.5^{\circ}C$
相対湿度	30 % から 60 %
校正対象電離箱	ファーマ形電離箱
	十分なガード電極幅を持った平行平板形電離箱 (※1, 2)
電離箱の基準位置(※1)	ファーマ形電離箱:電離箱空洞の幾何学中心
	平行平板形電離箱:電離箱空洞内前面の中心

表4 産総研の高エネルギー電子線水吸収線量校正の校正条件

※1 深さの設定において、ファーマ形電離箱は電離箱壁や中心電極、空洞による変位は考慮しない. <u>平行平板形電離箱は</u> 防水キャップや入射窓を水等価厚に換算して深さに考慮する.

※2 平行平板形電離箱の校正はJCSS校正事業者向けの校正サービスとして提供予定である.

とそれぞれの電子線における電離箱の水吸収線量校正定数 の表が校正証明書に記載される.9MeV以上の高エネル ギー電子線については、校正証明書の水吸収線量校正定数 を測定対象の電子線の線質について内挿することで、ユー ザーは校正された電離箱を用いて水吸収線量の計測を行う ことができる.なお、高エネルギー光子線の場合と同じく、 産総研の校正サービスでは、添付資料としてユーザーの施 設の線質毎の水吸収線量校正定数および媒介線質 Q_{int} $(R_{50}=7.5 \text{ g cm}^{-2})$ における水吸収線量校正定数 $N_{D,w,Qint}$ $[mGynC^{-1}]の表を添付資料として提供している.ユーザー$ の線質<math>Qにおける水吸収線量校正定数 $N_{D,w,Q}$ と校正深 d_c $[g \text{ cm}^{-2}]$ における水吸収線量 $D_{w,Q}(d_c, A_0)$ [Gy]の関係は

$$D_{\mathrm{w},Q}\left(d_{\mathrm{c}},A_{0}\right) = N_{\mathrm{D},\mathrm{w},Q}M_{Q} \tag{7}$$

となり,高エネルギー光子線の場合と同様に水吸収線量を 決定できる.なお,式中のA₀は基準照射野を表す.

9MeV未満のエネルギーの電子線については、ユーザー はフィールド線量計の相互校正によって平行平板形電離箱 を校正し、媒介線質 Q_{int} におけるフィールド線量計の平行 平板形電離箱の水吸収線量校正定数 $N_{D,w,Q_{ems}}^{feld}$ [mGynC⁻¹] を決定し、水吸収線量計測に用いることとなる。相互校正 の手順は標準計測法12と同じく、相互校正を行う線質 Q_{cross} の高エネルギー電子線の校正深 d_c の基準点における 水吸収線量 $D_{w,Q_{ems}}$ (d_c , A_0)[Gy]をリファレンス線量計の ファーマ形電離箱(水吸収線量校正定数: $N_{D,w,Q_{ems}}^{ref}$ [mGynC⁻¹])で決定し、校正対象の平行平板形電離箱を 基準点に設置して、同じ量の高エネルギー電子線を照射し た際の出力を比較することで校正する、フィールド線量計 の平行平板形電離箱の水吸収線量校正定数 $N_{D,w,Q_{ems}}^{feld}$ [mGynC⁻¹]]は次のように決定できる。

$$N_{\mathrm{D,w,Q_{cross}}}^{\mathrm{field}} = \frac{D_{\mathrm{w,Q_{cross}}}\left(d_{\mathrm{c}}, A_{0}\right)}{M_{\mathrm{Q_{cross}}}^{\mathrm{field}}} = \frac{N_{\mathrm{D,w,Q_{cross}}}^{\mathrm{ref}} \overline{M}_{\mathrm{Q_{cross}}}^{\mathrm{ref}}}{M_{\mathrm{Q_{cross}}}^{\mathrm{field}}}$$
(8)

ここで, *M*^{feld}_{Qess} [nC] はフィールド線量計の平行平板形 電離箱の補正済み指示値である. *M*^{ref}_{Qess} [nC] は平行平板 形電離箱の測定前後のリファレンス線量計のファーマ形電 離箱の出力の平均であり,

$$\bar{M}_{Q_{\rm cross}}^{\rm ref} = \frac{M_{\rm before, Q_{\rm cross}}^{\rm ref} + M_{\rm after, Q_{\rm cross}}^{\rm ref}}{2} \tag{9}$$

として求める. *M*^{ref}_{before, *Q*_{oms}} [nC] および*M*^{ref}_{after,*Q*_{oms}} [nC] は それぞれ平行平板形電離箱の測定前と後のファーマ形電離 箱の補正済み指示値である. このように平均をとること で,リニアックのビーム出力の変動を補正している. 測定 前後のファーマ形電離箱の出力変動が0.2%以上となる場 合は測定をやり直すか,標準計測法12の手順と同様に外 部ビームモニタを用意してビーム出力の変動を補正するこ ともできる. 相互校正で得られた*N*^{field}_{D,w,*Q*_{oms}をフィールド線 量計の媒介線質 *Q*_{int}を基準線質とした線質変換係数*k*^{field}*Q*_{oms}*Q*_{oms}で補正して,媒介線質 *Q*_{int}におけるフィールド線量計の平 行平板形電離箱の水吸収線量校正定数*N*^{field}_{D,w,*Q*_{oms}}が決定でき る.}

$$N_{\mathrm{D},\mathrm{w},Q_{\mathrm{int}}}^{\mathrm{field}} = \frac{N_{\mathrm{D},\mathrm{w},Q_{\mathrm{cross}}}^{\mathrm{field}}}{k_{\mathrm{d}_{\mathrm{cross}},Q_{\mathrm{int}}}^{\mathrm{field}}}$$
(10)

なお,十分なガード電極幅を持つ平行平板形電離箱に対す る媒介線質を基準線質とした線質変換係数*k*^{field} は次の式 で与えられる.

$$k_{Q,Q_{\text{int}}}^{\text{field}} = \frac{\left[\left(\bar{L}/\rho \right)_{\text{w,air}} P \right]_{Q}}{\left[\left(\bar{L}/\rho \right)_{\text{w,air}} P \right]_{Q_{\text{int}}}}$$
$$= \frac{1.2534 - 0.1487 \left(R_{50} \right)^{0.2144}}{1.0244} P_{Q,Q_{\text{int}}}$$
$$= 1.2236 - 0.1452 \left(R_{50} \right)^{0.2144}$$
(11)

ここで, *P*_{*Q,Q_m*}は全擾乱補正係数を表す.標準計測法12で は深さは水等価厚さ(単位面積質量)で管理されているが,

	校正事業者から	相互校正の場合	
項目	$N_{ ext{D,w},Q}$ $(9 ext{MeV以上})$	$N_{ ext{D,w},Q_{ ext{int}}} onumber (R_{50}\!>\!1 ext{gcm}^{-2})$	$N_{ m D,w,Q_{at}}^{ m field} \ (R_{50} \! > \! 1 { m g cm}^{-2})$
水吸収線量校正定数	0.6 % (*1)	0.6 % (%1)	0.7 % (*2)
電離箱の長期安定性	0.3 %	0.3 %	0.3 %
基準条件の設定	0.4 %	0.4 %	0.4 %
モニタ設定値に対する電位計の指示値 10)	0.4 %	0.4 %	0.4 %
補正係数	0.4 %	0.4~%	0.4 %
校正定数の補正	0.3 %	_	_
線質変換係数	—	0.6 %	0.6 %
相対合成標準不確かさ	1.0 %	1.2 %	1.2 %
	2.0 %	2.3 %	2.4 %

表5 高エネルギー電子線水吸収線量標準に基づいた水吸収線量計測の不確かさ

※1 JCSS校正事業者による校正サービスを想定した不確かさ. 産総研から直接供給を受けた場合は0.5%.

※2 ユーザーによる相互校正の測定の相対標準不確かさを標準機関と同じ0.3%と仮定した.

線質変換係数が与えられている3種類の平行平板形電離箱 については防水キャップおよび入射窓を物理厚さとして深 さに入れた条件で擾乱補正係数が導出されている.一方 で、相互校正用の線質変換係数のみが与えられているその 他の平行平板形電離箱の線質変換係数は、擾乱補正を行わ ないTRS-398¹²⁾ と全く同じ方法で計算されている. TRS-398では水等価厚さ(単位面積質量)で平行平板形電離箱 の防水キャップや入射窓の厚さを深さに考慮しており、前 述の3種類の電離箱との間で測定条件に齟齬が生じてい る. 空洞理論では水等価厚さに基づいて、測定の実効点を 基準点に合わせる必要があることから、ユーザーの混乱を 避けるため、<u>高エネルギー電子線水吸収線量標準に基づい</u> た線量計測ではTRS-398および標準計測法12の深さ決定 の原則に従い、ユーザーは平行平板形電離箱の防水キャッ プおよび入射窓の厚さを水等価厚さに換算して深さに含め ることとする. なお、この条件において、TRS-398では P_{Q,Qm}は相対標準不確かさ0.4%で1としている. TRS-398 および標準計測法12ともに、高エネルギー電子線水吸収 線量標準に基づいた場合のk_{Q.Q...}の相対標準不確さをR₅₀> 1gcm⁻²の範囲で0.6%としている.最終的に,相互校正 された平行平板形電離箱によって線質Qの高エネルギー 電子線の水吸収線量 D_{w.Q} (d_c, A₀) は次のように決定される.

$$D_{\mathbf{w},Q}(d_{\mathbf{c}}, A_0) = k_{Q,Q_{\mathrm{int}}}^{\mathrm{field}} N_{\mathrm{D},\mathbf{w},Q_{\mathrm{int}}}^{\mathrm{field}} M_Q^{\mathrm{field}}$$
(12)

ここで Monote はフィールド線量計の平行平板形電離箱の補 正済み指示値である.

高エネルギー電子線水吸収線量標準に基づいた水吸収線 量計測の不確かさを表5に示す. 高エネルギー電子線の場 合は校正定数 N_{D,w,Q} または N_{D,w,Q_{at}} を産総研または JCSS 校 正事業者から与えられた場合とユーザーが相互校正で フィールド線量計の平行平板形電離箱のN^{field}の決定す る場合が考えられる. ND,w,Qを用いる場合は、水吸収線量 計測の相対標準不確かさを1%に低減することができる



図4 Roos 形電離箱 (PTW 34001)の線質変換係数の比較. ●が我が国の高エネルギー電子線水吸収線量標準の 値. ■および□がカナダグループの報告値^{13),14)}. ▲が PTB (ドイツ) グループの報告値である¹⁵⁾. エラーバー は相対標準不確かさを示している. 黒線は標準計測法 12³⁾,緑線はTRS-398¹²⁾,青線はMuirら¹⁶⁾の線質変 換係数の計算値を示す.

が、N_{D,w,Qmt}を用いる場合は線質変換係数の不確かさが影 響して相対標準不確かさ1.2%となる. N_{D.w.Qm}を使用する ケースは9MeV未満の高エネルギー電子線を測定対象と する場合と想定される.9MeV未満のエネルギーへの校正 点の拡張については産総研も取り組んでいるが、深さ方向 の線量勾配の大きさによって位置決めの不確かさが大きく なるため、最終的な水吸収線量計測の不確かさはN_{D,w,Qm} を使用した場合と変わらない見込みとなっている. ユー ザーが相互校正でN^{field}を決定する場合については、相 互校正の相対標準不確かさを校正事業者と同レベルの測定 能力がユーザーにあると仮定して0.3%としたうえで、相 対標準不確かさ1.2%となった.ユーザーによる相互校正 の不確かさについてはユーザーの立場からの検証が必要で あるが,このことは校正事業者から*N*_{D,w,Q_m}を与えられた 場合と比べて不確かさに大きな差がないことを示してお り,相互校正の活用を促す値となっている.

高エネルギー電子線水吸収線量標準の国際比較は2021 年度から2022年度にかけて実施される予定である.ここで は, 簡易的な比較として, Roos形電離箱(PTW 34001)の 線質変換係数の評価結果を他国の報告値と比較した結果を 図4に示す.図からわかるように, 高エネルギー電子線水 吸収線量標準によって評価された線質変換係数は他国の報 告値と不確かさの範囲内でよく一致していることがわかる.

4. 粒子線水吸収線量標準

高エネルギー電子線水吸収線量標準の供給が開始された ことにより,医療用リニアックを用いた放射線治療におけ る水吸収線量計測の相対標準不確かさを従来の1.5%から 1%以下へ低減することが現実に可能となった.これに対 し,陽子線および炭素線の水吸収線量計測の不確かさは相 対標準不確かさでそれぞれ2%および3%と³,従来の高 エネルギー光子線における水吸収線量計測の不確かさ 1.5%よりもさらに一段と大きい不確かさのままである. 不確かさの最大の原因は陽子線に対する線質変換係数の導 出において,擾乱補正係数が考慮されておらず,阻止能比 の変化のみで線質変換係数を決定しているところにある.

産総研は粒子線の水吸収線量標準の開発についても現在 取り組んでいる.粒子線の場合,ブラッグピーク近傍での 阻止能の不確かさが大きいため,グラファイト吸収線量を 水吸収線量へと変換するモンテカルロシミュレーションの 不確かさを評価することが難しい.そこで,粒子線の水吸 収線量標準として,水カロリーメータを用いた水吸収線量 の計測技術の開発に取り組んでいる.図5に粒子線水吸収 線量標準として開発している水カロリーメータの外観を示 す.水カロリーメータは石英製のガラスセル内に溶存ガス を取り除いた超純水を封入し,放射線照射時の温度上昇を ガラスセル内に挿入したサーミスタを用い測定することで 水吸収線量を決定する装置である.水カロリーメータで は、水温の温度上昇∆*T* [K] からそのまま水吸収線量*D*_w [Gy] を決定できる.

$$D_{\rm w} = c_{\rm w} \,\Delta T k_{\rm def} k_{\rm c} k_{\rm imp} k_{\rm rn} \tag{13}$$

ここで, cw [Jkg⁻¹K⁻¹] は水の比熱である. kdef は熱欠損 補正であり, 放射化学反応で消費されるエネルギーの補正 である. ke はガラスセルなどを通じてエネルギーが拡散す ることに対する熱伝導補正である. kimp はガラスセルなど の水ではない材料に対する不純物補正である. km は動径 方向の線量分布に対する補正である. kdef をのぞいた補正 係数は全て放射線場毎に実験的に決定できることが水カロ リーメータ最大の利点である.

陽子線の水吸収線量標準の開発は産総研と筑波大学、国 立がん研究センター東病院,メディポリス国際陽子線治療 センターとの共同研究として進められており、これまで に,拡大ブラッグピーク中心において,水吸収線量の計測 およびファーマ形電離箱の校正を行い、線質変換係数の評 価を行った.得られた線質変換係数の値はGomaらによっ て報告されているGeant4を用いたモンテカルロシミュ レーションによる線質変換係数の計算結果¹⁷⁾と一致する 結果となっている.現在は、校正サービスとする場合に必 要な場の評価方法などの品質管理技術の検討を進めてい る. 陽子線の水吸収線量標準の技術的課題はそれほどな く,課題は校正サービスの提供方法にある.国内の陽子線 治療施設は18施設しかなく、事業規模からして単独の JCSS 校正事業者が成立することはない. そのため、一次 線量標準機関である産総研が現地校正を行って対応するこ ととなるが、すべての陽子線治療施設を回って校正を行う ことは不可能である. そのため, 年に1,2カ所の施設を選 んで全国の陽子線治療施設から集めた電離箱を校正するこ とになるが、校正を行う施設を決め、施設利用に伴う費用 負担についての枠組みが何もないことが最大の課題となっ ている

炭素線の水吸収線量標準については、放射線医学総合研 究所のHIMACを共同利用して開発を進めており、水カロ





図5 水カロリーメータの内部(左)と外観(右). 左写真の水ファントム内に設置されているのがガラスセルであり,内部に超純 水が封入されている. 右写真は水ファントムを恒温槽内に格納した状態の写真. 右写真と左写真で,ビームの入射方向が逆に なっており,左写真では写真左側から,右写真では写真右側からビームが入射される(国立がん研究センター東病院にて撮影).

リーメータを用いた絶対線量の計測は安定して実施できる ようになっている.炭素線の水吸収線量標準開発における 最大の課題は水の熱欠損補正*k*defの評価である.熱欠損の 影響は,水素やヘリウムなどの不活性ガスを水中で飽和さ せることによって水中の溶存酸素を取り除くことで,高エ ネルギー光子線や電子線などの低LETの放射線では無視 できるとされている.一方で,炭素線などの高LETの放 射線では実験的な検証がされておらず,現在のところ最大 の不確定要因となっており,現在はグラファイトカロリー メータや金属カロリーメータとの比較測定による熱欠損の 定量を進めているところである.

5. 医療用加速器を用いた線量計校正への移行について

これまで、500keV以上のエネルギー領域における線量 計校正は¹³⁷Csや⁶⁰Coなどの放射性同位体(RI)を線源とし て行われてきた. これはグラファイト空洞電離箱によるガ ンマ線空気カーマ標準が開発された当時から変わることが なかった. RIを線源とする他に安価で安定した線源がこ れまではないと思われていたからである.しかし最近に なって、この状況は大きく変わった. 冒頭にも述べたとお り、放射線治療用線量計などの校正に用いられるRI線源 の多くが特定放射性同位体に指定され、テロなどを防止す るための厳重なセキュリティ対策が求められるようになっ た^{4),5)}. RI製造に用いられている原子力施設の閉鎖なども この流れと相まって、RI線源の価格は急騰しており、国 からの支援を受ける各国の一次標準機関ですらRI線源の 更新費用の確保に苦慮する事態となっている. 今やRI線 源を用いた線量計校正はリスクとコストが極端に大きい校 正方法となってしまったのである.

特に⁶⁰Coガンマ線源を用いた線量計校正は新規のJCSS 校正事業者の参入は絶望的であり、放射線治療用線量計の 校正は特定のJCSS校正事業者が独占する状況とならざる を得なくなった. この状況については、ユーザーの一部か らも懸念の声が出ている¹⁸⁾.本来は、JCSSやISO/IEC 17025の認定を校正事業者が受けることによって校正事業 者の校正能力が証明され、それによって校正事業者間に適 正な市場競争が促され、校正サービスの質の向上が自然と 進むのが普通であるが、放射線治療用線量計の校正につい ては望むべくもないのが現状である.各地域に線量校正セ ンターが設置されていた状況と比べ、現在の校正サービス の提供体制は校正需要が過度に集中し、校正サービスを提 供する上で十分な人員の確保と教育、効率の良い校正技術 の開発など、校正サービスの質を向上させる努力が十分に 実施できなくなる恐れがある. 昨年度のコロナ禍の混乱に おいて放射線治療用線量計の校正を担うJCSS校正事業者 は校正受入数の制限を行っており. 放射線治療のインフラ となる事業を安定的に担う上で十分で余裕のある体制や環 境、校正技術が整備されていないのではないかという懸念 がある.⁶⁰Coガンマ線源の問題に加え,JCSS校正事業者 の分散化の手立てについて,真剣に検討を始めるべきであ ることを我々は認識しなければならない.

日本の放射線治療用線量計の校正に関する問題を解決し うるのが、医療用加速器の中でも医療用リニアックを用い た線量計校正技術である. 医療用リニアックの安定性は十 分に高く,校正用線源として十分に運用できることは各国 が医療用リニアックからの高エネルギー光子線や電子線の 標準を開発していることからも明らかである. コストもす でに⁶⁰Coガンマ線源を逆転しており、医療用リニアック の装置寿命を15年としたときのコストは⁶⁰Coガンマ線源 を15年運用すると想定した場合よりも少ない.フランス は医療用リニアックを用いて模擬ガンマ線場を構築する研 究を始めており,世界中の標準機関から注目を集めてい る¹⁹⁾. 分離校正の導入により, 医療用リニアックを用い て1日に校正可能な放射線治療用線量計の数も⁶⁰Coガンマ 線源と同等となっており、事業としても十分に採算がとれ るレベルとなりつつある.大学や研究所などが教育研究用 に所有している医療用リニアックを民間企業や団体が共同 利用すれば、容易に校正事業に参入することができるた め, 医療用リニアックを用いた校正事業者の数は現在の ⁶⁰Coガンマ線源を用いる校正事業者の数よりも多くなるこ とが十分に期待できる. 校正事業者が増加すれば全体の校 正可能件数も増加し, 従来は校正ができなかった小照射野 など、より高精度な放射線治療向けの校正条件における校 正サービスや新しい電離箱の校正サービスなどに余力を振 り分けることが可能となる.また,疫病や災害などにより 一部の校正事業者の校正サービスが止まっても,残った校 正事業者と連携して代替サービスを提供することができる ため、放射線治療を支えるインフラとしての冗長性を高め ることができる. 校正事業者間で適正な競争が行われるよ うに支援を行うことで、質の悪い校正事業者を淘汰し、質 の良い校正事業者だけを生き残らせることができれば, ユーザーはより質の良い校正サービスを適正な価格で受け ることができるようになるはずである.

医療用加速器を用いた校正に対して⁶⁰Co ガンマ線源の 安定性などを理由に従来の方法を使い続けたいという意見 も根強くあるが,技術やコストの面において,医療用加速 器を用いた校正へ移行しない理由はなく,⁶⁰Co ガンマ線源 を基準線質とした校正方法への執着は一つの懐古主義とな りつつある.医療用リニアックを用いた高エネルギー光子 線・電子線の校正サービスはすでに提供が開始されてお り,ユーザーは自由に選択することができるようになって いる.医療用加速器を使った校正による競争と進歩の道を 選ぶか,⁶⁰Co ガンマ線源とともに減衰(衰退)の道を選ぶ かの判断は一人一人のユーザーの自由である.
参考文献

- ICRU Report 24 "Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures", ICRU, 1976
- IAEA Human Health Series No. 31, "Accuracy requirements and uncertainties in radiotherapy", IAEA, 2016
- 日本医学物理学会編:外部放射線治療のための水吸収線量の標準計測法.2012,通商産業研究社
- IAEA Nuclear Security Series No. 14, "Nuclear security recommendations on radioactive material and associated facilities", IAEA, 2011
- 5) 「放射性同位元素等の規制に関する法律」,日本
- Shimizu M: Primary standard of absorbed dose to water in high-energy photon beam irradiation. Jpn. J. Med. Phys. 34: 154-161, 2014
- Hirayama H, Namito Y, Bielajew AF, et al.: The EGS5 Code System, SLAC-R-730 (2005) and KEK Report 2005-8, 2005
- Picard S, Burns DT, Arcos JML: Establishment of degrees of equivalence of national primary standards for absorbed dose to water in accelerator photon beams. Metrologia 50 Tech. Suppl.: 06016, 2013
- 8) KCDB: BIPM key comparison BIPM.RI(I)-K6: Comparison of absorbed dose to water at high photon energies at reference facility. BIPM, 2017, https://www.bipm.org/kcdb/comparison?id=1237
- 10) 日本医学物理学会:放射線治療用線量計に用いられる電位 計のガイドライン,2017
- Hirayama K, Saitou T, Shimizu M, et al.: Development of measurement technique to determine beam quality conversion factor for high-energy electron beams. 60th Annual Meeting and Exhibition of the AAPM, Nashville,

著者紹介



清水 森人 (しみず・もりひと) (現職名)国立研究開発法人産業技術 総合研究所 主任研究員 (専門分野)放射線物理学,放射線計 測学.

外部放射線治療向けの水吸収線量標準 の開発を主務としている. Tennessee, 2018

- 12) IAEA Technical Report Series No. 398 Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. IAEA, 2000
- 13) Muir BR, Cojocaru CD, McEwen MR, et al.: Electron beam water calorimetry measurements to obtain beam quality conversion factors. Med. Phys. 44: 5433-5444, 2017
- 14) Renaud J, Sarfehnia A, Marchant K, et al.: Direct measurement of electron beam quality conversion factors using water calorimetry. Med. Phys. 42: 6357–6368, 2015
- 15) Krauss A, Kapsch R-P: Direct determination of k_Q factors for cylindrical and plane-parallel ionization chambers in high-energy electron beams from 6 MeV to 20 MeV. Phys. Med. Biol. 63: 035041, 2018
- 16) Muir BR, Rogers DWO: Monte Carlo calculations of electron beam quality conversion factors for several ion chamber types. Med. Phys. 41: 111701, 2014
- 17) Goma C, Andreo P, Sempau J: Monte Carlo calculation of beam quality correction factors in proton beams using detailed simulation of ionization chambers. Phys. Med. Biol. 61: 2389–2406, 2016
- 18) 高橋健夫,小高喜久雄,新保宗史,他:放射線治療におけ る放射線防護の基準作成研究報告書,厚生労働科学研究費 補助金(地域医療基盤開発推進研究事業)「新規及び既存の 放射線診療に対応する放射線防護の基準策定のための研 究」,2021
- 19) Dusciaca D, Bordy J-M, Daures J, et al.: High energy photon reference for radiation protection: Technical design of the LINAC beam and ionization chambers; and calculation of monoenergetic conversion coefficients. EPJ Web of Conferences 124 00004, 2016

〈連載:教育委員会企画〉

動物モデルを用いた放射線発がん研究 [第1部]

高畠 賢*,井上一雅,福士政広

東京都立大学 健康福祉学部 放射線学科

Radiation Carcinogenesis in Animal Models: Part 1

Masaru TAKABATAKE^{*}, Kazumasa INOUE, Masahiro FUKUSHI Department of Radiology, Faculty of Health Sciences, Tokyo Metropolitan University

Exposure to ionizing radiation (IR) increases the risk of cancers, as epidemiology studies of atomic bomb survivors and patients who have received radiotherapy show. The carcinogenic effects of IR are well-documented, although the effects of radiation carcinogenesis change in each organ. The mammary gland is known to be highly susceptible to radiation-induced cancer. We have previously reported that (i) differential DNA methylation patterns in rat mammary carcinomas induced by pre-and post-pubertal IR; (ii) the effect of parity on rat mammary carcinogenesis varies between pre-and post-pubertal IR. In this review, we summarize our radiation researches as well as related with other radiation researches in rodent models.

Key words: radiation carcinogenesis, animal model

はじめに

今回の教育委員会企画では、第1部で動物モデルを用い た放射線発がん研究,第2部で放射線業務従事者を対象と したコホート研究,第3部で腫瘍学分野におけるPET核 医学研究, 第4部でインドを中心とした高バックグランド 地域の元素分析についてそれぞれの専門家が解説してい く. 原爆被爆者生存者や放射線治療を受けた患者の疫学調 査から放射線被ばくは、がんのリスクを上昇させることが わかっている¹⁾. 放射線治療技術の向上から, 近年放射線 治療を受ける患者の数は増加している. 放射線感受性は臓 器ごとに異なるが、乳腺は、放射線被ばくによる発がん感 受性の高い臓器の一つである. 著者らは、マウスやラット などの実験動物を用いて、放射線被ばく後のリスクやその メカニズムについて研究を行ってきた.動物実験は、発が ん要因の種類, 被ばくさせる年齢, 線量, 線種などを任意 に調節できるため、発がんリスクや分子メカニズム研究に 用いられている.今回の総説ではラット乳がんモデルを用 いた著者らの研究を紹介しつつ、関連する放射線発がんや 影響に関する文献を紹介する.

1. 思春期前後の放射線被ばくで誘発した ラット乳がんにおけるDNAのメチル化の違い

乳腺は放射線による発がん感受性が高いことが知られて いるが、その原因として、思春期前後の乳腺は女性ホルモ ンの影響で形態を大きく変化させるほどに増殖・成長する

ことが考えられる. 今岡らは、放射線を被ばくさせること によって乳がんを誘発することができるアルビノの Sprague-Dawley ラットを用いて、思春期前後(3または 7週齢)時に放射線被ばく(y線-2 Gy)させ、その後の乳 がんの発がんリスクが思春期後の被ばくのほうが思春期前 よりも高いこと、生じる乳がんのサブタイプが異なるこ と、また思春期前後の被ばくで生じた乳がんの間で遺伝子 発現のパターンが異なることを報告している²⁾. 飯塚らは, 今岡らの研究で取得したラット乳がんに対して放射線誘発 がんの特徴であるゲノムDNAの欠失を網羅的に解析した が、遺伝子発現パターンの違いを説明するようなゲノム DNAの欠失に特徴的な違いがないことを明らかにしてい る³⁾.近年の研究から、生物はDNAやヒストンへの後天 的な化学修飾を通して、塩基配列の変化を伴わずに遺伝子 発現を調節し、環境からの刺激に対応していることが明ら かになっている. そこで、ゲノム DNAの配列を変化させ ずに遺伝子の発現を変化させるエピジェネティック(また はエピゲノム) な相違が、どの程度思春期前または後で誘 発された乳がんの遺伝子発現を制御しているかを調べた. 思春期前後の放射線被ばくにより誘発されたラット乳がん をエピジェネティックな違いの一つである DNA のメチル 化(Fig. 1)に着目して、マイクロアレイを用いた網羅的な 解析により遺伝子発現との関係を調べた。思春期前または 後の放射線被ばくにより誘発された乳がんでは、発生やホ ルモンのシグナル経路に関わる遺伝子を含む1583遺伝子 の発現に違いが認められた.このうち、約2%の遺伝子が

^{*} 連絡著者(corresponding author) 東京都立大学 健康福祉学部 放射線学科 [〒116-8551 東京都荒川区東尾久7-2-10] Department of Radiology, Faculty of Health Sciences, Tokyo Metropolitan University, 7-2-10, Higashi-Ogu, Arakawa-ku, Tokyo 116-8551, Japan Email: m-taka@tmu.ac.jp

DNAのメチル化により発現が制御されていることを突き 止めた.それらの遺伝子群には、乳腺の発生・分化に関わ る遺伝子と、遺伝子発現全体を調節するような遺伝子が含 まれていた.これらの結果は、被ばくする時期(思春期前 後)により乳がんのエピゲノム異常に伴う遺伝子発現の変 化が異なることを示唆している(Fig. 2)⁴.

2. 思春期前後で放射線被ばくした後の 妊娠・出産経験による発がんリスクの変化とメカニズム

妊娠と乳がんリスクの変化は、古くは修道女で乳がんの リスクが高いことから発見された⁵⁾.若齢で妊娠・出産を 経験した女性は、子供を産んでいない(未経産)女性より も乳がんのリスクが低くなる.マウスやラットを用いた動 物実験でも妊娠・出産経験による、乳がんのリスク現象が 報告されている⁶⁾.乳がんは、いくつかのサブタイプに分 類されている。主にLuminal A, Luminal B, HER2過剰 発現、トリプルネガティブ、Basal Like などに分類され ている.複数の文献を統合的に比較して、妊娠・出産関連 因子がどのようにそれぞれのサブタイプに影響を与えるか 調べた研究⁷⁾では、妊娠・出産はホルモン受容体陽性乳が



Fig. 1 ゲノムDNAのメチル化と遺伝子発現の制御の概念図 DNAがメチル化すると該当する領域にある遺伝子の発現 が制御される.

ん (Luminal AまたはLuminal B) のリスクを減少させる. 一部の原爆被爆者の疫学研究では、放射線と妊娠・出産経 験の影響は乗算的であると考えられ^{8),9)}, 放射線によって 増加した乳がんリスクが妊娠・出産経験によって減少する ことを示唆している.一方,小児期に放射線治療を受けた 患者の追跡調査では妊娠・出産経験は、放射線関連乳がん の予防を支持する研究^{10),11)}やリスクに関与しないとする 研究¹²⁾,反対に妊娠・出産が放射線関連乳がんのリスクを 増加させるとの報告がある¹³⁾.しかしながら,思春期前 後の若い年齢で放射線被ばくした際の乳がんのリスクと妊 娠・出産経験の関係は、よくわかっていない、そこで、思 春期前後で放射線被ばくした後の妊娠・出産経験による乳 がんのリスクの変化を検証した.思春期前または後のSD 雌ラットに放射線(y線-4 Gy)を照射後,妊娠,出産,授 乳を経験させる群(以下,経産群)と経験させない群(以 下,未経産群)に分別した.経産群に関して,生後10週 齢より同系統の雄ラットと交配させて、その後乳がんリス クを未経産群と比較した. 思春期前に放射線被ばくした経 産群において、乳がんの発生リスクが同未経産群と比べて 低下した.一方,思春期後に放射線被ばくした群では,妊 娠・出産経験による乳がんリスクの変化は観察されなかっ た、生じた乳がんのサブタイプを解析するとホルモン陽性 乳がん(エストロゲンレセプター陽性とプロジェステロン レセプター陽性)の割合が、思春期前に放射線被ばくした 群で有意に減少していた、そのメカニズムとして、 思春期 前の放射線被ばくと妊娠・出産経験は、発がんに関わる女 性ホルモンのエストロゲンおよびプロジェステロンの血清 濃度を減少させ、妊娠・出産経験は乳がんの増殖メカニズ ムをプロジェステロンレセプターの発現に依存した増殖に 変化させることを明らかにした. これらの結果は、放射線 誘発乳がんのメカニズムが被ばくする時期(思春期前後) で異なることを示唆している(Fig. 3)¹⁴⁾.



Fig. 2 思春期前後の放射線被ばくで誘発したラット乳がんにおけるDNAのメチル化の違いに関する研究概要 今岡らの研究成果²⁾から思春期前後に放射線で誘発されたラット乳がんの間で遺伝子発現に違いがある遺伝子を1583個, マイクロアレイデータから発見した.それらの遺伝子についてDNAのメチル化状態をマイクロアレイで検証し,DNAのメ チル化によって制御されている可能性がある30個(30/1583 ≒ 2%)の遺伝子を明らかにした⁴⁾.



Fig. 3 思春期前後の放射線被ばく後の妊娠・出産経験による発がんリスクとそのメカニズムに関する研究概要 思春期前または後(3または7週齢)のSprague-Dawley雌ラットに放射線(y線,4Gy)を全身照射後,経産群と未経産群 に分別し、乳腺腫瘍の発生を観察した、乳がんと診断された腫瘍に関してホルモン受容体であるエストロゲンおよびプロゲ ステロン受容体の発現を免疫組織化学染色で評価し、ホルモン受容体陽性もしくは陰性の乳がんとして分類した、増殖活性 に関しては、増殖マーカーであるKi-67の発現を免疫組織化学染色によって解析し、未経産群と経産群で比較した.一部の ラットは、出産から8週間後に解剖を行い、血清中のプロゲステロン濃度を免疫測定法により調べ、同年齢の未経産群と比 較した¹⁴⁾.

3. 中性子線や炭素線の放射線被ばくリスクやメカニズム

近年の放射線治療では線量を集中させることができる重 粒子線治療や中性子捕捉療法などの研究が行われている. 重粒子線や中性子線などの高LET放射線はがん細胞を効 率よく治療するが,重粒子線や中性子線の発がんリスクは よくわかっていない.そこで,ここでは中性子線や重粒子 線の放射線被ばく後の発がんリスクやそのメカニズムに関 する動物実験を紹介したい.

今岡らは、1,3,7週齢のラットに重粒子線治療で用いら れる炭素線および治療時に発生する中性子線を被ばくさせ て、その後の乳がんの発生率を調べた、結果として、どち らの放射線の種類でも7週齢時(思春期後)の被ばくで発 がんリスクが最も高くなること明らかしている^{15),16)}.森 山らは中性子線によって誘発したラット乳がんのサブタイ プとそのゲノム変異を網羅的にマイクロアレイで解析し て、中性子線被ばくによって増加したラット乳がんのサブ タイプはLuminalタイプで, Errb2やPtenなどヒトの乳 がんで変異が報告されている遺伝子の変異を明らかにして いる¹⁷⁾. さらに森山らは次世代シーケンスを用いて,同 様の解析を行い、放射線誘発乳がんにはがんのドライバー 遺伝子の欠失の頻度が高いことを明らかにしている¹⁸⁾.今 岡らは炭素線で誘発したラット乳がんを化学発がん剤で誘 発した乳がんと比較して、H-rasやTp53変異がないこと を報告している¹⁹⁾.乳がん研究以外にも焦点を当てると, Blythらは、放射線研究でよく研究されているマウス胸腺 リンパ腫に着目し、炭素線とy線で誘発した胸腺リンパ腫 のゲノム変異を比較した.y線で誘発した胸腺リンパ腫と 比べて、炭素線で誘発した胸腺リンパ腫はBcl11bの変異 が多く、Ptenの変異が少ないこと、染色体の介在部のゲ ノム欠失の頻度が高いことを報告している²⁰⁾. 鶴岡らは 髄芽腫のモデルマウス(Patch1^{+/-})を使用して、約2 MeVの速中性子で誘発することで、生後1日の被ばくで 最も発がん率が高くなり、生後10日後の被ばくでは発が んに対して耐性になることを明らかにしている²¹⁾.

被ばく時年齢によって変化する発がんメカニズムと 放射線影響

先に著者らのこれまでの研究で説明したように放射線の 被ばく時年齢は、発がんリスクに影響を与える.そこで、 ここでは被ばく時年齢に着目した動物実験の研究を紹介し たい.

砂押らは放射線誘発の胸腺リンパ腫に着目し,被ばく時 年齢によって胸腺リンパ腫の発生率に変化はないが,ゲノ ムの変異が異なることを示唆する結果を報告している²²⁾. 肝臓では小児期の被ばくが高い発がん性を示す一方, Shangらは1週齢と7週齢の被ばく後の早期の放射線応答 を比べると,7週齢では細胞増殖をいったん停止するが1 週齢では被ばく後も増殖を続けることを報告している²³⁾. 腸管腫瘍のモデルマウス(*Apc*⁻)を用いた実験系から小児 期の被ばくが高い発がん感受性を示すことが報告されてい るが²⁴⁾,異なるモデルマウス(*Mlh*1^{-/-})を用いた実験では 明確な被ばく時年齢が観察されないことが報告されてい る²⁵⁾. 三好らの放射線応答を観察した実験では. 成体期 では小児期と比べてアポトーシスの数が多いことを報告し ている²⁶⁾.肺では成体期での被ばくで発がん感受性が高 くなることを山田らはWistarラットを用いて報告してい る²⁷⁾が、一方で放射線応答を比べると成体期と小児期と では変化ないことが報告されている²⁸⁾. 腎臓ではモデル ラット(Tsc2^{+/-})を用いた実験系で周産期(受精後19 日後の胎児)の被ばくが、その後の発がん感受性を最も高 くすること²⁹⁾、ゲノム変異の有無にかかわらず、標的遺伝 子の発現が減少することが報告されている³⁰⁾.低線量率 の研究についても被ばく期間中に動物個体が成長するの で、被ばく時年齢と関連している、乳腺では先に説明した ように思春期前よりも思春期後の放射線被ばくで乳がんリ スクが高いことがラットモデルで明らかになってい る^{2), 15),16)}.今岡らは中程度の線量率(60 mGy/h, 総線量: 4 Gy) 思春期後のラットに被ばくさせると、乳がんの発 生率が非照射群と比べて有意に増加するが、低線量率(3 ~24 mGy/h, 総線量: 4 Gy) では有意な増加率が観察され なくなることを報告している³¹⁾. ほかにも鶴岡らは、髄 芽腫のモデルマウスを用いて、線量率の違いによる髄芽腫 の発生率を解析しており、高線量率と比べて低線量率では 髄芽腫の発生率が減少するが、線量率にかかわらず総線量 が500mGyを超えると放射線誘発の髄芽腫の割合が有意 に増加することを報告している³²⁾.

5. 放射線発がんの修飾要因と発がん因子による メカニズムの違い

先ほど妊娠・出産経験によって放射線誘発乳がんのリス クやメカニズムが変化する著者の研究を紹介した.ここで は、放射線発がんのメカニズムがほかの発がん因子と異な るか、また修飾要因によってどのように変化するかを調べ た研究を紹介したい.

今岡らは自然発生と放射線誘発のラット乳がんの遺伝子 発現パターンの違いを報告している³³⁾.ショウラーらは 放射線誘発と化学発がん剤によって誘発したラット乳がん のPI3K/AKT経路の活性化に大きな違いがないことを報 告している³⁴⁾一方で,高畠らは放射線誘発と化学発がん 剤ではmTOR経路の活性化が違うことを報告している³⁵⁾. また放射線と化学発がん剤の複合曝露により誘発したラッ ト乳がんの発生率から,それぞれの発がん作用は相加的で あり,乳腺発がんのイニシエーションに相互作用する可能 性も報告されている³⁶⁾.高脂肪食をラットに投与するこ とで放射線誘発乳がんの発生時期を有意に早めることも報 告されている³⁷⁾.反対にカロリー制限による放射線誘発 の発がん影響の減少も報告されている.Shangらはマウ スを用いて,小児期の被ばく後のカロリー制限によって肺 がんなどのリスクを減少させることができると報告してい る³⁸⁾. 森岡らはモデルマウスを用いて,カロリー制限に よって放射線誘発の小腸腫瘍のサイズが小さくなることを 報告している³⁹⁾.

6. 今後期待される研究

今回の総説では、著者らの研究での(i)思春期前後に放 射線で誘発したラット乳がんのDNAのメチル化の研究, (ii)思春期前後で放射線被ばくした後の妊娠・出産経験に よる発がんリスクの変化とメカニズム,加えて(iii)中性子 線や重粒子線の放射線被ばくリスクやメカニズム研究, (iv)被ばく時年齢に関する研究,(v)放射線発がんとほかの 発がん因子の違いと修飾要因についてまとめた.

放射線研究における被ばく時年齢や妊娠・出産の影響な どの研究は、一般的な疫学調査と比べると母集団が小さい ため、研究間で結果が一致しないこともある.著者らの研 究はヒトでは明らかになっている被ばく時年齢とDNAメ チル化および妊娠・出産経験による放射線被ばく後の乳が んリスクの変化について明らかにした.動物実験結果がヒ トではどのように変化するかは、今後の原爆被爆生存者や 放射線治療後の疫学研究の発展を期待したい.今回、放射 線発がん研究で使用されている様々なマウスとラットモデ ルを紹介した(Table 1).一方、CRISPR/CAS9などのゲ ノム編集技術により生物種にかかわらずゲノム編集ができ るようになっている⁴⁰⁾.これらの技術を用いれば、これ までの動物実験モデルだけではなく、新しくヒトに関連し た遺伝子変異を持つ動物モデルを作製することも可能であ

Table 1 紹介した放射線発がん研究の動物モデル

動物種	動物モデル	遺伝子型	臓器とがんの種類	参考文献			
ラット	Sprague-Dawley または Sprague Dawley X Conorbagon F1	野生型	乳腺(乳がん)	2-4, 14-19, 31, 33-37			
マウス	B6C3 F1	野生型	胸腺(リンパ腫)	20, 22			
マウス	B6C3 F1	$Patch1^{+/-}$	小脳 (髄芽腫)	21, 32			
マウス	C57BL/6JまたはC3B6F1	Apc^{-}	腸管 (腸管腫瘍)	24, 39			
マウス	C57BL/6	$Mlh1^{-\prime -}$	腸管(腸管腫瘍)	25			
ラット	Wistar	野生型	肺 (肺がん)	27			
ラット	Fischer $344 \times \text{Eker F1}$	$Tsc2^{+/-}$	腎臓(腎がん)	29, 30			
マウス	B6C3 F1	野生型	肝臓(肝がん)	38			

る. 複数の実験動物モデルでの放射線発がんリスクや修飾 要因の研究が、ヒトの研究では明らかにすることができな い放射線リスクの理解や推定に重要であると考える. しか しながら、動物実験に関する規制が近年強くなっているこ とも事実である41,42. 今後,動物実験が過去に行われた 規模でできなくなる可能性もある.細木らはマンモスフィ アの手法用いて細胞集団の放射線応答を、工藤らは細胞種 ごとの放射線応答を解析している^{43),44)}. このようなin vitroの解析も、放射線被ばくによる発がん影響を明らか にすることに役立つかもしれない. また森岡らは放射線影 響に関する動物実験の解剖時のデータや組織標本のアーカ イブ化を試みている⁴⁵⁾.実際に谷らはShangらのカロ リー制限による発がん予防の研究データ³⁸⁾をモデル化す ることで、カロリー制限が固形がんのステップ数を増加さ せることで発がんを予防していることを明らかにしてい る⁴⁶⁾.また土居らは動物実験のデータを疫学的手法で解 析する試みも行っている47).これらの試みによって、過 去の動物実験データから新しい放射線影響に関する知見を 発見することや放射線影響をモデル化することで定量的に することも重要になると考えられる. 今後の動物実験の規 制強化や放射線関連の研究費の縮小などの研究環境の変化 があったとしても、様々な方法で放射線影響研究を継続す る必要があるのではないかと考えられる.

謝辞

今回紹介させていただいた研究の大部分は,量子科学技 術研究開発機構放射線医学総合研究所放射線影響研究部で 行われました.ここで関係者の皆様に感謝いたします.

参考文献

- Hall EJ, Giaccia AJ: Radiobiology for the radiologist, Eighth Edition, Wolters Kluwer, Philadelphia, 135–161, 2019
- 2) Imaoka T, Nishimura M, Iizuka D, et al.: Pre- and postpubertal irradiation induces mammary cancers with distinct expression of hormone receptors, ErbB ligands, and developmental genes in rats. Mol. Carcinog. 50: 539–552, 2011
- 3) Iizuka D, Imaoka T, Takabatake T, et al.: DNA copy number aberrations and disruption of the p16Ink4a/Rb pathway in radiation-induced and spontaneous rat mammary carcinomas. Radiat. Res. 174: 206-215, 2010
- Takabatake M, Blyth BJ, Daino K, et al.: DNA methylation patterns in rat mammary carcinomas induced by preand post-pubertal irradiation. PLoS One 11(10): e0164194, 2016
- Mustacchi P: Ramazzini and Rigoni-Stern on parity and breast cancer: Clinical impression and statistical corroboration. Arch. Intern. Med. 108: 639–642, 1961
- Meier-Abt F, Bentires-Alj M: How pregnancy at early age protects against breast cancer. Trends Mol. Med. 20: 143– 153, 2014
- 7) Anderson KN, Schwab RB, Martinez ME: Reproductive risk factors and breast cancer subtypes: A review of the

literature. Breast Cancer Res. Treat. 144(1): 1-10, 2014

- Land CE, Hayakawa N, Machado SG, et al.: A casecontrol interview study of breast cancer among Japanese A-bomb survivors. II. Interactions with radiation dose. Cancer Causes Control 5: 167–176, 1994
- 9) Brenner AV, Preston DL, Sakata R, et al.: Incidence of breast cancer in the life span study of atomic bomb survivors: 1958–2009. Radiat. Res. 190: 433–444, 2018
- 10) Holmberg E, Holm LE, Lundell M, et al.: Excess breast cancer risk and the role of parity, age at first childbirth and exposure to radiation in infancy. Br. J. Cancer 85: 362-326, 2001
- 11) Brooks JD, Boice JD Jr, Stovall M, et al.; WECARE Collaborative Group: Reproductive status at first diagnosis influences risk of radiation-induced second primary contralateral breast cancer in the WECARE study. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 84: 917–924, 2012
- 12) Cooke R, Jones ME, Cunningham D, et al.: Breast cancer risk following Hodgkin lymphoma radiotherapy in relation to menstrual and reproductive factors. Br. J. Cancer 108: 2399–2406, 2013
- 13) Hill DA, Gilbert E, Dores GM, et al.: Breast cancer risk following radiotherapy for Hodgkin lymphoma: Modification by other risk factors. Blood 106: 3358–3365, 2005
- 14) Takabatake M, Daino K, Imaoka T, et al.: Differential effect of parity on rat mammary carcinogenesis after pre- or post-pubertal exposure to radiation. Sci. Rep. 8(1): 14325, 2018
- 15) Imaoka T, Nishimura M, Daino K, et al.: Influence of age on the relative biological effectiveness of carbon ion radiation for induction of rat mammary carcinoma. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 85: 1134–1140, 2013
- 16) Imaoka T, Nishimura M, Daino K, et al.: Age modifies the effect of 2-MeV fast neutrons on rat mammary carcinogenesis. Radiat. Res. 188: 419–425, 2017
- 17) Moriyama H, Daino K, Imaoka T, et al.: Neutron-induced rat mammary carcinomas are mainly of luminal subtype and have multiple copy number aberrations. Anticancer Res. 39: 1135–1142, 2019
- 18) Moriyama H, Daino K, Ishikawa A, et al.: Exome of radiation-induced rat mammary carcinoma shows copy-number losses and mutations in human-relevant cancer genes. Anticancer Res. 41: 55–70, 2021
- 19) Imaoka T, Nishimura M, Kakinuma S, et al.: High relative biologic effectiveness of carbon ion radiation on induction of rat mammary carcinoma and its lack of H-ras and Tp53 mutations. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 69: 194–203, 2007
- 20) Blyth BJ, Kakinuma S, Sunaoshi M, et al.: Genetic analysis of T cell lymphomas in carbon ion-irradiated mice reveals frequent interstitial chromosome deletions: Implications for second cancer induction in normal tissues during carbon ion radiotherapy. PLoS One 10(6): e0130666, 2015
- 21) Tsuruoka C, Kakinuma M, Shinagawa M, et al.: High relative biological effectiveness of 2 MeV fast neutrons for induction of medulloblastoma in Ptch1^{+/-} mice with radiation-specific deletion on chromosome 13. Radiat. Res. 2021, doi: 10.1667/RADE-20-00025.1
- 22) Sunaoshi M, Amasaki Y, Hirano-Sakairi S, et al.: The effect of age at exposure on the inactivating mechanisms and relative contributions of key tumor suppressor genes in radiation-induced mouse T-cell lymphomas. Mutat. Res. 779: 58-67, 2015

- 23) Shang Yi, Sawa Y, Blyth BJ, et al.: Radiation exposure enhances hepatocyte proliferation in neonatal mice but not in adult mice. Radiat. Res. 188: 235–241, 2017
- 24) Oakamoto M, Yonekawa H: Intestinal tumorigenesis in Min mice is enhanced by X-irradiation in an age-dependent manner. J. Radiat. Res. 46: 83–91, 2005
- 25) Morioka T, Miyoshi-Imamura T, Blyth BJ, et al.: Ionizing radiation, inflammation and their interactions in colon carcinogenesis in Mlh1-deficient mice. Cancer Sci. 106: 217–226, 2015
- 26) Miyoshi-Imamura T, Kakinuma S, Kaminishi M, et al.: Unique characteristics of radiation-induced apoptosis in the postnatally developing small intestine and colon of mice. Radiat. Res. 173: 310–318, 2010
- 27) Yamada Y, Iwata K, Blyth BJ, et al.: Effect of age at exposure on the incidence of lung and mammary cancer after thoracic X-ray irradiation in wistar rats. Radiat. Res. 187: 210–220, 2017
- 28) Johnston CJ, Hernady E, Reed C, et al.: Early alterations in cytokine expression in adult compared to developing lung in mice after radiation exposure. Radiat. Res. 173: 522–535, 2010
- 29) Kokubo T, Kakinuma S, Kobayashi T, et al.: Age dependence of radiation-induced renal cell carcinomas in an Eker rat model. Cancer Sci. 101: 616–623, 2010
- 30) Inoue T, Kokubo T, Daino K, et al.: Interstitial chromosomal deletion of the tuberous sclerosis complex 2 locus is a signature for radiation-associated renal tumors in Eker rats. Cancer Sci. 111: 840–848, 2020
- 31) Imaoka T, Nishimura M, Daino K, et al.: Prominent doserate effect and its age dependence of rat mammary carcinogenesis induced by continuous gamma-ray exposure. Radiat. Res. 191: 245–254, 2019
- 32) Tsuruoka C, Blyth BJ, Morioka T, et al.: Sensitive detection of radiation-induced medulloblastomas after acute or protracted gamma-ray exposures in Ptch1 heterozygous mice using a radiation-specific molecular signature. Radiat. Res. 186: 407–414, 2016
- 33) Imaoka T, Ymashita S, Nishimura M, et al.: Gene expression profiling distinguishes between spontaneous and radiation-induced rat mammary carcinomas. J. Radiat. Res. 49: 349–360, 2008
- 34) Showler K, Nishimura M, Daino K, et al.: Analysis of genes involved in the PI3K/Akt pathway in radiation- and MNU-induced rat mammary carcinomas. J. Radiat. Res. 58:183-194, 2017
- 35) Takabatake M, Daino K, Imaoka T, et al.: Aberrant expression and phosphorylation of 4E-BP1, a main target of mTOR signaling, in rat mammary carcinomas: An associ-

著者紹介



高畠 賢 (たかばたけ・まさる) 現職,東京都立大学健康福祉学部准教授 専門は放射線生物学,発がん研究. 2015年首都大学東京大学院博士課程修 了(現,東京都立大学).量子科学技 術研究開発機構,アメリカのマイアミ 大学,ジョージタウン大学で博士研究 員に従事した後,現職に至る. ation with etiology. In Vivo 25: 853-860, 2011

- 36) Imaoka T, Nishimura M, Doi K, et al.: Molecular characterization of cancer reveals interactions between ionizing radiation and chemicals on rat mammary carcinogenesis. Int. J. Cancer 134: 1529–1538, 2014
- 37) Imaoka T, Nishimura M, Daino K, et al.: A rat model to study the effects of diet-induced obesity on radiationinduced mammary carcinogenesis. Radiat. Res. 185: 505– 515, 2016
- 38) Shang Yi, Kakinuma S, Yamauchi K, et al.: Cancer prevention by adult-onset calorie restriction after infant exposure to ionizing radiation in B6C3F1 male mice. Int. J. Cancer 135: 1038–1047, 2014
- 39) Morioka T, Yamazaki S, Yanagihara H, et al.: Calorie Restriction suppresses the progression of radiation-induced intestinal tumours in C3B6F1 ApcMin/+ mice. Anticancer Res. 41: 1365–1375, 2021
- 40) Chen S, Sun H, Miao K, et al.: CRISPR-Cas9: From genome editing to cancer research. Int. J. Biol. Sci. 12: 1427–1436, 2016
- 41) Kurosawa TM: Japanese regulation of laboratory animal care with 3Rs (Special Issue: Proc. 6th World Congress on Alternatives & Animal Use in the Life Sciences). AATEX 14: 317–321, 2007
- 42) Tornqvist E, Annas A, Granath B, et al.: Strategic focus on 3R principles reveals major reductions in the use of animals in pharmaceutical toxicity testing. PLoS One 9(7): e101638, 2014
- 43) Hosoki A, Ogawa M, Nishimura Y, et al.: The effect of radiation on the ability of rat mammary cells to form mammospheres. Radiat. Environ. Biophys. 59: 711–721, 2020
- 44) Kudo KI, Takabatake M, Nagata K, et al.: Flow cytometry definition of rat mammary epithelial cell populations and their distinct radiation responses. Radiat. Res. 194: 22– 37, 2020
- 45) Morioka T, Blyth BJ, Imaoka T, et al.: Establishing the Japan-Store house of animal radiobiology experiments (J-SHARE), a large-scale necropsy and histopathology archive providing international access to important radiobiology data. Int. J. Radiat. Biol. 95: 1372–1377, 2019
- 46) Tani S, Blyth BJ, Shang Yi, et al.: A multi-stage carcinogenesis model to investigate caloric restriction as a potential tool for post-irradiation mitigation of cancer risk. J. Cancer Prev. 21: 115–120, 2016
- 47) Doi K, Kai M, Suzuki K, et al.: Estimation of dose-rate effectiveness factor for malignant tumor mortality: Joint analysis of mouse data exposed to chronic and acute radiation. Radiat. Res. 194: 500–510, 2020

解説

〈連載:RPT誌特集〉

Radiological Physics and Technology (RPT) 誌に 英語論文を投稿しよう! (3) 研究個別指導プログラムを受講して 一初めての英語論文:千里の道も一歩から一

高済英彰* 福島県立医科大学附属病院

Let's Submit a Manuscript to Radiological Physics and Technology (RPT)! (3) What I Learned from JSRT Tutorial Program in Writing My First English Paper : First English Paper—A Journey of Thousand Miles Begins with a Single Step

Hideaki TAKASUMI^{*} Department of Radiology, Fukushima Medical University Hospital

はじめに

このたび,私は初めて英語論文を作成し,Radiological Physics and Technology (RPT) 誌にアクセプトされまし た.論文作成当初は,英文には自信がなかったため,和文 で作成するか英文にするか悩みました.そんな時,日本放 射線技術学会の「若手研究者育成のための研究個別指導プ ログラム」を知りました.これは,研究の方法や論文のま とめ方などについて悩みを持つ若手研究者のためのプログ ラムで,土井邦雄先生が直々に個別で指導してくださると いうものでした.その指導内容は,木下¹⁾によると,英語 論文を作成する際は,まず和文で論文を完成させ,その後 に英文化するとのことでした.私はその指導内容に共感 し,本プログラムを受講いたしました.本稿では,私のよ うに英語論文作成に悩む方が少しでも前向きに取り組む意 欲に繋がればという思いで私が経験した内容をお伝えした いと思います.

1. 英語論文の概要

RPT誌に掲載された私の論文は、"Evaluation of the homogeneity of native T1 myocardial mapping using the polarity corrected inversion time preparation method in a myocardial phantom and healthy volunteers. Radiol Phys Technol. 2021; 14(1): 50-6. Hideaki Takasumi, Shinya Seino, Katsuyuki Kikori, Hironobu Ishikawa, Takashi Kanezawa, Shuhei Bannae, Shigehide Kuhara, Kunio Doi^{" 2)} です. その概要は、「心筋のT1 mappingは、びまん性線維化の評価に有用といわれてい る. びまん性線維化を鑑別する上で、健常心筋のT1 map-

とは異なるT1 mapping手法である.本研究の目的は, PC TI prepを用いた健常心筋のT1 mappingの特徴を調 査し,臨床評価への適応が可能か判定することである.調 査対象は、健常心筋を模擬したファントムと10人の健常 なボランティアの心筋とした.ファントムは、心筋の中隔 と側壁を再現するようにPVAと空気との中間に設置した. 健常心筋の撮像面は短軸像とした.ファントム評価は, IR-FSEとPC TI prepによるT1 値測定を行い、PVAと隣 接する領域と空気と隣接する領域との比較を行った.ま た、健常心筋のT1 mappingの評価は、PC TI prep による 中隔と側壁とのT1値の比較を行った.ファントムのT1値 は、IR-FSEではPVA領域と空気領域と間に有意差はな かったが、PC TI prepではPVA領域より空気領域の方が 有意に小さかった. 健常心筋のT1 mappingは、中隔と側 壁との間に有意差はなかった. PC TI prepによるファン トムの空気領域のT1値は、IR-FSEとの誤差が-6.3%で あった. その誤差は健常心筋のT1値の変動に含まれるほ ど小さいと考える.以上より, PC TI prepを用いたT1 mappingは、T1値の均一性が高い手法であり、臨床評価 への適応が可能であるといえる.」というものです.この 研究に関して,研究個別指導プログラムの受講からアクセ プトまでの道のりを述べさせていただきます.

pingの精度や特徴を知ることは重要である. MOLLIは,

最も多く利用されている精度の高いT1 mapping手法であ

るが、T1値のバラつきが指摘されている.不均一なT1

mapは、正常な心筋と病変との鑑別を困難にする。PC TI prepは、使用するシーケンスやデータ取得方法がMOLLI

^{*} 連絡著者(corresponding author) E-mail: takasumi@fmu.ac.jp

2. 研究個別指導プログラムの内容

本プログラムは、1施設(地区)で複数の研究者が受講 可能で、我々の施設では、4名が受講いたしました、受講 者4名のそれぞれの研究テーマは、MRI:2名(心筋T1 mappingにおける自作ファントム及び健常ボランティア による均一性の評価, 拡散強調画像における自作ファント ムを用いた歪みの評価), CT:1名(ヘリカルスキャンに おけるCT装置の実効スライス厚測定法に関する研究), PET:1名 (PET/MRIにおける減弱補正に関する研究) でした、受講者は、それぞれの研究内容と希望する指導内 容を事前に事務局へ提出し、個別指導当日は、提出した書 類をもとに1名につき約3時間コースでそれぞれご指導い ただくという形式で3日間にわたり行われました. 私の場 合は, 学会発表の内容を日本語でまとめたものを原稿の代 用として提出し、当日は学会発表用スライドを使用して土 井先生にプレゼン後、原稿資料とスライドを見ながら詳細 にご指導いただくという流れでした.

はじめに,英語論文作成について,土井先生より,「ま ず要約またはサマリーから始め、最終的に英文化すること を考えながら、日本語で正しい論文を仕上げ、セクション ごとに英文化すること. そのほうが修正や構成の変化に対 応でき効率的である.」とご指導いただきました.また, 「タイトルは、内容に応じて最適なテーマとなるよう最後 に考えるほうがよい.そして、論文は、英語、日本語のど ちらにしても専門外の誰が読んでもわかる内容であるこ と. 最も伝えたいことを書き、そのことを証明するために 必要な結果のみ提示するように.」とご指導いただきまし た.いずれも、論文作成における重要なポイントであり、 それらを考慮して原稿作成を始めました. Introductionで は、2つのテーマが混在しているため、最も重要なテーマ に絞るようご指導いただきました. それにより研究内容と 目的が明瞭となりました. Materials and Methodsでは, 「心筋及び血液のT1·T2値について、文献を引用し、それ ぞれのファントムの値について根拠を述べるようにするこ と. 実験回数について、日を分けて行った場合は、セット アップを変えて異なった日に5日間行ったと明記するこ と. 英語では、"5 times"ではなく、"5 measurements" である.」とご教授いただきました.「実験回数」の英語表 記について、使用する単語により意味が異なることを学び ました. Resultsでは, phantom studyと in vivo studyと の結果が結びつく内容のみを使用するようご教授いただき ました. これにより結果が整理されて簡潔になりました. Discussion は, phantom study と in vivo study との結果 の相違が課題でした. このことについて,「phantom study は使用した手法の違いによる真の結果であるが, in vivo study は様々なバリエーションによる複合的な結果で あり, 各々の理由が明確に示されれば必ずしも一致しなく

てもよい.」とご指導いただきました. このアドバイスに より, Discussionにおける最も重要な課題が解決されま した. 土井先生による適切なご指導により, 不要な部分と, 足りない情報に気づくことができました. これにより英語 論文のゴールへの道筋が見えました. この個別指導プログラ ムは,約3時間の講義でしたが非常に充実した内容でした.

その後は、約1年2カ月にわたり、メールによるご指導 をいただきました. 初めに、土井先生より「私の指導方針 は、一方的な押し付けではなく、納得のゆく対話を基にす るものです. 受講者の意見と反応, 更に理解が大切です.」 とお言葉をいただきました. したがって, 理解または納得 できない内容については素直に意見を返し、私が理解し納 得したうえで先に進むという流れでご指導をいただきまし た. Summary について、「最終的に英文化することを考 えながら日本語を完成させ、次に、2~3個のまとまった 項目の日本語の文章を英語化することから始めるのがよい です. 更に, Summaryは, 研究全体についての簡潔な記 述であり、詳細や考察で述べられることは省略するべきで す.」とご指導いただきました. Summaryにおいては, 日本語で重要なポイントを簡潔かつ正確に記述することの 重要性を理解することができました. 英文については, たとえば、"Myocardial T1 mapping is (has been recognized as) useful in the diagnosis of diffuse fibrosis." \succeq いう文章では、「"is"は単純な現在時制の表現であり、い つも正しいという意味に解釈されますので強い表現です. 若干弱めの表現のほうがよいと思います.」とアドバイス をいただきました. 日本語の内容に応じて英文も強弱をつ ける表現方法があることを理解しました. また, "MOLLI is the (a) most widely used and highly accurate T1 mapping method." という文章について,「ここで"a"と"the" には大きな差があります. "the" はどんな条件でも最もと いう意味ですが、"a"はそういう場合もある程度です.」 とご教授いただきました.不定冠詞の"a"と定冠詞の "the"の使い方について、これまで曖昧な理解であったこ とに気づきました. Introductionでは,「何故この研究が 必要であるかを簡潔に述べることが最も大切であり、知見 については、後で、Discussionで述べてください.」とご 指導いただきました.他の文献から得られた知見のいくつ かを Introduction から Discussion に変更することで、研 究の目的を明確に表現することができました. 英文につ いては、たとえば、"Cardiovascular magnetic resonance imaging (CMR) can provide much more information on cardiac function of the heart such as ejection fraction and wall motion (as well as) blood flow evaluation, assessment of coronary artery and characteristic evaluation such as edema, inflammation, and fibrosis." という 文章では、「多くのものをリスト化する場合は、"as well as"という表現を使用します.」とご教授いただきました.

このような表現方法は、今後の論文作成においても役立つ ことであると思いました. Materials and Methodsでは, ファントムの記述について、正確さに注意するようご教授 いただきました. 英文については、たとえば、「細い縦棒 は180°反転パルスを表し、太い縦棒は画像取得を表しま す.」という和文に対し, "The thin vertical bars represent 180° inverted pulses and the thick vertical bars represent image acquisitions."と記述したところ, 土井 先生からは, "The thin (and thick) vertical bars represent 180° inverted pulses and the thick vertical bars represent image acquisitions (, respectively). " とご提案 いただきました. 翻訳すると「細い縦棒と太い縦棒は、そ れぞれ180°反転パルスと画像取得を表しています.」とな り, 簡潔な英文となりました. 簡潔な英文を考慮して和文 を書くことはかなり難しい作業です. しかし, この積み重 ねが英文作成のスキル向上には不可欠であることを改めて 認識しました. "Native T1 mapping of the PC TI prep studies were performed (obtained) in single breathholds."という文章では、「英文の表現で"perform"とい う表現が多数使用されていますが、殆ど当てはまりませ ん. ほかの表現を急速に学んでください.」とご教授いた だきました. また, "The image analysis used (was made by use of) ImageJ 1.47v."という文章では、「used」を 「made by use of」に修正していただきました. "use"は, 単に「ものを使う」という意味であるのに対し、"make use of …"は、「~を利用する」や「~を活用する」とい う意味があり、その手法や物による利点にも焦点をあて、 幅広い意味やニュアンスで表現できる熟語であることを 学びました. "Nonlinear curve fitting using (based on) least squares algorithm"という文章では、先ほどと同じ ような「を使用した」という表現について、"based on" は「に基づく」という表現であり、式やアルゴリズムを利 用して算出したなどの表現においては、"using"より "based on"のほうが正しいとご教授いただきました. Discussionでは、「まず、重要な項目から順に言いたいこ とを簡単な言葉で要約して箇条書きにし、それぞれが、最 終的にはそれぞれのパラグラフになります. そして, パラ グラフ毎に日本語を完成させ, 英文化を完了させる方が有 益です. また, 全体を通じて, 論文は, できるだけ, 事実 に基づき, 誤解を少なくする文章が必要であり, 英文化は, できるだけ柔軟性のある表現が必要です. そして, このよ うな英文表現は、多くの文献を読み、慣れるようにしてく ださい.」とご指導いただきました.英文については、"In B0 inhomogeneous areas, the phase shift (may (?)) occur, which can result in incomplete proton inversion by the inversion pulse."という文章について、「英語による 現在形の表現は、いつも必ずそうなるという強い表現で す. その表現は正しいですか?それともそうなる可能性が あるのですか、そうなるかもしれないでしょうか? "may", "can", "would", "could", "might", "should" などの使い方を学んでください.」とご指導いただきまし た. この文章は、「必ずそうなる」とは言い切れず、「そう なる可能性がある」が正しい表現であると考え、"may" としました. しかし、「可能性がある」の英語表現は、 may以外にも上記のように多数あり、それぞれ可能性の 強さが異なるため、根拠や確信の度合いにより、適宜使い 分けが重要であることを学びました. このように、土井先 生による個別指導では、論文の構成に関する基本的な考え 方から英文作成における細かな表現方法まで、非常に多く の知識を与えていただきました.

土井先生によるご指導のおかげでようやくすべての英文 原稿が完成しました.そして、論文作成当初から目標とし ていた Radiological Physics and Technology (RPT) 誌に 初めて投稿することができました. 投稿後, 初期の英文推 敲が届き、原稿全体における英文の統一化や適切と判断さ れる一部の修正を行いました. その後, 最初の査読結果が 届きました. 査読結果も当然英文であるため, その内容を 理解することに苦労しましたが、土井先生や共著者の方々 から適切なアドバイスをいただきながら、査読者の質問に 対し、自分たちの考えをなるべく誤解のないよう一つ一つ 丁寧に説明するよう心がけて返答文を作成しました. 2回 目の査読結果についても同様に返答し、その後、英文の最 終推敲が届きました.これは、査読者とのやりとりにおい て生じた修正や変更に対応する最終的な英文推敲です. こ の推敲を参考に必要な部分を修正し、初期投稿から約8カ 月後にようやくアクセプトとなりました.

おわりに

初めての英語論文作成は、本当に大変であることを身に 染みて感じましたが、とても大きな充実感と自信を与えて くれました. この研究を始めてから、様々な方にご協力と ご助言をいただきながら研究を進め、論文の原稿をまと め、研究個別指導プログラムを受講し、論文がアクセプト されるまで約3年かかりました.「千里の道も一歩から」 とはまさにこのことであると感じました.私は、この研究 個別指導プログラムを受講したことで英語論文を完成する ことができました. この研究個別指導では、英語論文作成 の手順に加え、英文の表現方法に関する考え方を学びまし た. 現在も英文表現のスキルアップのため、様々な英語文 献や雑誌等を読むよう心がけています. 土井先生による個 別指導は大変有益であり、研究へのモチベーションに繋が る素晴らしい内容でした. この研究個別指導により土井先 生にご指導いただけることはとても貴重なことであり、英 語論文作成の重要なスキルを身につけるチャンスだと思い ます. 英語論文作成で悩んでいる方は, 是非, この研究個 別指導プログラムの受講をお勧めいたします.

参考文献

- 1) 木下 尚:2年間の研究個別指導から得た生涯の宝.日本放 射線技術学会雑誌73:1303,2017
- 2) Takasumi H, Seino S, Kikori K, et al.: Evaluation of the homogeneity of native T1 myocardial mapping using the polarity corrected inversion time preparation method in a myocardial phantom and healthy volunteers. Radiol. Phys. Technol. 14: 50–56, 2021

著者紹介

高済 英彰(たかすみ・ひであき) (現職名)福島県立医科大 学附属病院放射線部 主任放射線技師 被験者負担の少ない心臓の画像評価法について研究をしている.

表彰報告

2020年度RPT誌土井賞(優秀論文賞)・MCA・ 優秀査読者賞表彰の報告

英語論文誌担当理事 納富昭弘

2020年度のRPT誌土井賞(優秀論文賞)・MCA・優秀査読者賞が決定しました.JRC2021の会期中に表彰式,受賞講 演会が行われました.今回の土井賞は2020年に発行されたVol. 12-4, Vol. 13-1, Vol. 13-2, Vol. 13-3に掲載された対象 論文47編の中から,診断物理分野,核医学・MRI分野,放射線治療・計測・防護分野の3つのカテゴリにおける最優秀 論文が選考され表彰されました.また,2018年に掲載された論文のうち,最も引用された上位3編の論文にMCAが授与 されました.併せて,優秀査読者6名も表彰されました.受賞された各分野の土井賞論文とMCA論文,優秀査読者は以 下の通りです.なお,土井賞受賞論文については,論文内容の紹介記事を掲載いたします.

1. 土井賞(優秀論文賞)

【診断物理分野:Diagnostic Imaging】

- 論文名: Investigation of pulmonary nodule classification using multi-scale residual network enhanced with 3DGANsynthesized volumes.
- 著 者:Yuya Onishi, Atsushi Teramoto, Masakazu Tsujimoto, Tetsuya Tsukamoto, Kuniaki Saito, Hiroshi Toyama, Kazuyoshi Imaizumi, Hiroshi Fujita
- 巻 号: Vol. 13(2): 160-169

【核医学・MRI分野:Nuclear Medicine and MRI】

- 論文名: Evaluation of bone metastasis burden as an imaging biomarker by quantitative single-photon emission computed tomography/computed tomography for assessing prostate cancer with bone metastasis: a phantom and clinical study.
- 著 者:Kazuki Motegi, Norikazu Matsutomo, Tomoaki Yamamoto, Mitsuru Koizumi
- 巻 号: Vol. 13(3): 219-229

【放射線治療・計測・防護分野:Radiation Therapy Physics】

- 論文名: The impact of 4DCT-ventilation imaging-guided proton therapy on stereotactic body radiotherapy for lung cancer.
- 著 者: Yoshiro Ieko, Noriyuki Kadoya, Takayuki Kanai, Yujiro Nakajima, Kazuhiro Arai, Takahiro Kato, Kengo Ito, Yuya Miyasaka, Ken Takeda, Takeo Iwai, Kenji Nemoto, Keiichi Jingu
- 巻 号: Vol. 13(3): 230-237

2. MCA (Most Citation Award)

- 論文名: Classification of early stage non-small cell lung cancers on computed tomographic images into histological types using radiomic features: interobserver delineation variability analysis.
- 著 者: Akihiro Haga, Wataru Takahashi, Shuri Aoki, Kanabu Nawa, Hideomi Yamashita, Osamu Abe, Keiichi Nakagawa
- 巻 号: Vol. 11(1): 27-35
- 論文名:Novel real-time tumor-contouring method using deep learning to prevent mistracking in X-ray fluoroscopy.
- 著 者:Toshiyuki Terunuma, Aoi Tokui, Takeji Sakae
- 巻 号: Vol. 11(1): 43-53

- 論文名: Automated prediction of dosimetric eligibility of patients with prostate cancer undergoing intensity-modulated radiation therapy using a convolutional neural network.
- 著 者: Tomohiro Kajikawa, Noriyuki Kadoya, Kengo Ito, Yoshiki Takayama, Takahito Chiba, Seiji Tomori, Ken Takeda, Keiichi Jingu
- 巻 号: Vol. 11(3): 320-327

3. 優秀査読者賞

Mutsumi Tashiro, Heavy Ion Medical Center, Gunma University

Chisako Muramatsu, Faculty of Data Science, Shiga University

Pei-Jan Lin, Virginia Commonwealth University Medical Center

Takashi Hanada, Department of Radiology, Keio University

Tsutomu Zeniya, Graduate School of Science and Technology, Hirosaki University

Shunsuke Yonai, Department of Accelerator and Medical Physics, National Institute of Radiological Sciences, QST

〈連載:RPT誌特集〉 RPT誌土井賞受賞論文

Title: Investigation of pulmonary nodule classification using multi-scale residual network enhanced with 3DGAN-synthesized volumes

Authors: Yuya ONISHI, Atsushi TERAMOTO, Masakazu TSUJIMOTO, Tetsuya TSUKAMOTO, Kuniaki SAITO, Hiroshi TOYAMA, Kazuyoshi IMAIZUMI, Hiroshi FUJITA Publish: 13(2):160–169, 2020

タイトル:3DGANの生成データによって強化されたマル チスケール残差ネットワークを用いた肺結節分類の検討 著者:大西佑弥,寺本篤司,辻本正和,塚本徹哉,齋藤 邦明,外山 宏,今泉和良,藤田広志

肺がんの診断において、検出能に優れ、微細部位まで観 察できるCT検査は欠かすことのできない主流検査である. しかし現状, その読影の難しさから, 肺結節の良悪性をCT 画像のみで判断するには困難な場合が多い. そのため, 悪性 が疑われると生検による診断が必要となる. 生検は体への負 担が大きく、また本来行われずに済む良性の患者に対する不 必要な生検が多いことが懸念されている.よって画像診断に よる高い鑑別精度が求められている. そこで我々は、畳み込 みニューラルネットワーク (Convolutional Neural Network: CNN)を導入することで良悪性の自動鑑別を行う.しかし, 医学系研究においてCNNで必要とされる膨大なデータを収 集することは、倫理に関する問題や時間的制約などにより困 難とされている. そこで近年注目されている敵対的生成ネッ トワーク (Generative Adversarial Networks: GAN)を用い て新たな擬似肺結節画像を大量に生成し利用することで, CNNの鑑別精度を向上させた^{1)~3)}.

本論文の概要を図1に示す.初めに、医師によって指定 された結節を中心とする異なるサイズの三次元領域を抽出 する.各領域に対し、3DGANの学習をそれぞれ行うことで 擬似肺結節を生成する.良悪性分類を行う3DCNNは、各 領域の結節を複数入力し最終層で統合させるMulti-Scale 3DCNN(M-Scale 3DCNN)の構造とした.M-Scale 3DCNNの学習は、初めに3DGANにより生成した擬似肺結 節で事前学習を行い、次に実肺結節を入力として学習済み モデルを再学習することで総合的に良悪性を分類する.

本手法の有効性を確認するため、気管支鏡生検にて病理 診断の確定した60症例の単純CT画像を解析対象とした. 使用した良性の結節症例は、悪性であることが棄却できず に医師によっても鑑別が難しいとされたもののみを対象と している.3DGANによって生成された擬似肺結節を図2 に示す.生成された擬似肺結節は良性では主に球形を示 し、悪性ではスピキュラがある結節など良悪性の特徴をよ



図2 生成された擬似肺結節(左から良性/悪性)

く捉えたものを生成することができた. 3DCNNによる分類の結果,良性識別率74.1%,悪性識別率90.9%となり, 3DGANで生成した擬似肺結節を用いない場合と比較し総 合識別率は約6%向上した.

少数データしか得られない医用画像においても擬似肺結 節をプレトレーニングとして利用することで分類精度が向 上したため、本手法の有効性が確認できた.今回使用した 症例は、画像診断のみでは判別ができず最終的に生検まで 行われており、放射線科医によっても鑑別することが難し かった症例である.また肺がんに対する実際の診断プロセ スは、呼吸器科医や放射線科医などの長年の知識や経験の 元、画像診断のみならず咳や胸痛、喫煙歴などさまざまな 患者情報をもとに判断を行っている.しかし本手法の CNNではCT画像のみで肺結節の鑑別を高精度に行える ことが可能であった.よって本手法を用いることで、今ま で画像上で鑑別することが難しく、生検に回されていた良 性疾患の患者をさらに正確に診断できる可能性が示唆さ れ、良性結節を有する患者の不必要な生検を少しでも減ら すことにつながることが期待できる.

参考文献

- Onishi Y, et al.: Automated pulmonary nodule classification in computed tomography images using a deep convolutional neural network trained by generative adversarial networks. Biomed. Res. Int. 6051939: 1–9, 2019
- Onishi Y, et al.: Multiplanar analysis for pulmonary nodule classification in CT images using deep convolutional neural network and generative adversarial networks. Int. J. Comput. Assist. Radiol. Surg. 15: 173–178, 2019
- Onishi Y, et al.: Investigation of pulmonary nodule classification using multi-scale residual network enhanced with 3DGAN-synthesized volumes. Radiol. Phys. Technol. 13: 160–169, 2020

執筆者:大西佑弥(浜松ホトニクス株式会社)

Title: Evaluation of bone metastasis burden as an imaging biomarker by quantitative single-photon emission computed tomography/computed tomography for assessing prostate cancer with bone metastasis: a phantom and clinical study

Authors: Kazuki MOTEGI, Norikazu MATSUTOMO, Tomoaki YAMAMOTO, Mitsuru KOIZUMI Publish: 13(3): 219–229, 2020

タイトル:前立腺がんの骨転移評価における定量的 SPECT/CTを用いたイメージングバイオマーカーの有用 性-ファントムと臨床データによる検討--著者:茂木一樹,松友紀和,山本智朗,小泉 満

前立腺がんは造骨型骨転移を呈することが多く,進行が んにおける骨転移の罹患率は65~75%と他の疾患よりも高 い.骨転移は予後への影響と疼痛や病的骨折などの骨関連 事象による Quality of lifeの低下が懸念される.近年は治 療法の選択肢が増え,早期発見・早期治療が重要となる.

骨転移の画像診断はComputed tomography(CT)やMagnetic resonance imaging (MRI), 骨シンチグラフィなどが 用いられる.そのなかでも骨代謝の亢進を反映する骨シン チグラフィは,全身のスクリーニングや治療効果判定など を目的に実施され,骨転移診断のスタンダードと考えられ ている.しかし,骨転移の治療効果判定において, Response evaluation criteria in solid tumors では骨シン チグラフィは骨病変の測定に適さないとあり,他のモダリ ティにおいても造骨型骨転移は測定不可能とある.それゆ え,骨シンチグラフィにおける治療効果判定は読影医によ る定性評価が主に行われており,客観性に乏しい.

この問題の解消に向け、さまざまな定量評価が試みられ ている.全身像を用いたExtent of diseaseやBone scan index (BSI) は、骨転移の広がりを定量化し、予後予測や治療 効果判定に応用されている.またSingle-photon emission computed tomography (SPECT)/CTの普及に伴いCTを用 いた減弱補正や、散乱線補正、空間分解能補正技術が進歩 し、集積を正規化するStandardized uptake value (SUV) が算出可能となった.そして、SUVを応用した定量指標と して Metabolic bone volume (MBV) と Total bone uptake (TBU) が登場した.MBVはSUVをしきい値とした体積で、 TBUはMBVとMBV内の平均SUV (SUV_{mean}) との積であ る (図1).新たな定量指標により、骨転移の客観的な定



図1 MBV, SUVmean, TBUの算出方法. SPECT (a) とCT (b) 画像より, SPECTの骨集積のみ (152 Hounsefield Unit以上)を抽出し(c), その後SUVしきい値を用い て骨転移集積を抽出する(d)

量評価が期待される.本研究では,新たな定量指標の精度 と有用性の検討を目的とした.

われわれは、骨シンチグラフィに特化したファントムを 用いて新たな定量指標である MBVと SUV_{mean}, TBUの定 量精度をSUV しきい値と模擬病変サイズ,集積量を変化 させ評価した.次に、ホルモン療法前後に骨シンチグラ フィを施行した前立腺がん患者37症例を対象とした臨床 評価を行った.臨床評価では,患者を骨転移が改善, 増悪, 著変なしの3つの群に分け、MBV, SUVmean, TBUとBSI の変化を比較した.ファントム実験において、TBUの定 量精度はSUVしきい値を7に設定した際、模擬病変サイ ズや集積量に依存せず最も安定した.次に臨床評価では, TBUが3つの患者群において有意な差を示し、Receiver Operating Characteristic 解析においてTBU (Area under the curve (AUC); 0.968) とBSI (AUC; 0.977)の診 断精度が高かった.これらの結果より、前立腺がんの骨転 移評価にSPECT/CTのイメージングバイオマーカーが有 用となる可能性が示唆された¹⁾.更なる検討が行われ,前 立腺がん骨転移の定量評価手法の確立への貢献となること が期待される.

参考文献

 Motegi K, Matsutomo N, Yamamoto T, et al.: Evaluation of bone metastasis burden as an imaging biomarker by quantitative single-photon emission computed tomography/computed tomography for assessing prostate cancer with bone metastasis: A phantom and clinical study. Radiol. Phys. Technol. 13: 219–229, 2020

執筆者:茂木一樹(がん研究会有明病院)

〈連載:RPT誌特集〉
RPT誌土井賞受賞論文

Title: The impact of 4DCT-ventilation imaging-guided proton therapy on stereotactic body radiotherapy for lung cancer

Authors: Yoshiro IEKO, Noriyuki KADOYA, Takayuki KANAI, Yujiro NAKAJIMA, Kazuhiro ARAI, Takahiro KATO, Kengo ITO, Yuya MIYASAKA, Ken TAKEDA, Takeo IWAI, Kenji NEMOTO, Keiichi JINGU Publish: 13(3):230–237, 2020

タイトル:肺癌SBRTにおける4D-CTから作成した肺換 気画像に基づく陽子線治療の有効性について

著者:家子義朗,角谷倫之,金井貴幸,中島祐二朗,新井 一弘,加藤貴弘,伊藤謙吾,宮坂友侑也,武田 賢,岩井 岳夫,根本建二,神宮啓一

肺癌の放射線治療においては、有害事象の一つである放 射線肺障害 (radiation-induced lung injury: RILI) が懸 念される. そのRILIを軽減させる試みの一つとして、機 能肺領域への線量を低減した治療計画(以下「Functional plan」という.) が考案されている^{1),2)}. Functional plan の立案には局所的な肺機能情報が必要であるが、計画のた めに核医学等の機能画像を撮像することは追加のコストや 被ばくを生じることになる. そこで近年,四次元CT (fourdimensional computed tomography: 4D-CT) 画像と非剛 体画像レジストレーション (deformable image registration: DIR)と呼ばれる画像変形技術により肺換気画像を作 成する 4D-CT ventilation imaging が注目されている. 4D-CTは腫瘍の呼吸性移動を評価するために放射線治療計 画時に撮影されるため, 治療ワークフローの中で肺機能画 像を取得できる利点があり、この4D-CT ventilation 画像 に基づいた Functional planの有効性は先行研究で報告さ れている^{1),2)}.しかし、これらはX線治療における報告が 多く、他の放射線治療における報告は少ない.

そこで本研究³⁾では、このFunctional planの技術を陽 子線治療に応用した.陽子線はX線と物理特性が異なり、 物質中で停止する寸前に高線量を物質に付与するため、腫 瘍への線量集中性が高く、リスク臓器への線量低減に有効 であるとされている.したがって、この性質を利用して更 なる機能肺領域への線量低減が期待できると考えた.4D-CT ventilation 画像に基づいた Functional planを、三次 元原体照射(three-dimensional conformal radiotherapy: 3D-CRT),強度変調回転放射線治療(volumetric-modulat-



図1 3D-CRT, VMAT, PTにより立案した Functional plan の比較

ed arc therapy: VMAT), 陽 子 線 治 療 (proton therapy: PT)において,それぞれ立案し, 3D-CRT, VMATと比較したPTの有効性について検討した.

代表症例を図1に示す. CT画像と4D-CT ventilation 画 像に、3D-CRT, VMAT, PTそれぞれで立案したFunctional planによる線量分布を重ねた図を示す. いずれも, 腫瘍へ の線量集中性を維持しながら, 機能肺領域への線量を最大 限低減させたFunctional planによる線量分布を示す. 機 能肺領域への線量において, 高線量に関しては差がみられ なかったが, 中線量・低線量に関して, 3D-CRT, VMATで は対側肺の機能肺領域に対しても線量の広がりがみられる 一方で, PTでは機能肺領域を避けて腫瘍に照射できている ことがわかる. したがって, Functional planを陽子線治療 に応用することで, X線治療よりも機能肺領域に対する中 線量・低線量の低減が可能となり, RILIの軽減に期待でき ると考えられる.

参考文献

- Kadoya N, Cho SY, Kanai T, et al.: Dosimetric impact of 4-dimensional computed tomography ventilation imaging-based functional treatment planning for stereotactic body radiation therapy with 3-dimensional conformal radiation therapy. Pract. Radiat. Oncol. 5: e505-12, 2015
- Faught AM, Miyasaka Y, Kadoya N, et al.: Evaluating the toxicity reduction with computed tomographic ventilation functional avoidance radiation therapy. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 99: 325–333, 2017
- 3) Ieko Y, Kadoya N, Kanai T, et al.: The impact of 4DCT-ventilation imaging-guided proton therapy on stereotactic body radiotherapy for lung cancer. Radiol. Phys. Technol.: 1–8, 2020

執筆者:家子義朗(岩手医科大学)

〈連載:RPT誌特集〉 最近のRPT誌レビュー論文から

Title: New solutions for automated image recognition and identification: challenges to radiologic technology and forensic pathology Authors: Junji Morishita, Yasuyuki Ueda Radiol. Phys. Technol. 14: 123–133, 2021

和訳タイトル:放射線診療関連技術および法病理学 における自動画像認識および自動識別技術 著者:杜下淳次,上田康之

Image recognition (画像認識) は、対象となる画像の 特徴を機械が認識し識別する技術で、パターンマッチング 技術はよく用いられる手法の1つである.一方、バーコー ドに代表される automated identification technology (自 動識別技術) は、人間ではなく機械がIDコードを読み取っ て情報を認識・識別する技術である.最近ではこれら2つ の技術に人工知能が加わったことで、益々技術革新が進 み、利用拡大が期待されている.例えば日常生活では、指 紋や虹彩、手の静脈走行などの様々な生体特徴から本人を 認証する「生体認証技術」が現金自動預け払い機やスマー トフォン、PCにも搭載され、身近な技術となっている (図1)¹⁾.

生体認証技術の根幹をなす画像認識・自動識別技術は, WEB上で類似した静止画像や動画像,文字の検索には欠 かせない技術である.医用画像にこれらの技術を利用する 試みは,個人情報保護の観点から研究開発が立ち遅れてい る.このような状況の中で,類似した症例の活用とその意 義に関する報告がある²⁾.また,X線画像上で個人の特徴 を示す画像の一部分をbiological fingerprints(生体指紋)

と定義した研究が胸部単純X線画像に対して行われてい る³⁾. 頭部 scout MR 画像⁴⁾ では3次元画像から構築した MPR, 体幹部 scout CT 画像 (図 2)⁵⁾ では局所特徴点を生 体指紋として用いた研究が行われている。図2は、同一患 者の比較(中央と右)および別人患者の比較(中央と左) であり、対応する局所特徴点を結線している.線の数が類 似性の強さを示しており、同一患者である可能性が高くな る. さらに最近では死後 CT 画像等 (図 3)⁶⁾ などを利用し た法病理学や法歯学分野での研究も増加する傾向にある. これらの研究成果の応用事例として、今日の医療が抱える 医療過誤等の抑止につなげる試み、医療従事者の過重労働 問題に対する課題解決など臨床業務を支援するソリュー ションとしての活用、さらには法病理学分野における個体 の生体特徴の抽出による身元確認による大規模災害時の犠 牲者やその他の身元不明者の個人識別などへの利用が見込 まれる.

放射線診療関連技術や法病理学および法歯学の分野にお



図2 体幹部 scout CT 画像を利用した患者自動認証技術⁵



図1 生体認証に利用される様々な生体特徴¹⁾



 図3 法病理学分野での骨画像を用いた性別判定と個人識別 (a-d), 死後CT画像のポジショニング補正 (e-h)と体 内金属検出のためのCT scout 画像の例 (i)¹⁾

けるディジタルX線画像や死後CT画像への応用⁷⁾につい ての研究開発はまだ初期段階にあるが、今後益々その重要 性が認識されると考えられる.このレビューでは、法人類 学における個人識別の歴史から自動的な医用画像の認識及 び識別技術の概説、そして放射線診療関連技術と法病理学 分野への応用について、2020年までの研究成果の概要と 課題・将来展望を述べている.

参考文献

- Morishita J, Ueda Y: New solutions for automated image recognition and identification: Challenges to radiologic technology and forensic pathology. Radiol. Phys. Technol. (2021 on-line first)
- Muramatsu C: Overview on subjective similarity of images for content-based medical image retrieval. Radiol. Phys. Technol. 11: 109–124, 2018
- 3) Morishita J, Katsuragawa S, Sasaki Y, et al.: Potential

usefulness of biological fingerprints in chest radiographs for automated patient recognition and identification. Acad. Radiol. 11: 309–315, 2004

- Ueda Y, Morishita J, Kudomi S, et al.: Usefulness of biological fingerprint in magnetic resonance imaging for patient verification. Med. Biol. Eng. Comput. 2016; 54: 1341-51.
- Ueda Y, Morishita J, Hongyo T: Biological fingerprint using scout computed tomographic images for positive patient identification. Med. Phys. 46: 4600-4609, 2019
- Matsunobu Y, Morishita J, Usumoto Y, et al.: Bone comparison identification method based on chest computed tomography imaging. Legal Med. 29: 1-5, 2017
- Latham K, Bartelink E, Finnegan M: New perspectives in forensic human skeletal identification. 2018; Academic Press

執筆者:杜下淳次(九州大学医学研究院), 上田康之(大阪大学医学系研究科)

Author: Junji Morishita, Yasuyuki Ueda

Abstract: This is a review on biological fingerprint for radiologic technology and forensic pathology 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.

Title: Photon counting detectors and their applications ranging from particle physics experiments to environmental radiation monitoring and medical imaging

Authors: Ryosuke Ota

Radial. Phys. Technol. 14: 134-148, 2021

和訳タイトル:光子計数検出器と素粒子実験,環境放 射線計測,医療イメージングに亘るアプリケーション 著者:大田良亮

素粒子実験,環境計測,医療イメージングなど,放射線を 利用し,所望の情報を得るアプリケーションにおいて,光検 出器,特に光子計数可能な光検出器は必要不可欠である. これらの分野に用いられる光子計数可能な代表的な光検出 器として光電子増倍管 (Photomultiplier Tube, PMT), Silicon Photomultiplier (SiPM)が挙げられる¹¹. いずれの検出 器 (特にPMT) も長い歴史の中で研究,開発されてきたが, 今日でもその性能向上のための改善が日々なされている.

本誌ではまず前半でPMT, SiPM それぞれの動作原理と その特性について触れる(図1,2).単一光子を電気信号 に変換し、人間が光子を認知できるようにするという役割 の上では両者に差異はない.しかし、光電変換から信号読 み出しまでに利用する物理現象が異なるため、当然、互い の得意・不得意が存在する.一つの誌内で両者の特性を載 せることで読者がそれらを比較し、研究開発を行ううえで その特性を理解し選別しやすくなるように努めた.

誌の後半ではPMT, SiPMが利用されているアプリケー ションについて触れる.上で述べたような、素粒子実験、環 境計測、医療イメージングなど、いずれも放射線を計測する という点では類似しているが、それぞれは独立したアプリ ケーションであり、必要とされる検出器の性能は当然大きく 異なる.例えばカミオカンデのようなニュートリノ実験では 大面積かつ低ノイズな光検出器が要求される.PMTは大き いもので20インチサイズのものまで世の中では広く普及さ れており、その点ではPMTがSiPMよりも有利である.一 方で、医療イメージング、例えば飛行時間差陽電子断層撮 像(Time-of-Flight Positron Emission Tomography, TOF-PET)、では光検出器の検出効率(Photodetection efficiency, PDE)や単一光子時間分解能(Single photon time resolu-



図2 SiPM動作原理の概略図

tion, SPTR)などがTOF-PET装置のTOF性能を決定する大 きな要因となる.近年のSiPMは, PDEは50%以上(@410nm) と高く,またSPTRも半値全幅で100ps前後と非常に良い 値となっている²⁾.したがって,近年のTOF-PET装置では SiPMがしばしば光検出器として利用される.今回は上記の 二つを例に挙げたが,当然ではあるが,様々なアプリケー ションごとに必要とされる光検出器は大きく異なる.

繰り返しになるが、本誌ではPMT及びSiPMの動作原 理とその特性に始まり、それらの光検出器を用いたアプリ ケーションの例を挙げる.両者の特性を一つの誌内で述べ ることでそれぞれを比較しやすくし、読者の今後の研究開 発の助けになることを願う.

参考文献

- Ota R: Photon counting detectors and their applications ranging from particle physics experiments to environmental radiation monitoring and medical imaging. Radiol. Phys. Technol. 14: 134–148, 2021
- 2) Gundacker S, Martinez Turtos R, Kratochwil N, et al.: Experimental time resolution limits of modern SiPMs and TOF-PET detectors exploring different scintillators and Cherenkov emission. Phys. Med. Biol. 65: 025001, 2020

執筆者:大田良亮(浜松ホトニクス株式会社中央研究所)

Author: Ryosuke Ota

Abstract: This is a review article on photon counting detector for radiation measurement 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.

施設紹介 群馬大学重粒子線医学研究センターの紹介

田代 睦*

群馬大学重粒子線医学研究センター

Introduction of Gunma University Heavy Ion Medical Center

Mutsumi TASHIRO

Gunma University Heavy Ion Medical Center

1. 施設概要

群馬大学では、放射線生物学及び臨床研究に基づく重粒 子線治療法の高度化とその実現のために必要とされる治療 技術の開発を目指し、重粒子線医学全般に係わる研究を円 滑に推進するため、2005年6月に群馬大学重粒子線医学 研究センターを設立した。2010年3月の重粒子線治療開 始に向けて、治療照射施設や診療体制を整備することが大 きな責務の1つであった。現在、学部や大学院とは独立し た組織である重粒子線医学推進機構の中に「重粒子線医学 研究センター」が研究と教育を行う組織として位置づけら れており、筆者の所属(主担当)はその物理学部門である。



図1 群馬大学重粒子線医学研究センターおよび関連組織との関係

物理学部門には筆者を含めて現在8名の教員が所属してい る. 当センターおよび関連組織との関係について図1に示 す. 混乱を招きやすいが, 医学部附属病院の診療組織とし て, また, 治療施設の名称として,「重粒子線医学セン ター|(「研究|という文字がないセンター)があり、重粒 子線医学研究センターの医師や物理教員が協力している. 大学院腫瘍放射線学や附属病院放射線科の医師も協力して いる. 重粒子線医学センターには院内の看護部や放射線部 からもそれぞれ看護師や診療放射線技師が配属されてい る. ちなみに, 重粒子線医学研究センターおよび重粒子線 医学センターの英語名称としては、既に広く使われてきた 「Gunma University Heavy Ion Medical Center (略称 GHMC)」が、両センターの区別なく使用されている。区 別したい場合には、それぞれ「Research Institute」か 「Clinical Division」を付することとしている. (学外の方 や外国人研究者に(学内の部外者でさえ)これら組織や名 称の区別を正確に伝えることは難しく、一般には特に意識 しなくても問題ないと思っている.)本稿ではタイトルの 組織を中心に、我々医学物理教員が関わる図1の関連組織 での活動も含めて紹介させて頂く.

我々の活動拠点である昭和キャンパスおよび重粒子線医 学センターの外観を図2に示す.重粒子線医学センターは 病院本棟からは少し離れた場所にあり,建屋の大きさはお よそ65m×45mである.この中に,重粒子線(炭素イオ



図2 群馬大学昭和キャンパス(a)および重粒子線医学研究センター外観(b)

^{*} 連絡著者 (corresponding author) 群馬大学重粒子線医学研究センター [〒371-8511 群馬県前橋市昭和町 3-39-22] Gunma University Heavy Ion Medical Center, 3-39-22 Showa-Machi, Maebashi, Gunma 371-8511, Japan E-mail: tashiro@gunma-u.ac.jp



(a)シンクロトロン加速器

(b)治療室 B

図3 重粒子線シンクロトロン加速器(a)および治療室(b)

表1	重粒子線注	台療の主	なスタッフ	ルと人	数
----	-------	------	-------	-----	---

医師 (X線治療等含む)	約25
看護師	12
診療放射線技師	12
物理教員[うち医学物理士]	8[5]
運転技術者(Operator)	10
治療計画技術者(Dosimetrist)	5
実験サポート技術者	2

ン線)のイオン源や加速器(線形加速器・シンクロトロ ン),治療照射室3室(A室水平,B室水平・垂直,C室水 平の4ビームポート)と研究開発用照射室1室(D室垂直 ポート)が設置されている.加速器や治療室の写真を図3 に示す. 治療室はワブラー電磁石による拡大照射法(いわ ゆるパッシブ照射法)を用いた照射野形成装置が具備され ており、D室はスキャニング照射が可能な装置で実験研究 に利用されている. その他, 治療計画や治療中の確認に用 いられるCTシミュレーション室2室, MRI室, PET/CT 室(重粒子線照射による自己放射化測定用)が備えられて いる.図3(b)に示すように、治療室Bには室内CTが設置 されており、治療直前の患者状態を確認可能である. 重粒 子線治療運用の主なスタッフの内訳を表1に示す. 医学物 理業務に関することとして、日々の測定は運転技術員が主 に行い,物理教員が確認している.重粒子線およびX線 IMRTの治療計画作成および確認は物理教員および治療計 画技術者が担当している.実験サポート技術者は物理・生 物実験を含めて研究利用時の装置運転などを行っている. 通常点検日となっている月曜日以外の平日の朝から夕方ま では治療が行われており、治療終了後にQA測定等が行わ れている.木曜日の治療終了後と週末土日に研究目的で装 置が利用されている.重粒子線の年間治療患者数は2020 年度740名で、2010年の治療開始から累計で4,700名を超 える治療が行われている.

附属病院の放射線部には、X線治療用のリニアック3台 や室内CT設置型の小線源治療装置(マイクロセレクトロ ン)があり、必要に応じてそれらへの協力(主にIMRTの 治療計画やリニアック装置品質管理の一部)も行ってい る. 重粒子線治療を除く放射線治療の年間治療患者数は 2020年度でおよそ570名である.こちらの放射線治療装 置類も稼働開始から十数年が経過し、今後順次更新予定と なっている.

2. 教育活動

医学物理学分野の大学院教育として、2008年度から博 士課程(医科学専攻)が、2009年度から修士課程(生命 医科学専攻)が開講されている.現在、大学院医学系研究 科の協力講座として「重粒子線医学物理・生物学」分野が あり、そこに修士課程および博士課程の大学院生が所属し ている.当分野は、医学物理学領域または放射線生物学領 域を志望する学生を受け入れており、前者を物理学部門の 教員、後者を生物学部門の教員が指導している.また、当 センター医学部門や大学院医学系研究科腫瘍放射線学、附 属病院放射線科の医師とも協力しており、各分野に属する 大学院生を相互に協力して指導するなど、実際にはフレキ シブルに対応している.

当分野の修士課程は、2014年度より医学物理士認定機 構の認定医学物理教育コースに認定されている.「医学物 理コース」では履修すべき授業が多くなるが、単位の条件 を満たせば医学物理コース修了が認定される.授業の一部 は、筑波大学がホストとなって整備されている「がんプロ 全国 e-learning クラウド」でも提供されている.また、「放 射線生命医科学コース」では群馬県立県民健康科学大学大 学院と連携しており、一部の授業を連携科目として相互に 受講できる.例えば、医学物理実習では重粒子線を用いた 測定などの実習を一緒に本施設で行うなどしている.

本学医学系研究科の博士課程では,重粒子線医学・生物 学および重粒子線先端臨床に加えて,高度医療機器やその 運用技術の研究開発を担う世界的なリーダーを養成するこ とを目的として,2011年度から「重粒子線医工学グロー バルリーダー養成プログラム」が文部科学省に採択され た.学術研究支援のための奨学金制度や研究費の助成,企 業や国内外の関連医療施設でのインターンシップ,学生の 研究成果発表に対して国内外の研究者を招いて行われる Qualifying Examination など,質の高い若手研究者を養

表2 重粒子線医学物理・生物学分野の学生数(2021年度前期)

	医学物理学	放射線生物学
博士課程	4 [2]	4 [2]
修士課程	5 [2]	1 [1]
理工学府博士前期課程	2	—
理工学部	1	—
MD-PhDコース(医学科生)	2	4

括弧[]内はそのうちの留学生数を示す. 腫瘍放射線学から医学 物理に参加している学生も含む.

成するために優遇されたプログラムとなっている.現在文 部科学省からの助成は終了しているが,学内外委員の先生 からの評価や要望が高いことから大学独自に継続してお り,2019年度からは本学理工学府(大学院)にも医学・ 理工学融合型の「重粒子線医理工連携コース」を設置し, 医理工連携を更に強化している.本プログラムの理工学府 博士前期課程は本年度より認定医学物理教育コースに認定 されている.

理工学部との連携としては、上記プログラムに先行して 既に2018年度より理工学部学生を受け入れて重粒子線治 療医学物理学に関する卒業研究を行う取り組みを始め、現 在は理工学府大学院生もこちらに参加している. また, 重 粒子線医学研究センターの教員が理工学府の授業の一部を 担当するなど,研究・教育面で連携している.現在,重粒 子線医学物理・生物学分野に属する学生数を表2に示す. 本節冒頭に述べたように、当分野は基本的に医学系研究科 の大学院生が主であるが、理工学部(理工学府)の学生も 参加しており, また, 医学科生が学部在籍時より研究に参 加する MD-PhD コースの学生も参加している. 医学系研 究科の学生も、理工系や放射線技術系出身者のいずれもが 入っており、さらに留学生もこれまで多く在籍しており、 多様性に富んでいる。当分野に在籍することは、学生同士 様々なバックグランドを持つ人々との交流が可能であり, 学生にとって新鮮で貴重な経験になると思われる.

各学生は我々教員と相談して研究テーマを選定し、テーマによって担当する教員が実質的な研究指導者となって研究を進めている.グループ全体としては週1回研究ミーティングを行い、教員・学生とも各1名ずつ研究論文紹介や、学術集会の予行発表などを行っている.その他、不定期ではあるが.外部の講師を招いて研究活動等について話を伺う「医理工連携セミナー」を開催している.これは医学物理学に限らず医学や生物学分野も含めて教員がそれぞれの繋がりから講師をお願いしており、学生に限らず我々教員にとってもいろいろな分野の話を聞くことができる機会となっている.

3. 研究活動

当医学物理学分野で行われている研究は多岐にわたる が、要約すれば、「重粒子線治療(あるいは放射線治療) 照射技術の高度化に資する研究・開発」と言えるのではな いかと思う.高度化とは、高性能化、高精度化、高効率化、 高機能化などの意味を含んでおり、要は重粒子線治療(放 射線治療)を更に良くして発展させていこうとする取り組 みである.本学は重粒子線治療装置を持つ数少ない大学で あるため、当然ながら重粒子線に関する研究が多いが、そ のことが当分野の特徴であると言える.研究テーマを内容 によって以下のように分類し、その中でいくつか紹介した い.ただ、各研究テーマの分類は1つに限定できるもので はなく相互に関連しているため、便宜的なものであること をご了承頂きたい.

①線量・線質・飛程など治療(線量)精度向上に資する機 器や測定方法の研究・開発

半導体検出器を用いた線質測定では、微細加工された半 導体検出器により、線量とともに線質(LET・Lineal Energy)を直接測定することができ、それによって重粒 子線の生物効果比(RBE)を測定により定量することで高 精度なQA/QCシステムの確立を目指している. これは豪 州ウーロンゴン大学や理工学府とも協力している. コンプ トンカメラを用いた研究では、核医学診断への応用として の体内多核種位置の同時画像化から、最近では画像再構成 法の改善や重粒子線の飛程測定への応用に取り組んでい る¹⁾. ガフクロミックフィルムを用いた重粒子線の線量測 定では、フィルム応答のLET依存性を考慮する必要があ るが、線量とLETを同時に定量化する方法を開発し、治 療ビーム計測に応用しようとしている2). その他. 重粒子 線CTやX線フォトンカウンティングCT,二重エネルギー CTによる阻止能比の精度向上に向けた検討も行ってい る.

②標的位置精度向上に資する研究・開発

重粒子線治療はシャープな線量分布により標的への線量 集中性が高い方法であるが、それゆえ標的が照射位置を外 れた場合やビーム上流の構造変化の影響も大きいことが懸 念される. 日々変化する患者内部の解剖学的構造に対して ロバストな治療や、その変化に対応したアダプティブ治療 の実現が求められている. その対応の1つとして、治療室 内CTを導入し、治療直前の患者画像を取得し、治療計画 時と比較して線量分布の変化や、骨構造合わせや標的合わ せなど位置決め方法による影響の評価等を行っている.積 層原体照射法の呼吸性移動による線量分布の影響評価にも 測定・計算の両面から取り組んでいる. また、患者自動位 置決め用の2D-3D照合法を応用した分割位置決め照合法を 開発し、母体積の骨構造と関心体積の変位を独立に定量し、 その際に得られる仮想3Dボリュームデータにより治療当日 の照射影響をCT撮影なしで評価する試みも行っている³⁾. ③治療効率化に資する研究・開発

治療ビームは機器設定や照射野形状により線量モニタと 指示点線量との関係が変わるため,モニタ校正は治療ビー ムごとに測定により行われており,治療終了後にかなりの 時間を要する業務となっている.これを省略するために半 経験則に基づく校正定数推定法を開発し,実用化を進めて いる⁴⁾.また,QA計画分布測定に変わるべくモンテカル ロシミュレーションを組み合わせた独立線量分布計算の開 発や,室内CTデータ解析に基づく治療計画方法の省力化, 既存データを利用した深層学習による自動輪郭描画などに も取り組んでいる.その他,多職種の業務が複雑に絡まる 重粒子線治療プロセスを管理する治療情報システムの開発 改良も日々進められており,業務の効率化にとって重要な 要素となっている.

④新規治療対象への拡大を目指した研究・開発

頭蓋内の微小がん/非がん疾患等への治療応用が期待される,カーボンナイフと呼ばれるミリメートル程度の微小 照射野で高線量率の炭素線を生成し,微少な線量分布定量 方法の提案や,その新たな照射技術の生物応用に向けた取 り組みを行っている⁵⁾. 超高線量率炭素線(いわゆるカー ボンフラッシュ)の照射野形成やその生物効果検証につい ても検討を進めている.

以上に挙げたようなテーマを必要に応じて理工学府や国 内外の研究機関と協力して行っている.各メンバーの興味 関心,発案によりここに挙げた以外の研究も行われてい る.また,臨床や生物に関わる部分に対しては医師や生物 学者とも随時連携協力して進めている.当センターの医師 や生物学者も我々物理教員と同じ部屋におり,職種間の距 離が近いこともあってコミュニケーションが取りやすく相 互の連携はしやすい状況にあると感じている.本稿執筆規 程により上記研究活動に関する論文リスト5編^{1~5)}を末尾 に紹介するが,その他最近の論文についてもウェブサイト (https://heavy-ion.showa.gunma-u.ac.jp/lab/results.php) を参照されたい.

4. 研究者の日常

物理教員の業務は大きく分けて,臨床,教育,研究,そ の他がある.臨床業務は治療運用を滞りなくスムーズに進 めるために優先される.診療の日常業務としては,治療開 始前の測定確認,治療終了後の種々の測定確認,治療計画 カンファレンスへの参加や報告,装置や施設設備の不具合 対応などがある.これら共通の業務については物理教員で 当番表を作り分担して行っている.治療計画については, 重粒子線治療およびX線IMRTに対して,計画立案とその 確認作業や,カンファレンスでの計画提示を行っている. 重粒子線治療中の患者状態変化の照射影響確認のため,治 療期間中に撮影された確認CTに対する分布検証と医師へ の報告,必要に応じて修正再計画なども行っている.この ような治療計画関連業務は治療計画技術者と物理教員で分 担している.装置の品質管理や長期的な維持管理・更新に ついては,それぞれ担当の教員が運転技術員等と協力しな がら行っている.施設稼働から10年が経過した最近では,施設設備や装置の故障が増えてきており,更新のための作業等も増加している状況である.

教育関係では,各教員が数コマから数科目の授業(講 義・実習)を受け持っており,年間の中で準備を含めてそ れらを行うことと,担当する研究テーマの学生に対する研 究指導が主な内容である.学生の研究については,研究計 画を相談し,一緒に実験を行い,研究発表や論文の指導を するなどしており,各教員によって様々な対応をしてい る.

研究は、上記やその他の業務のない空いた時間で進める ことになる.重粒子を用いた実験は、1節で述べたように 利用可能時間が限られているため、希望者はセンター内で マシンタイム申請を行い、承認されたテーマについて行う ことになっている.テーマによって実験回数は異なるが、 平均すると各テーマで年間数回程度の利用となっている. 現状ではマシンタイムは希望すれば比較的利用しやすい状 況にある.それ以外は必要な計算やデータ解析、調査、発 表資料や論文作成などを行っている.

その他の業務としては、学内外各種委員会の会議や各種 業者との打ち合わせ、様々な事務処理がある.日々の施設 設備管理などもこちらに分類されるが、上述したようにそ の割合も多くなっている.大学教員として働いているとそ のような雑務も結構多い(と、筆者は実感している).教 員によっては週1日程度外勤に出ている者もいる.それぞ れの業務時間の割合は各教員によって異なるが、筆者の場 合で言えば、臨床:教育:研究:その他=3:2:2:3くらい かと思う.学生の日常は、授業があればそれを優先し、そ れ以外の時間で各自の研究活動や論文調査、研究ミーティ ングの参加・発表などがある.

5. 医学物理を志す者へ一言

医学物理と一言でいっても、対象となる研究の範囲はと ても広い.本稿の研究活動内容を見て頂いてもその内容の 多さを感じて頂けると思う.本学大学院には、放射線技術 系や理工系出身者が混在しており、留学生も多く、教員も 含めて様々なバックグランドを持った人材がおり、それぞ れ興味を持った、あるいは得意な分野で研究活動を進めて いる.それぞれ自分ができるところを追求していけば、ダ イレクトに医療に貢献できることを感じられる.医学物理 ではそういった面でやりがいを感じることができると思 う.本学医学物理コースへの進学に興味をお持ちの方はぜ ひご連絡頂き、(コロナの感染リスクが収まれば)大学や 施設を見学して頂きたい.本稿が医学物理分野に進む学生 の後押しになれば幸いである.

参考文献

1) Sakai M, Parajuli RK, Kubota Y, et al.: Crosstalk reduc-

tion using a dual energy window scatter correction in compton imaging. Sensors 22: 2453, 2020, doi: 10.3390/s20092453

- Kawashima M, Matsumura A, Souda H, et al.: Simultaneous determination of the dose and linear energy transfer (LET) of carbon-ion beams using radiochromic films. Phys. Med. Biol. 65: 125002, 2020, doi: 10.1088/1361-6560/ab8bf3
- 3) Tashiro M, Kubota Y, Torikoshi M, et al.: Divided-volume matching technique for volume displacement estimation

of patient positioning in radiation therapy. Phys. Med. 62: 1–12, 2019, doi: 10.1016/j.ejmp.2019.04.028

- Matsumura A, Yusa K, Kanai T, et al.: Evaluation of an empirical monitor output estimation in carbon ion radiotherapy. Med. Phys. 42: 5188-5194, 2015, doi: 10.1118/1.4928145
- Tashiro M, Souda H, Yoshida T, et al.: Reconstruction of dose distributions for fine carbon-ion beams using iterative approximation toward carbon-knife. Phys. Med. Biol. 65: 225023, 2020, doi: 10.1088/1361-6560/abc131



高層建築のない世界 ーバルト3国,コスタリカ,アイルランド, ペルーの古代インカ,古代エジプトー

(Chicago Report) The World Without Tall Buildings: Baltic Countries, Costa Rica, Ireland, Ancient Inca (Peru) and Ancient Egypt

高層建築のないバルト3国

1904年の日露戦争では東郷平八郎の日本海軍がロシア のバルチック艦隊を打ち破り歴史的勝利をしたことはよく 知られています.バルチック艦隊は、スウェーデンと当時 のロシアとの間のバルト海を本拠地とするロシア海軍でし た.現在は、1990年代にロシアから独立したリトアニア、 ラトビア、エストニアはバルト3国(写真1)として知ら れています.バルト3国は、近隣のスウェーデン、ポーラ ンド、フィンランド、ドイツ、ロシアなどに侵略され外国 支配を受けた悲劇の小国です.それぞれの面積は北海道よ りも小さく、人口は300万人以下ですが、独自の言葉を持 ち独立性を保持してきたのです.独立後はヨーロッパの一 員として繁栄を続け多くの観光客が訪問しています.その



写真1 バルト3国の地図

理由は北ヨーロッパの文化や古い城郭などが現存している からです.

シカゴ大学では放射線科医の一人がリトアニア出身とい うことで一度訪問したいと考えていましたが4年前に実現 しました.訪問はリトアニアのビルニュスから始まり、ラ トビアのリーガ、エストニアのタリンへそれぞれバス3時 間ほどの旅行でした. 驚いたことにこの旅行中に山を見た ことはなく、松林や白樺林か一面の麦畑でした. 高層建築 はほとんどなく、教会の塔が町中を見晴らす高見台でし た. リトアニアでは、第二次世界大戦の始めに多くのユダ ヤ人を助けた杉原千畝の領事館(写真2)を訪ね、領事の 功績を偲びました. ラトビアのリーガでは、ユーゲント シュティール(又はアールヌーボー)と呼ばれる19世紀 から20世紀初頭に始まった豪華な新芸術様式の建築の宝 庫(写真3)と言われる建物が40%も残っていると言われ、 別世界に来たとも感じるような素晴らしい街を散策しまし た. これらの建物が残っているのは第二次世界大戦で戦火 に巻き込まれず被害を被っていないからだと思います. エ ストニアでは、ヨーロッパ唯一現存する小高い丘の上の城 郭(写真4)とその周囲を徘徊することができました.バ ルト3国の町は小さいので、ほとんど徒歩で散策が可能 で、英語はほぼ完ぺきに通用し、食事はリトアニアのジャ ガイモ料理のツェペリナイなどとてもおいしかったです.



写真2 リトアニアの杉原千畝のデスク

ක්ෂුක්ක කරන්තු කරන්ත කරන්තු කරන්තු



写真3 ラトビアの美しい建造物街



写真4 ヨーロッパ唯一現存するエストニア城郭

コスタリカのグループツアー

パナマに隣接する北側の国はコスタリカです. この国名 はコロンブスがカリブ海を航行中に発見して「コスタリ カ」とスペイン語で叫んだ"美しい海岸(beautiful coast)" (写真5) という意味です. 北海道より若干小さな面積で すが、東西はカリブ海と大平洋で囲まれ中央には富士山よ りも高い山や火山があり、東側はカリブ海からの、西側は 太平洋からの湿気を含んだ風が吹くため両側とも降雨量の 多い植物の生育しやすい気候でコーヒーや熱帯果樹が実り ます. 5~11月は雨季で、観光は12~4月の乾季になりま す. コスタリカは永久中立国を宣言し軍事力を排除したユ ニークな国です.国土の25%は国立公園などで自然を保 じているため米国では人気のある観光地です、家内と私 は4年前に8泊9日のグループツアーに参加することを決 めたのです. ツアーは約20名の参加で毎日大型バスで各 地を訪問しましたが、コーヒー農園の見学、動物保護施設 でイグアナや珍しい動物観察、山の中腹に作られた巨大な 段々畑のような温度の違う(上流は高温)温泉プール施設, バタフライ・ガーデン、ジャングルの河のクルーズ、バー ド・ウオッチングでトウカンと呼ばれる美しい鳥(写真6) を見つけたときは感激でした.更にワニの観察、緑色のト カゲが川面を走る様子、レインフォーレストで豪雨の中、 いくつものつり橋を渡る冒険ウォーキング、ジャングルの 自然を観察する探索(写真7)や海岸リゾートでのリラッ クス、巨大ウミガメの卵を孵す海岸の保護施設(写真8) の見学です.

グループは首都サン・ホセ空港で集合し、最後に空港で 解散するまでガイドの指示で楽しい時を過ごすことができ ました.特にガイドはバスの移動中コスタリカに関するこ と、自然やバナナやパイナップルなどの食物など広範な話 題を話してくれ絶えず興味深く旅行を楽しむことができま した.ホテルは一流最高の施設で食事は3食含んでいまし たが、料金一人約20万円は極めて妥当な料金と感じまし た.



写真5 コスタリカのカリブ海側海岸



写真6 美しいトウカン



写真7 ジャングルを探索するグループ



写真8 巨大ウミガメの卵の孵化場

アイルランド・ダブリンのテンプル・バー

シカゴ大学放射線科医には数人のアイルランド出身者が いてアイリッシュと呼ばれ優れた人達なので是非アイルラ ンドを訪問したいと考えていましたが、5年前に実現しま した. アイルランドは北海道ほどの面積で人口500万人ほ どの小さな国ですが、米国ではその存在感は大きいと思い ます. 首都ダブリンの歓楽街テンプル・バーと呼ばれる地 域の小さなホテルを予約したのですが、タクシーでその住 所に行ったのですが、それらしい建物がないのです、タク シーを降りてその住所のバーに立ち入り問い合わせると, そこが正しい住所で、1階はバー、2階はレストラン、3階 はホテル(写真9)でした.この一角は午前4時まで飲み 明かし大声で歌い踊り燥ぐ様子(写真10)は新宿の歌舞 伎町よりも人々は平和を楽しんでいるようでした. 初めて 会った他人にも旧知の友人のように話しかけるのにはとて も驚きました、このような場所を私は世界中で見たことが ありません.しかし朝5時には清掃車が街をきれいにして いました.アイルランドは小さな国ですので、美しい海岸

線(写真11)や珍しい六角柱構造の石林(写真12)など を日帰り旅行できます.大きな山はなくほとんどは牧草地 で大量の牛と羊が目につきました. 牛の数は人口の5倍と 聞きましたので、アイルランドはとても豊かな国と思いま す. アイルランドの主食はジャガイモだったのですが, 1845~52年の大飢饉で100万人死亡したのです. そのた め当時100万人が海外に移住したそうです.現在米国には アイルランド系住民は3,200万人(米国9.7%)です.こ の数字は驚くほど大きいと思います. 例えば、イギリス系 住民はたったの200万人(0.6%)です.しかし、ドイツ系 住民は4,400万人(13%), 黒人13%, アジア系5.6%です. そこでドイツ人も米国に大量に移民したことが想像できま す. 日帰りバスツアーでは運転手がガイド役で, 北アイル ランドのベルファーストへの旅では、イギリスが北アイル ランドの住民をいかに迫害し非道を繰り返していたことを 詳しく説明してくれました. ダブリンでは有名なトリニ ティカレッジの図書館(写真13)の見学やギネスの本拠 地工場見学でビールを楽しみました.

医学物理 第41卷 第3号





写真9 テンプルバーのホテル



写真10 陽気に飲み明かす人々



写真11 美しい海岸線



写真12 六角柱構造の海岸の石



写真13 トリニティカレッジの図書館

医学物理 第41卷 第3号





写真14 リマのペルー政庁



写真15 インカの首都クスコの町



写真16 オリヤンタイタンポ遺跡

ペルー・インカのマチュピチュ遺跡

ペルーにあるインカ族のミステリーに包まれたマチュピ チュ遺跡は、世界遺産の中で最も人気のある遺跡と考えら れています.インカ帝国は1550年ごろに人口200万人以 上を擁し南米で最も繋栄し広大な領域を支配していました が、僅か数百人のスペイン人兵士に90%もの住民やイン カの王様が殺され征服されてしまったのです。インカの 人々は「夜は戦争しない」ので、あっという間にスペイン 人に征服されたのです。現在ペルー人口3000万人の45% は先住民で、37%は先住民とスペイン人との混血です。 ペルーはスペインの植民地として苦しい時代を過ごします ් කර්ගත් කරන්න කරන කරන්න කරන්



写真17 インカ工芸品の行商



写真18 インカの12角の礎石



写真19 マチュピチュ遺跡

が、1821年にペルー共和国として独立したのです.現在 の首都は海岸沿いのリマですが、旧市街アルマス広場には ペルー政庁(写真14)があります.インカの首都はリマ から飛行機で約2時間の標高3,500mの山岳地帯のクスコ (写真15)です.クスコの近くにはマチュピチュを始めオ リヤンタイタンポ遺跡(写真16,17)など多くのインカ遺 跡が集まっていますが、かなり広範囲に分散しています. これらを訪問見学するには数日間タクシーを雇う必要があ ります.クスコにあったインカの建物は全てスペイン人に よって破壊されたのですが,礎石の部分(写真18)はそ のまま利用されています.礎石の組み合わせ部分は極めて 精密でカミソリの刃が入らないほどと言われています.有 名なマチュピチュ(写真19)はタクシー,特別観光列車, マイクロバスを乗り継ぎ数時間かけて到着できます.マ チュピチュは有名なインディアナ・ジョーンズが1911年 草に覆われた段々畑をよじ登り遺跡を発見したと言われて います. インカ帝国の滅亡から400年後にマチュピチュは 長い眠りから覚めたのです. ここには、当時王様一家と約 1.000人が住んでいたそうですが、突然消え去ったなぞは 未だにわかっていません. その理由はインカには文字がな かったからです. 文字がなくては複雑な出来事を記録する ことができませんので、歴史の詳細はわからないと思いま す. インカだけでなく南北アメリカの先住民の歴史はほと んどわかっていないのは、この地域では文字が発明されな かったからだと思います.一方,古代エジプトやメソポタ ミヤでは早くから象形文字やクサビ形文字が発達していた ために詳しい歴史がわかっているのです. リマから約200 キロ南方のナスカには有名な地上絵があります. これは 1939年に発見・認識されたのですが、飛行機からの観測 では、残念ながらじっくり認識・観測するのが困難です. ペルーで驚くほどおいしい食べ物はイビツな形の小さなポ テトとトウモロコシの巨大な実(ソラマメほどの大きさ) です. これを食べるためにペルーを再び訪問する価値があ ると思っています.

古代エジプト最大の建造物ピラミッド

私は高校時代に世界史が大好きでしたので, チャンスが あれば是非エジプトを訪問したいと思っていました.4年 前にそれが実現し,ナイル河の両側に発達した砂漠の国の 首都カイロ(写真20)を訪問し,まず著名なエジプト考 古学博物館(写真21)を訪ねました.ここでは有名なツ タンカーメンの黄金のマスクを見ることができましたが, 撮影禁止なのでNational Geographicの表紙(写真22)を 用いました.この豪華なマスクを短期間に作成することは 困難と言われ,どのように作成したかは長い間疑問でした が,最近このマスクはツタンカーメンの早死した姉のもの



写真20 カイロの町とナイル河



写真21 カイロ博物館



写真22 ツタンカーメンの黄金のマスク



写真23 ギザのクフ王のピラミッド



写真24 ルクソール神殿



写真25 王家の谷 ファラオの墓の入り口

だったことが証明されています.またツタンカーメンは未 熟な少年王と考えられていましたが,装飾品に刻まれてい るエジプト周囲の国との激しい戦争の様子からツタンカー メンは強力な戦士だったが戦争で若死したと考えられてい ます.古代の巨大な建造物はギザのクフ王のピラミッド (写真23)です.4500年前に高さ146m,幅230m,230万



写真26 ファラオの墓の内部

個の石を積み重ねたものですが、一個の石は約2.5トンも あり未だにどのように建造したのかは謎に包まれていま す.長年の浸食などで現在は高さ139mになっています. 古代エジプトのファラオ達は、ピラミッドを墓として利用 していたのですが、ここに隠されていた金銀の財宝が盗掘 の対象となり、更に後世代では困窮した時にこれを利用し たこともあるため、その後ピラミッドを廃止し、ルクソー ルに王家の墓を地下に作るようになったようです.ルク ソールはナイル河で東西に分断され、東側はカルナック神 殿やルクソール神殿(写真24)があり生者の町と言われ、 西側は死者の町と呼ばれ王家の谷(写真25)があります. 今までに63の墓が発見されていますが、1922年に発見さ れたツタンカーメンの墓は見事な副葬品で知られていま す.ファラオの墓は、即位してから作り出し見事な壁画 (写真26)やミイラや石棺でも知られていますが、ツタン カーメンの墓は若死にしたために極めて短いのですが、長 生きしたラムセス4世の墓は巨大で豪華です.エジプトを 訪問すると世界最長6,500キロのナイル河の存在が大きい と気がつきます.特にルクソールからアスワンダムまでの 日帰り旅行はエジプト庶民の生活を見ることができまし た.

(2021年8月25日記 土井邦雄*)

RPT誌編集委員長

土井邦雄^{1,2}

- 2 群馬県立県民健康科学大学
- Editor-in-Chief, Radiological Physics and Technology Kunio $\mathrm{Doi}^{1,\,2}$
- ¹ The University of Chicago
- ² Gunma Prefectural College of Health Sciences
- *E-mail: k-doi@uchicago.edu

編 集 後 記 2000 0000 巻頭言にてご紹介いたしました第 121 回学術大会関連の 10 編の記事は私自 身が担当編集委員として著者から原稿を集めたものですが、今号はその他に 計測委員会企画として清水先生による線量計校正の解説記事、教育委員会企 画として高畠先生らによる放射線発がん研究の解説記事, RPT 誌関係で高済 先生による論文投稿の解説、表彰報告と受賞論文及び総説論文の紹介、群馬 大学重粒子線医学センターの施設紹介、前 RPT 誌編集長の土井先生のコラム など多数の記事を掲載しております. 学会の最大の目的はそれを構成する会 員の研究推進ですが、本学会が単独もしくは共同で主宰する医学物理の研究 交流の場としては本誌の他に学術大会と論文誌 RPT があります.本特集号企 画はこれらと連携して学会及び学術分野の発展に貢献しようとするもので、ご 協力いただいた皆様には心より感謝いたします。本誌は学会の機関誌として 現在は依頼記事が中心ですが、国内向けの研究論文の投稿も募集しておりま すので、会員の皆様には是非ご寄稿をお願いいたします. (編集委員 兼松伸幸)

Japanese Journal of Medical Physics 矢 学 物 理 編集委員長 Editorial Board 長谷川智之(北里大学) T. Hasegawa (Chief) 編集委員 Y. Anetai F. Araki 姉帯 (関西医科大学) 優介 荒木不次男 (熊本大学) T. Isobe (筑波大学) 磯辺 智範 N. Kanematsu 兼松 伸幸 (量子科学技術研究開発機構) R. Kohno (量子科学技術研究開発機構) 河野 M. Sakai 良介 S. Sato 境 (倉敷中央病院) 麻未 佐藤 清香 (エレクタ (株)) S. Sugimoto (順天堂大学) Y. Takahashi 杉本 聡 A. Nohtomi 高橋 豊 (大阪大学) M. Hashimoto 昭弘 (九州大学) 納冨 T. Fujisaki 橋本 成世 (北里大学) (茨城県立医療大学) 藤崎 達也 T. Magome N. Matsufuji 馬込 大貴 (駒澤大学) 松藤 S. Minohara 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) Y. Mori 祐太郎 H. Watabe 森 (筑波大学) T. Yamada 渡部 浩司 (東北大学) 山田 崇裕(近畿大学) JSMP Secretariat: 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 c/o International Academic Publishing, Co., Ltd., 358-5 (株) 国際文献社内 Yamabukicho, Shinjuku-ku, Tokyo 162-0801, Japan TEL: 03-6824-9384 FAX: 03-5227-8631 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: JSMP Editorial Office: 〒162-0801 東京都新宿区山吹町332-6 c/o International Academic Publishing, Co., Ltd., 332-6 (株) 国際文献社内 Yamabuki-cho, Shinjuku-ku, Tokyo 162-0801, Japan TEL: 03-6824-9363 FAX: 03-5206-5332 TEL: 03-6824-9363 FAX: 03-5206-5332 ISSN: 1345-5354 ISSN: 1345-5354 Japanese Journal of Medical Physics [JJMP] is published 本誌は年1巻とし、1号、2号、3号及び4号として発 four times per annual volume by the Japan Society of 行します. Medical Physics. JJMP is indexed in Index Medicus and MEDLINE on the 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. MEDLARS system.
	_ 替	助 4	> 읍 :	夕
	只	- 1		14
エレクタ	株式	会 社	東 洋 メ デ	イック株式会社
株 式 会 社	応用	技 研	長瀬ラン	ダウア株式会社
加速器エンジニア	リング株	式会社	株式会	社 日 立 製 作 所
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	公益社団法ノ	、 日本生体医工学会
株式会社通商	i 産 業 研	究 社		

Japanese Journal of Medical Physics

目

次

巻 頭	言 第121回日本医学物理学会学術大会特集号 兼松伸幸 ·····
第12	
:会開	催報告 第121回日本医学物理学会学術大会報告
,	兼松伸幸 ·····
F	説 COVID-19画像診断における AI応用の最先端
	有村秀孝, 岩崎貴大 ・・・・ マンモグラフィの線量の国家標準の准展と展望
	320 列 ADCT 搭載 IVR-CT の有用性 新権 III
	世界で活躍する日本発のCT技術一歴史と未来一
	塚越伸介, 信藤康孝, 立崎 寿 CRシステム創世記─想像と創造のはざまに生まれるもの─
	船橋正夫・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・
	山田雅彦
	加速器を用いたホウ素中性子捕捉療法の現状 田山洪其・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・
	日本発の荷電粒子線治療技術
	日开敏乙 福島第一原発事故から10年―世界の専門家による影響予測は正しかったか?―
	保田浩志····································
十调时	
1 1003	
	医療用加速器を用いた放射線治療用線量計の水吸収線量校正 清水 4 人
軋載	
	記 動物モデルを用いた放射線発がん研究[第1部] 高畠 賢,井上一雅,福士政広・・・・・
連載	
	説
	Radiological Physics and Technology (RPT) 誌に英語論文を投稿しよう! (3) 研究個別指導プログラムを受講して—初めての英語論文:千里の道も一歩から—
	高済英彰
彰朝	告 2020年度 RPT 誌十井賞(優秀論文賞)・MCA・優秀香読老賞表彰の報告
	約富昭弘····································
i文紀	介 RPT誌+井賞受賞論文:3DGANの生成データによって強化されたマルチスケール建美ネットワークを用いた肺結節分類の検討
	大西佑弥, 寺本篤司, 辻本正和, 塚本徹哉, 齋藤邦明, 外山 宏, 今泉和良, 藤田広志
	RPT誌土井賞受賞論文:前立腺がんの骨転移評価における定量的SPECT/CTを用いたイメージングバイオマーカーの有用性 一ファント人と臨床データによる検討一
	茂木一樹, 松友紀和, 山本智朗, 小泉 満
	RPT誌土井賞受賞論文:肺癌SBRTにおける4D-CTから作成した肺換気画像に基づく陽子線治療の有効性について 家子義朗 角谷倫之 金井貴幸 中島祐二朗 新井一弘 加藤貴弘 伊藤謙吾 宣冊友佑地 武田 堅 翌井乒丰 起太建二
	神宫改一, 如月天下, 下四田一树, 四月 一树, 阳居县村, 尼那陈白, 日外从旧巴, 风田一县, 石月山入, 似乎定一,
	最近のRPT誌レビュー論文から:放射線診療関連技術および法病理学における自動画像認識および自動識別技術 朴下淳次、上田康之・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・
	最近のRPT誌レビュー論文から:光子計数検出器と素粒子実験,環境放射線計測,医療イメージングに亘るアプリケーション
	大田長冗 ····································
設紀	
	群馬大字重粒子線医学研究センターの紹介 田代 睦
.	·····································
単載	: ンガコ通信/ 人
/	▲ 高層建築のない世界─バルト3国, コスタリカ, アイルランド, ペルーの古代インカ, 古代エジプト─
	土井邦雄
集後	
	{ 復与される万へ 】
	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.
	 T 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 FA Y: 03 3475 5619 E mail: info@iacco.in
	FAA. 05-5475-5019 E-mail: mio@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。

医学物理 第41巻 第3号

令和 3 年 9 月 30 日発行 公益社団法人 日本医学物理学会 東京都新宿区山吹町358-5 (株)国際文献社内 平成 2 年 6 月 11 日第 4 種郵便物認可

定価 2,000円