

医学物理

Japanese Journal of Medical Physics

2020

Vol. 40

3

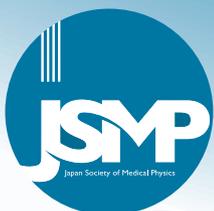
<http://www.jsmp.org/>

JSMP

Japan Society of Medical Physics

教育委員会企画新連載

RPT 誌特集



令和 2年
第40巻 3号



日本医学物理学会機関誌

目 次

卷 頭 言	
会長就任挨拶 福田茂一	73
資 料	
本邦の放射線治療部門における診療の質評価指標(Quality Indicator: QI)策定に向けたアンケート報告 水野統文, 川村愼二, 峯村俊行, 岡本裕之, 遠山尚紀, 黒岡将彦, 川守田龍, 伊藤芳紀, 中山優子	75
技術報告	
固体ファントムを用いた訪問による出力線量の第三者評価プログラムの構築 谷 謙甫, 脇田明尚	88
〈連載：教育委員会企画〉 解 説	
重粒子線治療装置HIMACの建設とそのもたらしたもの—医学物理学の観点から— 第2部, ブロードビーム照射の高度化と普及型装置の開発(1994～2010) 遠藤真広	97
〈連載：RPT誌特集〉	
2019年度RPT誌土井賞(優秀論文賞)・MCA表彰の報告 川村愼二, 納富昭弘	106
論文紹介	
RPT誌土井賞受賞論文：エネルギー差分CT値—電子密度変換のためのフォトンカウンティング 検出器のシミュレーション研究 齋藤正敏	107
RPT誌土井賞受賞論文：乳房専用PETと全身PET/CTを用いた高集積領域の自動検出 箕浦菜月, 寺本篤司, 伊藤あかり, 山室 修, 西尾正美, 齋藤邦明, 藤田広志	108
RPT誌土井賞受賞論文：IMRTの患者QAにおける3Dプリンタで作成した 頭頸部患者模擬ファントムの評価 角谷倫之, 阿部幸太, 根本 光, 佐藤清和, 家子義朗, 伊藤謙吾, 土橋 卓, 武田 賢, 神宮啓一	109
論文紹介	
Michel M. Ter-Pogossian 先生紹介記事：Michel M. Ter-Pogossian (1925–1996): PETの先駆者, 特に高速イメージング法と ¹⁵ O臨床応用について 菅野 巖, 高橋美和子, 山谷泰賀	110
施設紹介	
茨城県立医療大学大学院保健医療科学研究科放射線技術科学専攻の紹介 布施 拓, 藤崎達也, 門間正彦, 阿部愼司	111
編集後記	115

【複写される方へ】

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

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

著作物の転載・翻訳のような、複写以外の許諾は、直接本会へご連絡下さい。

CONTENTS

PREFATORY NOTE

- Inaugural Message from the President of JSMP
Shigekazu FUKUDA 73

SCIENTIFIC NOTE

- Introduction of Quality Indicators into Radiotherapy Departments in Japan
Norifumi MIZUNO, Shinji KAWAMURA, Toshiyuki MINEMURA, Hiroyuki OKAMOTO,
Naoki TOHYAMA, Masahiko KUROOKA, Ryu KAWAMORITA, Yoshinori ITO, Yuko NAKAYAMA
..... 75

TECHNICAL NOTE

- Establishment of an On-Site Dosimetric Audit Program with a Plastic Phantom
Kensuke TANI, Akihisa WAKITA 88

〈Special Issue Series: Educational Committee〉

REVIEW

- Construction of Heavy Ion Accelerator in Chiba (HIMAC) and Its Consequences
—From Medical Physics Viewpoint: Part 2. Advancement of Broad Beam Irradiation
and Development of a New Compact-sized Therapy Accelerator (1994–2010)
Masahiro ENDO 97

〈Special Issue Series: RPT〉

- Introduction of the Doi Award and MCA of Radiological Physics and Technology in 2019
Shinji KAWAMURA, Akihiro NOHTOMI 106

ARTICLE REVIEWS

- RPT Doi Awards: Simulation of photon-counting detectors for conversion of
dual-energy-subtracted computed tomography number to electron density
Masatoshi SAITO 107

- RPT Doi Awards: A complementary scheme for automated detection of high-
uptake regions on dedicated breast PET and whole-body PET/CT
Natsuki MINOURA, Atsushi TERAMOTO, Akari ITO, Osamu YAMAMURO,
Masami NISHIO, Kuniaki SAITO, Hiroshi FUJITA 108

- RPT Doi Awards: Evaluation of a 3D-printed heterogeneous anthropomorphic
head and neck phantom for patient-specific quality assurance in intensity
modulated radiation therapy
Noriyuki KADOYA, Kota ABE, Hikaru NEMOTO, Kiyokazu SATO, Yoshiro IEKO,
Kengo ITO, Suguru DOBASHI, Ken TAKEDA, Keiichi JINGU 109

ARTICLE REVIEW

- Michel M. Ter-Pogossian (1925–1996): A pioneer of positron emission tomography
weighted in fast imaging and Oxygen-15 application
Iwao KANNO, Miwako TAKAHASHI, Taiga YAMAYA 110

INTRODUCTION OF RESEARCH FACILITY

- Introduction of Medical Physics Course in Ibaraki Prefectural University of
Health Sciences
Hiraku FUSE, Tatsuya FUJISAKI, Masahiko MONMA, Shinji ABE 111

-
- EDITOR'S NOTE 115

巻頭言

会長就任挨拶



公益社団法人日本医学物理学会
会長 福田茂一

2020年4月11日の理事会で当学会の会長を拝命しました。副会長には経験豊富な齋藤秀敏理事を推薦させていただき理事会で承認していただきました。また各理事の先生方には下記のとおりそれぞれ担当理事になっていただいています。

2020年度・2021年度 理事（敬称略，五十音順）

小口 宏	放射線防護委員会担当
小澤修一	教育委員会担当（教育委員会委員長）
角谷倫之	広報委員会担当（広報委員会委員長）
兼松伸幸	大会支援委員会担当（大会支援委員会委員長）
齋藤秀敏	副会長（倫理委員会委員長）
櫻井良憲	会計担当
隅田伊織	用語委員会担当（用語委員会委員長）
歳藤利行	計測委員会担当（計測委員会委員長）
中村光宏	QA/QC委員会担当（QA/QC委員会委員長）
西尾禎治	医学物理士委員会担当（医学物理士委員会委員長）
納富昭弘	PRT誌担当
長谷川智之	編集委員会担当（編集委員会委員長）
林 直樹	国際交流委員会担当（国際交流委員会委員長）
福田茂一	会長
水野秀之	総務委員会担当（総務委員会委員長）
山本 徹	学際交流委員会担当（学際交流委員会委員長）

なお、放射線防護委員会の委員長には、米内俊祐先生（量研機構）に就任していただきました。

さて、医学物理学とは理工学の知識・成果を医学に応用・活用する学術分野です。ここでいう理工学の知識・成果とは医学物理学の歴史的成り立ちから放射線と強い結びつきがあります。具体的には放射線治療、放射線診断、

核医学、放射線防護が医学物理の分野とされています。さらにRI内用療法など診断と治療が融合した分野も活発になっており、医学物理が対象とする範囲は拡大しています。学会としてこれらの動向に対応できるようにしていきます。

今年度から学会活動をより活発にするために大会支援委員会、学際交流委員会、医学物理士委員会、の新しい委員会を設けました。学術大会の開催は学会の活動にとって大きな柱ですが、大会長には大きな負担になっているのも事実です。そこで大会長、実行委員長の経験者を中心に大会長を支援する委員会を設けました。当委員会には、これまでの大会の準備開催経験をもとに大会準備開催のマニュアルの整備や今後の大会長候補の推薦をお願いしています。また、先に述べたように医学物理の対象範囲が広がるとともに関連学会、団体との交流がより重要になります。その窓口として学際交流委員会を設けました。さらに、当学会は医学物理士認定機構(JBMP)の設立団体の一つでありその活動を支援しています。より明確な形で支援するために医学物理士委員会を設けました。医学物理学は応用科学であり、この分野の発展には研究シーズだけでなく医療現場でのニーズが重要で、医学物理士が臨床現場で活躍できるよう支援していきます。これらの新しい委員会のみならず既存の委員会を含め、会員の皆様の積極的な委員会活動への参加をお願いします。

また、学会の重要な活動に出版事業があります。和文会誌として「医学物理」を学会独自に出版し、英語論文誌として「Radiological Physics and Technology」(RPT)を日本放射線技術学会と共同で出版しています。RPT誌はアジアオセアニア医学物理学会連合(AFOMP)のオフィシャルジャーナルにもなっています。RPT誌の喫緊の課題はインパクトファクター(IF)の取得で、RPT誌編集委員会の尽力によりIF取得の条件をほぼ満しつつあります。これまで以上に会員皆様の積極的な投稿をお願いします。

従来から取り組んできた医学物理学教科書事業は、これまでに「放射線計測学」, 「核医学物理学」, 「放射線治療物理学」, 「放射線診断物理学」, 「画像・情報処理」, 「放射線物理学」がすでに発刊されており, 今年度発刊される「医療放射線防護学」をもってシリーズが完結します。教育現場, 臨床現場でぜひとも導入していただけるようお願いいたします。

一方で, 新型コロナウイルス(COVID-19)拡散防止対応で医療現場, 教育現場が大変な状況で予断を許さない状況です。国内外のほとんどの会議・集会等が延期あるいは中止を余儀なくされています。実際, 今年9月に予定されていた第9回韓日医学物理学会合同学術大会(9th KJMP)は1年延期することになりました。また, プーケット(タイ)で開催されるアジアオセアニア医学物理学会連合大会(AOCMP 2020)は開催日が12月3~5日に延期されました^(注)。

しかしながら, このような逆境下においてもインターネットを活用した遠隔会議集会等が普及しつつあります。当学会が日本の代表として加盟している国際医学物理学会連合(IOMP), AFOMPでは医学物理に関するWebinarを頻繁に開催しています。ぜひ, 積極的な参加, 視聴をお願

いします。これらについては, メーリングリストjsmp-hirobaやSNS(Twitter等)による案内を行っています。

COVID-19は終息時期を含め予測は困難ですが, 年単位の長期にわたる影響があるかと思われます。そのような状況での学術大会を含めた会議集会の在り方はこれまでとは同じではなく新しい様式になることが予想されます。学会として新しい様式への対応を検討実施していきます。また, その際には会員皆様の経験, アイデアを拝借させていただければと存じます。

最後に, 日本医学物理学会は, 医学物理学の推進を通じ学術の発展と国民医療の向上の一翼を担い社会に貢献していきます。改めて会員皆様のご支援をお願いいたします。

(注) 第120回日本医学物理学会学術大会がAOCMP2020と併催されることになりました。最新情報については, JSMPのウェブサイト(<http://www.jsmp.org/meeting/meeting.html>)およびAOCMP 2020のウェブサイト(<https://www.aocmp-seacomp2020.com/>)で確認をお願いします。

資料

本邦の放射線治療部門における診療の質評価指標 (Quality Indicator: QI) 策定に向けたアンケート報告

水野統文^{*1}, 川村愼二², 峯村俊行³, 岡本裕之⁴, 遠山尚紀⁵, 黒岡将彦⁶, 川守田龍⁷,
伊藤芳紀⁸, 中山優子⁹

¹ 聖路加国際大学聖路加国際病院 放射線科放射線治療品質管理室

² 帝京大学大学院 保健学研究科

³ 国立がん研究センター がん対策情報センター

⁴ 国立がん研究センター中央病院 放射線品質管理室

⁵ 東京ベイ先端医療・幕張クリニック 医療技術部医学物理室

⁶ 東京医科大学病院 放射線治療部

⁷ 多根総合病院 医療技術部放射線治療部門

⁸ 昭和大学医学部 放射線医学講座放射線治療学部門

⁹ 国立がん研究センター中央病院 放射線治療科

Introduction of Quality Indicators into Radiotherapy Departments in Japan

Norifumi MIZUNO^{*1}, Shinji KAWAMURA², Toshiyuki MINEMURA³, Hiroyuki OKAMOTO⁴, Naoki TOHYAMA⁵,
Masahiko KUROOKA⁶, Ryu KAWAMORITA⁷, Yoshinori ITO⁸, Yuko NAKAYAMA⁹

¹ Department of Radiation Oncology, St. Luke's International Hospital

² Graduate School of Health Sciences, Teikyo University

³ Center for Cancer Control and Information Services, National Cancer Center

⁴ Department of Medical Physics, National Cancer Center Hospital

⁵ Division of Medical Physics, Tokyo Bay Advanced Imaging & Radiation Oncology Makuhari Clinic

⁶ Department of Radiation Therapy, Tokyo Medical University Hospital

⁷ Department of Radiation Oncology, Tane General Hospital

⁸ Department of Radiation Oncology, Showa University School of Medicine

⁹ Department of Radiation Oncology, National Cancer Center Hospital

(Received January 8, 2020; Accepted June 15, 2020)

This study investigates the quality indicators (QIs) of medical care that are expected to be introduced to radiotherapy departments in Japan and evaluates whether the QIs reflect the characteristics of the treatment facilities. For this purpose, a questionnaire survey was administered to radiotherapy treatment facilities in Japan. A consensus of early QI candidates was obtained from the panel members. The characteristics identified in the candidate QIs were subdivided into 140 items covering 27 domains of medical-care contents in radiotherapy departments. These 140 items were compiled into a questionnaire, which was administered to 15 treatment facilities in Japan. The primary results indicated that 36 items in five domains are useful QI contents. The secondary findings indicated that the provision of advanced radiotherapy to several patients, the waiting time, and the radiotherapy initiated depend on the manpower of the departmental staff.

Keywords: quality indicator, questionnaire survey, department of radiation oncology, quality control

1. 背景

近年諸外国において、医療の質^{1),2)}の評価・改善のために診療の質評価指標(Quality Indicator: QI)が利用されている^{3),4)}。QIは患者が受けてしかるべき医療と、実際に行われた診療との乖離をその達成率として数値で表現した指標である^{5)~7)}。患者が受けてしかるべき医療の例としては、エビデンスに基づく診療、ガイドライン準拠の標準治療あるいは過誤のない安全な医療等が挙げられる^{5)~7)}。測

定されたQIは、自施設の診療の質の評価、数値の改善を目標としたPDCAサイクルにおける活用、他施設の数値との比較、施設認証への利用あるいはQI達成率に応じて経済的インセンティブを与えるPay For Performance(P4P)としての診療報酬制度への導入等、その利用方法は測定を行う施設や機関あるいは政府の目的により多岐にわたる^{6)~9)}。そしてQIの測定・公開が、医療スタッフのパフォーマンス改善や患者アウトカムにつながることを示唆されている^{7),8)}。

放射線治療分野においては、主にイタリア・米国・カナ

* 聖路加国際大学聖路加国際病院 放射線科放射線治療品質管理室 [〒104-8560 東京都中央区明石町9-1]
Department of Radiation Oncology, St. Luke's International Hospital, 9-1 Akashi-cho, Chuo-ku, Tokyo 104-8560, Japan
E-mail: mizunono@luke.ac.jp

タ等のコンセンサスグループにより各種QIが策定されている^{10)~14)}。具体的には、構造評価として医療スタッフの認定資格保有割合や症例数に応じた人員数^{10),13),14)}、プロセス評価として標準治療の適応率や高精度放射線治療の実施率^{12),13)}、アウトカム評価として全生存率・局所制御率・毒性あるいはQOL等^{11),12)}が提案されている。またCanadian Partnership for Quality Radiotherapy(CPQR)では、Key QIとして放射線治療の品質保証に関連する4領域・45項目が指定されている¹⁴⁾。4領域は放射線治療部門に関連する組織のQI(8項目)、人的なQI(7項目)、治療装置のQI(6項目)およびポリシー・手順のQI(24項目)とされ、単独では実施率(%)で判定できない項目も、同様の項目群の「0(未実施)」または「1(実施)」の積算ポイントとして包括的に評価される。その項目例としては、実施しているか否かでのみ評価が可能な「全ての放射線治療計画、線量計算および患者セットアップは治療開始前に独立したレビューが行われる」等が挙げられる。

本邦においては厚生労働省が医療の質の評価・公表推進事業¹⁵⁾を進めており、がん対策分野において「がん対策

における管理評価指標群の策定とその計測システムの確立に関する研究班」よりQIが提案されている¹⁶⁾。また2018年7月に発出された「がん診療連携拠点病院等の整備について」における「がん診療連携拠点病院等の整備に関する指針」ではPDCAサイクルにおけるQIの利用が提案されている¹⁷⁾。しかし、国内では放射線治療部門、特にその品質保証および医療安全の評価に特化したQIは提案されておらず、その有効性に関しても調査が行われていない。

そこで国立がん研究センター研究開発費(課題番号30-A-14)「安全で効果的な質の高い放射線治療の実施体制確立のための基盤研究」(主任研究者 中山優子)において、安全で効果的な質の高い放射線治療の実施体制確立のためのツールの一つとして、本邦の放射線治療部門において導入が望まれるQIの検討およびその有効性の検証研究を行っている。今回は、品質保証および医療安全のQI策定に向けて、その効果的な候補を抽出するためのアンケート調査を実施した。本調査結果は、今後本邦の放射線治療部門が自施設の品質保証および医療安全の質の評価を行ううえでの一助と成りうると考え、その大要を報告する。

表1 アンケートにおける設問の概要

大項目	中項目	小項目数
A. 品質保証体制	A.1.放射線治療の品質保証部門	4
	A.2.放射線治療品質管理委員会(QA委員会)	6
B. 品質保証内容(装置)	B.1.治療装置(リニアック)の品質保証	10
	B.2.治療計画装置(RTPS)の品質保証	6
	B.3.治療シミュレータ(計画CT)の品質保証	9
	B.4.リファレンス線量計・電位計	1
	B.5.出力線量の第三者評価	2
C. 品質保証内容(相互レビュー)	C.1.エラーチェック体制	9
	C.2.多職種カンファレンス(部門内)	1
	C.3.がんボード	18
D. 診療提供体制(治療内容)	D.1.施設基準	14
E. 診療提供体制(人員)	E.1.治療提供現場の人員数	3
	E.2.部門の独立性	5
	E.3.スタッフ超過勤務	4
F. 方針・手順の整備	F.1.放射線治療プログラム	17
G. 緊急時・災害時対応	G.1.患者緊急(急変)時	2
	G.2.ペースメーカー・埋め込み型除細動器を装着した患者	2
	G.3.停電時	2
	G.4.火災発生時	2
	G.5.地震発生時	2
	G.6.機器の故障・システムダウン時	2
H. 診療録(カルテ)の質	H.1.インフォームドコンセント	1
	H.2.放射線治療計画の記録	7
I. 患者ケア体制の質	I.1.治療の待機時間	3
	I.2.放射線治療オリエンテーション	1
	I.3.治療中・治療後の患者評価	3
	I.4.緊急照射体制	2
J. その他(回答者が「診療の質に影響する」と考える設問項目)		2

QA: quality assurance, RTPS: radiation treatment planning system.

表2 大項目C. 品質保証内容 (相互レビュー) の設問例

中項目	設問番号	小項目	回答形式
C.1. エラーチェック体制	39	放射線治療に関わるエラーのレポートシステム (記録・報告する手順) がある.	Yes/No
	40	定期的にエラーの評価・改善を行うカンファレンスが開催されており, その実施記録が保存されている.	Yes/No
	41	全ての治療シミュレーション (計画CT) において, エラーチェックの実施記録 (チェックシートによる確認等) が保存されている.	Yes/No
	42	全ての治療計画において, 立案者以外によるエラーチェックの実施記録 (チェックシートによる確認等) が保存されている.	Yes/No
	43	全ての治療計画において, MU値の検証 (独立計算検証等) の実施記録が保存されている.	Yes/No
	44	全てのR&Vシステム・治療RIS (治療録) のデータ登録において, エラーチェックの実施記録 (チェックシートによる確認等) が保存されている.	Yes/No
	45	全てのIMRTの治療前に, 患者プランごとの線量検証が行われており, その報告書が保存されている.	Yes/No
	46	全ての治療計画において, 治療初回時の画像確認の実施記録が保存されている.	Yes/No
	47	全ての治療計画において, 週1回程度の定期的な画像確認の実施記録が保存されている.	Yes/No
C.2. 多職種カンファレンス (部門内)	48	部門内の多職種による, 放射線治療患者に関するカンファレンスの開催頻度.	選択式
C.3. キャンサーボード	49-57	施設において, 以下のキャンサーボードが開催されている頻度. 脳, 頭頸部, 呼吸器, 乳腺, 消化器, 婦人科, 泌尿器, 血液, その他. 以下のキャンサーボードに関して, 放射線腫瘍医が定期的に参加している.	選択式
	58-66	脳, 頭頸部, 呼吸器, 乳腺, 消化器, 婦人科, 泌尿器, 血液, その他.	Yes/No

MU: monitor units, R&V: record and verify, RIS: radiology information system, IMRT: intensity-modulated radiation therapy.

表3 「施設特性」と設問大項目における回答「Yes」数の相関係数 (n = 15)

施設特性	設問大項目								
	A. 品質保証体制	B. 品質保証内容 (装置)	C. 品質保証内容 (相互レビュー)	D. 診療提供体制 (治療内容)	E. 診療提供体制 (人員)	F. 方針・手順の整備	G. 緊急時・災害時対応	H. 診療録 (カルテ) の質	I. 患者ケア体制の質
患者実人数	0.346	0.474*	0.473*	0.374	-0.004	0.446*	0.214	-0.103	-0.104
患者実人数 (施設L除外)	0.352	0.412	0.505	0.382	0.074	0.293	-0.118	-0.452	-0.457
定位 (脳) 実人数	0.351	0.393	0.330	0.250	0.113	0.406	0.318	0.052	0.087
定位 (脳) 実人数 (施設L除外)	0.531*	0.263	0.188	0.090	0.558**	0.223	0.138	-0.179	-0.060
定位 (体幹部) 実人数	0.679**	0.371	-0.070	0.169	0.567**	0.226	0.240	0.168	0.132
複雑な照射請求数	0.397	0.487*	0.533**	0.295	-0.079	0.632**	0.278	-0.083	-0.016
複雑な照射請求率	-0.009	0.006	0.183	0.040	-0.236	0.527**	0.084	-0.250	0.104
IMRT実人数	0.579**	0.423	0.226	0.279	0.334	0.481*	0.289	-0.108	-0.021
IMRT請求率	0.383	-0.238	-0.479*	-0.209	0.606**	-0.160	0.160	0.087	0.173
複雑 + IMRT 請求数	0.482*	0.487*	0.436	0.342	0.051	0.603**	0.279	-0.125	-0.060
複雑 + IMRT 請求率	0.434	-0.269	-0.398	-0.208	0.501*	0.257	0.255	-0.110	0.287

*相関傾向有り (有意水準0.10, 両側確率), **相関傾向有り (有意水準0.05, 両側確率). 極端に患者実人数が多い施設Lを除外した場合 (n = 14, ボールド) も示した.

IMRT: intensity-modulated radiation therapy.

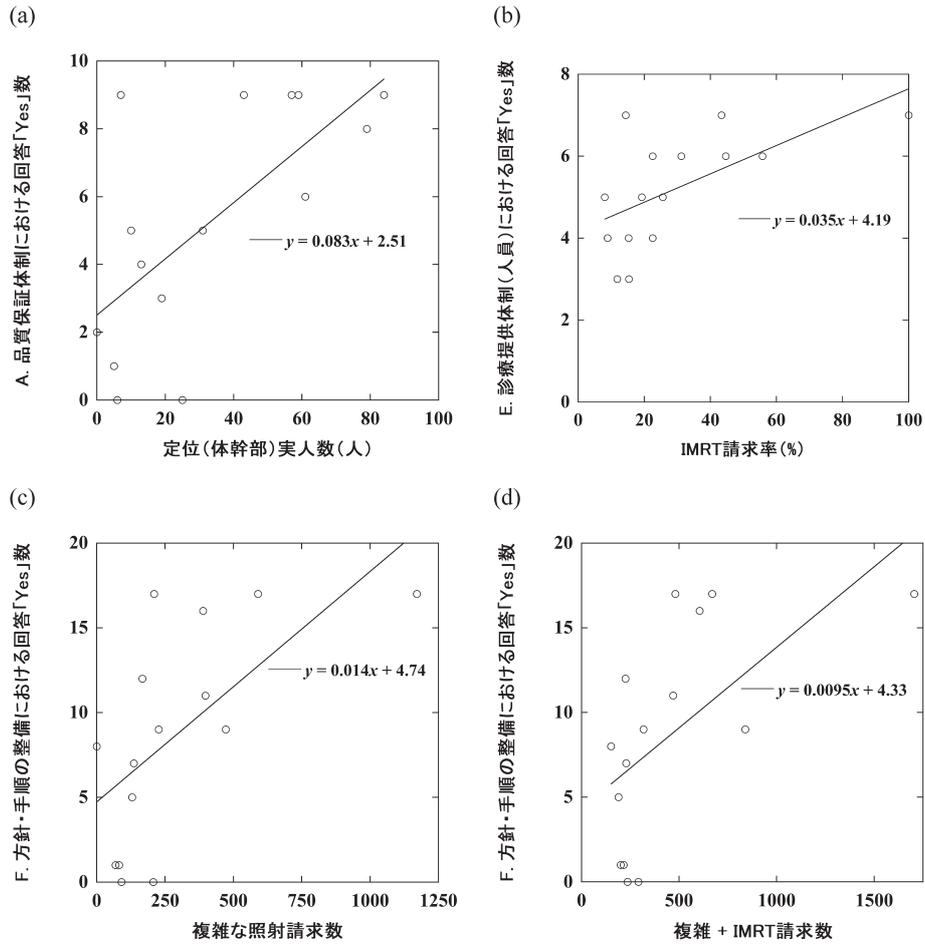


図1 「施設特性」と設問大項目における回答「Yes」数の関係

(a)「定位(体幹部)実人数」とA.品質保証体制, (b)「IMRT請求率」とE.診療提供体制(人員), (c)「複雑な照射請求数」とF.方針・手順の整備, (d)「(複雑な照射+IMRT)請求数」とF.方針・手順の整備

IMRT: intensity-modulated radiation therapy.

表4 「施設特性」とスタッフ数の相関係数(n=15)

施設特性	スタッフ数			
	全医師数	全技師数	全物理士数	全看護師数
患者実人数	0.710**	0.821**	0.593**	0.467*
患者実人数(施設L除外)	0.711**	0.712**	0.379	0.266
定位(脳)実人数	0.488*	0.771**	0.453*	0.428
定位(脳)実人数(施設L除外)	0.081	0.699**	-0.117	0.171
定位(体幹部)実人数	0.346	0.569**	0.421	0.542**
複雑な照射請求数	0.494*	0.771**	0.509*	0.418
複雑な照射請求率	-0.366	0.115	-0.204	0.031
IMRT実人数	0.418	0.903**	0.359	0.547**
IMRT請求率	-0.104	-0.121	0.048	0.117
複雑+IMRT請求数	0.575**	0.862**	0.571**	0.533**
複雑+IMRT請求率	-0.426	-0.043	-0.116	0.161

*相関傾向有り(有意水準0.10, 両側確率), **相関傾向有り(有意水準0.05, 両側確率). 極端に患者実人数が多い施設Lを除外した場合(n=14, ボールド)も示した.

IMRT: intensity-modulated radiation therapy.

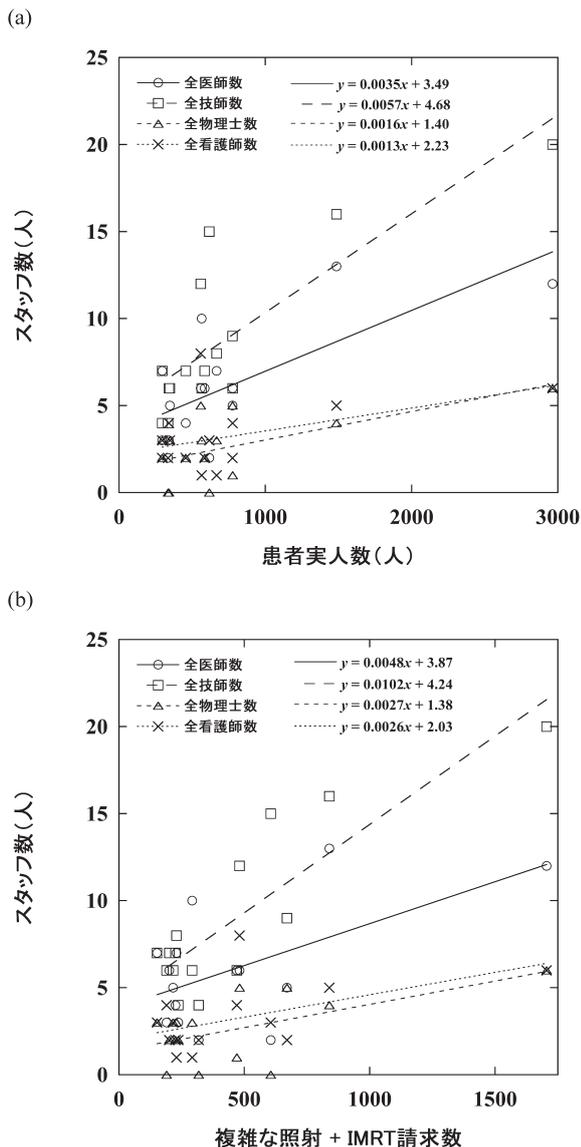


図2 「施設特性」とスタッフ数の関係
 (a)「患者実人数」とスタッフ数, (b)「複雑な照射 + IMRT」請求数」とスタッフ数.
 IMRT: intensity-modulated radiation therapy.

2. QI原案の作成

診療の質の評価モデルとして、構造（例：組織体制、設備、医療スタッフ数）、プロセス（例：実際の診療内容、医療スタッフの行動）およびアウトカム（例：治癒、生存、quality-of-life(QOL)、患者満足度）の3つの観点を対象とする Donabedian モデル^{18)~20)}を採用した。すでに放射線治療部門で導入されている諸外国のQI項目 (Italian Working Group on General Indicator¹⁰⁾, US consensus group^{11), 12)} および CPQR¹⁴⁾ 等), 米国放射線腫瘍学会 (American Society for Radiation Oncology: ASTRO) Accreditation Program for Excellence²¹⁾ および包括的第三者評価における支援調査項目等の国内外の放射線治療施設への訪問調査項目、がん診療連携拠点病院¹⁷⁾ および日本

放射線腫瘍学会 (Japanese Society for Radiation Oncology: JASTRO) 認定施設²²⁾ の施設基準等を参考とし、重複する内容を中心に原案を作成することとした。

本研究では放射線治療における品質保証および医療安全にフォーカスしたQIの策定を目標とし、評価方法に関しては特にCPQRの手法を参考とした。構造およびプロセス評価を中心にQI項目群として策定を行い、単独では実施率(%)で表現できない項目も包括的な評価を行うことを想定して原案の項目群を構成した。班会議を行いながらパネルメンバー（8名、医師・医学物理士および診療放射線技師各2名以上を含む）の意見を集約し、QI原案とした。

3. アンケートの目的と調査内容

2節で示したように、QI原案の内容の多くは諸外国のQI項目を参考に作成した。本邦の放射線治療部門における品質保証および医療安全の質の評価を行ううえで効果的なQI項目の候補を抽出するために、放射線治療施設へアンケート調査を実施した。

まずは各施設のQI達成状況の把握を行った。QI原案から放射線治療部門の診療内容に関する9の大項目と、それぞれの大項目に割り当てた27の中項目、さらに中項目を細分化した計140の小項目からなるQI達成状況に関する設問（うち、「Yes」または「No」の二択式が118問、回答「Yes」が当該QI項目を達成している状況）を作成した。表1に設問の概要、表2に設問例を示す。

また今回は、各施設の2018年度JASTRO構造調査に準じた施設構造および診療実績を「施設特性」と定義し、データの提供を依頼した。そして、QI項目の抽出の過程において本邦の放射線治療の実務担当者の意見を取り入れるため、本アンケートの回答者には27の中項目の診療の質に対する影響度の5段階評価（1点：診療の質に与える影響が小さい～5点：診療の質に与える影響が大きい）を依頼した。

4. アンケートの対象および回収方法

対象は、国立がん研究センター研究開発費（課題番号26-A-28）「質の高い放射線治療の普及と均てん化のための基盤研究」（主任研究者 伊藤芳紀）において、ASTROから発刊された「Safety is no accident」の日本語訳を作成した翻訳者、本研究班の班員および研究協力者の所属施設とした。同意が得られた15施設に対して、Eメールにてアンケートを配布した。回答期間は2019年1月21日から2019年2月8日、回答内容の対象期間は2017年1月1日から2017年12月31日とし、すべての施設から回答が得られた。内1施設においては、超過勤務時間に関する回答のみ控えられた。調査結果は施設名および個人名が特定できる情報を除き集計した。

表5 「施設特性」と超過勤務時間数の相関係数(n=14)

施設特性	超過勤務時間数			
	医師	技師	物理士	看護師
患者実人数	0.426	0.509*	0.492*	0.543**
当該スタッフあたりの患者実人数	0.504*	0.361	0.377	0.400
患者実人数 (施設L除外)	0.424	-0.152	0.353	0.076
当該スタッフあたりの患者実人数 (施設L除外)	0.415	0.000	0.258	0.270
定位 (脳) 実人数	0.369	0.561**	0.443	0.538**
当該スタッフあたりの定位 (脳) 実人数	0.438	0.588**	0.452	0.480*
定位 (脳) 実人数 (施設L除外)	0.177	0.102	0.148	0.058
当該スタッフあたりの定位 (脳) 実人数 (施設L除外)	0.334	0.246	0.179	0.092
定位 (体幹部) 実人数	-0.163	0.108	0.055	0.375
当該スタッフあたりの定位 (体幹部) 実人数	0.070	0.067	0.067	0.363
複雑な照射請求数	0.402	-0.402	0.198	-0.078
当該スタッフあたりの複雑な照射請求数	0.474*	-0.003	0.309	0.288
IMRT実人数	0.240	-0.095	-0.203	-0.030
当該スタッフあたりのIMRT実人数	0.306	0.087	0.136	0.161
複雑+IMRT請求数	0.391	-0.439	0.132	-0.001
当該スタッフあたりの複雑+IMRT請求数	0.419	0.015	0.298	0.358
本アンケートの設問に対する回答「Yes」数	0.237	0.109	0.538**	0.534**

*相関傾向有り (有意水準0.10, 両側確率), **相関傾向有り (有意水準0.05, 両側確率). 極端に患者実人数が多い施設Lを除外した場合 (n=13, ボールド) も示した.

IMRT: intensity-modulated radiation therapy.

5. アンケートの結果および考察

アンケートの結果から、効果的なQI項目の抽出を試みた。本調査では、特に高精度放射線治療を多くの患者へ提供することを部門目標とする場合に、品質保証および医療安全の観点から有用なQI候補となることを想定した。そのために、高精度放射線治療の実績を中心とした「施設特性」と、QI達成状況に関する設問(大項目・中項目および小項目)の回答の関連を解析した。そして、より多くの高精度放射線治療を行っている施設ほど回答「Yes」数が多い項目、つまり「施設特性」と正の相関傾向があるQI項目が効果的であると判定した。主な「施設特性」としては、「患者実人数」、「定位(脳)実人数」、「定位(体幹部)実人数」、「複雑な照射(4門以上の照射、運動照射および原体照射)請求数」、「複雑な照射請求率」、「IMRT実人数」、「IMRT請求率」、「(複雑な照射+IMRT)請求数」および「(複雑な照射+IMRT)請求率」を採用した。各「請求率」はすべての治療計画請求件数に占める当該治療の治療計画請求件数の割合(%)とした。一方で、施設間で回答に差が生じなかった項目(例:回答がすべての施設で「Yes」あるいはすべての施設で「No」)は、すでに多くの施設で達成済み、あるいは今後も容易には達成困難なQI項目であると考え、質改善のPDCAサイクルにおける優先度の観点から除外した。

統計解析にはR(version 3.4.1, R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria)²³⁾を使用した。ピアソ

ンの積率相関係数|r|を算出し、有意水準 $\alpha=0.10$ および0.05(両側確率)における相関の有無を示した。 $\alpha=0.10$ の場合は $|r|>0.441(n=15)$, $>0.458(n=14)$, $>0.476(n=13)$ および $>0.497(n=12)$, $\alpha=0.05$ の場合は $|r|>0.514(n=15)$, $>0.532(n=14)$, $>0.553(n=13)$ および $>0.576(n=12)$ を相関有りとした。慣例的には $\alpha=0.05$ が採用される場合が多いが、今回は諸外国ですでにコンセンサスが得られているQI原案の要素から効果的なQI項目の候補を抽出するための15施設に限られた予備調査であり、潜在的に重要な項目を棄却することを避けるため有意水準を緩和した $\alpha=0.10$ を採用した。また超過勤務時間に関しては、アンケートへの回答が行いやすいように「10時間未満」、「10時間以上、20時間未満」、「20時間以上、30時間未満」、「30時間以上、45時間未満」および「45時間以上」の選択式設問を設けたが、データ処理では、それぞれの超過時間範囲の中間をとり、「5時間」、「15時間」、「25時間」、「35時間」および「45時間」とした。

5.1 「施設特性」と設問の相関

表3に「施設特性」と設問大項目における回答「Yes」数の相関係数を示す。「患者実人数」および「定位(脳)実人数」に関しては、非常に患者数の多い1施設(施設L, 実患者数:2,963人, 施設L以外の平均実患者数:578.5±299.5人)を除いた場合の結果も示した。

「施設特性」の各項目と正の相関傾向が認められた設問大項目は、相関傾向を認めた「施設特性」の項目数が多い

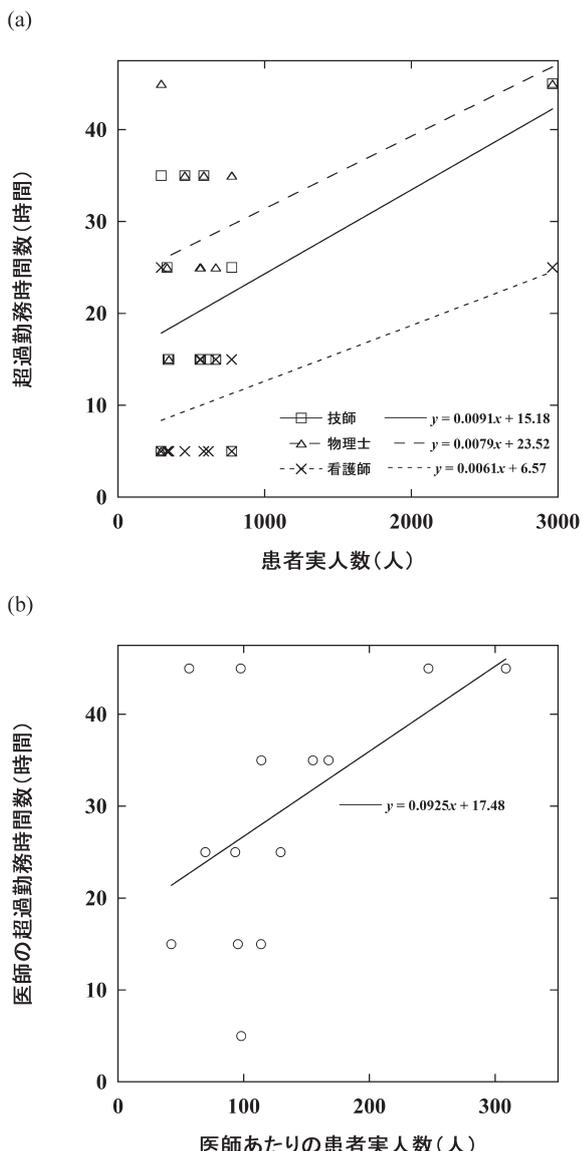


図3 「施設特性」と超過勤務時間数の関係
(a)「患者実人数」と「技師、物理士および看護師の超過勤務時間数」、(b)「医師あたりの患者実人数」と「医師の超過勤務時間数」。

順に F. 方針・手順の整備, A. 品質保証体制, E. 診療提供体制 (人員), B. 品質保証内容 (装置) および C. 品質保証内容 (相互レビュー) であった。図1に相関係数が高値の上位となった「定位 (体幹部) 実人数」と A. 品質保証体制の関係, 「IMRT 請求率」と E. 診療提供体制 (人員) の関係, 「複雑な照射請求数」と F. 方針・手順の整備の関係および「(複雑な照射+IMRT) 請求数」と F. 方針・手順の整備の関係を示す。複雑な治療や高精度放射線治療の実施数あるいは実施率が高い施設では, A. 品質保証体制, E. 診療提供体制 (人員) および F. 方針・手順の整備の設問に対する回答「Yes」数が多い傾向が示された。「IMRT 請求率」および「(複雑な照射+IMRT) 請求率」と正の相関傾向を示したのは E. 診療提供体制 (人員) のみであり, 複雑な照射や IMRT の実施率が高い施設ほど各職種が

当該業務に専従する環境が整備されている傾向が示された。また「IMRT 請求率」と C. 品質保証内容 (相互レビュー) は負の相関傾向を示した。この結果に関しては 5.4 章で考察する。

5.2 部門スタッフ数および超過勤務

表4に「施設特性」と各職種のスタッフ数の相関係数を示す。「患者実人数」および「(複雑な照射+IMRT) 請求数」と各職種のスタッフ数はすべて正の相関傾向を示した (図2)。患者数および複雑性が高い治療計画数が多い施設ほど, すべての職種においてスタッフ数が多い傾向が示された。また最も多くの項目で正の相関傾向を示したのは「全診療放射線技師 (以下, 技師) 数」であり, 次いで「全医師数」であった。

表5に「施設特性」と各職種スタッフの超過勤務時間数の相関係数を示す。「患者実人数」と「技師, 医学物理士 (以下, 物理士) および看護師の超過勤務時間数」は正の相関傾向を示し, 患者実人数の増加につれて, これらの職種の超過勤務時間が多くなる傾向が示された (図3a)。「医師あたりの患者実人数」および「複雑な照射請求数」と「医師の超過勤務時間数」も正の相関傾向を示した (図3b)。また本アンケートの設問 (二択式の118問) に対する回答「Yes」数と「物理士および看護師の超過勤務時間数」も正の相関傾向を示した。品質保証および医療安全の QI に関する設問の達成状況が高い施設ほど, これらの職種の業務負担が大きい可能性が示唆された。

5.3 患者待機時間

表6に「施設特性」と「患者待機時間」の相関係数を示す。本アンケートでは「患者待機時間」を, 治療シミュレーション (計画 CT) から照射開始までの期間と定義した。「通常治療待機時間」と正の相関傾向を示した項目は, 「医師あたりの患者実人数」, 「医師あたりの IMRT 実人数」および「医師の超過勤務時間数」であった。「IMRT 待機時間」と正の相関傾向を示した項目は, 「患者実人数」, 「技師あたりの患者実人数」, 「物理士あたりの患者実人数」, 「汎用リニアックあたりの患者実人数」および「技師および物理士の超過勤務時間数」であった。緩和治療待機時間と正の相関傾向を示した項目は, 「医師あたりの患者実人数」, 「医師あたりの IMRT 実人数」, 「看護師あたりの IMRT 実人数」および「物理士の超過勤務時間数」であった。医師の業務負担が大きい施設ほど主に「通常治療および緩和治療の待機時間」が長く, 技師および物理士の業務負担が大きい施設ほど主に「IMRT 待機時間」が長い傾向が示された。また「看護師の超過勤務時間数」と「通常治療待機時間」は負の相関傾向を示した。本アンケート調査の範囲からは因果関係は明確ではないが, 施設によっては待機時間の減少のため, あるいは現状の待機時間を維持するためにス

表6 「施設特性」と患者待機時間の相関係数(n = 15)

施設特性	患者待機時間		
	通常治療	IMRT	緩和治療
患者実人数	0.018	0.568**	0.002
医師あたりの患者実人数	0.628**	0.303	0.502
技師あたりの患者実人数	0.099	0.608**	-0.360
物理士あたりの患者実人数	0.425	0.740**	-0.063
看護師あたりの患者実人数	0.005	0.308	-0.095
IMRT実人数	0.214	0.264	0.426
医師あたりのIMRT実人数	0.609**	-0.096	0.681**
技師あたりのIMRT実人数	0.176	-0.296	0.195
物理士あたりのIMRT実人数	0.106	0.249	-0.060
看護師あたりのIMRT実人数	0.355	-0.047	0.470*
汎用リニアック台数	0.226	0.406	0.292
汎用リニアックあたりの患者実人数	-0.008	0.600**	-0.150
超過勤務時間数 (医師)	0.479*	0.380	0.257
超過勤務時間数 (技師)	-0.121	0.515**	0.163
超過勤務時間数 (物理士)	-0.239	0.523**	0.449
超過勤務時間数 (看護師)	-0.556**	0.137	0.013

*相関傾向有り (有意水準0.10, 両側確率), **相関傾向有り (有意水準0.05, 両側確率).
IMRT: intensity-modulated radiation therapy.

表7 「施設特性」とがんセンターの開催・参加状況の相関係数(n = 12)

施設特性	がんセンター		
	施設内における開催数	放射線腫瘍医が定期参加しているボード数	放射線腫瘍医の参加割合
全医師数	0.479	0.524*	0.350
患者実人数	0.438	0.363	0.115
定位 (脳) 実人数	0.305	0.155	-0.014
定位 (脳) 実人数 (施設L除外)	0.308	0.078	0.012
定位 (体幹部) 実人数	0.160	-0.016	0.127
複雑な照射請求数	0.457	0.316	0.024
複雑な照射請求率	0.021	-0.184	-0.234
IMRT実人数	0.366	0.112	-0.056
IMRT請求率	-0.432	-0.544*	0.042
複雑 + IMRT 請求数	0.435	0.286	0.033
複雑 + IMRT 請求率	-0.228	-0.475	-0.185
本アンケートの設問に対する回答「Yes」数	0.591**	0.441	0.152

*相関傾向有り (有意水準0.10, 両側確率), **相関傾向有り (有意水準0.05, 両側確率). アンケート対象15施設から放射線治療部門単科の3施設は除外した. 極端に患者実人数が多い施設Lを除外した場合 (n = 11, ボールド) も示した.
IMRT: intensity-modulated radiation therapy.

スタッフの超過勤務で対応している可能性が考えられる. 仮に、患者数の更なる増加等で法定の超過勤務時間内ではカバーできなくなると、他の職種 (医師, 技師および物理士) の場合のように待機時間の増加に転じることも考えられる.

5.4 がんセンター

表7に「施設特性」と「がんセンターの開催・参加状況」の相関係数を示す. 今回は、放射線治療部門単科で

あるためがんセンターの開催・参加が部門の意向のみでは困難と考えられるクリニック等の3施設は解析から除外した. 本アンケートの設問 (二択式の118問) に対する回答「Yes」数と「施設内におけるがんセンターの開催数」は正の相関傾向を示した. 品質保証および医療安全のQIに関する設問の達成状況が高い施設ほど、施設内のがんセンターの開催数が多い傾向が示された. また「全医師数」と「放射線腫瘍医が定期参加しているがんセンター数」も正の相関傾向を示し、がんセンター

表8 アンケート回答者が「診療の質に影響する」と考える設問中項目

得点順位	合計得点	中項目	Min	Max	SD
1	72	C.1. エラーチェック体制	4	5	0.4
2	71	E.1. 治療提供現場の人員数	4	5	0.4
3	69	C.2. 多職種カンファレンス (部門内)	3	5	0.6
4	68	B.2. 治療計画装置 (RTPS) の品質保証	3	5	0.6
5	67	B.4. リファレンス線量計・電位計	3	5	0.7
5	67	B.1. 治療装置 (リニアック) の品質保証	2	5	0.8
7	64	A.1. 放射線治療の品質保証部門	2	5	0.9
7	64	I.3. 治療中・治療後の患者評価	1	5	1.1
9	63	C.3. キャンサーボード (multidisciplinary team)	2	5	1.0
10	62	H.1. インフォームドコンセント	1	5	1.1
11	60	B.5. 出力線量の第三者評価	2	5	1.0
12	59	D.1. 施設基準	2	5	1.0
13	58	G.6. 機器の故障・システムダウン時	2	5	1.0
14	57	H.2. 放射線治療計画の記録	2	5	1.0
14	57	I.2. 放射線治療オリエンテーション	1	5	1.0
14	57	B.3. 治療シミュレータ (計画CT) の品質保証	2	5	1.2
17	55	E.3. スタッフ超過勤務	2	5	0.8
17	55	A.2. 放射線治療品質管理委員会 (QA委員会)	2	5	1.1
19	54	F.1. 放射線治療プログラム	1	5	1.0
19	54	G.1. 患者緊急 (急変) 時	2	5	1.0
19	54	I.1. 治療の待機時間	1	5	1.1
19	54	I.4. 緊急照射体制	2	5	1.1
23	52	E.2. 部門の独立性	2	5	1.0
23	52	G.5. 地震発生時	2	5	1.0
25	51	G.4. 火災発生時	2	5	1.0
26	50	G.3. 停電時	2	5	0.9
27	49	G.2. ペースメーカー・埋め込み型除細動器を装着した患者	2	5	0.9

RTPS: radiation treatment planning system, QA: quality assurance.

への参加は放射線腫瘍医のマンパワーに依存する傾向が示唆された。

一方、「IMRT 請求率」と「放射線腫瘍医が定期参加しているカンサーボード数」は負の相関傾向を示した。5.1章表3にて、「IMRT 請求率」とC. 品質保証内容 (相互レビュー) が負の相関傾向を示したのは、大項目C. にカンサーボードに関する設問項目が多く (18/28) 含まれたためだと考えられる。「放射線腫瘍医が定期参加しているカンサーボード数」が多い施設は「全医師数」が多い傾向であったが、5.2章表4のようにスタッフ数と高精度放射線治療の「請求数」は多くの相関がある反面、「請求率」では正の相関傾向はなかったのと同様の結果であった。「請求率」の向上のためには、5.1章表3にて「IMRT 請求率」とE. 診療提供体制 (人員) との正の相関傾向が示されたように、人員数のみではなく各専門職種がローテーション勤務等を行わず当該業務に専従できる体制の確立が関連している可能性が考えられる (E. 診療提供体制 (人員) の設問の小項目は、後述する表9および表10に示されている)。なお今回は、どのような症例に対してIMRTの請求を行ったかに関しては、調査内容に含まれていない。「IMRT 請求率」は各施設の症例内容 (前立腺癌の症例割合が多い等) にも依存している可能性が考えられる。

5.5 アンケート回答者が「診療の質に影響する」と考える設問

表8にアンケート全回答者による設問の中項目の合計得点を示す。合計得点の上位5位の中項目は、C.1. エラーチェック体制、E.1. 治療提供現場の人員数、C.2. 多職種カンファレンス (部門内)、B.2. 治療計画装置 (RTPS) の品質保証、B.4. リファレンス線量計・電位計およびB.1. 治療装置 (リニアック) の品質保証であった。表9に合計得点の上位5位の中項目の設問内容を示す (C.1. およびC.2. に関しては表2に示している)。特にC.1. エラーチェック体制およびE.1. 治療提供現場の人員数は、すべての回答者が4点または5点と評価し、放射線治療の実務担当者が共通して重要な項目であると認識していることが示された。

5.6 効果的なQI項目の抽出

表10に品質保証および医療安全の質の評価を行ううえで効果的なQIとしての可能性が示唆された5の大項目、36の小項目の設問内容を示す。5.1章にて「施設特性」との相関が認められず5.5章でも合計得点が下位の中項目が含まれる大項目 (D, G, H および I) を除外した。さらに選別された大項目 (A, B, C, E および F) 内で15施設中ほとんどの施設が「Yes」と回答 (「Yes」14施設以上、

表9 アンケート回答者が「診療の質に影響する」と考える中項目の設問内容 (C.1. エラーチェック体制およびC.2. 多職種カンファレンス (部門内) に関しては表2に示している)

中項目	設問番号	小項目
B.1. 治療装置 (リニアック) の品質保証	11	ベンダーとの保守契約が締結されている。
	12	ベンダーとの受入試験の結果が保存されている。
	13	コミッシュンングレポートが保存されている。
	14	コミッシュンング結果が, QA委員会 (もしくは相当するカンファレンス) 等で報告されている。
	15	QAプログラムが策定されており, 方針と手順が文書化されている。
	16	QAプログラムは, JASTRO QAシステムガイドラインやAAPM TG-142等に準拠している。
	17	毎日のQAプログラムの実施記録が保存されている。
	18	毎月のQAプログラムの実施記録が保存されている。
	19	毎年のQAプログラムの実施記録が保存されている。
	20	使用年数が10年を超えていない ²⁴⁾ 。
B.2. 治療計画装置 (RTPS) の品質保証	21	ベンダーとの保守契約が締結されている。
	22	ベンダーとの受入試験の結果が保存されている。
	23	コミッシュンングレポートが保存されている。
	24	コミッシュンング結果が, QA委員会 (もしくは相当するカンファレンス) 等で報告されている。
	25	ハードウェアの使用年数が7年を超えていない ²⁴⁾ 。
	26	少なくとも3年ごとのソフトウェアアップデートが行われている ²⁴⁾ 。
B.4. リファレンス線量計・電位計	36	リファレンス電離箱線量計は1年に1回, 電位計は3年に1回のJCSS校正が実施されている。
E.1. 治療提供現場の人員数	81	リニアック1台につき, 必ず2名以上の診療放射線技師が照射業務を行っている。
	82	リニアック1台につき1日50名以上の患者を治療している場合, 必ず4名以上の診療放射線技師が配置されている ²⁴⁾ 。
	83	治療シミュレーション (計画CT) 時は, 必ず2名以上の診療放射線技師が配置されている ²⁴⁾ 。

QA: quality assurance, RTPS: radiation treatment planning system, JASTRO: Japanese Society for Radiation Oncology, AAPM: American Association of Physicists in Medicine, JCSS: Japan Calibration Service System.

>93%)した項目 (表11) および多くの施設で「Yes」と回答されなかった項目 (「Yes」5施設以下, <33%)を除外した。

6. 品質保証および医療安全のQI候補に関して

放射線治療部門におけるQI策定に向けたアンケートの結果から, 高精度放射線治療の実施数および実施率が高い施設ほど達成率が高いQI項目を効果的であると判定し, 放射線治療部門の品質保証および医療安全のQIとして36項目を抽出した。各施設において, 本36項目を中心としたQI項目群の達成率を評価することにより, より複雑な治療や高精度放射線治療を多くの患者に適応する場合の構造およびプロセスの改善に利用可能であると考えられる。

本アンケートは比較的患者数が多く高精度放射線治療を実施している15施設に限られた調査であり, ほとんどの施設が「Yes」あるいは「No」と回答した項目は, PDCAサイクルにおける活用の観点から除外した。そのため, このアンケート結果から導き出した本36項目が, 症例数が少なく高精度放射線治療を実施していない施設にとっても最適なQIであるかは, 今後更なる検討が必要である。特に高精度放射線治療を行っている15施設のほとんどで実

施されていたQI項目が重要である可能性が考えられる。本研究班ではそのようなQI (表11) の要素を「重要QI」として36項目に加え, より多くの施設で利用可能なQI項目群を作成する予定である。

そして今回の調査では, 5.2章から5.4章で示したように, 高精度放射線治療を多くの患者へ提供すること, また, 緩和照射の早期実施, あるいはがんセンターボード等の相互レビューが実施された放射線治療の提供等は, 部門スタッフのマンパワーに依存している状況が見受けられた。今後, 放射線治療部門における治療内容, 患者数に対する人的充実度の調査が必要であると考えられる。安全で効果的な質の高い放射線治療の実施体制確立のために, 本邦の放射線治療部門における診療の質の評価に特化したQI研究を引き続き行っていく。

7. 結 論

本邦の放射線治療部門におけるQI策定に向けたアンケートを実施し, 高精度放射線治療を多くの患者に提供するための, 品質保証および医療安全のQIとして36項目が効果的である可能性が示唆された。

表 10 品質保証および医療安全の QI として効果的である可能性が示唆された設問内容

中項目	設問番号	小項目
A.1. 放射線治療の品質保証部門	1	放射線治療の品質保証部門（医学物理室・放射線治療品質管理室等）が設置されている。
	2	品質保証部門の長には、放射線治療部門の長もしくは品質保証を専らの業務とするものが充てられている。
	3	品質保証部門の組織、具体的役割および責任について文書化されている。
	4	専従スタッフが配属されている。
A.2. 放射線治療品質管理委員会（QA 委員会）	5	QA 委員会が設置されている。
	6	委員会化されていないが、QA 委員会相当となるカンファレンスが開催されている。
	7	QA 委員会（もしくは相当するカンファレンス）の組織、具体的役割および責任について文書化されている。
	9	QA 委員会（もしくは相当するカンファレンス）が定期開催されている。
10	QA 委員会（もしくは相当するカンファレンス）の議事録が保存されている。	
B.1. 治療装置（リニアック）の品質保証	14	コミッシュニング結果が、QA 委員会（もしくは相当するカンファレンス）等で報告されている。
	20	使用年数が10年を超えていない ²⁴⁾ 。
B.2. 治療計画装置(RTPS)の品質保証	24	コミッシュニング結果が、QA 委員会（もしくは相当するカンファレンス）等で報告されている。
	25	ハードウェアの使用年数が7年を超えていない ²⁴⁾ 。
	26	少なくとも3年ごとのソフトウェアアップデートが行われている ²⁴⁾ 。
B.3. 治療シミュレータ（計画CT）の品質保証	29	コミッシュニングレポートが保存されている。
	30	コミッシュニング結果が、QA 委員会（もしくは相当するカンファレンス）等で報告されている。
	31	QA プログラムが策定されており、方針と手順が文書化されている。
	33	毎月の QA プログラムの実施記録が保存されている。
34	毎年の QA プログラムの実施記録が保存されている。	
B.5. 出力線量の第三者評価	37	個々の治療装置において、臨床使用前に受審している。
C.1. エラーチェック体制	40	定期的なエラーの評価・改善を行うカンファレンスが開催されており、その実施記録が保存されている。
	41	全ての治療シミュレーション（計画CT）において、エラーチェックの実施記録（チェックシートによる確認等）が保存されている。
	42	全ての治療計画において、立案者以外によるエラーチェックの実施記録（チェックシートによる確認等）が保存されている。
	43	全ての治療計画において、MU 値の検証（独立計算検証等）の実施記録が保存されている。
	44	全ての R&V システム・治療 RIS（治療録）のデータ登録において、エラーチェックの実施記録（チェックシートによる確認等）が保存されている。
C.2. 多職種カンファレンス（部門内）	48	部門内の多職種による、放射線治療患者に関するカンファレンスの開催頻度。
C.3. キャンサーボード	50-56	施設において、以下のキャンサーボードが開催されている頻度。 頭頸部、呼吸器、乳腺、消化器、婦人科、泌尿器、血液
	59-64	以下のキャンサーボードに関して、放射線腫瘍医が定期的に参加している。 頭頸部、呼吸器、乳腺、消化器、婦人科、泌尿器
E.1. 治療提供現場の人員数	83	治療シミュレーション（計画CT）時は、必ず2名以上の診療放射線技師が配置されている ²⁴⁾ 。
E.2. 部門の独立性	84	放射線治療部門が診療科として独立している（画像診断部門と独立している）。
	85-87	以下の職種には、ローテーション勤務（放射線治療に関する業務従事が連続1年未満、研修期間を除く）を行うスタッフはいない。 医師、診療放射線技師、医学物理士
E.3. スタッフ超過勤務	89-92	以下の職種において、個々の超過勤務時間（月ごと）として最も近いもの。 医師、診療放射線技師、医学物理士、看護師
F.1. 放射線治療プログラム	93	放射線治療部門の役割・責任体制が文書化されている。
	94	プロセスマップ（チャート・ツリー）等を用いた放射線治療ワークフローの可視化が行われている。
	95-98	以下の職種の役割・職能要件が文書化されている。 医師、診療放射線技師、医学物理士、看護師
	99-101	以下のモダリティにおける標準運用手順が文書化されている。 治療シミュレータ（計画CT等）、治療計画（RTPS等）、治療（照射）

QA: quality assurance, RTPS: radiation treatment planning system, MU: monitor units, R&V: record and verify, RIS: radiology information system.

表11 15施設中ほとんどの施設が「Yes」と回答（「Yes」14施設以上、>93%）した項目

中項目	設問番号	小項目
B.1. 治療装置（リニアック）の品質保証	11	ベンダーとの保守契約が締結されている。
	12	ベンダーとの受入試験の結果が保存されている。
	13	コミッションングレポートが保存されている。
	15	QAプログラムが策定されており、方針と手順が文書化されている。
	16	QAプログラムは、JASTRO QAシステムガイドラインやAAPM TG-142等に準拠している。
	17	毎日のQAプログラムの実施記録が保存されている。
	18	毎月のQAプログラムの実施記録が保存されている。
	19	毎年のQAプログラムの実施記録が保存されている。
	B.2. 治療計画装置(RTPS)の品質保証	21
22		ベンダーとの受入試験の結果が保存されている。
23		コミッションングレポートが保存されている。
B.3. 治療シミュレータ（計画CT）の品質保証	27	ベンダーとの保守契約が締結されている。
	28	ベンダーとの受入試験の結果が保存されている。
	32	毎日のQAプログラムの実施記録が保存されている。
	35	使用年数が10年を超えていない ²⁴⁾ 。
B.4. リファレンス線量計・電位計	36	リファレンス電離箱線量計は1年に1回、電位計は3年に1回のJCSS校正が実施されている。
B.5. 出力線量の第三者評価	38	個々の治療装置において、3年に1回受審している。
C.1. エラーチェック体制	39	放射線治療に関わるエラーのレポートシステム（記録・報告する手順）がある。
	45	全てのIMRTの治療前に、患者プランごとの線量検証が行われており、その報告書が保存されている。
	46	全ての治療計画において、治療初回時の画像確認の実施記録が保存されている。
	47	全ての治療計画において、週1回程度の定期的な画像確認の実施記録が保存されている。
D.1. 施設基準	67-70, 75, 76, 80	以下の施設基準を満たしている。 医療機器安全管理料 ²⁾ 、放射線治療専任加算、外来放射線治療加算、外来放射線照射診療料、強度変調放射線治療(IMRT)、画像誘導放射線治療(IGRT)加算、定位放射線治療。
E.1. 治療提供現場の人員数	81	リニアック1台につき、必ず2名以上の診療放射線技師が照射業務を行っている。
G.2. ペースメーカー・埋め込み型除細動器を装着した患者	112	方針と手順が文書化されている。
H.1. インフォームドコンセント	122	全ての治療シミュレーション（計画CT等）が始まる前に、放射線治療に対するインフォームドコンセントが得られており、電子カルテに保存されている。
H.2. 放射線治療計画の記録	123, 124,	全ての照射が開始される前に、放射線治療計画に関する以下の記録が電子カルテに保存されている。
	126-129	部位、照射技術、総線量、一回線量、分割回数（分割スケジュール）、担当医師名。
I.2. 放射線治療オリエンテーション	133	全ての治療シミュレーション（計画CT等）が始まる前に、看護師等により患者に対する放射線治療オリエンテーションが実施されている。
I.3. 治療中・治療後の患者評価	134	治療中、少なくとも週に一回の患者診察が行われており、その結果が電子カルテに保存されている。
	135	治療終了後、治療効果・副作用に関する評価が行われており、その結果が電子カルテに保存されている。

QA: quality assurance, RTPS: radiation treatment planning system, JASTRO: Japanese Society for Radiation Oncology, AAPM: American Association of Physicists in Medicine, JCSS: Japan Calibration Service System, IMRT: intensity-modulated radiation therapy, IGRT: image-guided radiation therapy.

謝辞

本アンケートに御理解、御協力を賜りました回答者の方々および当該施設のスタッフの方々には厚く御礼申し上げます。本研究は国立がん研究センター研究開発費（課題番号30-A-14）「安全で効果的な質の高い放射線治療の実施体制確立のための基盤研究」（主任研究者 中山優子）の一環として行っている。

付記

この研究の一部は第32回高精度放射線外部照射部会学会大会（2019年3月東京都）にて発表された。なお、本研究に関して、開示すべき利益相反関連事項はない。

参考文献

- 1) Lohr KN ed: Medicare: A strategy for quality assurance: Volume 1. 1990, National Academies Press, Washington, DC
- 2) Lohr KN ed: Medicare: A strategy for quality assurance: Volume 2. 1990, National Academies Press, Washington, DC
- 3) Ader M, Berensson K, Carlsson P, et al.: Quality indicators for health promotion programmes. *Health Promot. Int.* 16: 187–195, 2001
- 4) Guthrie B, Inkster M, Fahey T: Tackling therapeutic inertia: Role of treatment data in quality indicators. *BMJ* 335: 542–544, 2007
- 5) Mainz J: Defining and classifying clinical indicators for quality improvement. *Int. J. Qual. Health Care* 15: 523–530, 2003
- 6) Campbell SM, Roland MO, Middleton E, et al.: Improvements in quality of clinical care in English general practice 1998–2003: Longitudinal observational study. *BMJ* 331(7525): 1121, Epub. 2005
- 7) Rollow W, Lied TR, McGann P, et al.: Assessment of the medicare quality improvement organization program. *Ann. Intern. Med.* 145: 342–353, 2006
- 8) Sutton M, Nikolova S, Boaden R, et al: Reduced mortality with hospital pay for performance in England. *N. Engl. J. Med.* 367: 1821–1828, 2012
- 9) Mendelson A, Kondo K, Damberg C, et al.: The effects of pay-for-performance programs on health, health care use, and processes of care: A systematic review. *Ann. Intern. Med.* 166: 341–353, 2017
- 10) Cionini L, Gardani G, Gabriele P, et al.: Quality indicators in radiotherapy. *Radiother. Oncol.* 82: 191–200, 2007
- 11) Albert JM, Das P: Quality assessment in oncology. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 83: 773–781, 2012
- 12) Albert JM, Das P: Quality indicators in radiation oncology. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 85: 904–911, 2013
- 13) Gabriele P, Maggio A, Garibaldi E, et al.: Quality indicators in the intensity modulated/image-guided radiotherapy era. *Crit. Rev. Oncol. Hematol.* 108: 52–61, Epub. 2016
- 14) Canadian Partnership for Quality Radiotherapy HP. <http://www.cpqr.ca/programs/quality-assurance> (accessed October 31, 2019)
- 15) 医政発0324第22号：医療の質の評価・公表等推進事業実施要綱，平成22年3月24日。
- 16) がん対策における管理評価指標群の策定と計測システムの確立に関する研究班HP. http://qi.ncc.go.jp/pdf/QI_all.pdf#subordinatedocument. (2019/2/8 アクセス)
- 17) 健発0731第1号：厚生労働省健康局長通知各都道府県知事宛，平成30年7月31日。
- 18) Donabedian A: Evaluating the quality of medical care. *Milbank Mem. Fund Q.* 44: 166–206, 1966
- 19) Maxwell RJ: Quality assessment in health. *Br. Med. J. (Clin. Res. Ed.)* 288: 1470–1472, 1984
- 20) Maxwell RJ: Dimensions of quality revisited: From thought to action. *Qual. Health Care* 1: 171–177, 1992
- 21) American Society for Radiation Oncology Accreditation Program for Excellence HP. <https://www.astro.org/Daily-Practice/Accreditation> (accessed October 31, 2019)
- 22) 認定施設規定. https://www.jastro.or.jp/medicalpersonnel/recognition/kitei_180706.pdf (2019/10/31 アクセス)
- 23) Ihaka R, Gentleman R: R: A language for data analysis and graphics. *J. Comp. Graph. Stat.* 5: 299–314, 1996
- 24) 厚生労働科学研究費補助金（がん臨床研究事業）H22-がん臨床-一般-001「がん医療の均てん化に資する放射線治療の推進及び品質管理に係る研究」班：がん診療連携拠点病院指定要件（放射線治療部門）の改訂に向けての提言，平成24年3月。

技術報告

固体ファントムを用いた訪問による出力線量の
第三者評価プログラムの構築

谷 謙甫*, 脇田明尚

ユーロメディテック株式会社 医学物理室

Establishment of an On-Site Dosimetric Audit Program with a Plastic Phantom

Kensuke TANI*, Akihisa WAKITA

Division of Medical Physics, EuroMediTech Co., LTD.

(Received March 16, 2020; Accepted July 8, 2020)

The quality assurance (QA) of the output constancy of linear accelerators (linacs) is one of the most basic items for radiation therapy. The necessity and demand of the dosimetric audit is on the rise. We aimed at establishing an on-site dosimetric audit program with a plastic phantom in order to enrich the availability of dosimetric audit in Japan. By this, we developed and evaluated an on-site audit program in multiple institutions in 120 cases for photon and electron standard dosimetry and intensity modulated radiation therapy (IMRT) condition. For photon standard dosimetry, we evaluated the accuracies of institutional measured absorbed dose in 50 cases by this on-site audit program. For the electron standard dosimetry, we evaluated the accuracies of institutional measured absorbed dose in 25 cases. For IMRT condition, we evaluated the accuracies of the institutional calculated dose in radiation treatment planning systems in 45 cases. The agreements of the measured absorbed dose between our audit and the institutions were within $\pm 1.1\%$ for photon standard dosimetry. The agreements of the measured absorbed dose between our audit and the institutions were within $\pm 2.1\%$ for electron standard dosimetry. The agreements between the measured absorbed dose of our audit and the institutional calculated dose were within $\pm 2.1\%$ for IMRT condition. We established an on-site dosimetric audit program with a plastic phantom and this program is suitable with tight criteria similar to criteria required for clinical QA.

Keywords: on-site audit, plastic phantom, standard dosimetry, IMRT

1. はじめに

放射線治療において、出力線量の品質保証は最も基本的な管理項目である。出力線量が適切に管理されていない場合、すべての患者への投与線量に影響を及ぼし、放射線治療関連事故の原因ともなる。そのため、出力線量の品質保証は自施設による管理のみならず、第三者による客観的な評価も必要と認識されている。

日本放射線腫瘍学会による「放射線治療における第三者機関による出力線量評価に関するガイドライン2019」¹⁾では、放射線治療実施医療機関は3年に1回以上の頻度で第三者出力線量評価認定機関による出力線量評価を実施しなければならないとされている。また、出力線量の第三者評価はがん診療連携拠点病院の指定要件および診療報酬における遠隔放射線治療計画加算の指定要件となっており、その必要性は年々高まっている。

しかし、本邦では出力線量の第三者評価を実施可能な機関は限られており、それらの機関は基本的に郵送による第三者評価プログラムである。前述の状況をふまえた需要の増加に対して遅滞なく第三者評価を提供するためには、で

きるだけ多くの評価機関が必要となることが予想される。また訪問による第三者評価プログラムでは、郵送による第三者評価プログラムに比べて、使用する線量計を固体線量計等に限定されることなく、より小さな許容値を設定できる可能性があること、評価結果を直ちに被評価施設と共有することが可能であること、さらには線量相違が生じた場合に直ちに原因を相互に検討することが可能であることなどの利点がある。

そこで我々は、本邦における第三者評価体制のより一層の充実を図ることを目的に、訪問による出力線量の第三者評価プログラムを作成した。さらに多施設で第三者評価を実施することでその質を評価した。本第三者評価プログラムでは、固体ファントムと電離箱線量計を用いた水吸収線量評価を実施する。また、光子線の標準条件のみならず、電子線の標準条件および強度変調放射線治療(Intensity modulated radiotherapy; IMRT)における出力線量の第三者評価にも対応し、より広範な品質保証の充実に貢献可能な第三者評価プログラムを目指した。

* ユーロメディテック株式会社 医学物理室 [〒141-0022 東京都品川区東五反田2-20-4 NMF高輪ビル8階]

Division of Medical Physics, EuroMediTech Co., LTD., NMF Takanaawa Bldg., 8F, 2-20-4, Higashi-Gotanda, Shinagawa, Tokyo 141-0022, Japan

E-mail: k_tani@euro-meditec.co.jp

2. 使用機器および方法

2.1 使用機器

Table 1に本第三者評価プログラムの使用機器をまとめて示した。固体ファントムはPlastic Water Diagnostic-Therapy (PWDT; CIRS, Norfolk, VA, USA)を用い、その元素組成をTable 2に示した。PWDTは単位体積あたりの相対電子密度のみならず、実効原子番号も水と等価な固体ファントムである。水等価固体ファントムを出力線量の第三者評価に使用する利点としては、水ファントムと比較して設置が早く簡便で再現性が高いこと、IMRT条件などの多方向からの照射にも対応可能であること、さらには電離箱線量計を使用した際の水吸収線量評価のために必要な補正係数が明らかであり、かつその補正係数が1に近いこと、などが挙げられる。光子線および電子線の標準条件における第三者評価のための電離箱線量計には、ファーマ形電離箱線量計 (TM30013, PTW, Freiburg, Germany)を用い、二次線量標準機関の基準線質 Q_0 において水吸収線量校正を行った。IMRT条件における第三者評価のために

Table 1 Materials used in this audit program

Materials	Model name (manufacturer)
Plastic phantom	Plastic Water Diagnostic-Therapy (CIRS) TM30013 (PTW)
Ionization chamber	TM31010 (PTW) TM31021 (PTW)
Electrometer	UNIDOS weblin (PTW)
Extended cable	K-3 (PTW)
Thermometer	SK-250WP II-N (SATO KEIRYOKI)
Barometer	VR-16 (SANOH)

Table 2 Element composition, physical density (ρ), electron density per unit mass (ρ_e), electron density per unit volume (ρ_e^*), and effective atomic number (\bar{Z}) of water and PWDT. Relative electron density ($(\rho_e)_{pl, water}$) is the ratio of ρ_e in PWDT with respect to water. Relative electron density ($(\rho_e^*)_{pl, water}$) is the ratio of ρ_e^* in PWDT with respect to water

Components	Water	PWDT
H	0.1119	0.0740
B		0.0226
C		0.4670
N		0.0156
O	0.8881	0.3352
Mg		0.0688
Al		0.0140
Cl		0.0024
ρ [g/cm ³]	0.998	1.039
ρ_e [$\times 10^{23}$ /g]	3.343	3.220
$(\rho_e)_{pl, water}$	1.000	0.963
ρ_e^* [$\times 10^{23}$ /cm ³]	3.336	3.345
$(\rho_e^*)_{pl, water}$	1.000	1.003
\bar{Z} ($m = 3.5$)	7.51	7.63

は、ミニ型電離箱線量計 (TM31010またはTM31021, PTW)を用いた。電位計はUNIDOS weblin (PTW)を用いた。温度計、および気圧計は認定機関によるJCSS校正済である。これら校正が必要な使用機器の校正頻度は、1年に1度である。第三者評価としての独立性を担保するため、これらの使用機器はすべて本第三者評価プログラム用に施設へ持参したものであり、施設のものを使用していない。なお本報告における本第三者評価は医学物理士認定機構の認定医学物理士2名がそれぞれ評価担当者および結果確認者として実施した。

2.2 光子線の標準条件における第三者評価

固体ファントムを用いた訪問による出力線量の第三者評価プログラムを構築するため、光子線の標準条件において、10施設14台の医療用直線加速器 (リニアック) に対して本第三者評価を行った。装置の内訳は、True-Beam (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA) 8台, Clinac (Varian) 2台, Synergy (Elekta, Stockholm, Sweden) 1台, ONCOR (Siemens, Munich, Germany) 1台, Primus (Canon Medical Systems, Tochigi, Japan) 1台, およびCyberKnife (Accuray, Sunnyvale, CA, USA) 1台であった。光子線の標準条件における第三者評価実施数は50件であり、Table 3にまとめて示した。

計測の事前準備として、固体ファントムおよび電離箱線量計は、本第三者評価の実施24時間前から治療室で保管した。本第三者評価実施時は、操作室に設置した電位計から治療室へ延長ケーブルを配線し、電離箱線量計へ接続した。固体ファントムに温度計を挿入し温度を計測し、気圧計により気圧を計測した。固体ファントムへ電離箱線量計を挿入し、電離箱線量計の幾何学的中心から上方に固体ファントムを積層した。また、電離箱線量計の下方には5cm以上の固体ファントムを積層した。汎用型リニアックにおいては、本第三者評価の水吸収線量計測および組織ファントム線量比 (Tissue-phantom ratio; TPR) 計測のために、線源電離箱間距離 (Source-to-chamber distance; SCD) を100cmに、電離箱線量計を照射野 (10cm \times 10cm) 中心に設置した。CyberKnifeの水吸収線量計測においては、標準計測法¹²⁾に従いSCDを80cmに設置し、照射野サイズは直径6cmとした。光子線の標準条件における水吸収線量計測時、ファントム表面から電離箱線量計の幾何学的中心までの距離は10cmである。なおファントムの位置合わせは事前に精度確認を行った施設のレーザーやクロスヘアを基準に行った。Fig. 1(a)に光子線の標準条件における本第三者評価の計測の外観を示した。

本第三者評価における水吸収線量評価フォーマリズムは、標準計測法¹²⁾に準じており、一部FFFビームの線量評価において、IAEA TRS-483³⁾に準じている。また本第三者評価では、固体ファントムを使用しているため、確

Table 3 Number of cases of our audit program for photon standard dosimetry, electron standard dosimetry, and IMRT condition

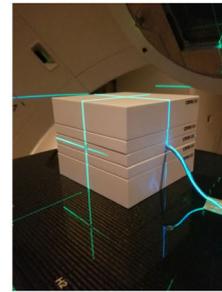
Photon standard dosimetry		Electron standard dosimetry		IMRT condition	
Energy	Number of cases	Energy	Number of cases	Energy	Number of cases
4 MV	8	12 MeV	10	4 MV	6
6 MV	13	15 MeV	6	6 MV	9
8 MV	1	16 MeV	2	8 MV	3
10 MV	11	18 MeV	5	10 MV	9
15 MV	1	20 MeV	2	15 MV	0
6 MV FFF	8			6 MV FFF	9
10 MV FFF	8			10 MV FFF	9
Total	50		25		45



(a) Appearance of this audit for the photon standard dosimetry. The distance from the phantom surface to the mechanical center of the chamber is 10 cm.



(b) Appearance of this audit for the electron standard dosimetry. The distance from the phantom surface to the mechanical center of the chamber is 3 cm.



(c) Appearance of this audit for the IMRT condition. The distance from the phantom surface to the mechanical center of the chamber is 8 cm.

Fig. 1 Appearance of the measurement in this audit

からしい水吸収線量評価のためには、深さスケーリング係数 C_{pl} およびフルエンススケーリング係数 k_{pl} が必要である。PWDTの物理密度を計測した結果、 $1.038 \pm 0.001 \text{ g cm}^{-3}$ と公称値と同等であったため、 C_{pl} にはPWDTの公称相対電子密度 $1.003^{2)}$ を使用し、水等価深さは $10 \text{ g cm}^{-2} \times 1.003 = 10.03 \text{ cm}$ となるため、 10 cm とみなした。 k_{pl} は、Arakiらの報告⁴⁾から線質指標 $TPR_{20,10}$ を内挿し、線質ごとに求めた。

汎用型リニアックのWFF (Flattening Filter有) 線質およびCyberKnifeにおける水吸収線量 $D_{w,Q}$ は、基準線質 Q_0 における水吸収線量校正定数 $N_{D,w}$ と線質変換係数 k_Q を用いて、次式により求めた。

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w} k_Q k_{pl} \quad (1)$$

ここで M_Q は電離箱線量計の基準点での表示値(温度気圧補正係数 k_{TP} 、イオン再結合補正係数 k_s 、電位計校正定数 k_{elec} で補正済の値)である。

k_{TP} を求めるためには、本第三者評価で持参した温度計および気圧計を使用した。 k_s は2点電圧法を用いて計測により求めた。極性効果補正係数 k_{pol} は 1.000 とみなした^{2), 5)}。 $TPR_{20,10}$ については、PWDT中 10 cm 深に対する 20 cm 深の表示値の比を計測により求めた。 k_Q は、標

準計測法¹²⁾より $TPR_{20,10}$ を内挿し求めた。またCyberKnifeにおいて、標準計測法¹²⁾ではCyberKnifeの $TPR_{20,10}$ ($^{CK}TPR_{20,10}$)が 0.62 以上かつ 0.66 以下であれば $TPR_{20,10} = 0.68$ の k_Q を使用できるとしているが、この $k_Q(0.989)$ は体積平均効果を考慮していないため、長さが 10 mm 以上の電離箱線量計は推奨されていない。本第三者評価プログラムでは30013電離箱線量計を使用したため、その体積平均効果が補正されているTRS-483³⁾の $k_Q(0.999)$ を採用した。ただし、標準計測法¹²⁾で示されている $k_Q(0.989)$ に、TRS-483³⁾で示されているCyberKnifeにおける30013電離箱線量計の体積平均効果補正係数 $k_{vol,Q}(1.010)$ を乗じると、 0.999 となり、TRS-483³⁾のCyberKnife用の k_Q と同じ値となることを確認した上で採用した。

FFF (Flattening Filter Free) 線質における水吸収線量 $D_{w,Q}$ は、次式により求めた。

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w} k_{Q,JSMPI2} k_{pl} (s_{w,air})_{FFF,WFF} k_{vol,Q} \quad (2)$$

ここで、 $(s_{w,air})_{FFF,WFF}$ はWFFに対するFFFの空気に対する水の阻止能比の比である。 $k_{vol,Q}$ は、FFFビームプロファイルによる体積平均効果の補正係数である。これらの値を文献^{3), 6)}より求め、標準計測法¹²⁾で示されている線

質変換係数 $k_{Q,JSMP12}$ に乗じた。FFF 線質の各補正係数を求めるために $TPR_{20,10}$ を内挿する際、 $TPR_{20,10}$ の WFF 線質への変換は行っていない。

式(1)および(2)より求めた本第三者評価の校正深水吸収線量に対して、被評価施設が直前または3日以内に求めた校正深水吸収線量を比較した。

2.3 電子線の標準条件における第三者評価

電子線の標準条件において、8施設10台のリニアック (TrueBeam 6台, Clinac 2台, Synergy 1台, および Primus 1台) に対して本第三者評価を行った。電子線の標準条件における第三者評価実施数は25件であり、Table 3にまとめて示した。なお、本第三者評価では電子線の標準条件においても30013電離箱線量計を用いたため、対象となる線質は $R_{50} > 4.0 \text{ g cm}^{-2}$ である。

電離箱線量計の幾何学的中心から上方に3cm分の固体ファントムを積層した。本第三者評価の水吸収線量計測のために線源表面間距離 (Source-to-surface distance; SSD) を100cmに設置し、電離箱線量計を照射野(10cm×10cm)中心に設置した。Fig. 1(b)に電子線の標準条件における本第三者評価の計測の外観を示した。

本第三者評価における電子線の水吸収線量 $D_{w,Q}$ は、 $N_{D,w}$ と k_Q を用いて、次式により求めた。

$$D_{w,Q}(d_{\max}) = M_Q(d_m) N_{D,w} k_Q(d_c) k_{pl} ((\bar{L}/\rho)_{w,air})_{d_m,d_c} / PDD(d_m) \quad (3)$$

ここで d_{\max} は最大深、 d_m は測定深、および d_c は校正深である。

k_s および k_{pol} は計測により求めた。 k_Q を求めるための線質指標 R_{50} については、多施設で取得した同一線質におけるデータ群から中央値を採用し、それらをまとめて Table 4 に示した。

すべての線質において、深部方向の線量分布が平坦となる測定深一定(3.0cm)のもとで水吸収線量計測を行ったため、被評価施設の水吸収線量との比較は最大深で行った。これは測定深で比較する場合、被評価施設側に通常とは異なる線量評価パラメータが必要となること、さらには校正深で比較する場合には本第三者評価プログラムの線量評価

パラメータが被評価施設の申請した校正深に依存して施設ごとに変化するため、最大深での比較が、より一貫した評価が可能であると考えられるためである。PWDTの物理密度および C_{pl} は、それぞれ $1.039^{2),4)} \text{ g cm}^{-3}$ および $0.959^{4)}$ であるため、30013電離箱線量計の幾何学的中心までの水等価深さは $3 \text{ cm} \times 1.039 \text{ g cm}^{-3} \times 0.959 = 2.99 \text{ g cm}^{-2}$ とした。さらに30013電離箱線量計の実効中心は0.15cm線源側であり、水等価測定深は 2.84 g cm^{-2} となるため、 2.8 g cm^{-2} とみなした。各線質における 2.8 g cm^{-2} の深部吸収線量比 (Percentage depth dose; PDD (d_m)) は、多施設で取得した同一線質におけるデータ群から中央値を採用し、それらをまとめて Table 4 に示した。

k_{pl} は、水と固体ファントムの電子フルエンス比 $\phi_{w,pl}$ および壁擾乱補正係数比 $(P_{wall})_{w,pl}$ から成る。Arakiらの報告⁴⁾において、 2.8 g cm^{-2} における $\phi_{w,PWDT}$ はエネルギーに依らず1.002以下と示されているため、 $\phi_{w,PWDT}$ は、1.000とみなした。 $(P_{wall})_{w,PWDT}$ は電子線に対する円筒形電離箱線量計の P_{wall} は1.000とみなせる^{2),7)} ことから1.000とみなし、これらについて不確かさで考慮することとした。校正深に対する測定深における空気に対する水の制限質量衝突阻止能比 $((\bar{L}/\rho)_{w,air})_{d_m,d_c}$ は、標準計測法¹²⁾より求めた。

式(3)より求めた最大深における本第三者評価の水吸収線量に対して、被評価施設が直前または3日以内に計測より求めた最大深水吸収線量を比較した。

2.4 IMRT条件における第三者評価

IMRT条件において、3施設3台のTrueBeamに対して計45件の本第三者評価を行い、Table 3にまとめて示した。第三者評価用の治療計画には、前立腺症例(15件)、全骨盤症例(10件)、頭頸部症例(5件)、およびAAPM TG-119⁸⁾ C-shape(15件)のVolumetric modulated arc therapy (VMAT)プランを用いた。IMRT条件における本第三者評価の水吸収線量計測時、ファントム表面から電離箱線量計の幾何学的中心までの距離は8cmである。また電離箱線量計の下方にも同じ厚さのファントムを積層した。Fig. 1(c)にIMRT条件における本第三者評価の計測の外観を示した。

Table 4 Median value, standard deviation (SD), and number of data (N) of multi-institution R_{50} (cm) and PDD (d_m) used in this audit

Electron energy	R_{50} (cm)			PDD(d_m)		
	Median	SD	N	Median	SD	N
12 MeV	4.94	0.04	7	1.000	0.001	6
15 MeV	6.23	0.04	6	0.999	0.001	5
16 MeV	6.60	0.02	4	0.999	0.000	4
18 MeV	7.52	0.05	5	0.999	0.002	4
20 MeV	8.19	0.04	4	0.996	0.002	4

本第三者評価では、ミニ型電離箱線量計 (TM31010 もしくはTM31021) および固体ファントム (PWDT) を用いて、IMRT 出力線量計測を行った。しかし、これらの電離箱線量計を用いて、標準計測法¹²⁾ に準じた線量評価を行う場合、FFF用の線量評価に必要な補正係数がTRS-483³⁾ で示されていないこと、31021電離箱線量計に対して標準計測法¹²⁾ で線質変換係数が示されていないこと、さらに k_{pl} が明らかではないことなどが問題点として挙げられる。そのため、本第三者評価では相互校正を行い、各線質に対して水吸収線量校正定数 $N_{D,w,Q}^{field}$ を算出し、水吸収線量評価を行った。まず、標準条件において、線質ごとに100MUずつ照射し、水吸収線量校正定数を次式により取得する。

$$N_{D,w,Q}^{field} = D_{ref} / M_Q^{field} \quad (4)$$

ここで、 D_{ref} は基準線量であり、先行して行った30013電離箱線量計を用いた標準条件における本第三者評価で計測した水吸収線量を採用した。 M_Q^{field} は測定点に置かれたミニ型電離箱線量計の基準点での表示値である。

次に、この線質ごとの $N_{D,w,Q}^{field}$ を用いてIMRT出力線量 D_{meas} の水吸収線量評価を次式により行う。

$$D_{meas} = M_Q^{IMRT} N_{D,w,Q}^{field} k_{Q,psr,Q}^{f,ref} \quad (5)$$

ここで $k_{Q,psr,Q}^{f,ref}$ は、標準条件に対するIMRTプランにおける線質変換係数であり、1.000とみなした^{9)~11)}。なお測定点は各プランの標的内の高線量領域とし、アイソセンターに標的がないプランにおいては、カウチを移動することで、電離箱線量計を高線量領域に設置した。

式(5)より求めたIMRT出力線量 D_{meas} に対して、被評価施設の治療計画装置の計算線量 D_{calc} の相対差を評価した。 D_{calc} を求める際、電離箱線量計の有感体積を輪郭描出し、輪郭内の密度または電子密度を1.0に、材質を割り当てることが可能な場合は、水として割り当てた。さらにPWDTファントム全体を輪郭として描出し、治療計画装置上で、密度または電子密度を0.98¹²⁾に、材質を割り当てることが可能な場合は、水として割り当てた。線量計算グリッドの一辺の大きさは2mmに設定し、本第三者評価用の治療計画の線量計算を行い、 D_{calc} は電離箱線量計の有感体積の輪郭内の平均線量とした。アイソセンターに標的

がないプランにおいては計測と同様のカウチの移動量を治療計画装置上で設定した。

2.5 計測水吸収線量の不確かさ

本第三者評価プログラムで計測した水吸収線量の不確かさの評価を行った。不確かさの評価にあたっては、多施設での計測結果および文献^{2)~4), 9)~11)} から算出した。

3. 結果

3.1 光子線の標準条件における第三者評価結果

Fig. 2に光子線の標準計測における第三者評価結果を線質ごとにまとめて示した。本第三者評価における水吸収線量に対する被評価施設の水吸収線量の相対差は平均値±標準偏差で $-0.1\% \pm 0.5\%$ 、最大で1.03%であり、その最大値を除いたすべての評価結果は、±1%以内で一致していた。

新規導入したりニアックでの治療開始前の1施設の複数線質において、本第三者評価結果が±1%を超えた。水吸収線量評価パラメータの比較を行った結果、相違の原因は、被評価施設で標準計測に使用しているエクセルシート中の $TPR_{20,10}$ の参照が誤っていたことであった。被評価施設の $TPR_{20,10}$ は本第三者評価で基準としている $TPR_{20,10}$ に対して最大で7.6%の相違があった。 $TPR_{20,10}$ の変化に対する k_Q の変化は小さいため、線量差は最大で-1.7%の違

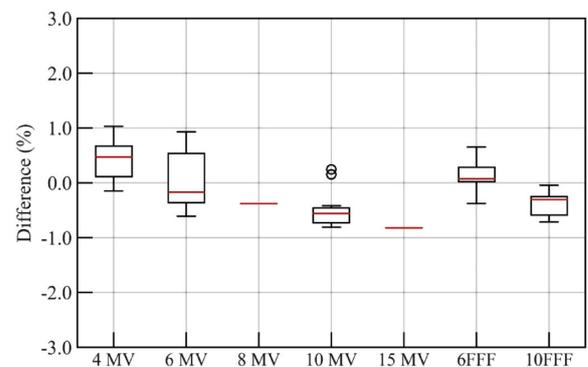


Fig. 2 Box plots of the dose differences between our measured dose and institutional measured dose for each X-ray energy in the photon standard dosimetry. The median value for each X-ray energy is represented as a red line

Table 5 The difference of $TPR_{20,10}$ between the institutional mistakenly quoted $TPR_{20,10}$ value and our reference value, and the dose difference in two instances of our audit. The dose difference (1st) represents the results before the correction of the institutional $TPR_{20,10}$ for the photon standard dosimetry. The dose difference (2nd) represents the results after the correction

	X-ray energy				
	4 MV	6 MV	10 MV	6 MV FFF	10 MV FFF
Difference of $TPR_{20,10}$	5.8%	6.9%	7.4%	7.3%	7.6%
Dose difference (1st)	-0.4%	-0.8%	-1.9%	-0.5%	-1.7%
Dose difference (2nd)	-0.1%	-0.3%	-0.6%	0.0%	-0.6%

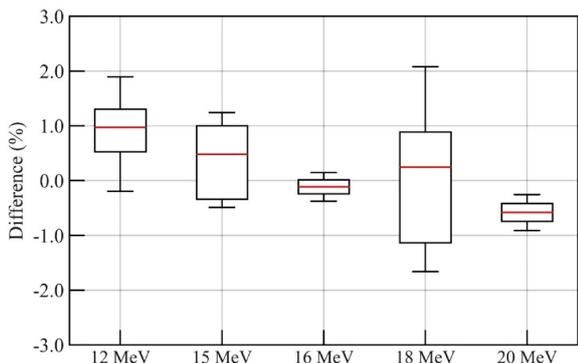


Fig. 3 Box plots of the dose differences between our measured dose and institutional measured dose for each electron energy in the electron standard dosimetry. The median value for each electron energy is represented as a red line

Table 6 The difference of R_{50} between the institutional mistakenly quoted value and our reference value, with the dose difference in two instances of our audit. The dose difference (1st) represents the results before the correction of the institutional dosimetric parameters for the electron standard dosimetry. The dose difference (2nd) represents the results after the correction

	Electron energy		
	12 MeV	15 MeV	18 MeV
Difference of R_{50} (cm)	- 1.32	- 1.46	- 1.43
Dose difference (1st)	2.5%	1.4%	- 1.6%
Dose difference (2nd)	0.1%	- 0.5%	- 1.1%

いであった。本第三者評価結果の報告を受けて、被評価施設は $TPR_{20,10}$ を再計測し、水吸収線量評価における $TPR_{20,10}$ および k_Q を修正し、モニタ校正を行った。再度、本第三者評価を実施した結果、すべての線質で $\pm 0.6\%$ 以内で一致した。Table 5 にそれらの結果をまとめて示した。

3.2 電子線の標準条件における第三者評価結果

Fig. 3 に電子線の標準計測における第三者評価結果を線質ごとにまとめて示した。本第三者評価における最大深水吸収線量に対する被評価施設の最大深水吸収線量の相対差は平均値 \pm 標準偏差で $0.2\% \pm 1.0\%$ 、最大で 2.08% であり、その最大値を除いたすべての評価結果は、 $\pm 2\%$ 以内で一致していた。

新規導入したリニアックでの治療開始前の1施設の複数線質において、 $\pm 2\%$ を超えた。水吸収線量評価パラメータの比較を行った結果、相違の原因は、被評価施設で標準計測に使用しているエクセルシート中の R_{50} の参照が誤っていたことであった。被評価施設の R_{50} は、本第三者評価で基準としている R_{50} に対して、最大で 1.46cm の相違があった。本第三者評価結果の報告を受けて、被評価施設は R_{50} を再計測し、水吸収線量評価における R_{50} 、 k_Q 、 d_c 、お

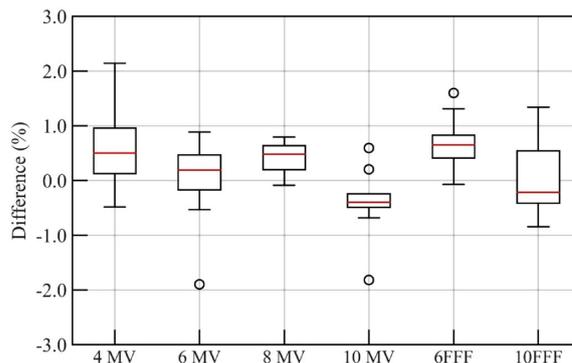


Fig. 4 Box plots of the dose differences between our measured dose and institutional calculated dose for each X-ray energy in the IMRT dose verification. The median value for each X-ray energy is represented as a red line

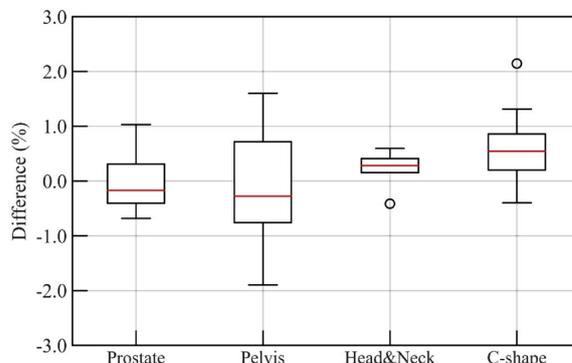


Fig. 5 Box plots of the dose differences between our measured dose and institutional calculated dose for each IMRT plan in the IMRT dose verification. The median value for each IMRT plan is represented as a red line

び $PDD(d_c)$ を修正し、モニタ校正を行った。再度、本第三者評価を実施した結果、すべての線質で $\pm 1.1\%$ 以内で一致した。Table 6 にそれらの結果をまとめて示した。

3.3 IMRT条件における第三者評価結果

Fig. 4 にIMRT条件における第三者評価結果を線質ごとにまとめて示した。Fig. 5には同結果をプランごとにまとめて示した。本第三者評価の D_{meas} に対する、被評価施設の治療計画装置の D_{calc} の相対差は平均値 \pm 標準偏差で $0.2\% \pm 0.8\%$ 、最大で 4 MV X線 の C-shape において 2.1% であり、その最大値を除いたすべての評価結果は、 $\pm 2\%$ 以内で一致していた。

3.4 計測水吸収線量の不確かさ

3.4.1 光子線の標準条件における計測水吸収線量の不確かさ

Table 7 にWFF光子線の計測水吸収線量の不確かさのバジェット表を示した。 $N_{D,w}$ 、電離箱の長期安定性、基準

Table 7 Uncertainty budgets for the measured absorbed dose to water of WFF photon standard dosimetry

Component of uncertainty	Value
Calibration coefficient $N_{D,w}$	0.52% ²⁾
Long time chamber stability	0.3% ²⁾
Measurement setting	0.4% ²⁾
Correction factor for measured value k_i	0.4% ²⁾
Quality correction factor k_Q	1.0% ²⁾
Determination of k_Q	0.1%
Fluence scaling factor k_{pl}	0.7% ⁴⁾
Determination of k_{pl}	0.1%
Measurement value M_{raw}	0.1%
Combined relative standard uncertainty	1.5%
Expanded relative standard uncertainty ($k=2$)	3.0%

Table 8 Uncertainty budgets for the measured absorbed dose to water of FFF photon standard dosimetry

Component of uncertainty	Value
Uncertainty for WFF photon dosimetry	1.5%
Stopping power ratio $(S_{w,air})_{FFF,WFF}$	0.2% ³⁾
Correction for volume averaging effect $k_{vol,Q}$	0.2% ³⁾
Combined relative standard uncertainty	1.5%
Expanded relative standard uncertainty ($k=2$)	3.0%

条件の設定, 電離箱読み値に対する補正係数 k_i および k_Q について, 標準計測法¹²⁾より不確かさを決定した。 k_Q の決定について, その標準不確かさを $TPR_{20,10}$ のばらつきより0.1%と評価した。計測表示値 M_{raw} の標準不確かさは, 多施設データ群での繰り返し測定のみより0.1%と評価した。 k_{pl} についてはArakiらの報告⁴⁾より標準不確かさを0.7%とした。 k_{pl} を $TPR_{20,10}$ から内挿により求める際の標準不確かさを0.1%と評価した。これらを合成し, 本第三者評価のWFF光子線の計測水吸収線量の合成標準不確かさは1.5%とした。

Table 8にFFF光子線の計測水吸収線量の不確かさのバジェット表を示した。FFF光子線の計測水吸収線量評価における手順は, WFFと同様の計算値に, $(S_{w,air})_{FFF,WFF}$ および $k_{vol,Q}$ を乗じたものである。これらに対して, TRS-483³⁾よりそれぞれ0.2%の標準不確かさを見積もった。これらを合成し, 本第三者評価のFFF光子線の計測水吸収線量の合成標準不確かさは1.5%とした。

3.4.2 電子線の標準条件における計測水吸収線量の不確かさ

Table 9に電子線の計測水吸収線量の不確かさのバジェット表を示した。 $N_{D,w}$, 電離箱の長期安定性, 基準条件の設定, k_i および k_Q について標準計測法¹²⁾より不確かさを見積もった。 k_Q の決定の標準不確かさについて, R_{50} を多施設の同一線質の中央値から決定しているため, そのばらつきより0.2%とした。 k_{pl} については, Arakiらの報告⁴⁾で平行平板形電離箱線量計について与えられてい

Table 9 Uncertainty budgets for the measured absorbed dose to water of electron standard dosimetry

Component of uncertainty	Value
Calibration coefficient $N_{D,w}$	0.52% ²⁾
Long time chamber stability	0.3% ²⁾
Measurement setting	0.4% ²⁾
Correction factor for measured value k_i	0.4% ²⁾
Quality correction factor k_Q	1.0% ²⁾
Determination of k_Q	0.2%
Fluence scaling factor k_{pl}	1.0%
Measurement value M_{raw}	0.1%
Stopping power ratio of measurement depth to calibration depth $((\bar{L}/\rho)_{w,air})_{d_m,d_c}$	0.3%
PDD at measurement depth PDD (d_m)	0.5%
Combined relative standard uncertainty	1.7%
Expanded relative standard uncertainty ($k=2$)	3.5%

Table 10 Uncertainty budgets for the measured absorbed dose to water of IMRT condition

Component of uncertainty	Value
Reference dose for cross calibration	1.5%
Correction factor for measured value k_i	0.4% ²⁾
Quality correction factor for IMRT condition $k_{Q_{psr,Q}}^{f_{psr},f_{ref}}$	1.0% ^{6)~8)}
Combined relative standard uncertainty	1.8%
Expanded relative standard uncertainty ($k=2$)	3.7%

るものの, 本第三者評価で用いる30013電離箱線量計については与えられていない。ただし, k_{pl} の要素である $\varphi_{w,pl}$ が与えられており, これを参考値として30013電離箱線量計に対して値を1.000, 標準不確かさとして1.0%を見積もった。 $((\bar{L}/\rho)_{w,air})_{d_m,d_c}$ の標準不確かさについて, C_{pl} の不確かさが与える影響を考慮し, 0.3%とした。同様にPDD (d_m)の標準不確かさとして0.5%を見積もった。これらを合成し, 本第三者評価の電子線の計測水吸収線量の合成標準不確かさは1.7%とした。

3.4.3 IMRT条件における計測水吸収線量の不確かさ

Table 10にIMRT条件における計測水吸収線量の不確かさのバジェット表を示した。本第三者評価においては, IMRT条件における線量計測はミニ型電離箱線量計を使用しており, 相互校正により $N_{D,w,Q}^{eld}$ を与えている。そのため, 相互校正における基準線量の標準不確かさとして3.4.1項より1.5%とした。ミニ型電離箱の k_i の標準不確かさを標準計測法¹²⁾より0.4%とした。測定対象が非標準条件であることから, これに対する $k_{Q_{psr,Q}}^{f_{psr},f_{ref}}$ を文献9)~11)より1.000とし, その標準不確かさを1.0%とした。これらを合成し, 本第三者評価のIMRT条件における計測水吸収線量の合成標準不確かさは1.8%とした。

4. 考 察

固体ファントムを用いた訪問による出力線量の第三者評

価プログラムの構築のため、光子線標準条件において50件、電子線標準条件において25件およびIMRT条件において45件、計120件の第三者評価を行った。米国医学物理学会のガイドライン^{13), 14)}では標準条件におけるリニアック出力線量校正の許容値が年管理項目として±1%と示されており、日本放射線腫瘍学会のガイドライン¹⁵⁾では毎月の標準計測の許容値が±2%と示されている。また国際原子力機関からは放射線生物学的な観点から出力線量のシステマティックバイアスは2%以内にするのが合理的であると示されている¹⁶⁾。本第三者評価結果は、光子線および電子線の標準条件において平均値±標準偏差2倍値(2SD)で-0.1%±1.0%および0.2%±2.0%であった。さらにこの2SDを超えた被評価施設では、聞き取り調査によって線量評価パラメータが誤っていたことが分かり、是正活動を行うことが可能であったため、本第三者評価は標準条件におけるリニアック出力線量校正の許容値^{13)~15)}に準じた精度で第三者評価ができる可能性がある。さらに、日本放射線腫瘍学会よりIMRT線量検証の評価基準において線量精度が±3%¹⁷⁾と示されている。IMRT条件における本第三者評価結果は平均値±2SDで0.2%±1.6%であり、本第三者評価はIMRT線量検証における評価基準と同等の基準で第三者評価ができる可能性がある。本第三者評価の計測水吸収線量の相対標準不確かさは、光子線標準条件、電子線標準条件およびIMRT条件において、それぞれ1.5%、1.7%および1.8%となり、本第三者評価プログラムの計測水吸収線量は不確かさの範囲で被評価施設の計測水吸収線量と一致していた。また郵送による第三者評価結果^{16), 18), 19)}と比較し、訪問による本第三者評価結果はばらつきが小さかった。Table 11に本第三者評価結果(平均値±2SD)、Imaging and Radiation Oncology Core QA Center in Houston (IROC-H)¹⁶⁾のthermoluminescent dosimeter (TLD)を用いた郵送による第三者評価結果(平均値±2SD)、Mizunoら¹⁸⁾の蛍光ガラス線量計を用いた郵送による光子線標準条件の第三者評価結果(中央値±2SD)、およびOkamotoら¹⁹⁾の蛍光ガラス線量計を用いた郵送によるIMRT条件の第三者評価結果(平均値±2SD)をまとめて示した。これらの結果より本第三者評価プログラムは、第三者評価ガイドライン¹⁾で示されてい

る光子線標準条件の目標線量精度である±3%、およびそれ以外の条件で推奨されている目標線量精度である±5%の範囲で十分に評価可能であり、各条件において臨床現場で基準となる線量精度に準拠した、より小さな許容値の設定が可能であると考えられる。

本第三者評価プログラムの利点は、各条件において臨床現場で基準となる線量精度に準拠した評価ができる可能性があることのみならず、被評価施設と概ね同じ線量評価プロトコルを採用していること、および訪問による第三者評価であることである。第三者評価の客観性を保ちながら、被評価施設と概ね同じ線量評価プロトコルを採用しているため、本第三者評価の水吸収線量と被評価施設の水吸収線量に相違が生じた場合、直ちに線量評価パラメータの比較などが可能であり、線量相違の原因を特定することが比較的容易である。さらには第三者評価結果を直ちに第三者評価者と被評価施設で共有することが可能である。光子線標準条件において±1%、電子線標準条件において±2%以上の線量相違が生じた場合に迅速に原因を相互に確認可能であったことは、訪問による本第三者評価プログラムの利点である。また設置が簡便である固体ファントムを使用したため、計測の準備に約20分、光子線標準条件の線量計測に約30分と比較的短時間で実施可能なことも本第三者評価プログラムの利点である。また光子線標準条件に続き、電子線標準条件の第三者評価を行う場合も30013電離箱線量計を用いて測定深一定の元で第三者評価を行うため、固体ファントムの深さおよびSSDを変更するだけで各電子線エネルギーの線量計測が開始できる。さらにIMRT条件の相互校正の基準線量は、光子線標準条件の計測線量であるため、それら条件の第三者評価を連続的に行うことで効率的な実施が可能であった。

本第三者評価プログラムの課題として、現在、電子線標準条件における本第三者評価は30013電離箱線量計を使用しているため、対象となる線質は $R_{50} > 4.0 \text{ g cm}^{-2}$ であることが挙げられる。実際の臨床で使用頻度が高いのはよりエネルギーが低い線質であることが多いため、今後、平行平板形電離箱線量計を本第三者評価プログラムに導入することで、対応する予定である。その際は同様のフォーマリズムを適用すること、さらには $R_{50} > 4.0 \text{ g cm}^{-2}$ の電子線線質

Table 11 Comparison between this on-site audit and other postal audits results^{16), 18), 19)}

Audit programs	On-site or postal /Detector	Average (or median) ± 2SD		
		Photon standard dosimetry	Electron standard dosimetry	IMRT condition
This audit	On-site/IC	- 0.1% ± 1.0%	0.2% ± 2.0%	0.2% ± 1.6%
IROC-H ¹⁶⁾	Postal/TLD	- 0.1% ± 3.2%	- 0.2% ± 3.4%	- 1.0% ± 10%
Mizuno et al. ¹⁸⁾	Postal/RGD	0.3% ± 2.6%	—	—
Okamoto et al. ¹⁹⁾	Postal/RGD	—	—	0.1% ± 2.5%

IC: ionization chamber, TLD: thermoluminescent dosimeter, RGD: radiophotoluminescent glass dosimeters

において本報告の第三者評価結果との比較を行うことで、 $R_{50} \leq 4.0 \text{ g cm}^{-2}$ の電子線線質においても確からしい第三者出力線量評価を実施できることが期待される。さらに、もう一つの課題として本第三者評価プログラムは訪問による第三者評価であるため、実施可能件数に限りがあることが挙げられる。しかしこれは今後、実施担当者および使用機器の数的な充実を図ることで解決できると考えられる。それら数的な充実を図る際においても、本報告の第三者評価結果を基準にすることで、本邦における第三者評価体制のより一層の充実に安全に貢献できることが期待される。

5. 本第三者評価プログラムの許容値

本第三者評価プログラムでは、本結果および考察に基づき本第三者評価の計測水吸収線量に対する被評価施設の計測水吸収線量の相対差に対する許容値として許容レベルおよび介入レベルを設定する。許容レベルを超えた際は聞き取り調査の実施により誤りの有無を確認し、介入レベルを超えた際は、誤りを訂正するよう、被評価施設に対してただちに是正行動を促す。許容レベルとして、実務的な面でのミスなどを発見するため、本報告に示す評価結果に対して正規分布を仮定して約95%が包含される2SDを基準に、光子線標準条件では $\pm 1.0\%$ 、電子線標準条件では $\pm 2.0\%$ 、IMRT条件では $\pm 1.6\%$ とする。介入レベルとして、本報告における計測水吸収線量の相対拡張不確かさ($k=2$)を基準に、光子線標準条件では $\pm 3.0\%$ 、電子線標準条件では $\pm 3.5\%$ 、IMRT条件では $\pm 3.7\%$ とする。本許容レベルおよび介入レベルは、本第三者評価プログラムを運用していくうえで、評価データの蓄積等を受けて適宜再検討の上、必要に応じて改定を行う。

6. 結 論

光子線の標準条件、電子線の標準条件およびIMRT条件に対する固体ファントムを用いた訪問による出力線量の第三者評価プログラムを構築した。本第三者評価プログラムは標準条件およびIMRT条件において臨床現場で基準となる線量精度とほぼ同等の許容値での第三者評価が可能である。

謝辞

本第三者評価プログラムの構築および実施にあたりご助力、ご助言をいただきました皆様に厚く御礼申し上げます。

付記 (利益相反の開示)

両著者はユーロメディテック株式会社医学物理室に所属する社員である。

参 考 文 献

1) 日本医学物理学会, 日本放射線技術学会, 日本放射線腫瘍

学会編: 放射線治療における第三者評価機関による出力線量評価に関するガイドライン2019, 2019
 2) 日本医学物理学会編: 外部放射線治療における水吸収線量の標準計測法 (標準計測法12). 通商産業研究社, 2012
 3) IAEA: Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy. TRS No. 483. International Atomic Energy Agency, Vienna, 2017
 4) Araki F, Hanyu Y, Fukuoka M, et al.: Monte Carlo calculations of correction factors for plastic phantoms in clinical photon and electron beam dosimetry. Med. Phys. 36: 2992–3001, 2009
 5) Svensson H, Petterson C, Hettinger G: Commercial thimble chambers for absorbed dose measurements at high energy electron radiation. Acta Radiol. Ther. Phys. Biol. 10: 504–512, 1971
 6) Dalaryd M, Knoos T, Ceberg C: Combining tissue-phantom ratios to provide a beam-quality specifier for flattening filter free photon beams. Med. Phys. 41: 111716-1-6, 2014
 7) Buckley LA, Rogers DWO: Wall correction factors, P_{wall} , for thimble ionization chambers. Med. Phys. 33: 455–464, 2006
 8) Ezzel GA, Burmeister JW, Dogan N, et al.: IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. Med. Phys. 36: 5359–5373, 2009
 9) Bouchard H, Seuntjens J, Carrier JF, et al.: Ionization chamber gradient effects in nonstandard beam configurations. Med. Phys. 36: 4654–4663, 2009
 10) Chung E, Soisson E, Seuntjens J: Dose homogeneity specification for reference dosimetry of nonstandard fields. Med. Phys. 39: 407–414, 2012
 11) Bouchard H: Quality correction factors of composite IMRT beam deliveries: Theoretical considerations. Med. Phys. 39: 6885–6894, 2012
 12) Tani K, Fujita Y, Wakita A, et al.: Density scaling of phantom materials for a 3D dose verification system. J. Appl. Clin. Med. Phys. 19: 103–113, 2018
 13) Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al.: Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. Med. Phys. 36: 4197–4212, 2009
 14) Smith K, Balter P, Duhon J, et al.: AAPM Medical Physics Practice Guideline 8.a.: Linear accelerator performance tests. J. Appl. Clin. Med. Phys. 18(4): 23–39, 2017
 15) 日本放射線腫瘍学会: 外部放射線治療におけるQuality Assurance (QA) システムガイドライン2016年版. 金原出版, 2016
 16) IAEA: Accuracy requirements and uncertainties in radiotherapy. IAEA Human Health Series No. 31. International Atomic Energy Agency, Vienna, 2016.
 17) 日本放射線腫瘍学会QA委員会: 強度変調放射線治療における物理・技術的ガイドライン2011. IMRT物理QAガイドライン専門小委員会, 2011
 18) Mizuno H, Kanai T, Kusano Y, et al.: Feasibility study of glass dosimeter postal dosimetry audit of high-energy radiotherapy photon beams. Radiother. Oncol. 86: 258–263, 2008
 19) Okamoto H, Minemura T, Nakamura M, et al.: Establishment of postal audit system in intensity-modulated radiotherapy by radiophotoluminescent glass dosimeters and a radiochromic film. Phys. Med. 48: 119–126, 2018

解説

〈連載：教育委員会企画〉

重粒子線治療装置HIMACの建設とそのもたらしたもの
—医学物理学の観点から—

第2部. ブロードビーム照射の高度化と普及型装置の開発 (1994~2010)

遠藤真広*

医用原子力技術研究振興財団

Construction of Heavy Ion Accelerator in Chiba (HIMAC) and Its Consequences
—From Medical Physics Viewpoint: Part 2. Advancement of Broad Beam Irradiation
and Development of a New Compact-sized Therapy Accelerator (1994–2010)

Masahiro ENDO*

Association for Nuclear Technology in Medicine

第2部. ブロードビーム照射の高度化と
普及型装置の開発 (1994~2010)

1994年6月に重粒子線治療が始まったのであるが、治療適応の拡大、治療技術の高度化、基礎となる生物・物理理論の深化、重粒子線治療の普及に向けた取り組みなど課題は山積していた。第2部では治療開始から群馬大学に建設された普及型装置での治療が開始されるまでの16年間に、これらの課題に対して行われた研究開発を概説する。主な内容は、新照射法（呼吸同期、積層原体）の開発、治療計画装置の高度化と治療QA、生物・物理モデルの発展、普及型装置の開発である。スキミング照射法の研究は、かなりの部分がこの期間に行われたが、記述の都合により第3部で述べることにする。また、表題で示している期間の終わりの2010年は群馬大学の普及型装置の臨床利用が始まった年である。

1. 新照射法の開発

1.1 呼吸同期照射法

肺や肝臓のように呼吸に伴い位置が変動する病巣の治療に際しては、病巣に確実にビームを照射するために、位置の変動をカバーするようなマージン設定を行う必要がある。この場合、位置の変動が大きいと正常組織の広い部分に高線量を投与することになり、重粒子線治療の長所が大幅に損なわれる。筑波大学の陽子線治療では、呼吸による胸壁の動きに伴う圧力波から呼吸波形を測定し、呼吸波形の呼吸時相に同期して照射する呼吸同期照射法が開発されていた¹⁾。呼吸同期照射法では、一定の呼吸時相（通常は動きの少ない呼気時相）に照射が限定されるためマージンを狭くでき、正常組織への照射範囲を狭くすることができる。

HIMACでも正常組織への照射範囲を狭くするために呼

吸同期照射システムを開発した²⁾。本システムは、ブロードビーム照射法を基本として、(a)標的部位が設定時相に入った時に照射許可信号を生成するための呼吸信号生成装置=患者に取り付ける赤外線発光源とその動きを検知する位置有感型検出器、(b)不規則な呼吸に従うトリガー信号に対して高速応答するビーム取り出し法=応答速度1ms以下のRF-KO取り出し法、(c)ビーム利用率を最大とする運転パターン=3.3秒周期（HIMACシンクロトロン最大の周期）、ビーム取り出しデューティー55%などから構成されていた。

筑波大学の呼吸同期照射においては呼吸非同期CTにより治療計画を行っていたが、HIMACでは呼吸同期CTにより照射と同じ呼吸時相でCT撮影を行い、それにより治療計画を行うため、さらにマージンを狭くできた。また、従来のビーム取り出し法では呼吸同期照射に必要な高速のビームON/OFFが困難であった。しかし、新たに開発したRF-KO法では周回ビームに横方向電場による摂動を与え、ビームエミッタンスを増大させることでビームを取り出しているため、電場のON/OFFに応じてビームON/OFFが可能になり1msを切る応答性が達成でき、呼吸同期照射が可能になった³⁾。

1995年度からこの呼吸同期照射システムの基礎試験を開始したが、動体ファントムによる試験では、同期照射においては非同期に比べて半影は約1/3に縮小し、固定ファントムの半影とほぼ同じとなった。また、照射時間の増加も許容範囲内であった。最終総合試験終了後、1996年6月から治療照射に用いられている。Fig. 1に本システムの概略図を示す⁴⁾。

1.2 積層原体照射法の開発

放医研で採用したリッジフィルターを用いたブロード

* E-mail: endo.masahiro@antm.or.jp

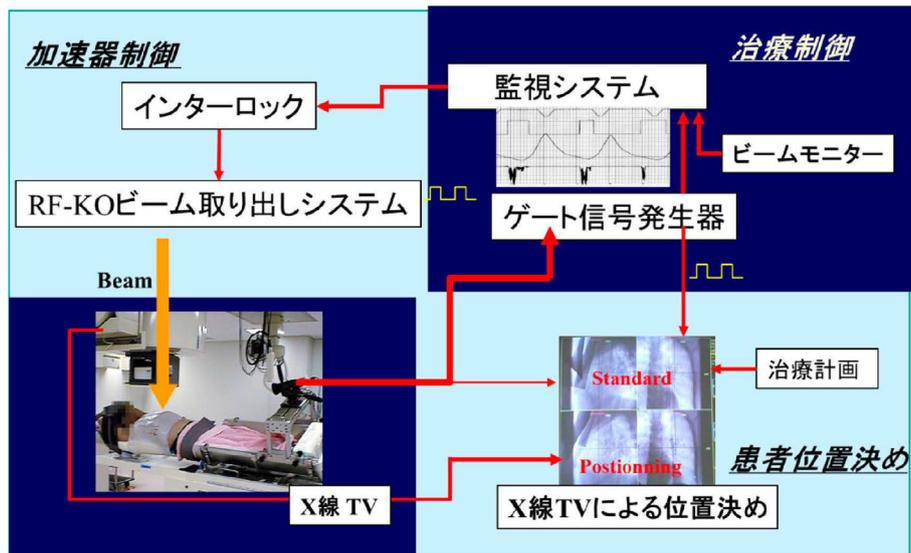


Fig. 1 Schematic diagram of respiratory gated irradiation system at HIMAC⁴⁾

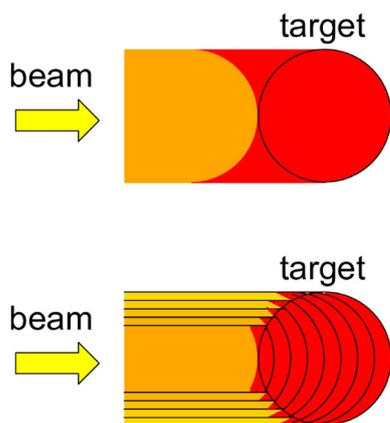


Fig. 2 Schematics of a conventional ridge-filter beam (upper) and a layer-stacking beam (lower). Color gradient shows dose level (red for prescribed dose)⁸⁾

ビーム法では、SOBP幅が照射野内で一定であるため、Fig. 3の左図に示すように単門照射では、標的の上流側の正常組織に角(つ)状の高線量域ができる。これを避けるためには、多門照射により、高線量域を散らす必要があった。

単門で原体照射を可能としたのが、積層原体照射法であり、これはまさに放医研オリジナルの照射技術である。これは金井らによってHIMAC開始以前の1980年代に発案されたもので⁵⁾、HIMACを舞台に実用化研究が進められ^{6),7)}、2005年夏より臨床に使われている。さらに群馬大学重粒子線医学研究センターの重粒子線治療と福井県立陽子線がん治療センターの陽子線治療でも同様に利用されている。

放医研の場合はブロードビームに薄いリッジフィルター(リップルフィルター)を適用して形成した5mm程度の半値全幅の層状の小SOBPを利用する。治療においてはレンジシフターによって飛程を2.5mm間隔で断続的に変

更し、その各層に対してマルチリーフコリメータ(MLC)で照射範囲を標的に合わせることによって標的の立体形状に合致した治療体積を形成するものである。Fig. 2に動作原理を示す。Fig. 3の臨床例が示すように、通常のリッジフィルターを用いたビームでは単門で実現できない原体照射が可能となった⁸⁾。

2. 治療計画装置の高度化と治療QA

2.1 HIPLANの改良

2.1.1 ハードウェアの交換

第1部で述べたようにHIPLANは、重粒子線治療を行うために医用画像解析装置をベースに治療計画に必要なソフトウェアをすべて放医研で自作した治療計画装置であったが、使用を開始するといくつも改善すべき点が出てきた。その一つは、計算機として用いたTitan750Vの処理速度が遅く、線量計算などに時間がかかることであったが、これは、計算機をより進んだシリコングラフィクス製のIndiogo2に交換することにより著しく改善された。

2.1.2 CT値-水等価長変換曲線の改善

HIPLANで採用した3次元線量分布計算法であるブロードビーム計算法においては人体を近似的に密度可変の水としてモデル化し、その実効密度をCT画像から取得する。次に、入射部から計算点までの体内の通過距離を同じエネルギー損失を起こす水の深さで表現する水等価長 s に換算する。そして、水中で測定あるいは計算により求めた深部線量分布 $D(s)$ を当てはめることで線量を求め、これを体内を網羅するすべての線束について実施することにより3次元線量分布を計算している。

それでは、CTの計測(CT値)からいかにして、水等価長を求めるのであろうか。CT値(X線の線減弱係数)は、電子密度と実効原子番号という2つの変数により決めら

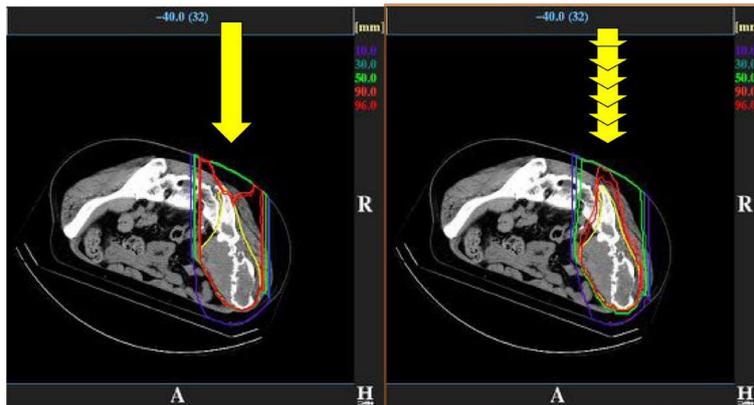


Fig. 3 Comparison between a conventional ridge-filter beam (left) and a layer-stacking beam (right) in conformation of dose (isodose lines) to a target (yellow contour)⁸⁾

れ、水等価長は電子密度に比例すると考えてよい。したがって、2つ以上の管電圧でCT画像を取得すれば、水等価長を求めることができそうである。しかし、CTの2管電圧撮影は、当時はもちろん、現在もルーチンで行われていない。それでは、どうするかというと、人体の構成要素を空気、軟組織、骨の3成分に単純化する。次に、CT値が0以下の組織を空気と軟組織の混合物、0以上を軟組織と骨の混合物と仮定し、CT値と水等価長の関係を2相性の折れ線で近似する。そして、ファントム中で測定された複数の肺等価、軟組織等価、骨等価の物質および空気と水のCT値の測定値を折れ線グラフに当てはめ、それを用いてCT値を水等価長に変換することが、LBLやMGHで行われ、治療開始から2003年夏までの間、放医研でも行われていた。しかし、この方法では水等価長の推定にかなりの誤差が生じることが容易に考えられ、LBLやMGHでは、この誤差を経験的に3%程度としていた。

粒子線治療（光子線治療も同様）の精度向上のためにはCT値と水等価長の変換誤差の削減が必要であるが、1990年代になりICRUがさまざまな人体組織の組成データを公表したことが一つの契機となり、新しい方法が開発された。その方法ではX線減弱モデルをこのような組成データに適用してCT値と水等価長の相関関係を導き、水や空気などのいくつかの指標物質の測定CT値で補正して変換曲線を求めている。放医研でもこのような方法を開発した。放医研の方法は人体組織を主成分である筋肉と、空気、脂肪、骨との3種類の2元混合物と近似し、各成分の代替物として水、空気、エタノール(C₂H₅OH)、リン酸水素二カリウム(K₂HPO₄) 40%水溶液を選択した。そして、これら4種類の試料を用いた校正CT撮影から化学量論的な補正を行って、混合組織に対する3本の線分とそれらの空隙をつなぐ2本の線分で構成される変換関係を得た⁹⁾。Fig. 4はこのようにして得られた変換曲線であり、I, III, Vの線分は、それぞれ水と空気（肺組織）、水とエタノール（軟組織）、水とリン酸水素二カリウム（骨組織）の混合物に

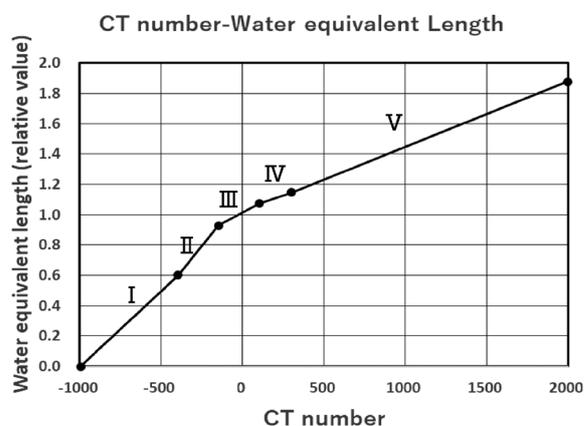


Fig. 4 Calibration curve between CT-number and water-equivalent length

対するものである。IIとIVの線分はそれらの空隙をつないでいるだけであり、対象となる組織はほとんどない。

この変換法は2003年夏から臨床使用が開始され、2017年に新しい方法に置き換えられるまで使用された。2017年から使用されている新しい方法（改良法）は、ICRUにより2009年に公表された人体組織の組成データに対応したものであり、人体組織を11の代表組織に分け、従来法と同様の校正CT撮影に基づいて各代表組織の理論的CT値を導出して阻止能比と対応させることによって従来法よりも詳細な変換関係を構築している¹⁰⁾。従来法と改良法の結果の差は軽微であり、これらの方法により水等価長の推定は、2003年以前より相当に精度が向上し、もし仮に人体各組織の成分元素の割合と密度がICRUの公表した組織（標準組織）と同じであるならば、水等価長の推定誤差は0.5%程度になる。しかし、実際には個々の患者組織と標準組織は異なるわけであり、これらの方法ではこの違いによる不確かさ（軟組織1.2%、骨組織1.6%と推定されている¹¹⁾）を減らすことはできない。今後は、CTの2管電圧撮影により、さらに精度を向上させることが模索されることになろう。

2.1.3 ペンシルビーム計算法の開発

HIPLANで線量分布の計算に用いたブロードビーム計算法は簡便ではあるが、照射野内の横方向の粒子の輸送を全く考慮しないため、散乱効果が反映できないという欠点がある。(ただし、ブロードビーム計算法でもビームエッジでの一定の半影は考慮している)この欠点を改良したのが、ペンシルビーム計算法であり、この計算法では照射野を細いペンシルビームに細分割して、個々のペンシルビームについて不均質物体中での縦方向と横方向の広がりを正確に計算して重ね合わせるため、横方向の粒子の輸送まで反映した線量分布が計算できる。ペンシルビーム計算法の概略は以下のようなものである。

細分割したj番目のビームにより照射体積内の点(x, y, z)に付与される線量をD_j(x, y, z)とし、zを照射野中心軸の方向、j番目のビームの中心軸座標を(x_j(z), y_j(z), z)とすると、

$$D_j(x, y, z) = D_{\text{depth}}(s(x_j(z), y_j(z), z)) \times G(x - x_j(z), y - y_j(z), \sigma_j(z)) \quad (1)$$

点(x, y, z)の線量D(x, y, z)は、

$$D(x, y, z) = \sum_j w_j D_j(x, y, z) \quad (2)$$

ここで、w_jはビームの重みであり、通常は照射野内で1、照射野外で0とする。s(x_j(z), y_j(z), z)はj番目のビームの中心軸に沿った点(x_j(z), y_j(z), z)までの水等価長である。D_{depth}(s)は水ファントム中の深さsにおける線量(深部線量分布)であり、物理線量でも生物(臨床)線量のどちらでもよいが、いずれも第1部で述べたSOBPの設計の際に同時に計算されたものを用いる。Gはガウシアンであり

$$G(x, y, \sigma) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left(-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}\right) \quad (3)$$

与えられる。σは散乱の大きさを示し、リッジフィルターなどビーム成型機器と体内の散乱から計算される。なお、ここでは散乱線に対する横方向の不均質の影響は計算が煩雑なため考慮していない。これについては文献¹²⁾を参照されたい。また、ブロードビーム計算法ではコリメータエッジでの半影以外、散乱の影響を考慮せず、

$$D(x, y, z) = D_{\text{depth}}(s(x, y, z)) \quad (4)$$

としている。ここで、s(x, y, z)はビーム軸に沿った点(x, y, z)までの水等価長である。

ペンシルビーム計算法は、次に述べるXioベースの治療計画装置には搭載されたが、HIPLANには搭載されなかった。しかし、後に、HIPLANに対してもブロードビーム計算法の欠点を補う簡易的なペンシルビーム法アルゴリズムを導入する改良が加えられた¹³⁾。これは単一のビームサイズσを用いて、ビームエッジではブロードビーム法と同じ結果を与える。Fig. 5に前立腺治療計画に対してブロードビーム法と簡易ペンシルビーム法を比較した例を

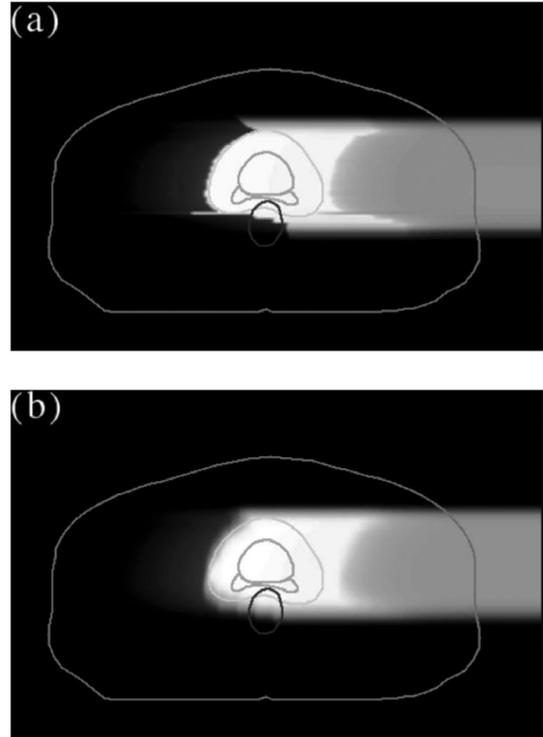


Fig. 5 Clinical dose distributions (gray scale) in a transaxial plane from a carbon-ion beam for prostate cancer treatment calculated with (a) broad-beam and (b) pseudo pencil-beam algorithms¹²⁾

示す。ブロードビーム法に対して簡易ペンシルビーム法では照射野内の線量勾配が現実的なものにならなくなっている。なお、単一のガウス関数では、ペンシルビームのモデリングとしては不十分であることが分かり、現在では3つのガウス関数の和により表されているが、これについてはスキャニング照射法との関連で第3部で述べる。

2.2 Xioベースの治療計画装置

HIPLANは医用画像解析装置Dr. Viewをベースに治療に関係するソフトウェアはすべて放医研で製作したため、HIMACに特化した治療計画装置として長く臨床に使用された。しかし、X線治療の進歩に伴い治療計画装置として種々の機能が必要となり、それらをDr. View上に作りこんでいくのは次第に効率的ではなくなってきた。

一方、商用の治療計画装置の機能も次第に向上し、2000年ころには粒子線治療では必須とされるCTベースの3次元治療計画に十分に使える段階に達していた。2001年に稼働を開始した兵庫県立粒子線医療センターの建設に際して放医研、兵庫県、三菱電機は新たに線量分布計算コードを共同開発し、CMS社(その後、エレクタ社と合併)から販売されていた放射線治療計画装置Xioに組み込み、それを三菱電機(株)が製品化した(商品名Xio-M)。そして、この線量分布計算にはブロードビーム計算法ではなくペンシルビーム計算法が採用された。このようにして、Xioに

新しい機能が追加されると、この治療計画装置にも追加していくことが、基本的には可能となった。

2010年から稼働した群馬大学重粒子線医学研究センターは、兵庫県の仕様に含まれなかった積層原体照射法に対応する⁷⁾とともにその後、研究成果¹⁴⁾の一部を取り入れて放医研が設計し三菱電機(株)が新たに製作し製品化した治療計画装置(商品名Xio-N)を利用している。Xio-Nは2013年に放医研にも導入され、HIPLANを完全に置き換えることになった。

2.3 治療QA

治療QAは現在では非常に重要な課題であるが、重粒子線治療を開始した1990年代半ばの治療QAは、粒子線治療だけではなく放射線治療全般において現在の観点からは十分のものとはいえなかった。HIMACにおいては、装置の精度(例えば、治療台の位置や移動の精度、ビームと位置決め用X線の中心軸の一致精度)などは、十分に高精度であり、また装置保守の一環として定期的に確認されていた。

しかし、患者に照射する重粒子ビームのQAは、現在の観点からは必ずしも満足いくものとはいえなかった。HIMACでルーチンとして行われていたことは、毎朝に行われるビーム飛程の確認と基準ビームによる線量モニター校正、および治療開始に先立って行われる患者毎の線量モニター校正であった。ここで、後者は次のような理由で行われた。すなわち、ビーム強度が同じでも照射野の大小によりフラグメントのように大角散乱する成分の混入割合が異なる。これにより、患者の位置での線量はパーセント程度異なるので、それを患者毎に補正する必要があったためである。一方、患者内の線量分布の確認は、治療初期に主に中心軸上のビーム強度を計測することが行われたのみであった。これは、古い設計思想に基づくHIPLANの不備や必要な計測機器が欠如していたことが理由であった。しかし、線量分布の妥当性は、コリメータや補償フィルターが設計通りに製作されていることを検証することにより保証されるため、現状を改善しようとする強い動機がなく、この点への取り組みは他の粒子線治療施設に比べて遅かったといえる。

このような状態が改善されたのは、スキャニング照射法の導入に伴い、患者毎QAとして線量分布の検証が必須になり、第3部で述べるような方法¹⁵⁾が開発されてからである。ブロードビーム照射法においては、前述のXio-Nにより「QAプラン」が作成できたので、スキャニング照射法と同様の方法により測定した線量分布をQAプランと比較することとした。ここで、QAプランとは、水ファントム中での治療ビームの物理線量分布を計算することであり、同じ形の水ファントム中で測定された線量分布と比較することにより、患者毎の線量分布を検証できる。詳しくは、第3部を参照されたい。

3. 生物・物理モデルの発展 (Kanai ModelからJapan Modelへ)

第1部で述べたKanai Modelでは、細胞生残率をLQモデルであらわし、そのパラメータ α, β は線量平均LETの関数として、HSG細胞の実験から得られるものを使用していた。しかし、LET(以下のLETは線量平均LETを示す)では高エネルギー荷電粒子のミクロな挙動を適切に表現できないという欠点がある。すなわち、高エネルギー荷電粒子は δ 線の生成断面積が大きく、同じLETを持つ低エネルギー荷電粒子と比べて細胞核程度のミクロなスケールで見えた場合、その飛跡周辺の電離密度が小さくなるが、LETではこのことを表現できない。このことにより、LETとRBEの関係には核種依存性があり、炭素イオンの破碎粒子の生物効果を推定するに際して複雑な問題を提示していた。

一方、ドイツのGSIでは物理実験用の重イオンシンクロトロンを用いて、重粒子線治療を1997年に開始したが、それに際して、新たな生物・物理モデルとしてLEM(Local Effect Model)を開発した¹⁶⁾。LEMでは、細胞核を標的のみなし、その中の微小なエネルギー付与の分布構造から生物効果を推定しているが、それに際してX線に対する感受性が普遍的であるとみなす。細胞核内のナノメートルサイズの微視的な一点一点について、入射したイオンの周囲に動径方向に広がる線量分布構造(トラック構造)が与える局所的な線量 $d(x, y, z)$ を求め、これをX線の線量とみなしてその点での局所的な効果(local effect)SXを推定する。細胞全体としての生残率 $S(D)$ は生成された局所効果を細胞核体積で平均することで得られる。

放医研では、このようなGSIの動きにも刺激され、上述の欠点を改善するため、基礎となる生物・物理モデルをHawkinsの提唱したMKM(Microdosimetric Kinetic Model)^{17)~19)}へ改良した。MKMではマイクロドシメトリー、すなわちマイクロメートル程度の微小な領域(ドメイン)に放射線が与えるエネルギー量(線エネルギー)に基づいて生物効果を推定する。MKMでは、1)線質の指標となる線エネルギーは物理的に測定、評価が可能である。2)線エネルギーが等しければ生物効果は等しくなり、LETを指標とした際の核種依存性から解放される。したがって、Kanai Modelの上述の課題が解決されることになる。Hawkinsのオリジナルの提案は独自の変数を用いていて、また、数式が多く難解であるので、マイクロドシメトリーの用語や変数に書き直した放医研の論文²⁰⁾によりMKMを説明する。

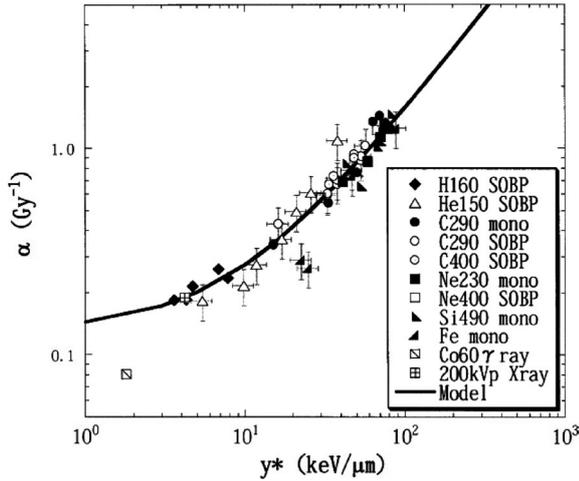


Fig. 6 Experimental α value with $\beta=0.05 \text{ Gy}^{-2}$ fixed for HSG tumor cells as a function of the saturation-corrected dose mean lineal energy, $y^{*20)}$

MKMでは、線エネルギーを y を用いて飽和補正線エネルギー y^* を次式で定義する。

$$y^* = \frac{y_0^2 \int \left\{ 1 - \exp\left(-\frac{y^2}{y_0}\right) \right\} f(y) dy}{\int y f(y) dy} \quad (5)$$

である。ここで、

$$y_0 = \frac{\rho \pi r_d R_n^2}{\sqrt{\beta(r_d^2 + R_n^2)}} \quad (6)$$

また、 $f(y)$ は線エネルギー y の分布関数、 ρ 、 R_n は細胞核の密度と半径、 r_d は細胞核を分割して得られる関心領域の半径である。 y^* は、物理量の線エネルギー y を照射で生じる生物学的な損傷数に上限を設けるため、細胞核の大きさ R_n をパラメータとして補正したものといえる。

MKMによると生残率 $S(D)$ は、飽和補正線エネルギー y^* を用いて次式のように表すことができる。

$$S(D) = \exp\left\{-\left(\alpha_0 + \beta \frac{1}{\rho \pi r_d^2} y^*\right) D - \beta D^2\right\} \quad (7)$$

上式はLQモデルに比べるとパラメータが増え一見複雑ではあるが、吸収線量 D に対して一次と二次に比例することから、線量依存性はLQモデルと同様である。一方、LQモデルでは係数 α 、 β は実験結果のフィッティングから定めていたが、MKMでは二次の係数 β については放射線の種類に依らない一定値、一次の係数は、線エネルギー $\rightarrow 0$ の極限でのパラメータである α_0 と β をもとに細胞核の密度 r 、関心領域の半径 r_d をパラメータとして飽和補正線エネルギー y^* に従って増加する関数で定まる。このようにMKMにより複雑に線質が変化する場でも生物効果の高精度な予測が可能となった。

Fig. 6は、MKMの妥当性を示す実験結果の1例であり、HSGに対してさまざまな高エネルギー粒子を照射した実験から得られた y^* と α の関係を示している。実線は、MKMにより計算される

Table 1 Major specifications of Carbon Therapy Facility at Gunma University

Ion Species	Carbon
Range in Water	25 cm (400 MeV/u)
Field Size	15 cm×15 cm
Dose Rate	5 GyE/min (1.2×10 ⁹ pps)
Beam Delivery	Simple and spiral wobbling Layer stacking Respiration gated
Treatment Room	3 (Hor., Vert., Hor./Ver.)
Patient Positioning	6 Axes treatment couch Horizontal & vertical digital X-ray TV (CT-scanner can be added.)

$$\alpha = \alpha_0 + \beta \frac{1}{\rho \pi r_d^2} y^* \quad (8)$$

を示す。実験結果と式(8)から求められる結果は広い範囲の y^* に対してよく一致している。

上記のようにMKMはLETに基礎を置く方法に比して理論的にも優れ、また生物実験の結果をよく説明できることから、その後の治療ビーム設計の基本原理となった。MKMによる重粒子治療ビーム設計を日本モデル(Japan Model)と呼び、LEMによるGSIの方法をドイツモデルと呼んでいる。両者は同じ臨床線量を与える物理線量が異なるため、両者の換算テーブルも公表されている²¹⁾。

4. 普及型装置の開発

放医研における組織的な臨床試験の結果、重粒子線治療が陽子線を含むこれまでの放射線治療に比べていくつかの点で優れた方法であることがはっきりしてきた。しかし重粒子線治療装置を設置するうえで障害となるのは何といっても施設が大型であること、また建設に多額の経費を要することである。小型で建設費用が安価な重粒子線治療装置への要望の高まりを受けて、2001年より2005年まで放医研では重粒子線治療を国内外に普及するため、治療ビームを炭素イオンに限定することで装置の小型化を図る開発研究が行われた。そして、その研究成果をもとに群馬大学に小型の重粒子線治療装置が設置されることとなり、2006年に建設が開始され2010年に治療が開始された。この装置はHIMACの当初施設と同じ治療室3室の設計でありながら、サイズはHIMACのおおよそ1/3になり、全体が45×65m²程度の建物に収まった。この施設は、国内に設置された重粒子線治療装置の基本形としての役割を果たすこととなり、その後の重粒子線治療の普及に大きく貢献した。Table 1に群馬大施設の主要性能を示す。また、以下に主な開発事項について概略を示す。

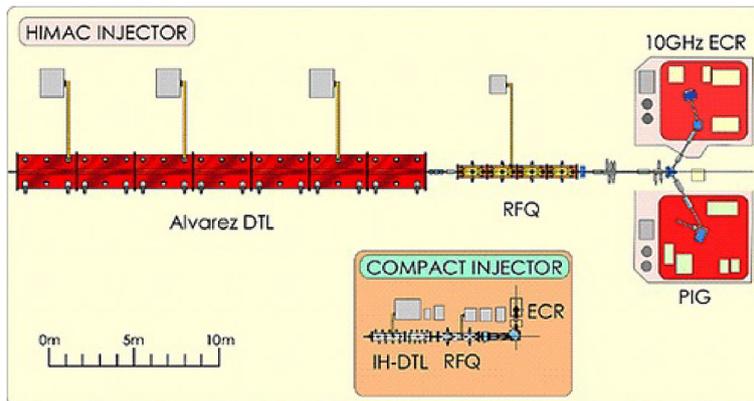


Fig. 7 Comparison of HIMAC and compact injectors

4.1 小型入射器

イオン源と入射用線形加速器は加速イオン種を炭素に限定することにより、大幅な小型化が行われた。イオン源は、HIMACで使用しているECRイオン源をベースに電磁石を永久磁石とすることにより、本体の小型化と電源が不要になることによる省スペースの両方が達成された。

また、入射用線形加速器については、4価の炭素イオンを加速することに対して最適化が行われ、加速エネルギーは入射器出口の荷電変換膜（炭素フォイル）により最大の効率が得られる4 MeV/uに決められた。加速構造としてはRFQ線形加速器とInterdigital H-mode type drift tube線形加速器（IH型DTL）が採用された。RFQについては、出射エネルギーを608 keV/uとすることにより、長さを2.5 mに抑えることが達成された。IH型DTLでは、長さ当たりの加速効率の良いIH型共振器が採用され、ビーム集束については、小型化することが困難な磁場を用いる集束要素に代えてalternating phase focusing (APF)方式が採用された。APF方式ではギャップの同期位相を正負交互に選ぶことで、ビーム進行方向と垂直方向の集束を高周波加速電場のみで得ることができる。IH型共振器もAPF方式も理論的には優れているが、設計と製作が困難なためそれまで実現されなかったものであり、普及型装置の開発において初めて実現した。この結果として、Fig. 7に示すように入射器サイズは大幅に縮小され、HIMACでは32 mに及んだ入射用線形加速器の長さが、わずか6 mになった。本研究で開発したECRイオン源は永久磁石のみで必要な磁場を生成すること、また、RFQおよびAPF方式IH型DTLは加速・集束をすべて高周波加速電場で行うことから、調整パラメータが少なく、かつ、非常に安定したビームが得られるという医療用加速器として優れた特徴を有する。このため、以後に建設される重粒子線治療装置の多くで採用されている。

4.2 小型シンクロトロン

シンクロトロンはビームを曲げる偏向部と直線部から構

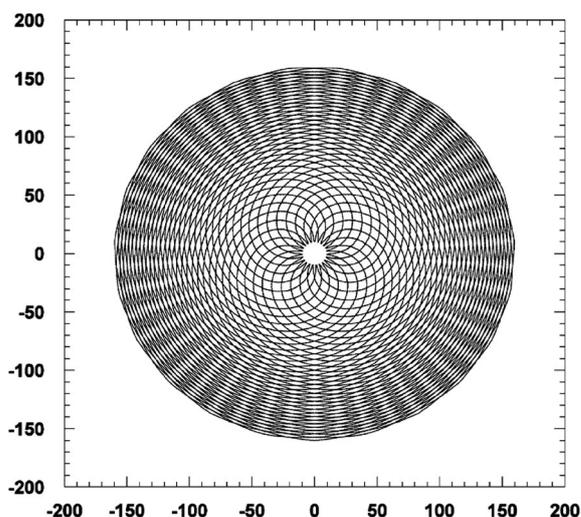


Fig. 8 A spiral wobbling trajectory of Carbon Therapy Facility at Gunma University

成される。偏向部の回転半径 r と磁場強度 B の積を磁気剛性率といい、粒子の曲げにくさをあらわす。磁気剛性率は粒子の運動量に比例し、炭素イオンについては、400 MeV/u（普及小型）と800 MeV/u（HIMAC）のエネルギーに対して、それぞれ $6.34 \text{ T}\cdot\text{m}$ と $9.73 \text{ T}\cdot\text{m}$ である。2つのエネルギーに対する磁気剛性率の比は0.652であり、磁場強度は継鉄の物理的性質によりHIMACで用いられた $B=1.5 \text{ T}$ より大きくすることは困難なため、そのまま回転半径の比となる。偏向部と直線部の割合をHIMACと同じにしているのは、加速器の大きさはHIMACの65%より小さくならず、さらに小型化するためには、偏向部の割合を増やす必要がある。幸いにして、HIMACの直線部は、将来のさまざまな発展性を考慮して比較的余裕のある設計であったため、400 MeV/uのエネルギーに合わせて偏向部の割合を増やす設計を行うことができた。

偏向部の割合を増やすだけでなく、直線部には集束のための4極磁石、RF加速空洞、ビーム入射装置と出射装置、ビームモニターなど多数の機器が配置されているので、これらを相応に小型化することも必要である。例えば、

RF加速空洞では、高透磁率のコア材の使用により直線部に占める長さを1.5mとHIMACの2.75mからおおよそ半分にしている。これらの努力の積み重ねにより、HIMACの直径の1/2(面積では1/4)という小型化が実現した。ここで述べた小型シンクロトロンは一つの到達点を示しているといえる。さらに大幅に小型化するためには、超伝導磁石を用いて、磁場強度 B を大きくする必要があり、現在、その検討が進んでいる。

普及型装置では、医療装置としての利便性の向上も目指した。デジタル技術や最新のパワー半導体(半導体を用いたRFアンプ、IGBTを用いた電磁石電源)の使用により、信頼性の向上を図り、またビーム輸送系の電磁石をHIMACの直流電磁石から交流電磁石に交換した。この結果、普及型装置ではHIMACでは当初10分程度かかっていたエネルギー変更が1分程度となり、スキヤニング照射の開発を進める中でパルス毎(佐賀の装置)、ついにはパルス内(神奈川の装置)のエネルギー変更まで可能となった。操作性の向上も著しく、立ち上げと終了操作を除いては、治療照射室側から操作可能となっている。

普及型装置の加速器(入射器およびシンクロトロン)は、基本構造は同じままスキヤニング対応に改良され、佐賀国際重粒子治療センター、神奈川県立がんセンター、山形大学東日本重粒子センターに設置され、また、韓国に輸出されている。シンクロトロンの構造は多少異なるが、同じ設計思想の装置が大阪重粒子線センターに設置され、また台湾に輸出されている。

4.3 治療照射系の改良

4.3.1 らせんワブリリング法の開発

ワブリリング法を用いたブロードビーム照射法では、照射野を大きくすると平坦度を所定の大きさに収めるために、散乱体を厚くする必要がある。このため、利用できる飛程が短縮する。これを改善するためには、X方向とY方向の電磁石に印加する正弦波の周波数をわずかに変え(例えば57Hzと59Hz)、さらに振幅を変調する。するとFig. 8に示すような軌跡を描く。図に示す軌跡は「らせん」のイメージとは合わないが、従来の単円ワブリリングでは、大きな円(図では半径100mm程度の円)を描くだけであるから、はるかに密に照射野を覆うことができ、平坦化に必要な散乱体厚を小さくできる。らせんワブリリング法の採用により、最大照射野(15cm×15cm)に対して単円ワブリリングより15mm程度の飛程の伸びが可能となり、250mmの飛程が達成された。

4.3.2 薄型マルチリーフコリメータほか

ブロードビーム法では、コリメータにより照射野を決める。HIMACでは、23対のマルチリーフコリメータ(MLC)を装備しているが、このリーフ幅は6.5mm幅と粗いため、頭頸部など精度が必要な場合は、真鍮ブロックから製作し

た患者コリメータを併用している。普及型では、40対で3.75mm幅のMLCに改良したため、患者コリメータの使用は特別な場合を除いて、必要なくなった。なお、ビーム方向のコリメータ厚はHIMACと同じ140mmであり、鉄製である。

また、治療台天板はHIMACのフラット天板から底部が平面の半円状に改造され、rollingの範囲も $\pm 5^\circ$ から $\pm 25^\circ$ に変更されたため、HIMACで使用された半円状の回転カプセルは不要となった。これらの変更は、群馬大学および佐賀県の重粒子線治療装置で採用されている。また、群馬大学では治療室に患者位置決め用のCTが導入できるような構造となっており、稼働後の2017年4月よりB室にCTが導入されている。

参考文献

- 1) Ohara K, Okumura T, Akisada M, et al.: Irradiation synchronized with respiration gate. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 17: 853–857, 1989
- 2) 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
- 3) Noda K, Kanazawa M, Itano M, et al.: Slow beam extraction by a transverse RF filed with AM and FM. *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A374: 269–277, 1996*
- 4) 山田 聡, 北川敦志, 野田耕司: 2.2.1重粒子線がん治療装置HIMAC—加速器の性能向上研究—。RADIOISOTOPES 68: 169–178, 2019
- 5) Kanai T, Kawachi K, Matsuzawa H, et al.: Broad beam three-dimensional irradiation for proton radiotherapy. *Med. Phys.* 10: 344–346, 1983
- 6) Futami Y, Kanai T, Fujita M, et al.: Broad-beam three-dimensional irradiation system for heavy-ion radiotherapy at HIMAC. *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A430: 143–153, 1999*
- 7) Kanematsu N, Endo M, Futami Y, et al.: Treatment planning for the layer-stacking irradiation system for three-dimensional conformal heavy ion radiotherapy. *Med. Phys.* 29: 2823–2829, 2002
- 8) 兼松伸幸: 4.2.4ブロードビーム対ペンシルビーム。RADIOISOTOPES 68: 383–387, 2019
- 9) Kanematsu N, Matsufuji N, Kohno R, et al.: A CT calibration method based on the polybinary tissue model for radiotherapy treatment planning. *Phys. Med. Biol.* 48: 1053–1064, 2003
- 10) 兼松伸幸, 森慎一郎, 稲庭 拓: 粒子線治療計画のためのCT値—阻止能比変換の校正方法の更新—。医学物理37: 34–37, 2017
- 11) Yang M, Zhu XR, Park PC, et al.: Comprehensive analysis of proton range uncertainties related to patient stopping-power-ratio estimation using the stoichiometric calibration. *Phys. Med. Biol.* 57: 4095–4115, 2012
- 12) Kanematsu N, Akagi T, Futami Y, et al.: A proton dose calculation code for treatment planning based on the pencil beam algorithm. *Jpn. J. Med. Phys.* 18: 88–103, 1998
- 13) Kanematsu N, Yonai S, Ishizaki A: The grid-dose-spreading algorithm for dose distribution calculation in heavy charged particle radiotherapy. *Med. Phys.* 35: 602–607, 2008

- 14) Kanematsu N: Dose calculation algorithm of fast fine-heterogeneity correction for heavy charged particle radiotherapy. *Phys. Med.* 27: 97–102, 2011
- 15) Furukawa T, Inaniwa T, Hara Y, et al.: Patient-specific QA and delivery verification of scanned ion beam at NIRS-HIMAC. *Med. Phys.* 40: 121707, 2013
- 16) Scholz M, Kellerer AM, Kraft-Weyrather W, et al.: Computation of cell survival in heavy ion beams for therapy. *Radiat. Environ. Biophys.* 36: 59–66, 1997
- 17) Hawkins RB: A statistical theory of cell killing by radiation of varying linear energy transfer. *Radiat. Res.* 140: 366–347, 1994
- 18) Hawkins RB: A microdosimetric-kinetic theory of the dependence of the RBE for cell death on LET. *Med. Phys.* 25: 1157–1170, 1998
- 19) Hawkins RB: A microdosimetric-kinetic model for the effect of non-Poisson distribution of lethal lesions on the variation of RBE with LET. *Radiat. Res.* 160: 61–69, 2003
- 20) Kase Y, Kanai T, Matsumoto Y, et al.: Microdosimetric measurements and estimation of human cell survival for heavy-ion beams. *Radiat. Res.* 166: 629–638, 2006
- 21) Fossati P, Molinelli S, Matsufuji, et al.: Dose prescription in carbon ion radiotherapy: A planning study to compare NIRS and LEM approaches with a clinically-oriented strategy. *Phys. Med. Biol.* 57: 7543–7554, 2012

著者紹介



遠藤 真広 (えんどう・まさひろ)
 (現職名) 医用原子力技術研究振興財団常務理事
 (専門分野) 医学物理学, 医用画像工学
 現在は, 線量計校正など放射線治療のインフラに関する事業や粒子線治療の普及に関する事業に従事している。また, 健康維持のためにウォーキングとラジオ体操を欠かさず行っている。

受賞論文**2019年度RPT誌土井賞（優秀論文賞）・MCA表彰の報告**

英語論文誌担当理事

川村慎二，納富昭弘

2019年度のRPT誌土井賞（優秀論文賞）・MCAが決定しました。COVID-19の影響でJRC2020がWeb開催となり例年のような受賞講演会は行われませんでした。今回の土井賞は2019年に発行されたVol. 11-4, Vol. 12-1, Vol. 12-2, Vol. 12-3に掲載された対象論文50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、2017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。受賞された各分野の土井賞論文とMCA論文は以下のとおりです。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：Simulation of photon-counting detectors for conversion of dual-energy-subtracted computed tomography number to electron density

著者：Masatoshi Saito

巻号：Vol. 12(1): 105–117

【核医学・MRI分野：Nuclear Medicine and MRI】

論文名：A complementary scheme for automated detection of high-uptake regions on dedicated breast PET and whole-body PET/CT

著者：Natsuki Minoura, Atsushi Teramoto, Akari Ito, Osamu Yamamuro, Masami Nishio, Kuniaki Saito, Hiroshi Fujita

巻号：Vol. 12(3): 260–267

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

論文名：Evaluation of a 3D-printed heterogeneous anthropomorphic head and neck phantom for patient-specific quality assurance in intensity-modulated radiation therapy

著者：Noriyuki Kadoya, Kota Abe, Hikaru Nemoto, Kiyokazu Sato, Yoshiro Ieko, Kengo Ito, Suguru Dobashi, Ken Takeda, Keiichi Jingu

巻号：Vol. 12(3): 351–356

2. MCA (Most Citation Award)

論文名：Overview of deep learning in medical imaging

著者：Kenji Suzuki

巻号：Vol. 10(3): 257–273

論文名：Fifty years of computer analysis in chest imaging: Rule-based, machine learning, deep learning

著者：Bram van Ginneken

巻号：Vol. 10(1): 23–32

論文名：Energy-sensitive photon counting detector-based X-ray computed tomography

著者：Katsuyuki Taguchi

巻号：Vol. 10(1): 8–21

論文紹介

〈連載：RPT誌特集〉

RPT誌土井賞受賞論文

Title: Simulation of photon-counting detectors for conversion of dual-energy-subtracted computed tomography number to electron density

Author: Masatoshi SAITO

Publish: 12(1): 105-117, 2019

タイトル：エネルギー差分CT値—電子密度変換のためのフォトンカウンティング検出器のシミュレーション研究
 著者：齋藤正敏

がんの放射線治療計画において、線量分布を決定づける因子の一つ「不均質補正」を正確に施すためには、生体内の電子密度情報が必要不可欠である。通常、電子密度校正用のファントムをCT撮影し、CT値から電子密度への変換を行うが、しかし、CT値と電子密度の間に比例関係は成立せず、また、1対1に対応する保証もない。この課題克服のため、Dual-energy CT(DECT)を用いた「エネルギー差分CT値—電子密度変換法」を当研究室で開発・研究を進めている¹⁾。本手法のアルゴリズムは、いかなるタイプのDECT装置へ実装が可能である。近年、従来のDECT装置に内在する問題点を克服しうるモダリティとして注目されているPhoton-counting detector (PCD)搭載CTも例外ではない。本論文は、「エネルギー差分CT値—電子密度変換法」をPCDに適用した場合に期待される性能について、解析的DECTシミュレーションを通して調べたものである。

図1にDECTシミュレーションで得られた電子密度画像(直径25cm仮想ファントム)を示す。高・低エネルギースペクトルの重なりが全くない理想的なPCDモデルの場合(図1a)、その電子密度画像にアーチファクトは特段見られない。一方、現実的なPCDモデル(図1b)では、高密度ロッド間の領域で線質硬化によるストリークアーチファクトが顕著に現れている。このような画質劣化は、光子の不完全な検出に起因する“高・低エネルギースペクトルの重なり”によって生じる。すなわち、高エネルギーの光子により生成されたパルス信号の一部を、低エネルギービン内でカウントされてしまうためである。この現象は、カウントレートに依存せず、かつランダムに発生すると考えられるので、低エネルギービンの閾値からはみ出た信号成分は、高エネルギービン内で検出される信号に比例すること予想される。つまり、低エネルギービンの信号から、高エネルギービンの信号に“比例定数を乗じて差し引く”

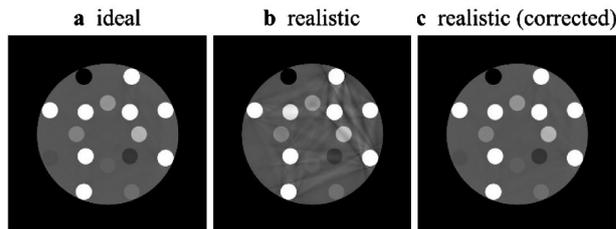


図1 仮想ファントム(直径25cm)の電子密度画像：a 理想的PCDモデル, b 現実的PCDモデル, c 補正した現実的PCDモデル

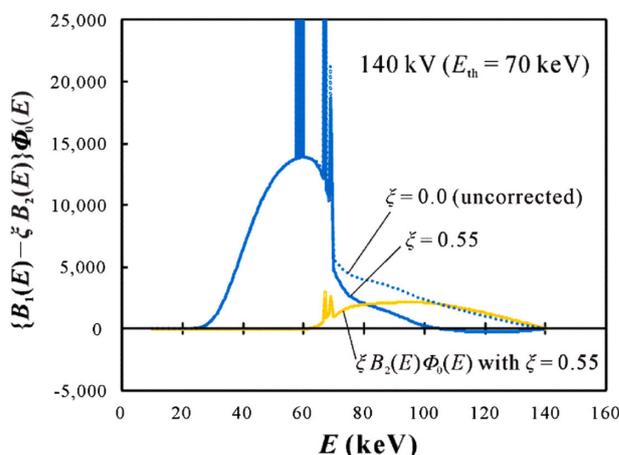


図2 現実的なPCDモデルの低エネルギースペクトル(青点線：補正前, 実線：補正後)

ことにより、低エネルギービンで誤って検出してしまった信号をある程度除去できることが期待できる(図2: 紹介論文 Fig. 9を転載)。図1cは、現実的PCDモデルに対してこの補正法を施した電子密度画像である。高密度ロッド間のストリークアーチファクトはほぼ消失し、理想的なPCDモデルとほぼ同等の画像が得られることが本研究で明らかとなった。しかしながら、本研究では、PCDの別の課題“高線量率で顕著となるpulse pileup”を考慮していない。その効果を組み入れたさらなる研究が必要と考えられる。

参考文献

- 1) Saito M: Potential of dual-energy subtraction for converting CT numbers to electron density based on a single linear relationship. Med Phys. 39(4): 2021-2030, 2012

執筆者：齋藤正敏(新潟大学)

論文紹介

〈連載：RPT誌特集〉

RPT誌土井賞受賞論文

Title: A complementary scheme for automated detection of high-uptake regions on dedicated breast PET and whole-body PET/CT

Authors: Natsuki MINOURA, Atsushi TERAMOTO, Akari ITO, Osamu YAMAMURO, Masami NISHIO, Kuniaki SAITO, Hiroshi FUJITA

Publish: 12(3): 260–267, 2019

タイトル：乳房専用PETと全身PET/CTを用いた高集積領域の自動検出

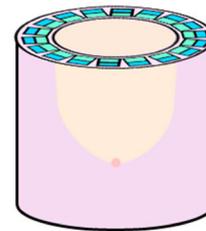
著者：箕浦菜月, 寺本篤司, 伊藤あかり, 山室 修, 西尾正美, 齋藤邦明, 藤田広志

近年、乳房のみを撮像対象とした高い空間分解能を有するリング型乳房専用PET装置が開発され、臨床利用が始まっている。リング型乳房専用PET装置の外観を図1(a)に示す。リング型乳房専用PET装置は左右の乳房を図1(b)のように検出器ホール内に片側ずつ配置して撮像することにより乳房のボリュームデータが得られる。臨床では、乳房専用PETは全身PET/CTと併用して行われている。乳房専用PETは検出器素子サイズが非常に小さく高分解能であるため全身PET/CTでは困難となる1cm以下の微小病変の検出が可能である。また、全身PET/CTでは乳房外の情報が得られるため、腋窩をはじめとするリンパ節転移の有無を確認できる。これら2種類のPET画像を組み合わせることでより詳細な乳がん診断が可能になるが、2種類のPET装置から得られる画像枚数は膨大であり、読影を行う医師の負担は大きい。そこで本研究では、PET画像を用いた乳がん診断を支援するための技術として、全身PET/CT画像を用いた乳房および腋窩領域における高集積領域の自動検出処理¹⁾に、乳房専用PET画像を用いた乳房内の高集積領域の自動検出処理を加えて、乳房専用PET画像と全身PET/CT画像の2種類のPET画像を相補的に組み合わせたハイブリッド自動検出手法の開発を目的とする。

自動検出処理のフローチャートを図2に示す。本手法では、乳房専用PET画像、全身PET/CTから得られるPET画像とCT画像の3種類の画像を用いて乳房および腋窩の高集積領域の検出を行う。乳房専用PET画像では、乳房内の高集積領域を検出する。乳房専用PET画像のノイズ特性に基づいて選択的にしきい値を変化させた2値化処理により乳房内の候補領域を得る。一方、全身PET/CT画像¹⁾では、はじめにCT画像の骨格情報と肺野情報を用いて、乳房および腋窩を含む領域を抽出する。次にPET画像を用いてヘッセ行列の固有値を用いた塊状構造の強調と2値化処理により高集積領域を検出する。そしてCT画像



(a)



(b)

図1 リング型乳房専用PET装置 (a) 外観 (b) 検出器 (紹介論文 Fig. 1より転載)

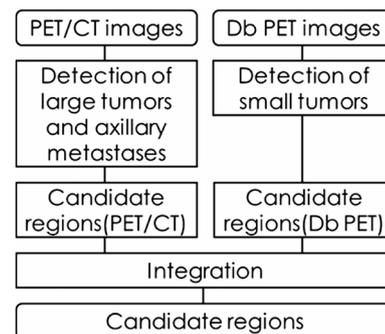


図2 自動検出手法の概要 (紹介論文 Fig. 2より転載)

から抽出した乳房領域に含まれる高集積領域を候補領域とする。以上の処理により得られた各々のPET画像の候補領域の論理和を求め、最終的な候補領域とする。

検証では、乳がん12症例、正常12症例を対象に腫瘍検出能力を評価した。その結果、腫瘍検出能力は1症例あたりの偽陽性数が1.8個のとき真陽性率が76.5%となった。また乳房専用PET画像より1cm以下の小さな乳房内の高集積領域が、全身PET/CT画像からは腋窩領域の高集積領域が検出され、これら2種類のPET画像を組み合わせることによる検出性能の向上が確認された。

参考文献

- 1) 箕浦菜月, 寺本篤司, 高橋克彰, 他: PET/CT画像を用いた乳房領域の抽出と乳腺腫瘍および腋窩転移の自動検出の試み. Med Imaging Technol. 35(3): 158–166, 2017

執筆者：箕浦菜月 (名古屋市立大学病院 診療技術部)

論文紹介

〈連載：RPT誌特集〉

RPT誌土井賞受賞論文

Title: Evaluation of a 3D-printed heterogeneous anthropomorphic head and neck phantom for patient-specific quality assurance in intensity modulated radiation therapy

Authors: Noriyuki KADOYA, Kota ABE, Hikaru NEMOTO, Kiyokazu SATO, Yoshiro IEKO, Kengo ITO, Suguru DOBASHI, Ken TAKEDA, Keiichi JINGU

Publish: Vol. 12(3): 351–356

タイトル：IMRTの患者QAにおける3Dプリンタで作成した頭頸部患者模擬ファントムの評価

著者：角谷倫之, 阿部幸太, 根本 光, 佐藤清和, 家子義朗, 伊藤謙吾, 土橋 卓, 武田 賢, 神宮啓一

強度変調放射線治療(Intensity modulated radiation therapy; IMRT)をはじめとする高度放射線治療では、放射線治療計画装置によって作成された治療計画が計画どおりに照射できるかどうかを事前に検証する必要がある(患者QAと呼ぶ)。その患者QAは、広く二次元検出器や三次元検出器を用いて行われてきた。しかし、この方法では使用する検出器は実際の患者体型を模擬した形状ではなく、評価に使用する評価指標も計画時に使用する線量評価指標とは異なるため(患者QA:ガンマ値, 治療計画:DVHパラメータ)、正確に患者QAが実施できているかどうか分からないという問題を抱えている^{1),2)}。

そこで今研究では、その問題を克服するために患者を模擬した患者個別ファントムを3Dプリンタを用いて再現できないかを検討し、その有効性について検証した。

図1にその作成までのワークフローを示すが、3Dプリンタによって頭頸部の左側と右側を別々に作成し、その隙間から骨の部分だけに石膏を流すことで骨も再現した患者個別ファントムを作成した。この時、骨の領域は3Dモデリング時に連続した領域となるようにモデリングしている。

結果を図2に示すが、右側の上図が実際の患者のCT画像、下図が作成したファントムのCT画像であり、非常に近いCT画像となった。また、左側のCT値プロファイルにおいても比較的良好な一致が見られた。ただ、一部で患者とファントム画像ではCT値に乖離が見られた。一つ目の理由として、石膏が上手く流れるようにSTLを加工するために患者形状と少し異なることが原因として考えられる。二つ目として、石膏のCT値は500HU程度であり、

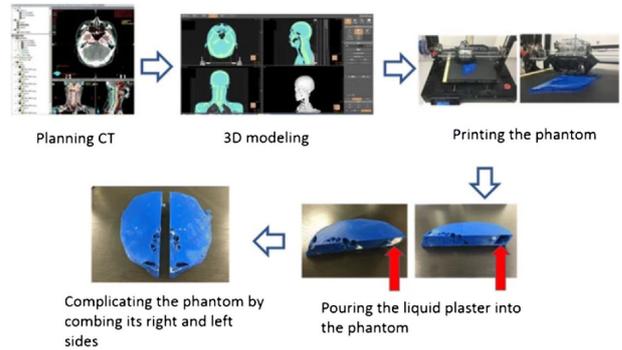


図1 3Dプリンタを使った患者個別ファントム作成のワークフロー

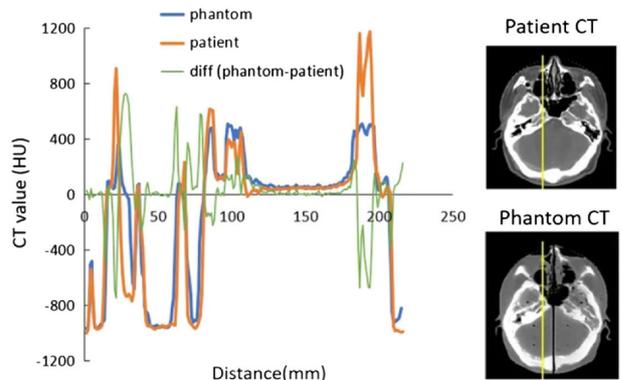


図2 患者と作成したファントムのCT画像の比較

実際の患者の緻密骨ではCT値は1000HUを超えるためその部分がファントムでは再現できていないことが原因として挙げられる(ファントムの骨は海綿骨に近いCT値)。

今研究で開発した3Dプリンタによる頭頸部患者模擬ファントムは、一部で実際のCT値とは乖離があるが、患者のCT値をある程度再現することができた。今研究成果を活用することで、放射線治療を実施している施設において患者個別ファントムを迅速に作成することができ、より高精度な患者QAを実施できることが期待できる。

参考文献

- 1) Low DA, et al.: A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. Med. Phys. 25: 656–661, 1998
- 2) Zhen H, et al.: Moving from gamma passing rates to patient DVH-based QA metrics in pretreatment dose QA. Med. Phys. 38: 5477–5489, 2011

執筆：角谷倫之 (東北大学放射線治療科)

論文紹介

〈連載：RPT誌特集〉

Michel M. Ter-Pogossian 先生紹介記事

Title: Michel M. Ter-Pogossian (1925–1996): A pioneer of positron emission tomography weighted in fast imaging and Oxygen-15 application

Authors: Iwao KANNO, Miwako TAKAHASHI, Taiga YAMAYA

Publish: 13(1): 1–5, 2020

タイトル：Michel M. Ter-Pogossian (1925–1996): PETの先駆者、特に高速イメージング法と¹⁵O臨床応用について
 著者：菅野 巖、高橋美和子、山谷泰賀

PETはこんなに医療に役立っているのに、ノーベル賞受賞者はまだいない。その理由は、受賞候補者がすでに死去してしまっているからかもしれない。今回紹介したTer-Pogossian先生は、まさしくノーベル賞級の仕事をされた方であった。

本誌編集委員長の長谷川智之先生から、Ter-Pogossian先生の紹介記事執筆の依頼を最初に受けたのは山谷だった。Ter-Pogossian先生の功績は、物理工学分野にとどまらず医学生物学分野にも広く及ぶことから、物理工学研究者の山谷では力不足かと判断し、核医学専門医の高橋にも協力を仰いだ。高橋は、臨床現場で¹⁵O-PETを大いに利用してきた経験がある。しかし困ったのは、山谷も高橋も世代的にTer-Pogossian先生とは全く接点がなかったことである。そこで、菅野巖先生にも共同執筆をお願いした。

菅野先生は、まさにTer-Pogossian先生と同じ¹⁵O-PET研究の日本のパイオニアであり、Ter-Pogossian先生との交流も深かった。RPT誌Editorialでは、Ter-Pogossian先生の人物像や菅野先生に印象深く残されている思い出についての紹介もある。

¹⁵O-PETは奥が深い。¹⁵O-CO₂や¹⁵O-O₂、¹⁵O-COの形でそれぞれPET計測することによって、局所脳血流量や酸素代謝率、酸素摂取率を算出することができる。これにより、脳のどの領域において、血流量低下に対する予備能がどの程度低下しているのかがわかる。すなわち、脳梗塞のリスクを予測できるのである。脳には、脳神経細胞の生存や活動に必要な代謝を維持するために、複数の代償機構が用意されている。患者さん自身は無症状であっても、脳を灌流する血流量が低下すると、MRIなどでは描出されないような細かい血管（側副血行路）が発達したり、血管抵抗の低下や脳神経細胞の酸素摂取率上昇が起こったり、脳を守るためのダイナミックな反応が見られる。こうした複雑なダイナミズムこそ、生命科学を特徴づけているものであり、¹⁵OとPETによってはじめて私達が知るところと

なる。

Ter-Pogossian先生が亡くなられた1996年は、偶然にも山谷が修士論文テーマとしてはじめてPETに触れた年でもあった。Ter-Pogossian先生の功績は、今回調べて初めて知ったことも多く大変勉強になった。1975年は、Ter-Pogossian先生が世界で最初の臨床用PET装置を開発した年であるが、それから4年遅れて、田中栄一先生が日本初のPET装置を開発している。田中先生のご講演を紙面再現した「核医学物理の生い立ち」¹⁾もぜひご覧いただきたい。当時の熱気が伝わる。

Ter-Pogossian先生らパイオニアの功績を知ると、たとえば当時の光電子増倍管が今はシリコンフォトマルにかわるなどテクノロジーは確実に進歩しているものの、PETの原理自体は何も変わっていないことに気づく。すなわち、陽電子・電子対消滅で生じた511keV放射線のペアを探し、さらに放射線の飛行時間差の情報も使って核種の位置を短い線分上に特定する。これは今日のPETでも同じであり、あらためて先人の発想力のすごさに驚かされる。我々現役世代がさらに人類の知見を一步進めるためには、原理自体を変えてしまうくらいのブレイクスルーが必要なのかも知れない。

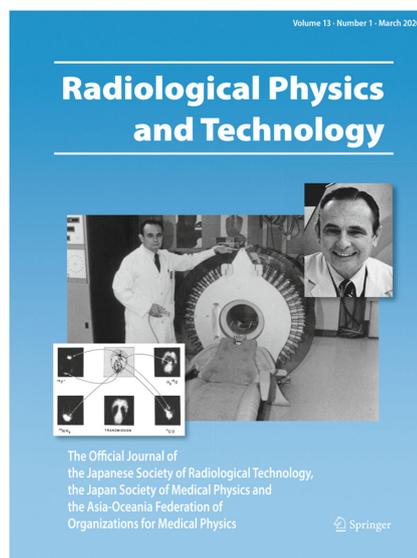


図1 RPT誌Vol. 13, No. 1表紙

参考文献

- 1) 田中栄一：核医学物理の生い立ち。次世代PET研究報告書 2018: 9–16, 2019

執筆者：高橋美和子（放射線医学総合研究所）、
 山谷泰賀（放射線医学総合研究所）

施設紹介**茨城県立医療大学大学院保健医療科学研究科
放射線技術科学専攻の紹介**

布施 拓*, 藤崎達也, 門間正彦, 阿部慎司

茨城県立医療大学保健医療科学研究科

**Introduction of Medical Physics Course
in Ibaraki Prefectural University of Health Sciences**

Hiraku FUSE*, Tatsuya FUJISAKI, Masahiko MONMA, Shinji ABE

Department of Radiological Sciences, Ibaraki Prefectural University of Health Sciences

1. 施設概要**1.1 沿革および組織**

本学は、茨城県の医療技術者養成における中心的役割を担う施設として平成7年（1995年）4月に1学部4学科（看護学科、理学療法学科、作業療法学科および放射線技術科学科）として開学し、本年で26年を迎えた。医療専門職の養成機関として、これまでに3千名を超える人材を、医療福祉を中心とする社会のさまざまな分野に輩出し、地域医療の発展に大きく貢献している。また、平成8年12月に国公立の医療系大学としては全国初のリハビリテーション専門の付属病院を、平成13年度には高度医療専門職の養成を目的とした大学院博士前期課程を、平成22年度には大学院博士後期課程を開設するなど、保健医療分野における医療技術の高度専門化の進展に対応できる高い資質の医療専門職の養成に努めている。放射線技術科学科には専任教員14名（本稿執筆時）が在籍しており、多様な教育、研究歴を有する教員で構成されている。



図1 大学キャンパス

1.2 施設・設備

筑波学園都市に隣接する緑豊かなキャンパスは、12万m²のゆとりある広さであり、機能的で開放的な設計は、充実したキャンパスライフを送るのに最適な環境である（図1）。附属図書館には、一般教養図書から医療関係の専門図書まで約12万冊の蔵書、外国誌を含む1,600種類の学術雑誌がそろっており、医療関係の視聴覚資料も豊富で、国内外の最新の専門知識が入手できる。施設は自然科学実験や基礎医学実習を行う実験・実習室をはじめ、臨床での使用を目的としない教育・研究用としての放射線医療機器を備えた施設など、最先端の医療技術を修得するための設備を有している。開学から20年以上が経過して機器の老朽化により更新を行い、各種X線撮影装置やMRI装置（図2）、核医学検査装置、放射線治療装置と放射線治療計画装置（図3）等が新しく設置された。また、付属病院の設備も教育・研究のために共用しており、それらを表1に一覧としてまとめた。診断領域では、学内と付属病院の医療機器を利用して教育・研究が行われている。一方、放射線治療領域では放射線治療装置（ELEKTA Synergy, エレクタ）に加え、放射線治療計画装置（Pinnacle³, フィリップス）とその連携を図るための治療用RIS（MOSAIQ, エレクタ）が学内の教育・研究用医療機器として導入されている。臨床と同様の環境を整備することにより、より学修効率が向上するよう配慮されている。さらに、周辺機器は、臨床施設で使用されているものに加えて学修内容に沿った整備がなされている。各種電離箱線量計や電位計（図4）、3次元水ファントム等も整備されている。大学院での研究活動に必要なその他の電離箱等も整備されており、多種多様な研究が実施可能である。大学院における実習の様子を図5に示す。

* 茨城県立医療大学保健医療科学研究科 [〒300-0394 茨城県稲敷郡阿見町大字阿見4669番地2]

Department of Radiological Sciences, Ibaraki Prefectural University of Health Sciences, 4669-2 Ami-Machi, Inashiki-gun, Ibaraki 300-0394, Japan

E-mail: fuseh@ipu.ac.jp

表1 学内と付属病院の医療機器

	学内教育・研究用医療機器	付属病院医療機器
診断領域	一般撮影用X線発生装置 (DR-150-1) CR装置 (F-CR) FPD式デジタルX線TV装置 (SONIALVISION G4) FPD式デジタルX線乳房撮影装置 (Senographe Pristina) マルチスライスX線CT装置 (Supria) 全身用骨密度測定装置 (Delphi A) 永久磁石型MRI装置 (AIRIS Vento) 超音波診断装置 (HI VISION Ascendus/Avius) SPECT装置 (BrightView) 画像解析ワークステーション (AZE virtual place)	一般撮影用X線発生装置 (UD150L-40) 一般撮影用X線発生装置 (KXO-50G) ポータブル撮影装置 (MUX-100JL) 歯科診療用X線装置 (X-500, X-28) CR装置 (F-CR) FPD式デジタルX線TV装置 (CUREVISTA) マルチスライスX線CT装置 (ECLOS) 全身用骨密度測定装置 (QDR Horizon) 超電導型MRI装置 (Vantage XG) 超音波診断装置 (HI VISION Ascendus/Avius) SPECT装置 (Symbia Intevo Bold) 画像診断サーバー (Virtual Place Lexus)
放射線治療領域	放射線治療装置 (ELEKTA Synergy) 放射線治療計画装置 (Pinnacle ³) 治療用RIS (MOSAIQ)	なし



図2 乳房撮影装置 (左), X線CT撮影装置 (中), MRI装置 (右)



図3 放射線治療装置 (左) および治療計画装置 (右)

2. 教育活動

2.1 大学院教育

放射線技術科学専攻では、専門コースと医学物理コース (MPコース) の2コースを設けている。専門コースでは、医用画像技術学領域、核医学技術学領域、放射線治療技術学領域の各領域で、それぞれ最先端の教育、研究を行い、放射線技術科学について専門的に広い視野を獲得することを目指している。さらに専門の領域を越えて関連する他領域の科目も選択し、専門知識を幅広いものにするよう配慮

している。それぞれの領域では、近隣の研究施設との共同研究も行っており、また付属病院では各種X線撮影、MRI、核医学装置等が整備され、基礎と臨床の結びついた研究が行えるような体制が整っている。また、原子力施設を多く受け入れている本県の立地特徴を背景に、公正性、論理性に優れた放射線管理者の育成も可能とする教育課程としている。MPコースでは、学部の教育内容を踏まえて、高度な医用放射線技術の専門職を養成するとともに、医学物理士となりうる基本的能力を習得する。医学物理士としては放射線診断、治療、核医学のそれぞれの専門

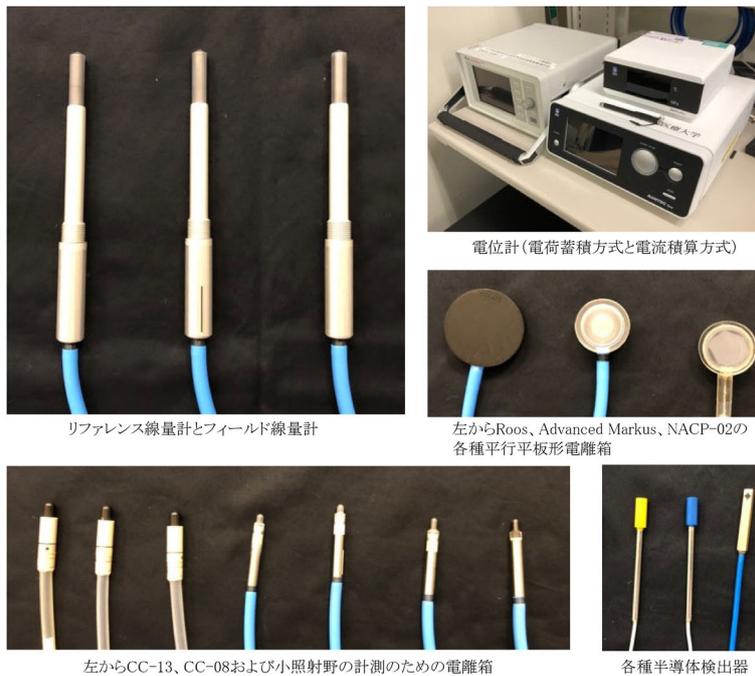


図4 教育・研究用の各種電離箱線量計および電位計の一部

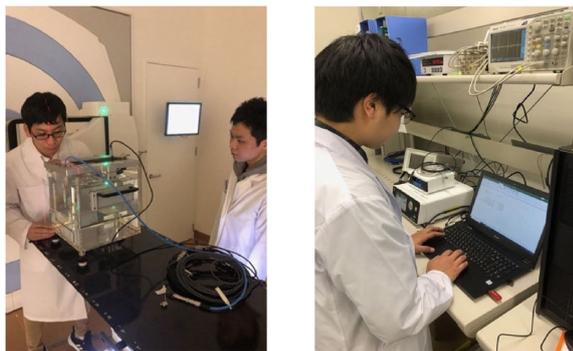


図5 標準計測法の実習の様子

領域の知識・技能が必要であるため、それぞれの領域にMPコースを設けている。

2.2 MPコースの概要

現代のがん治療、とりわけ進歩の著しい放射線治療は、放射線腫瘍医のみならず、診療放射線技師、医学物理士などの多職種専門家のチーム医療が求められている。本学の卒業生は診療放射線技師として、臨床の現場で活躍しており、そしてその中には、すでに医学物理士の資格を取得し、医学物理士としてがん治療に貢献している卒業生も少なからずいる。本学の放射線技術科学科の卒業生は、診療放射線技師として活躍するとともに、潜在的に医学物理士となりうる人材であると考えられる。そこで、本学では、2007年度から現在まで文部科学省補助金事業「がんプロフェッショナル養成プラン」、 「がんプロフェッショナル養成基盤推進プラン」および「多様な新ニーズに対応する「がん専門

医療人材（がんプロフェッショナル）」に参画し、医学物理士としてがん治療に貢献できる多くの修了生を養成してきた。

博士前期課程ではMPコースを設定し、がんプロで培った成果を継続・発展させるコース設定を行い、実践でも役立つカリキュラム構成としている。OJT (on the job training) を積極的に取り入れ、より高度な医用放射線技術の専門職を養成するとともに、医学物理士となりうる基本的能力を養っている。茨城県総合がん対策推進計画でも推進されているように、茨城県立中央病院と連携した短期の医学物理学実習を実施し、博士後期課程では医学物理臨床実習を実施している。医学物理士認定機構で認定する医学物理教育コースに認定開始以来認定されており、これまで多くの修了生と医学物理士認定試験合格者を輩出している。

また、MPコースから一貫した医学物理教育を可能とするため、博士後期課程には医学物理臨床実習を設定している。医学物理士認定機構の定める医学物理教育コースカリキュラムガイドラインに記載されている2年間の臨床実習をモデルとして構成されている(表2)。簡単に記載したが、学生には詳細な履修モデルが提示され、決められた最低学修期間を履修するために計画的に実習が行われている。現在は茨城県立中央病院において、認定試験に合格した博士後期課程の学生が研究活動と並行して臨床経験を積むために研鑽を積んでいる。これらの活動によって、即戦力の博士学位を有する医学物理士の教育拠点が構築でき、県内医療機関の放射線治療が充実すると考えている。

表2 医学物理教育コース カリキュラムガイドラインをもとに構成した2年間の臨床実習モデル

項目	内容
治療計画 治療	X線治療, 電子線治療, 粒子線治療, 小線源治療 患者セットアップ, QA/QC
治療装置 QA/QC	受け入れ試験, コミッショニング, 校正, QA/QC
治療計画 QA/QC	受け入れ試験, コミッショニング, MU計算, QA/QC
CTシミュレータ QA/QC	受け入れ試験, コミッショニング, 校正, QA/QC
位置照合装置 QA/QC	受け入れ試験, コミッショニング, QA/QC
放射線防護	規則・勧告・許可の理解, 放射線計測装置・人線量モニタの使用方法

3. 専攻代表から医学物理を志す者へ一言

放射線医療の安全性を向上させ、患者が安心して医療を受けられるようにする重要な役割を担うのが医学物理士である。先駆的な研究への取り組みはもとより、日常業務にも解決しなければならないさまざまな問題点があり、それ

らに主体的に気づいて改善するということも必要と考える。これまでの概念にとらわれない感性を持ち、深い洞察力を常日頃から発揮することが求められる。茨城県の医学物理士という職業的意義をつくり上げ、発展させるのは皆さんです。本学MPコースへの受験をお待ちしています。

編集後記

本号の巻頭言にはこのたび新たに日本医学物理学会の会長に就任された福田茂一先生（量子科学技術研究開発機構 QST 病院）に会長挨拶を寄稿していただきました。福田先生はそのなかで、今後の医学物理の発展に学会全体として寄与するために、新たな委員会の設置をはじめとした学会の新体制について触れられています。編集委員会も QA/QC 委員会の姉帯優介先生（関西医科大学）、防護委員会の磯辺智範先生（筑波大学）、森祐太郎先生（筑波大学）、計測委員会の山田崇裕先生（近畿大学）に兼任委員として新たに加わっていただきました。これはそれぞれの委員会と連携した企画を提案することにより、本誌の記事の充実を図るためです。本号に掲載されている遠藤真広先生（医用原子力技術研究振興財団）の HIMAC の開発に関する連載記事は教育委員会との連携によって生まれたものです。今後は大会支援委員会、国際交流委員会とも連携して時期を得た記事を掲載していく予定です。さらに本号には RPT 誌と連携した土井賞・MCA 表彰の報告、RPT 誌 Editorial 紹介も掲載されています。

新型コロナウイルスが世界中で猛威を振るうなか、国内外の学会のオンライン化、Webinar の開催により、医学物理も含めた学術界のグローバル化が新たな展開を見せています。このような状況のなかで、邦文誌である本誌もそれに対応した変化をしていく必要があると思います。国内の関係各所と連携して邦文誌としての特徴を活かした情報を発信していく予定です。

最後になりましたが、論文の投稿先として本誌を選んでくださった方々、査読を行っていただいた方々、原稿を執筆していただいた方々にこの場を借りて感謝を述べさせていただきます。

（編集委員 杉本 聡）

Japanese Journal of Medical Physics

Editorial Board

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

JJMP Secretariat:

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

JJMP Editorial Office:

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

ISSN: 1345-5354

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

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

医学物理

編集委員長

長谷川智之（北里大学）

編集委員

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

公益社団法人日本医学物理学会事務局：

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

公益社団法人日本医学物理学会編集事務局：

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

ISSN: 1345-5354

本誌は年1巻とし、1号、2号、3号及び4号として発行します。

本誌の研究論文、資料、特集のレポート等はMEDLINEで検索できます。

賛助会員名

エレクトラ株式会社	東洋メディック株式会社
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	ユーロメディック株式会社
株式会社千代田テクノル	公益社団法人日本生体医工学会
株式会社通商産業研究社	

目 次

巻 頭 言		
会長就任挨拶		
福田茂一	73
資 料		
本邦の放射線治療部門における診療の質評価指標(Quality Indicator: QI)策定に向けたアンケート報告		
水野統文, 川村慎二, 峯村俊行, 岡本裕之, 遠山尚紀, 黒岡将彦, 川守田龍, 伊藤芳紀, 中山優子	75
技術報告		
固体ファントムを用いた訪問による出力線量の第三者評価プログラムの構築		
谷 謙甫, 脇田明尚	88
〈連載：教育委員会企画〉		
解 説		
重粒子線治療装置HIMACの建設とそのままらしたもの—医学物理学の観点から—		
第2部. ブロードビーム照射の高度化と普及型装置の開発(1994~2010)		
遠藤真広	97
〈連載：RPT誌特集〉		
2019年度RPT誌土井賞(優秀論文賞)・MCA表彰の報告		
川村慎二, 納富昭弘	106
論文紹介		
RPT誌土井賞受賞論文：エネルギー差分CT値—電子密度変換のためのフォトンカウンティング検出器のシミュレーション研究		
齋藤正敏	107
RPT誌土井賞受賞論文：乳房専用PETと全身PET/CTを用いた高集積領域の自動検出		
箕浦菜月, 寺本篤司, 伊藤あかり, 山室 修, 西尾正美, 齋藤邦明, 藤田広志	108
RPT誌土井賞受賞論文：IMRTの患者QAにおける3Dプリンタで作成した頭頸部患者模擬ファントムの評価		
角谷倫之, 阿部幸太, 根本 光, 佐藤清和, 家子義朗, 伊藤謙吾, 土橋 卓, 武田 賢, 神宮啓一	109
論文紹介		
Michel M. Ter-Pogossian先生紹介記事：Michel M. Ter-Pogossian (1925–1996):		
PETの先駆者, 特に高速イメージング法と ¹⁵ O臨床応用について		
菅野 巖, 高橋美和子, 山谷泰賀	110
施設紹介		
茨城県立医療大学大学院保健医療科学研究科放射線技術科学専攻の紹介		
布施 拓, 藤崎達也, 門間正彦, 阿部慎司	111
編集後記	115

【複写される方へ】

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

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

著作物の転載・翻訳のような、複写以外の許諾は、直接本会へご連絡下さい。