

医|学|物|理

Japanese Journal of Medical Physics

2021

Vol. 41

1

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

JSMP

Japan Society of Medical Physics

教育委員会企画連載中

QA/QC 委員会企画開始

計測委員会企画開始

RPT 誌の新しい連載企画開始

コラム記事新設



令和 3年
第41巻 1号



日本医学物理学会機関誌

目 次

技術報告

- 光・放射線照射野の検証と Winston-Lutz 試験を統合した水平性と鉛直性を含む
室内レーザのアライメントを評価するシステムの開発
清水秀年, 村澤 哲, 奥平訓康, 青山貴洋, 穴井重男, 西谷数春, 北川智基, 佐々木浩二 1

〈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4部. 臨床研究の概要と今後の展望
遠藤真広 10

〈連載：QA/QC 委員会企画〉

解 説

- 骨転移 SBRT の QA
中島祐二郎, 伊藤 慶 22

〈連載：計測委員会企画〉

解 説

- 国際単位系 (SI) の定義改定と放射線関連量
齋藤則生 27

〈連載：RPT 誌特集〉

解 説

- Radiological Physics and Technology (RPT) 誌に英語論文を投稿しよう！
(1) 初期推敲と最終推敲の学会による著者支援
土井邦雄 34

論文紹介

- 最近の RPT 誌レビュー論文から：チェレンコフ光閾値以下の放射線照射による水の発光現象の発見
山本誠一 38

大会開催報告

- 第119回日本医学物理学会学術大会報告
—Web 大会長のつぶやき—
有村秀孝 40

施設紹介

- 近畿大学大学院医学研究科基礎医学系医学物理学専攻・
近畿大学病院がんセンター放射線治療部医学物理室の紹介
田村 命, 門前 一, 松本賢治, 大塚正和, 花岡宏平, 浅井義行 44

〈連載：シカゴ通信〉

コ ラ ム

- アメリカの実験—民主主義をどうやって守るのか？— 48

- 編集後記 51

【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

TECHNICAL NOTE

- Development of a System for Evaluating the In-room-laser Alignment Including the Horizontality and Verticality Integrated the Light/Radiation Field Coincidence Test and the Winston-Lutz Test
Hidetoshi SHIMIZU, Satoshi MURASAWA, Kuniyasu OKUDAIRA, Takahiro AOYAMA, Shigeo ANAI, Kazuharu NISHITANI, Tomoki KITAGAWA, Koji SASAKI..... 1

〈Special Issue Series: Educational Committee〉

REVIEW

- Construction of Heavy Ion Accelerator in Chiba (HIMAC) and Its Consequences —From Medical Physics Viewpoint: Part 4. Outline of Clinical Research and Future Prospects
Masahiro ENDO 10

〈Special Issue Series: QA/QC Committee〉

REVIEW

- Quality Assurance of Bone SBRT
Yujiro NAKAJIMA, Kei ITO 22

〈Special Issue Series: Dosimetry Committee〉

REVIEW

- Redefinition of the International System of Units (SI) and Related Quantities in the Field of Ionizing Radiation
Norio SAITO 27

〈Special Issue Series: RPT〉

REVIEW

- Let's Submit a Manuscript to Radiological Physics and Technology (RPT)!
(1) Initial Polishing and Final Polishing by the Journal to Support Authors
Kunio DOI 34

ARTICLE REVIEWS

- Discovery of the luminescence of water during irradiation of radiation at a lower energy than the Cherenkov light threshold
Seiichi YAMAMOTO 38

REPORT OF JSMP MEETING

- Report of the 119th Scientific Meeting of the Japan Society of Medical Physics
Hidetaka ARIMURA 40

INTRODUCTION OF RESEARCH FACILITY

- Introduction of Medical Physics Course in Kindai University
Mikoto TAMURA, Hajime MONZEN, Kenji MATSUMOTO, Masakazu OTSUKA, Kohei HANAOKA, Yoshiyuki ASAI..... 44

〈Special Issue Series: Chicago Report〉

COLUMN

- American Experiment: How Can We Protect Democracy?
Kunio DOI..... 48

- EDITOR'S NOTE 51

技術報告

光・放射線照射野の検証と Winston-Lutz 試験を統合した水平性と鉛直性を含む室内レーザのアライメントを評価するシステムの開発

清水秀年^{*1}, 村澤 哲², 奥平訓康³, 青山貴洋¹,
穴井重男⁴, 西谷数春⁵, 北川智基¹, 佐々木浩二⁶

¹愛知県がんセンター 放射線治療部

²MU ラボ合同会社

³名古屋大学医学部附属病院 医療技術部放射線部門

⁴和泉市立総合医療センター 中央放射線科

⁵株式会社 P. A. lab

⁶群馬県立県民健康科学大学大学院 診療放射線学研究科

Development of a System for Evaluating the In-room-laser Alignment Including the Horizontality and Verticality Integrated the Light/Radiation Field Coincidence Test and the Winston-Lutz Test

Hidetoshi SHIMIZU^{*1}, Satoshi MURASAWA², Kuniyasu OKUDAIRA³, Takahiro AOYAMA¹,
Shigeo ANAI⁴, Kazuharu NISHITANI⁵, Tomoki KITAGAWA¹, Koji SASAKI⁶

¹Department of Radiation Oncology, Aichi Cancer Center Hospital

²MU-lab

³Department of Radiological Technology, Nagoya University Hospital

⁴Department of Central Radiology, Izumi City General Hospital

⁵Precise Accuracy Laboratory

⁶Graduate School of Radiological Technology, Gunma Prefectural College of Health Sciences

(Received August 7, 2020; Accepted December 16, 2020)

Purpose: The in-room laser which is used for patient positioning in radiotherapy is generally projected on the radiation isocenter determined by the Winston-Lutz test and so on. In this study, a couch-mounted verification device was developed that could evaluate all in-room lasers' alignment including the horizontality and verticality at one time. The device has the function to perform the light/radiation field coincidence test and the Winston-Lutz test at the same time. The aim of this report was to introduce the verification procedure for two tests, using the newly developed software and device, and to present the tuning flow of the in-room laser. Moreover, the analysis accuracy of the developed software was evaluated in comparison with commercial software.

Methods: First, the light/radiation field was evaluated by using tungsten markers on the central surface of the device. Next, after aligning the long-carved lines on the front and sides of the device with the in-room lasers, the Winston-Lutz test was carried out by using the tungsten sphere in the center of the device. The acquired images were collectively analyzed using the developed software equipped with the reporting function. Additionally, the result of this Winston-Lutz test was compared with the result from commercial software.

Results: A series of the light/radiation field coincidence test and the Winston-Lutz test were analyzed using the developed device and software. The results could be easily confirmed using the reporting function of the software. Regarding the result of the Winston-Lutz test, most of the analysis differences between the developed software and commercially available software were within the pixel size (0.22 mm).

Discussions: Since the accuracy of the radiation field affects the result of the Winston-Lutz test, the presented procedure of performing the light/radiation coincidence field test in advance facilitates the interpretation of the error of the Winston-Lutz test. Based on the results of the Winston-Lutz test, we were able to demonstrate the tuning flow of all in-room lasers including the horizontality and verticality by using the developed device.

Conclusions: We have developed a couch-mounted verification device and software that can evaluate the light/radiation coincidence field test and the alignment including the horizontality and verticality of the in-room laser used for patient positioning in radiotherapy, and reported its usefulness. The analysis accuracy of the developed software was comparable to that of commercially available software. The use of this device and the developed software would contribute to not only the efficiency of adjusting all in-room lasers' alignment including the horizontality and verticality but also reflect accurately the result of the Winston-Lutz test.

Keywords: laser, Winston-Lutz test, light field, radiation field, quality control

* 連絡著者 (corresponding author) 愛知県がんセンター 放射線治療部 [〒464-8681 愛知県名古屋市千種区鹿子殿1-1]
Department of Radiation Oncology, Aichi Cancer Center Hospital, 1-1 Kanokoden, Chikusa-ku, Nagoya, Aichi 464-8681, Japan
E-mail: hishimizu@aichi-cc.jp

はじめに

放射線治療において患者の位置合わせに使用する室内レーザは一般的にスターショット¹⁾やWinston-Lutz試験²⁾などにより求めた放射線アイソセンタに投影される。室内レーザは、強度変調放射線治療や定位放射線治療を実施する施設においては1.0～1.5mm程度の位置精度が要求される³⁾。位置精度の検証には、鏡の反射を利用した方法が提案されているが⁴⁻⁶⁾、日常的な品質管理方法には室内レーザ照準器に対向する壁面や床面の初期位置を示す印からの変位を確認する方法やガントリヘッドに取り付けたフロントポイントの先端を基準にしてアイソセンタ付近における相互の室内レーザの位置関係を目視にて確認する方法が採用されている。これらの方法は簡便ではあるが、前者は評価する位置がアイソセンタから遠く、かつ壁面あるいは床面の印が経時的に劣化するために精度は高くなく、後者はレーザの水平性と鉛直性の確認が難しい。Welshらはガントリに取り付けられているクロスヘアを利用して、室内レーザの精度を検証する方法を示した⁷⁾。この方法では、例えば校正済みの水準器を使用して、ガントリとコリメータの角度をそれぞれ90°と0°に設定し、ガントリに対向する室内レーザと光源により投影されたクロスヘアとの一致を目視にて確認する。評価精度は高く、また室内レーザの水平性と鉛直性も評価できる。しかし、放射線治療室における一般的な室内レーザはFig. 1に示すとおり、国際電気標準会議 (International Electrotechnical Commission: IEC) のX方向 (IEC-X) の両壁面および天井から投影される直交レーザに加えて、天井もしくはIEC-Yのマイナス側の壁面から投影される矢状レーザがあることが多く、Welshらが提案した方法では、すべての室内レーザの位置を一度に評価することができず作業効率が悪い。この問題を解決するために、すべての室内レーザの水平性と鉛直性を含めた位置精度を一度に評価できる寝台 (以降、カウチ) 設置型レーザアライメント評価器具 (以降、器具) を開発した。この器具は、中心にタングステン球を内蔵しており、レーザ位置の確認後にWinston-Lutz試験が実施可能であり、放射線アイソセンタとの整合性を確認することができる。また、レーザ位置の確認から修正までの一連の流れを、同一器具を使用して実施することにより、レーザ調整の作業効率の向上に加えて、Winston-Lutz試験の結果を正確に反映させることができる。本器具は光照射野および放射線照射野を検証する治具も備えているため、事前に放射線照射野の正確度を確認した上でWinston-Lutz試験を実施することができる。さらに、われわれはこれらの検証を解析するソフトウェアを開発した。本報告では、新しく開発した器具およびソフトウェアを使用した光照射野および放射線照射野とWinston-Lutz試験の検証手順を示し、また、開発したソフトウェアの精度評価について報告する。さら

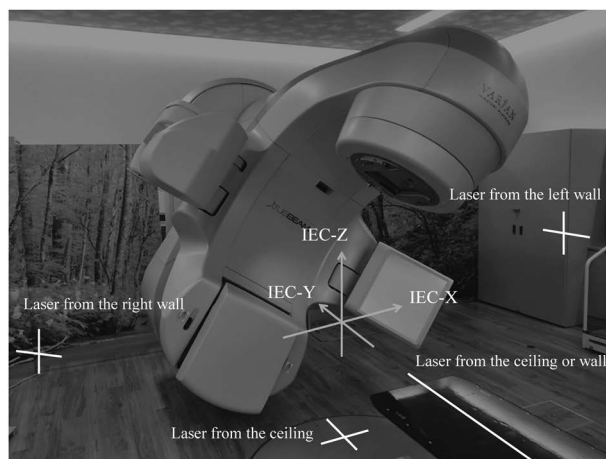


Fig. 1 The Spatial coordinates of the radiation treatment machine defined by the International Electrotechnical Commission (IEC) and the general laser arrangement in the radiation treatment room

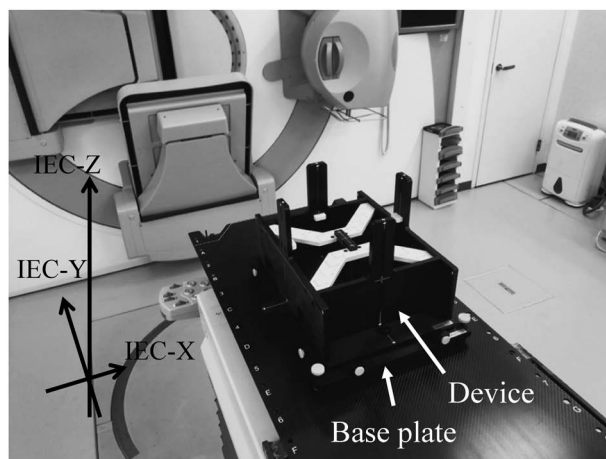


Fig. 2 The appearance of the developed device. The device is set on a base plate. IEC, International Electrotechnical Commission.

にWinston-Lutz試験後に本器具を使用した室内レーザの調整手順を考察した。

1. 方法

1.1 カウチ設置型レーザアライメント評価器具の構造

Fig. 2は開発した器具の外観を示す。器具は水準や位置を調整するための専用のベースプレートの上に乗せて使用する。ベースプレートを含めた器具のサイズは底面が44cm×50cm、高さが32cmである。総重量は10kgであり、主材質はポリアセタール樹脂 (物理密度: 1.42 g/cm³) である。

器具の中央面には2軸 (IEC-X, Yの回転軸) の角度を表示可能な専用水準器を設置することができる (Fig. 3a)。器具の水準はベースプレートにある3つのねじ (Fig. 3b, cの“Adjuster”) により補正が可能である。器具のA, B, C,

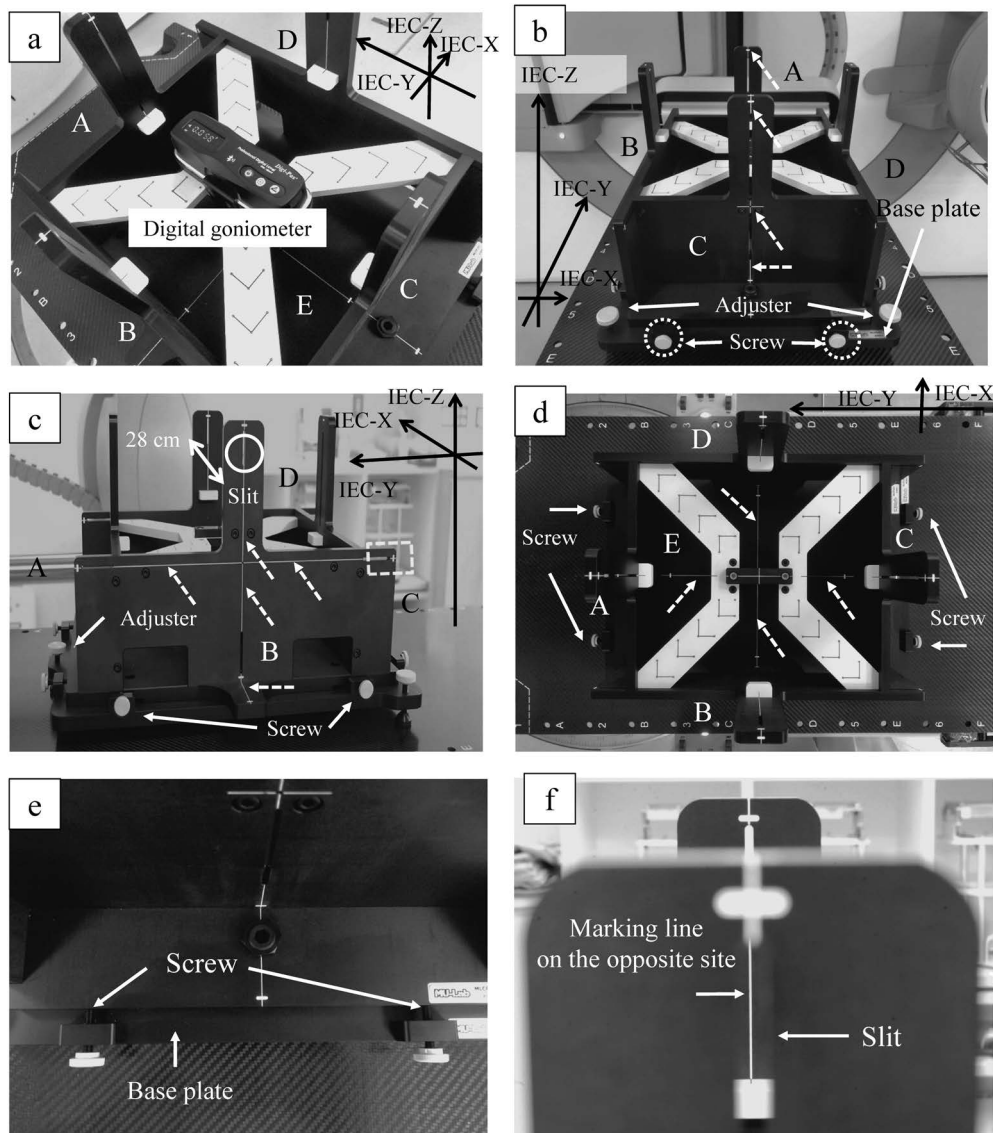


Fig. 3 The details of the developed device. (a) It allows a specific digital goniometer to set on the central surface of the device. The (b), (c), and (d) are zoomed photographs from the negative direction of IEC-Y, negative direction of IEC-X, and positive direction of IEC-Z, respectively. The (e) is a screw for adjusting the device position and is a zoomed photograph of the broken circle in (b). The (f) is a slit for evaluating the horizontality and verticality of the laser and is a zoomed photograph of the solid circle in (c). IEC, International Electrotechnical Commission

D面は、IEC-Yのプラス方向の面から反時計回りの4面であり、E面は器具の底面である。器具のA面とC面およびB面とD面はそれぞれ同じ構造であり、これらの面とE面にはレーザーの位置に合わせて器具を設置するための白色の罫書線がある (Fig. 3b-dの破線の矢印)。器具のB, DおよびE面の罫書線により IEC-Xの両壁面および天井から投影される直交レーザーの水平性と鉛直性を、C面の罫書線により天井もしくはIEC-Yのマイナス側の壁面から投影される矢状レーザーの鉛直性を評価することができる。ベースプレートには Fig. 3bの破線の丸で示されるねじ (拡大図: Fig. 3e) があり、カウチに1.0mm未満の細かな位置調整精度がない場合、IEC-X, Y方向に対する器具の微調整が可能である。また、Fig. 3cの実線の丸で示されるス

リット (拡大図: Fig. 3f) は、E面を除く各面にあり、同側だけでなく28cmの距離にある対側に投影されるレーザーと罫書線の一致を確認することで、より広い空間領域においてレーザーの水平性と鉛直性を評価することができる。さらに、罫書線上には、わずかなレーザーの位置ずれ (目視による予備実験の結果、約0.2mm) を検出することができる彫り (Fig. 3cの破線の四角部分) がある。これらの構造を利用することにより、水平性と鉛直性を含めたすべての室内レーザーの位置精度を高い精度で確認することができ、系統的な位置ずれがあるレーザーを特定することができる。また、器具の中心部分、すなわち、各面の中心を示す十字の罫書線を器具の中央に延長した交点 (Fig. 3d中央の十字部分のプレート内) に直径5.0mmのタングステン

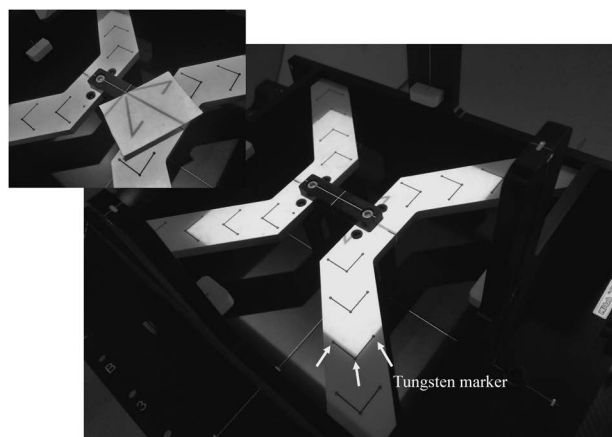


Fig. 4 Photograph of the light-field test. The upper-left photograph shows a confirmation of the matching of crosshair with the carved line on the central surface of the device. In the photo on the right, a light field of 20cm square is projected on the device. Tungsten markers (arrows) are embedded in the four corners of each field (10cm, 15cm, 20cm, and 25cm)

球が設置されているため、レーザ位置の確認後に、レーザ中心に設置したタングステン球の中心と放射線照射中心との整合性を確認することにより Winston-Lutz 試験を実施できる。また、器具中央面の放射状プレートには光照射野の検証用に罫書線があり、10cm, 15cm, 20cm, 25cm の正方形照射野の四隅には2.0mmのタングステンマークが設置されており (Fig. 4)、この器具の画像を電子ポータル画像装置 (electric portal imaging device: EPID) により取得することで、光照射野と放射線照射野の整合性を目視あるいは後述の解析ソフトウェアを利用して確認することもできる。

1.2 解析ソフトウェアの開発

放射線照射野の解析、および Winston-Lutz 試験に対応し、EPIDにより撮影した画像 (DICOM 画像) をオフラインにて受け取り、保存したフォルダを指定することで半自動的にデータ解析ができるソフトウェアを開発した (プログラム言語: Python 3.7)。放射線照射野の解析については、光照射野との一致の確認は10cm, 15cm, 20cm, 25cmの照射野において可能で、その他の照射野サイズにおいても DICOM 画像を用いた解析が可能である。例えば、Winston-Lutz 試験に使用する2~4cm程度の小さな照射野の DICOM 画像を取得しておくことで、Winston-Lutz 試験における照射野に起因する系統的誤差を把握することができる。また、Winston-Lutz 試験において、コリメータは0°, 90°, 270°, 180°, ガントリは0°, 90°, 270°, 180° (時計回り、および反時計回り)、カウチは0°, 315°, 270°, 135°, 90°にのみ対応した (他の商用ソフトウェア等を利用する際は、その限りではない)。解析ソフトウェア

の角度定義は IEC61217⁸⁾ に準拠した。なお、放射線照射野の解析では、IEC-X, Y方向の照射野サイズの差異と中心偏位を算出した。照射野サイズの差異は画像の中心線上の IEC-X, Y方向の画素プロファイルをそれぞれ微分して、微分係数がゼロになる2点間の距離から定格照射野サイズを差分した値とした。中心偏位は微分係数がゼロになる2点間の中点 (照射野中心) と画像中心との距離とした。また、Winston-Lutz 試験では、照射中心とレーザ中心 (タングステン球) の差を算出した。レーザ中心 (タングステン球) は円の重心として定義された。

ソフトウェアでは、放射線照射野の検証と Winston-Lutz 試験の許容値を設定できるようにした (Fig. 5)。放射線照射野の検証については、照射野ごとに IEC-X, Y方向の差異と中心偏位に対して許容値を設定することが可能であり (Fig. 5a)、Winston-Lutz 試験については、ガントリとコリメータ、カウチに分けて許容値の設定が可能である (Fig. 5b)。画像の識別方法は、DICOM 画像ファイルのヘッダー情報を参照する方法、または、指定したファイル名を参照する方法が選択できるようにした。どちらの参照方法を採用しても、DICOM タグの RT image SID (焦点から EPID までの距離) が参照されて拡大率は自動補正される。したがって、解析結果にはアイソセンタ面における値が提示される。解析は数秒で実施され、結果は指定されたフォルダに保存される。また、レポートには解析日時、検査者、承認者を入力することができるようにした。

1.3 開発した器具を用いた検証

開発した器具を使用して光照射野および放射線照射野と Winston-Lutz 試験の検証を行った。放射線治療装置には TrueBeam (Varian Medical Systems, Inc.) を使用した。

1.3.1 光照射野および放射線照射野

TrueBeamのカウチに器具を設置し、器具の中央面に設置した2軸対応の専用水準器が0°を示すように器具底面のベースプレートのねじを調節した (Fig. 3b, c の “Adjuster”)。校正されたフロントポイントを使用して線源表面間距離が100cmになるようにカウチの高さを調整した。器具中央の罫書線にクロスヘアが一致するようにカウチ位置を調整した (Fig. 4)。器具の表面には一辺が10cm, 15cm, 20cm, 25cmの正方形照射野に対応したタングステンマークが設置されているため、光照射野の四隅が一致しているかを確認した。EPIDを使用して、一辺が2cmと25cmの照射野の DICOM 画像を取得し、開発したソフトウェアにて照射野ごとに IEC-X, Y方向の差と中心偏位を解析した。許容値は1.0mmとした。

1.3.2 Winston-Lutz 試験

前項と同様の手順で器具の水準を調整した。カウチ位置を移動させることにより、レーザを器具の白い罫書線に合わせた。レーザの鉛直性および水平性は白い罫書線を基準

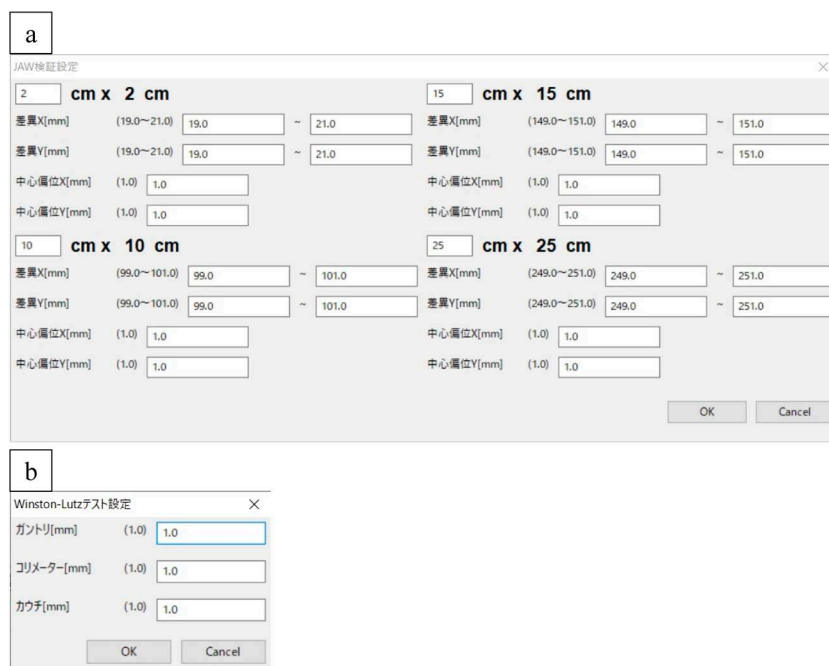


Fig. 5 The screen for setting the tolerance of software [(a) radiation-field test, (b) Winston-Lutz test]

として視覚的に評価された。EPIDを使用して、照射野2cmにおけるコリメータ [0°, 90°, 270°, (TrueBeamの仕様上、180°を除く)], ガントリ [0°, 90°, 270°, 180° (時計回り, および反時計回り)], カウチ (0°, 315°, 270°, 135°, 90°) のWinston-Lutz試験を実施し, DICOM画像を取得し, 開発したソフトウェアにより解析した。許容値は1.0mmとした。なお, 室内レーザの調整手順を考察するため, IEC-Y, Z方向にカウチを意図的に-0.5mm移動した位置で試験を実施した。

開発したソフトウェアの信頼性を評価するために, 市販ソフトウェアであるDoseLab⁹⁾ (version 6.8) による解析値と比較した。

2. 結 果

放射線照射野の解析, およびWinston-Lutz試験の解析において, DICOM画像のアイソセンタにおけるピクセルサイズは0.22mmであった。

2.1 光照射野および放射線照射野の確認

器具の表面の一辺が10cm, 15cm, 20cm, 25cmの正方形照射野に対応したタングステンマーカと光照射野の四隅が一致していることを確認した。Fig. 6aに一辺が2cmと25cmの照射野における放射線照射野検証結果レポートを示す。照射野ごとのIEC-X, Y方向の差異と中心偏位を確認した結果, 「判定」の項目に示されているように許容値内であることを確認した (設定した許容値内であれば「OK」が表示される)。

2.2 Winston-Lutz試験

レーザの鉛直性および水平性は白い罫書線を基準として視覚的に評価された。Fig. 7aは器具のB面におけるレーザの鉛直性および水平性を確認している写真である。Fig. 7aの(1)–(4)におけるレーザずれの評価により, それぞれレーザにはIEC-Yのプラス方向, IEC-Zのマイナス方向, IEC-Yのマイナス方向, IEC-Zのプラス方向の変位があることが確認された。

Fig. 6b–dにコリメータ, ガントリ, およびカウチ回転に対するWinston-Lutz試験の結果レポートを示す。この結果ではレーザ中心 (タングステン球中心) に対する照射野中心の回転角度ごとの差とその平均値が示されている。なお, ガントリ回転の試験結果の平均値は, 時計回りの180°と反時計回りの180° (180°E) の両方を解析に含めた場合, 2つの180°の差を平均した後に残りの角度の差と平均することにより, 平均値における各角度の加重を等分している。今回は, 室内レーザの調整手順を考察するため, IEC-Y, Z方向にカウチを意図的に-0.5mm移動した位置で試験を実施したため, ガントリのWinston-Lutz試験の結果における180°と270°においてはIEC-Y方向, 90°と270°においてはIEC-Z方向におけるレーザ (タングステン球中心) に対する照射中心の差が大きかった。

開発したソフトウェアにおける解析値と市販ソフトウェアであるDoseLabによる解析値をTable 1に示す。DoseLabによる解析値の符号は画像の右上が正であるが, 比較のため開発したソフトウェアが用いている放射線治療装置のIEC座標の符号に変換した。符号を変換した数値には表中に※を表記した。また, 最下段の平均値は, 開発した

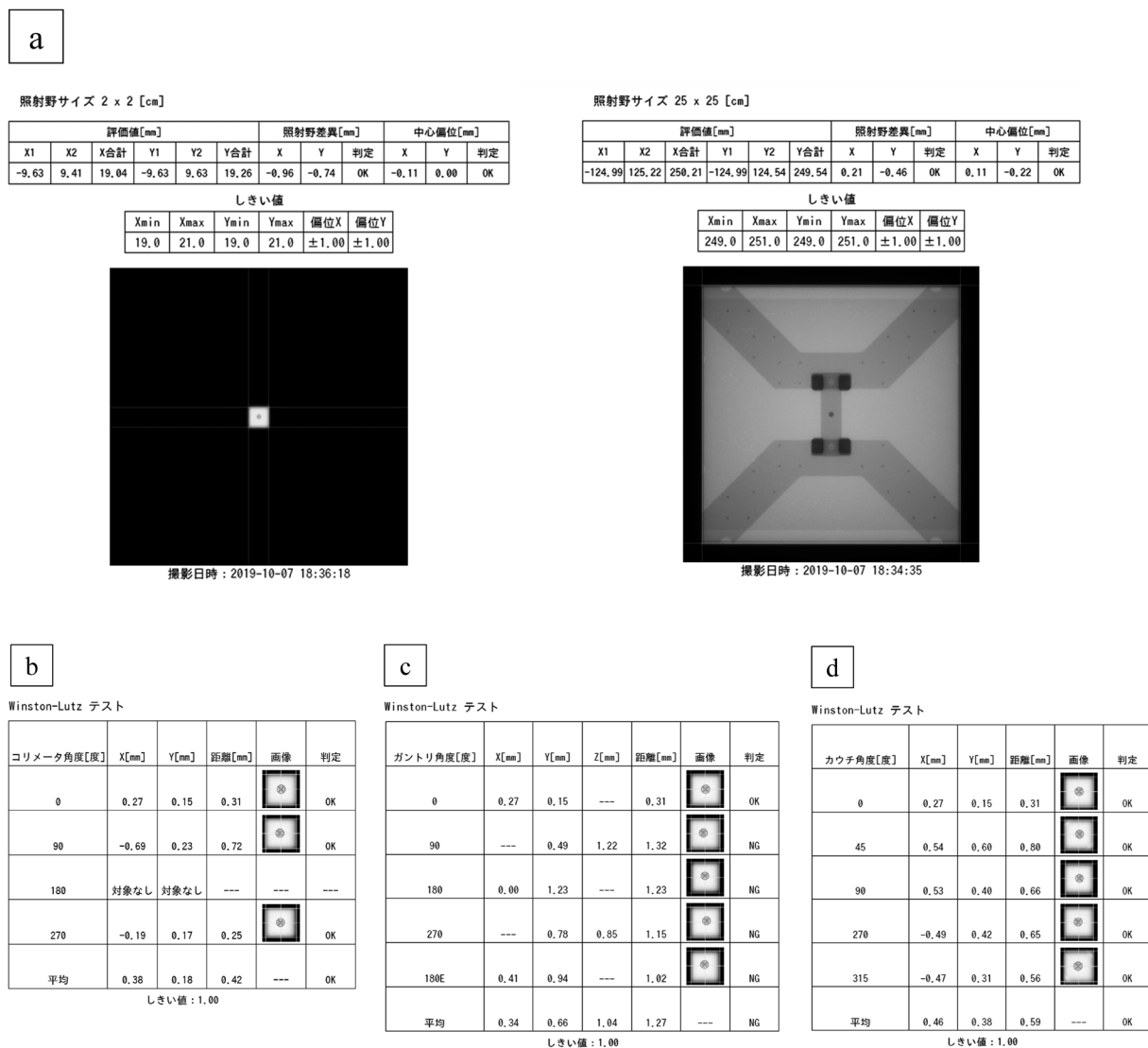


Fig. 6 The report of the result analyzed by the developed software [(a); the result of the radiation-field test (the square fields of 2 and 25cm), (b)–(d); the result of the Winston-Lutz test for the collimator, gantry, and couch, respectively]

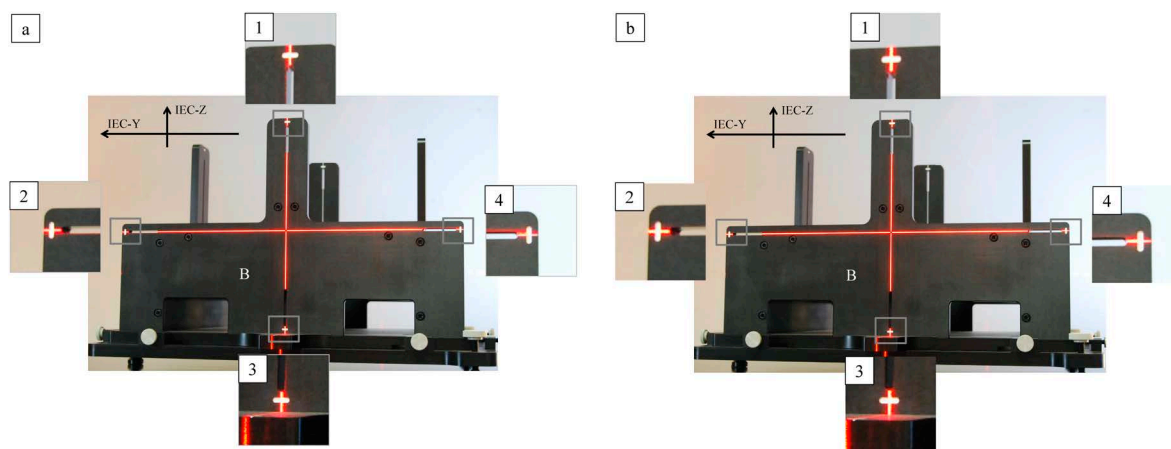


Fig. 7 The laser horizontality and verticality evaluated on the plane B of the device [(a) before laser adjustment and (b) after laser adjustment]. From the enlarged photographs (1)–(4) in the (a), it can be seen that each laser is displaced to the carved line in the positive direction of IEC-Y, the negative direction of IEC-Z, the negative direction of IEC-Y, and the positive direction of IEC-Z, respectively. In (1)–(4) of the (b), the laser and the carved line match. IEC, International Electrotechnical Commission

Table 1 The difference between the analyzed values of the developed software and the commercial software in the Winston-Lutz test results

	Angle [°]	Developed software				DoseLab version 6.8			
		IEC-X [mm]	IEC-Y [mm]	IEC-Z [mm]	2D [mm]	IEC-X [mm]	IEC-Y [mm]	IEC-Z [mm]	2D [mm]
Collimator	0	0.27 (0.23)	0.15 (−0.45)	—	0.31 (−0.29)	0.04	0.60	—	0.60
	90	−0.69 (−0.25)	0.23 (−0.12)	—	0.72 (0.16)	−0.44	0.35	—	0.56
	270	−0.19 (−0.39)	0.17 (0.10)	—	0.25 (0.04)	0.20	0.07	—	0.21
Gantry	0	0.27 (0.23)	0.15 (−0.45)	—	0.31 (−0.29)	0.04	0.60	—	0.60
	90	—	0.49 (−0.30)	1.22 (0.34)	1.32 (0.14)	—	0.79※	0.88	1.18
	180 (CW)	0 (−0.15)	1.23 (0.10)	—	1.23 (0.09)	0.15※	1.13	—	1.14
	270	—	0.78 (−0.02)	0.85 (−0.11)	1.15 (−0.07)	—	0.76	0.96	1.22
	180 (CCW)	0.41 (0.25)	0.94 (−0.21)	—	1.02 (−0.14)	0.16※	1.15	—	1.16
Couch	0	0.27 (0.23)	0.15 (−0.45)	—	0.31 (−0.29)	0.04	0.60	—	0.60
	45	0.54 (0.01)	0.60 (0.06)	—	0.80 (0.04)	0.53	0.54	—	0.76
	90	0.53 (−0.12)	0.4 (0.02)	—	0.66 (−0.09)	0.65	0.38	—	0.75
	270	−0.49 (−0.06)	0.42 (0.20)	—	0.65 (0.17)	−0.43	0.21	—	0.48
	315	−0.47 (−0.21)	0.31 (−0.30)	—	0.56 (−0.11)	−0.26	0.61	—	0.67
Average		0.02 (−0.03)	0.41 (−0.14)	1.04 (−0.12)	—	0.05	0.55	0.92	—

The mark of “※” shows the value converted the sign from the DoseLab coordinates to the IEC coordinates for the radiation treatment machine. IEC, International Electrotechnical Commission; CW, clockwise; CCW, counterclockwise

ソフトウェアの仕様に合わせて、ガントリ回転に関してはいずれも時計回りと反時計回りの180°の値を先に平均化した後、残りの値と平均することにより算出された。開発したソフトウェアにおける解析値の隣に括弧書きで表記されている数値はDoseLabによる解析値との差分を示す。IEC-X, Y, ZにおけるDoseLabに対する開発したソフトウェアの差の平均値はそれぞれ−0.03 mm, −0.14 mm, −0.12 mmであった。

3. 考 察

放射線治療における光・放射線照射野の検証および患者位置合わせに使用される室内レーザの水平性と鉛直性を含めた位置精度を一度に評価できるカウチ設置型の検証用器具を開発した。本報告では、開発した器具を使用した光照射野および放射線照射野の確認とWinston-Lutz試験の検証手順について報告した。また、これらの試験の画像解析を可能にするソフトウェアを開発し、市販のソフトウェアと解析結果を比較した。

Hwangらは2016年に室内レーザの水平性と鉛直性を含めた位置精度を評価する器具を開発した¹⁰⁾。この器具では、器具表面の罫書線とレーザとを一致させた後に、器具内に配置したフィルムにより照射中心が評価される。一方で、われわれが開発した器具では解析にEPIDを利用して、スキャナによるフィルムの読み取り作業がないため効率性の観点から優れている。また、穴井らは2019年に立方体の各面に1 mmのスリットのある器具を開発した¹¹⁾。この器具では、スリットを通過したレーザが対側面のスリットを通過するかを確認することでレーザの水平

性と鉛直性を評価することができる。また、器具の中心にある直径2 mmの真鍮球はマイクロメータでレーザ中心と画像上の座標中心を一致させた後、市販のソフトウェアを利用することでレーザと照射中心との差を評価することができる。しかし、先行研究はいずれも放射線照射野の位置精度評価には対応しておらず、これには別の器具を利用する必要がある。われわれが開発した器具は光照射野および放射線照射野を検証した後に、室内レーザの水平性と鉛直性を含めた位置精度を一度に評価し、さらにWinston-Lutz試験を実施することもできる。

本報告において、光照射野と放射線照射野、およびWinston-Lutz試験を検証し、開発したソフトウェアにて良好に解析できることを確認した。Fig. 8に室内レーザの調整方法のフローチャートを示す。放射線照射野の検証結果が許容値を超えている場合には、Winston-Lutz試験の照射中心が変位してしまうため、室内レーザを調整する前に、放射線照射野の調整を実施する必要がある。放射線照射野が許容値内であることを確認後にWinston-Lutz試験を実施する。今回の結果では、光照射野と放射線照射野の整合性、ならびに放射線照射野サイズは許容値内であった。また、Winston-Lutz試験結果が一部の条件において許容値である1.0 mmを超えたときには、試験結果からレーザ中心（タングステン球中心）に対する照射野中心の差が減少する方向に器具を移動させてから室内レーザを調整する必要がある。例えば、Fig. 6cのガントリ回転に対するWinston-Lutz試験結果では、180°と270°においてはIEC-Y方向、90°と270°においてはIEC-Z方向におけるレーザ（タングステン球中心）に対する照射中心の差が大

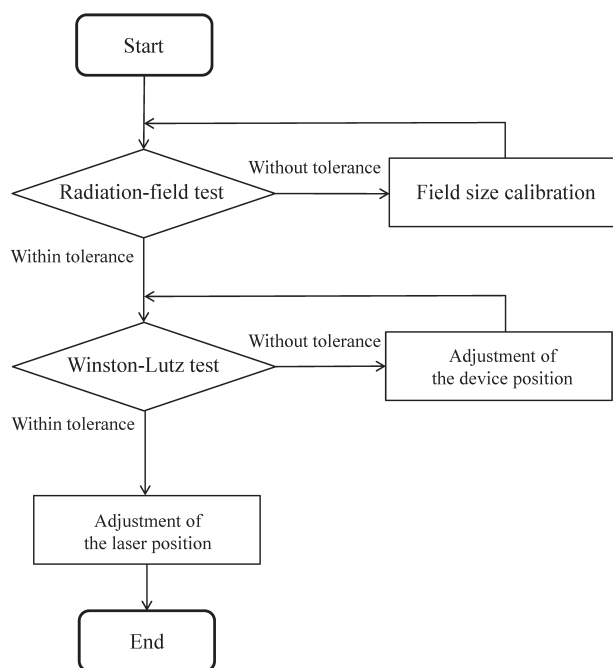


Fig. 8 The flowchart for the in-room-laser adjustment. The Winston-Lutz test is performed after confirming that the verification result of the radiation field is within the tolerance. By referring to this result of the Winston-Lutz test, the device is moved in the direction in which the difference between the center of the radiation field and the center of the laser (center of the tungsten sphere) decreases. The Winston-Lutz test is performed again, and after confirming the difference is within tolerance, the position of the in-room laser is adjusted so as to match the carved line on the surface of the device

きいので、コリメータ、ガントリ、およびカウチのWinston-Lutz試験の結果の平均値（Table 1の最下段）を参照してIEC-Y, Z方向の平均値の逆符号である -0.4 mm と -1.0 mm カウチを移動する。カウチに 1.0 mm 未満の細かな位置調整精度がない場合には、Fig. 3bに示したねじ（adjuster, screw）により調整する。このねじは、1回転あたり 1.0 mm 器具を移動させることが可能である。器具の位置調整後にWinston-Lutz試験を再度実施し、差が許容内であることを確認した後に、器具の表面の罫書線に一致するように室内レーザの位置を調整することで、水平性と鉛直性を含むレーザの精度が保証される（Fig. 7b）。Winston-Lutz試験のための商用の器具およびファントムは、レーザ中心と放射線アイソセンタを一致させることはできるが、レーザの水平性と鉛直性を調整する機能はないことが多い^{12), 13)}。すなわち、レーザの水平性と鉛直性を調整するためには隅出し器や別の器具およびファントムを設置する必要がある。一方で、本器具を用いれば、水平性と鉛直性を含めたレーザ位置の確認から修正までを一連の流れで実施することが可能である。レーザ調整の作業効率

向上に加えて、Winston-Lutz試験結果の正確な反映が可能であると考えられる。

Winston-Lutz試験の検証結果について、市販のソフトウェアであるDoseLabによる解析値と比較した。レーザ中心（タングステン球中心）と照射中心位置の解析方法は2つのソフトウェアで異なっている。DoseLabでは閾値を設定し、EPID画像におけるそれぞれの図形（今回は、タングステン球に対応する円および正方形照射野に対応する四角形）の重心をレーザ中心（タングステン球中心）および照射中心として差が算出される。一方で、われわれが開発したソフトウェアでは、レーザ中心（タングステン球）は円の重心として定義されるが、照射中心は画像の中心線上のIEC-X, Y方向の画素プロファイルをそれぞれ微分して、微分係数がゼロになる2点の midpoint を中心として定義される。この解析方法の差により、Table 1に示すように両者における差が生じた。しかし、その差はほとんどがピクセルサイズ（ 0.22 mm ）程度の差であり、本ソフトウェアの品質管理への適用は問題ないと考えられた。

4. 結 論

放射線治療における光・放射線照射野の検証および患者位置合わせに使用される室内レーザの水平性と鉛直性を含めた位置精度を一度に評価できるカウチ設置型の検証用器具および解析ソフトウェアを開発し、その検証手順を示した。開発したソフトウェアの解析値は他のソフトウェアと比較し同等であった。

本システムの使用は光・放射線照射野の検証から室内レーザの水平性と鉛直性を含めた位置評価および調整までの一連の流れを同一システムにより実施することによりレーザ調整における作業の効率化に大きく貢献するだけでなく、Winston-Lutz試験結果の正確な反映が可能になる。

謝辞

本器具の開発にご助言いただいた愛知県がんセンターならびに名古屋大学医学部附属病院の皆様、DoseLabの解析についてご教示いただいた株式会社バリアンメディカルシステムズ的小林真様に感謝申し上げます。また、写真撮影にご協力いただいた愛知県がんセンター放射線治療部の中山雅詞様に感謝申し上げます。

付記

共著者の村澤哲は、開発した器具およびソフトウェアを製造・販売するMUラボ合同会社に所属する。それ以外の著者に開示すべき利益相反はない。また、本システムの機能の一部を特許出願中（特願2019-59977）である。

参考文献

- 1) González A, Castro I, Martínez JA: A procedure to determine the radiation isocenter size in a linear accelerator. *Med. Phys.* 31: 1489–1493, 2004
- 2) Lutz W, Winston KR, Maleki N: A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 14: 373–381, 1988
- 3) Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al.: Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Med. Phys.* 36: 4197–4212, 2009
- 4) Goitein M: Mechanism to facilitate the fine adjustment of sidelights. *Med. Phys.* 2: 219–220, 1975
- 5) Horwitz NH, Forsaith AL: An instrument for aligning patient-positioning lasers. *Med. Phys.* 5: 164–166, 1978
- 6) Brezovich IA, Jordan S: A device for precision positioning and alignment of room lasers to diminish their contribution to patient setup errors. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 8(4): 45–53, 2007
- 7) Welsh KT, Wlodarczyk RA, Reinstein LE: A new geometric and mechanical verification device for medical LIN-ACs. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 3(2): 154–161, 2002
- 8) IEC 61217, Edition 2.0: Radiotherapy equipment—Coordinates, movements and scales, 2011
- 9) Stephen FK, Jimmy J, Nathan LC: Implementation and evaluation of an end-to-end IGRT test. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 13(5): 46–53, 2012
- 10) Hwang UJ, Jo K, Lim YK, et al.: A new method and device of aligning patient setup lasers in radiation therapy. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 17(1): 49–61, 2016
- 11) Anai S, Mekata M, Murakami S, et al.: A novel tool for the assessment of X-ray beam axis in radiotherapy. 39(Sup. 3): 69, 2019
- 12) Szweda H, Graczyk K, Radomiak D, et al.: Comparison of three different phantoms used for Winston-Lutz test with Artiscan software. *Rep. Pract. Oncol. Radiother.* 225: 351–354, 2020
- 13) Akino Y, Fujiwara M, Mizuno H, et al.: Feasibility of virtual starshot analysis providing submillimeter radiation isocenter accuracy: A long-term multi-institutional analysis. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 20(10): 74–83, 2019

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4部. 臨床研究の概要と今後の展望

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 4. Outline of Clinical Research and Future Prospects

Masahiro ENDO*

Association for Nuclear Technology in Medicine

第4部. 臨床研究の概要と今後の展望

第1部¹⁾で述べたように1994年6月にHIMACにおいて重粒子線治療の臨床研究が開始された。臨床研究は順調に進行し、2003年には重粒子線治療は保険診療に進む前段階として高度先進医療として認められ、照射治療以外の入院費などを社会保険から支払うことが行われるようになった。そして、2016年には骨軟部腫瘍、2018年には頭頸部(非扁平上皮癌)、前立腺癌の治療が保険診療として認められた。また、重粒子線治療施設の建設も相次ぎ、2004年には兵庫県立粒子線医療センター、2010年には群馬大学、2013年には九州国際重粒子線がん治療センター、2015年には神奈川県立がんセンター、2018年には大阪重粒子線センターが治療を開始し、そして2021年には山形大学が治療を開始する予定である。

重粒子線治療患者の増加も著しく、2019年3月末までの総数で22,338人(HIMAC 11,834人、その他の計10,504人)に達している。これらの症例の多くは、HIMACの臨床研究により開発された治療プロトコル(線量分割法など)を用いているため、医療として行ったものも臨床データとして治療成績の解析に利用できる。第4部では、最初に臨床研究の方法を簡単に述べ、次に治療成績の概要を他の方法と比較しながら述べる。また、この連載のまとめとして、基礎分野を含む今後の展望も述べる。

1. 臨床研究(臨床試験)の方法

臨床研究とはヒト(患者もしくは正常人)を被験体として用いる医学研究の総称であり、臨床試験とは新しい治療法などの効果をプロスペクティブ(前向き)に調べる臨床研究である。臨床試験の典型的なものとして、既存薬剤と

新規薬剤の治療効果を比較する試験があげられる。一般に臨床試験は、次の3つのフェーズを段階的に進める。

- フェーズⅠ 安全性の試験(正常人のボランティアが対象)
- フェーズⅡ 有効性の試験(患者が対象)
- フェーズⅢ 他の方法との優劣を比較する試験(患者が対象。比較する2つの群にランダムに割り当てる)

フェーズⅢでは、2つの群の評価値(例えば生存率)に差がある確率が95%以上のとき、2つの群は統計的に有意な差があるとされるが、この統計的な有意差を証明するのは、相当に大変である。例えば、2つの治療法でそれぞれ100名の患者を治療して、生存率が50%と60%となった場合でもこれらの治療法の成績に有意差はなく、50%と65%でようやく有意差があると判定される。

放射線治療では治療に必要な線量の放射線を照射しなければならないため、正常人を対象に安全性だけを調べる純粹のフェーズⅠ試験を行うことは不可能である。新しい治療法の臨床試験は、最初、患者を対象に安全性とともに有効性をも評価するフェーズⅠ/Ⅱとして行われる。重粒子線治療でも臨床試験は患者を対象にそれぞれの部位に対して治療期間、分割数、総線量を定めるフェーズⅠ/Ⅱ試験として開始された。そして、その際、治療期間と分割数を固定して、総線量を増加していく手法がとられた。具体的にはX線治療の実績から推定される治療線量の80%程度から試験を開始し、5~10%ずつ線量を増加していく。それぞれの線量では5名程度を治療して、グレード3(外科的な治療が必要)以上の早期有害事象が1名でも発生した場合、そのすぐ下の線量を治療線量として固定する。そして、次にフェーズⅡとしてその治療期間、分割数、総線量

* 連絡著者(corresponding author) E-mail: endo.masahiro@antm.or.jp

Table 1 Fractionation scheme of heavy Ion therapy²⁾

Tumor	Fraction	Period	Total dose
Head & neck (non-squamous cell carcinoma)	16	4 weeks	57.6–64.0 Gy (RBE)
Lung (stage I)	1	1 day	50.0 Gy (RBE)
Lung (stage II/III)	16	4 weeks	64.0–72.0 Gy (RBE)
Liver (peripheral)	2	2 days	48.0 Gy (RBE)
Liver (porta hepatis)	12	3 weeks	52.8–60.0 Gy (RBE)
Bone and soft tissue	16	4 weeks	57.6–70.4 Gy (RBE)
Prostate	12	3 weeks	51.6 Gy (RBE)
Pancreas	12	3 weeks	52.8–55.2 Gy (RBE)

で治療を行い、治療成績を得る。治療期間と分割数を変更する場合は、フェーズ I/II に戻し、再度、線量増加試験を行う。このようにして、例えば I 期の肺癌では、速中性子線治療で用いられた 18 回/6 週からスタートして、9 回/3 週、4 回/1 週、1 回/1 日に分割数/治療期間が変更された。Table 1 にこのようにして決められた線量分割法の一部を示す。

臨床研究には臨床試験と異なり、レトロスペクティブ（後ろ向き）なものもある。例えば、一般診療などで治療した患者から一定の条件に合うものを抽出して、そのデータから生存率などを求めるものが相当する。あらかじめ条件を決めて患者を割り当てていくプロスペクティブな研究に比べて、条件を後から決めることができるため、バイアスが入りやすくエビデンスレベルは低いとされている。本稿で紹介する治療成績のいくつかは、症例数を増やすためフェーズ I/II とフェーズ II を合わせたデータから解析したレトロスペクティブ研究によるものである。また、臨床研究（臨床試験）のデータは、単一施設のものより多施設で同じ条件で実施したものが、施設によるバイアスが平均化され、よりエビデンスレベルが高いとされる。多施設臨床試験を統括する組織としては、米国の RTOG (Radiation Therapy Oncology Group) や、日本の JCOG (Japan Clinical Oncology Group) などがある。

がんの治療成績は、主に生存率 (survival rate) と照射した部位のがんがその部位で再発しない割合を示す局所制御率 (local control rate: LC) により評価される。ここで、生存率には全生存率 (overall survival rate: OS)、治療後に再発や転移などのない無増悪生存率 (progression-free survival rate: PFS) などいくつかがあり、目的に応じて使用される。生存率は照射開始後 5 年経過した時点で評価する 5 年生存率が基本であるが、治療成績が悪いがんに対しては、開始後 1 年、2 年、3 年で評価する生存率を用いることもある。逆に治療成績が良く、かつ経過の長いがん（前立腺癌と乳癌が典型的）には 10 年での評価も用いられる。生存率以外に生存期間で評価することもあり、この場合、生存期間中央値 (median survival time: MST) が使用される。

生存率や局所制御率の計算には、通常は Kaplan–Meier 法が用いられる。この計算法は例えば生存率を計算する場合、患者の死亡をイベントと考え、イベント間の期間生存率を計算し、その累積により生存率を逐次に求める。この方法では、患者の死亡というイベントが起こるごとに生存率を計算するため時間軸でのサンプルを細かくでき、またがん治療後の追跡で不可避免的に発生する追跡不能例を上手に処理できるため、多くの臨床研究で使われている。Kaplan–Meier 法の詳細については、日本医学物理学会監修の教科書「放射線治療物理学」付録「治療成績の解析」³⁾などを参照されたい。

2. 治療成績の概要

HIMAC での重粒子線治療は、すでに開始後 26 年を経過していて、有望ではないかと考えられるがんがいくつかも見いだされている。しかし、臨床研究のかなりの部分が、フェーズ I/II による線量分割法の確立に割り当てられたこと、競合する他の放射線治療や外科治療もこの間に顕著に進歩したこと、異なる治療モダリティ（例えば放射線と手術）間のフェーズ III 臨床試験（ランダム化比較試験）の実施が困難なことなどの理由により、重粒子線治療の優位が確立したと言い切れる対象は少ない。なお、以下では他治療法とは、主として LC や OS という治療成績を比較していて、治療に伴う有害事象については、ほとんど記述していない。これは重粒子線治療が最も有害事象の少ない治療法であるので、煩雑さを避けるためあえて省略したものである。

2.1 重粒子線治療が他の治療法に比べて有効ながん

2.1.1 頭頸部の非扁平上皮癌

頭頸部の粘膜悪性黒色腫や腺様嚢胞癌など非扁平上皮癌は放射線抵抗性であり、また外科手術は多くの場合、大きな機能と形態の欠損を伴う。一方、重粒子線治療は、高 LET 放射線という特性により放射線抵抗性の腫瘍に対しても良好な治療効果が期待でき、また線量集中度が良いため、頭頸部の重要臓器を避けて、標的にのみ線量を集中することができる。Fig. 1 に悪性黒色腫に対する重粒子線治

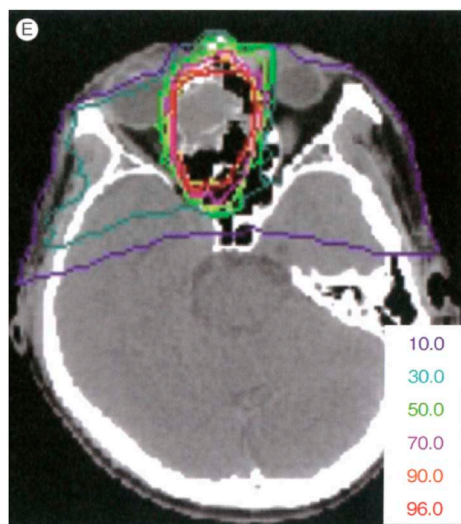


Fig. 1 Heavy ion beam dose distribution of malignant melanoma of the forehead⁵⁾

療の際の線量分布を例として示す。図に示すように眼球や視神経を避けた線量分布が得られている。重粒子線治療は、このようながんの有効な治療手段として期待され、HIMACにおいて精力的に臨床試験が行われた。臨床評価の結果は期待通りであり、局所で進行したこれらの腫瘍に対して、重粒子線治療は有効であり、第一選択の治療法と考えてよい。

HIMACを含む4施設で治療された粘膜悪性黒色腫の患者260例の治療成績をレトロスペクティブに解析したところ、局所制御率(LC)が2年で84%, 5年で72%, 全生存率(OS)が2年で69%, 5年で45%であることが示された⁴⁾。一方、X線治療の成績は、5年のOSが13~18%である。また、陽子線治療の成績は、1年のLCが76%, 3年のOSが46%である。これらから、重粒子線治療はX線治療や陽子線治療より優れていることがいえる。

粘膜悪性黒色腫の重粒子線治療において、LCとOSが乖離するのは遠隔転移が主な要因である。遠隔転移を抑制し、OSを向上するため全身療法として薬剤治療が行われる。上記の260例のうち129例に同時併用の薬剤治療が行われ、2年OSが76%であった。一方、131例では、薬剤治療は行われず、その2年OSは62%であった。この差は統計的に有意であり($p=0.024$)、薬剤治療の併用はOSの向上に有用であることがいえた。今後は、最近、注目を集めている免疫チェックポイント阻害剤との併用が考えられるが、それについては、第3節の今後の展望の中で述べる。

また、腺様嚢胞癌については、1997年から2013年の間にHIMACで治療された患者185例のレトロスペクティブな解析の結果では、5年LCが75%, 5年OSが74%であった⁵⁾。これは、X線治療による5年LC, 5年OSの、それぞれ27~56%, 24~57%を凌駕している。

2.1.2 骨・軟部腫瘍

骨肉腫など骨および筋肉など軟部組織にできる腫瘍は一般に放射線抵抗性であり、四肢以外にできた場合、外科治療は困難なことが多く、予後は良くない。2.1.1と同様に重粒子線の生物効果により良好な治療成績が期待できるため、HIMACにおいて精力的に臨床試験が行われた。臨床評価の結果は期待どおりであり、局所で進行したこれらの腫瘍に対して、重粒子線治療は有効であり、第一選択の治療法と考えてよい。

1996年から2009年の間に放医研で治療された体幹部骨肉腫の患者78例のレトロスペクティブな解析の結果では、2年LC, 5年LCがそれぞれ73%, 62%であり、また2年OS, 5年OSがそれぞれ58%, 33%であった⁶⁾。切除手術がぎりぎり可能と考えられる臨床的腫瘍体積(CTV)が500cm³未満の38例に対しては、5年LC88%, 5年OS46%というより良好な結果が得られた。体幹部骨肉腫の従来の治療成績は切除可能な場合、5年OSは22~44%, 切除不能の場合、0~30%であり、重粒子線治療の成績は従来の方法より優れているといえる。LCとOSが乖離するのは、悪性黒色腫と同様、遠隔転移が主な原因である。遠隔転移の抑制こそ、今後、治療成績を向上させる最重要点というが、それについては、第3節で述べる。

1996年から2013年の間にHIMACで治療された切除不能の仙骨脊索腫の患者188例のレトロスペクティブな解析の結果では、5年のLC, OS, 無増悪生存率(PFS)がそれぞれ77%, 81%, 50%であった⁷⁾。他治療法としては、陽子線治療があり、19例に実施して5年OSが約80%を示した報告などがあるが、症例数が少ないため陽子線治療と重粒子線治療の比較は困難と考えられる。これは、陽子線治療では手術との併用が多く、比較可能な陽子線単独治療は少ないからである。

2.2 罹患数や死亡数の多いがん(コモン・キャンサー)

2.2.1 コモン・キャンサー

2.1で述べたがんは、重粒子線治療の優位性が認められ、第1選択として良いといえる。しかしながら、いずれも罹患数が少ない希少がんである。日本全国で発生する頭頸部の非扁平上皮癌の患者のうち、重粒子線治療の適応となるものは年間500人程度であり、また、骨・軟部腫瘍のうち適応となるものは年間500~1,000人程度と考えられている。

日本でがんに罹患する患者は年間100万人程度と推定されているから、これらの数字はあまりに少ないと言わざるをえない。がん医療の主戦場は、罹患数や死亡数の多いコモン・キャンサーといわれるがんであるが、それらに対して、今までのところ、重粒子線治療がどのように評価されているか見ていこう。

Table 2とTable 3は、日本におけるがん罹患と死亡の

Table 2 Top 5 cancer cases in Japan (2017)

rank	Cancer site	Number
1	colon and rectum	153,193
2	stomach	129,576
3	lung	124,510
4	breast	92,253
5	prostate	91,215

Table 3 Top 5 cancer deaths in Japan (2018)

rank	Cancer site	Number
1	lung	74,328
2	colon and rectum	50,658
3	stomach	44,192
4	pancreas	35,390
5	liver	25,925

トップ5を示している⁸⁾。どちらの表でも大腸（結腸と直腸）、胃、肺のがんが3位までを占める。罹患数では、4位に乳癌、5位に前立腺癌という性に関係したがんが僅差で並ぶ。この2つのがんは、比較的、治りやすいため死亡数のトップ5には含まれていないが、死亡数の7位と8位に同じ順序で並んでいる。また、死亡数では4位は膵癌、5位は肝癌である。この2つのがんは治療が難しいため、死亡数で上位を占めるわりに罹患数が少ないが、罹患数の6位と7位に同じ順序で並んでいる。いずれにしてもTable 2とTable 3に示した7種類のがん（大腸（結腸と直腸）、胃、肺、乳房、前立腺、膵臓、肝臓のがん）が、コモン・キャンサーの代表といってよい。

7種類のがんすべてが、重粒子線治療の対象になっているわけではなく、もともと放射線治療の適応となっていない胃と大腸は対象には含まれていない。ただし、直腸癌が手術後、骨盤内で再発した場合は重粒子線治療の対象となる。また、乳癌は比較的、治療しやすく、HIMACで臨床試験を開始したときには、乳房温存療法などの治療法が好成績をあげていたため、臨床試験の対象とはならなかった。HIMACで臨床試験が精力的に行われたのは、肺癌、肝癌、膵癌、前立腺癌、直腸癌の術後骨盤内再発である。以下これらについて述べる。

2.2.2 肺癌

肺癌はTable 2とTable 3に示すように罹患数で3位、死亡数で1位のがんであり、その治療成績の向上は、がん医療の中できわめて重要な課題といえる。肺癌の2割程度は小細胞肺癌という遠隔転移しやすい癌であり、手術や放射線という局所治療の対象にならない。それ以外の扁平上皮癌や腺癌など8割程度の癌は早期に発見すれば局所治療により完治することが期待できる。しかし、1980年代までは、検診技術が未熟であったため、ほとんどの肺癌は進行した状態で発見され、治療成績もきわめて悪かった。1990年代からのCT検診の導入により、早期の肺癌が見つ

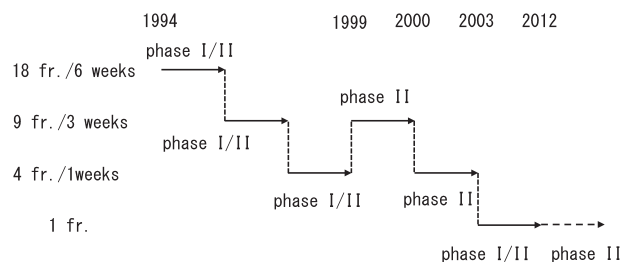


Fig. 2 Process of clinical research on stage I lung cancer

かるようになってきたので、HIMACではI期の肺癌を臨床試験の対象として取り上げた。

Fig. 2にI期肺癌の臨床試験の経過を示す。1994年に始まったフェーズ I/II 試験においては、速中性子線治療で用いられた18回/6週からスタートして、線量増加を行った。最大線量に達すると、分割数/期間を9回/3週に変え、フェーズ I/II 試験を行った。そして、最大線量に達すると、再び分割数/期間を4回/1週に変え、フェーズ I/II 試験を行った。このようにして、3つの分割方法に対して最適線量が得られたが、18回/6週については長い治療期間に見合うメリットがないため、フェーズ II は実施せず、9回/3週と4回/1週のフェーズ II 試験を1999年から2003年にかけて実施した。これらの結果、治療期間をさらに短くしても治療結果に悪い影響はないという感触が得られたので、1回照射によるフェーズ I/II 試験を2003年に開始した。開始の際の投与線量は28 Gy (RBE)であった。なかなか最大線量に達せず、また腫瘍の制御も必ずしも予想どおりではなかったため、想定よりも長期間を要し、ようやく2012年に最大線量50 Gy (RBE)に達して終了した。このように長期間を要したのは、慎重を期すため、それぞれの線量での患者数を多めにしたことも理由の一つである。以下、これらの結果について述べる。

I期肺癌の臨床試験の対象は、高齢などにより手術が困難な患者の肺野末梢に局在するIA期(T1N0M0)およびIB期(T2N0M0)の非小細胞癌である。9回/3週のフェーズ II 試験は、50例51病巣 (T1: 30病巣, T2: 21病巣) に対して行われ、5年LCは96% (T1: 97%, T2: 95%), 5年OSは50% (T1: 55%, T2: 43%)であった⁹⁾。4回/1週のフェーズ II 試験は、79例80病巣 (T1: 42病巣, T2: 38病巣) に対して行われ、5年LCは90% (T1: 98%, T2: 80%), 5年OSは45% (T1: 62%, T2: 25%)であった¹⁰⁾。1回照射については、フェーズ I/II 試験で44 Gy (RBE)以上が処方された84例 (T1: 44例, T2: 40例) に対する5年LCは80% (T1: 88%, T2: 71%), 36 Gy (RBE)以上が処方された151例に対する5年OSは57%であった¹¹⁾。

上記の1回照射の5年LC(80%)は、9回/3週(96%)もしくは4回/1週(90%)と比較すると、良いとはいえない。1回照射で48~50 Gy (RBE)が処方された20例に対する5年LCは95%であり、ようやく9回/3週もしくは4回/1週と

Table 4 Comparison of 5 years local control (LC) rates and overall survival (OS) rates of stage I lung cancer between heavy ion therapy, stereotactic body radiation therapy (SBRT) and surgery

Stage	Method	Heavy Ion		SBRT	Surgery
		9 frs./3 wks.	4 frs./1 wks.		
I A (T1)	pts. number	29 (30*)	41 (42*)	100	5642
	5 yrs. LC rate	97%	98%	85% (3 yrs.)	n/a
	5 yrs. OS rate	55%	62%	43%	77%
I B (T2)	pts. number	21	38	22	3081
	5 yrs. LC rate	95%	80%	73%(operable)	n/a
	5 yrs. OS rate	43%	25%	62%(operable)	60%

*Number of tumors. Abbreviations: yrs. = years, frs. = fractions, wks. = weeks.

同等になり、50 Gyを最適線量としたわけである。フェーズⅡ試験は継続中であり、まだ論文は公表されていないが、ⅠA期、ⅠB期合わせて175例(183病巣)に対して、3年LC、3年OSそれぞれ94%、90%と非常に期待の持てるものである¹²⁾。

光子による体幹部定位放射線治療(stereotactic body radiotherapy: SBRT)の1回照射の線量は35 Gy程度であるので、重粒子線の50 Gy (RBE)という数字は相当に大きいといえる。理由の一つは、第1部¹⁾で述べたようにRBEは3 Gy (RBE)程度の低い線量で決められているが、50 Gy (RBE)では生残率曲線の非線形性により実際のRBEはそれよりも小さくなり、生物効果が小さくなることである。しかし、これによりすべてが説明されるかは著者にはわからない。

一方、Ⅰ期肺癌の治療法としては領域リンパ節切除を含む肺葉切除が標準治療とされ、また手術困難もしくは手術拒否症例に対して、SBRTが推奨されている。ここで、SBRTはHIMACでの治療開始とほぼ同時に行われるようになり、その後、急速に普及した治療法である。SBRTによる手術困難のⅠA期肺癌については、JCOGによる多施設共同臨床試験(JCOG403)があり、それによると100例に対する3年LCが85%、5年OSが43%という結果が得られている¹³⁾。また、ⅠB期については手術可能ではあるが手術を拒否したⅠB期肺癌にSBRTを実施した多施設共同臨床試験があり、22例に対して5年LCが73%、5年OSが62%という結果が得られている¹⁴⁾。Table 4は、これらの結果をまとめたものである。表より、ⅠA期では重粒子線治療がLC、OSともSBRTよりも良い結果を得ていることがわかる。ⅠB期では、対象が手術困難と手術可能に分かれているため、直接の比較はできないが、LCでは重粒子線治療、OSではSBRTが良い結果を得ている。しかしながら、症例数が少なく、またランダム化されていないため、有意な差とはいえない。また、標準治療である手術の5年OSは、ⅠA期77%、ⅠB期60%であり¹⁵⁾、放射線治療より優れている。その理由は、①放射線治療の対象がより高齢であること、②放射線治療では所属リンパ節の潜在的な転移を治療できないことなどと考えられる。後者について

は、手術可能例へ重粒子線治療を拡大するときの課題として対策を検討する必要がある。

Ⅰ期より進行したⅡ期とⅢ期の肺癌については、手術可能なものは肺葉切除やより広範な切除を行う拡大手術により治療するが、進行するほど手術が困難になり、放射線治療やそれに薬剤治療を併用した化学放射線治療を行う割合が増えてくる。X線に比べて肺の正常組織への線量投与が少ない重粒子線はⅡ期とⅢ期の肺癌に対しても有効な治療手段となることが期待され、臨床試験が行われてきた。

1995年から2015年に放医研で治療された手術困難なⅡ期もしくはⅢ期肺癌の患者144例のレトロスペクティブな解析の結果では、2年LC、3年LCがそれぞれ80%、75%であった。また、2年OSは59% (Ⅱ期: 62%、Ⅲ期: 55%)、3年OSは48%であった¹⁶⁾。手術困難なⅡ/Ⅲ期肺癌の根治的な治療としては、3次元原体照射(conformal radiotherapy: CRT)と強力な薬剤治療を同時併用する化学放射線治療を行うことが多い。多施設臨床試験(RTOG0617)によると、Ⅲ期肺癌に対して化学放射線治療の2年OSは58%であり¹⁷⁾、重粒子線治療の成績はこれと同等である。化学放射線治療は、肺炎など重篤な有害事象を起こすことが多く、また免疫システムに対する負担も大きい。一方、重粒子線治療は、重篤な有害事象はほとんど起こらず、免疫システムに対する負担も小さい。したがって、有望とされる肺癌の免疫放射線治療での活用が期待される。

2.2.3 肝癌

肝癌はすでに述べたように罹患数で7位、死亡数で5位のがんである。肝癌の大部分は肝細胞癌であり、多くはウイルス性慢性肝炎などから進行した肝硬変組織を母地として発生する。治療法は初期の場合は、肝臓の部分切除もしくはラジオ波焼灼療法や栓塞療法が行われ、進行してくると肝動注化学療法(transcatheter arterial chemoembolization: TACE)が行われる。局所が治癒しても別の場所から、新たな腫瘍が発生することが多いので、それらを治療しているうちに肝機能が悪くなっていく場合も多く、肝臓移植が行われることもある。上記の肝切除など観血的な局所療法は腫瘍の発生部位により実施が困難な場合があり、そのような場合、粒子線治療やSBRTという放射線治療が

選択される。重粒子線治療は腫瘍以外の肝組織への線量が最も少ない治療法として期待され、臨床試験が行われてきた。

肝細胞癌に対する重粒子線治療は1995年から開始され、フェーズ I/II 試験は15回/5週→12回/3週→8回/2週→4回/1週の順で行われ、安全性と有効性を確かめるとともにそれぞれの分割法の最適線量が決められた。そして、4回/1週でのフェーズ II 試験と並行して、2回/2日のフェーズ I/II 試験が行われ、それにより決められた線量によりフェーズ II 試験が開始され、現在も継続している。

12回/3週、8回/2週、4回/1週でのフェーズ I/II 試験および4回/1週でのフェーズ II 試験で治療された126例（133病巣）をひとまとめとしたレトロスペクティブな解析結果では1年、3年、5年LCはそれぞれ95%、91%、90%であり、1年、3年、5年OSはそれぞれ90%、50%、25%であった。また、4回/1週でのフェーズ II 試験で治療された44例（47病巣）に対する同様な解析結果では、1年、3年、5年LCはそれぞれ98%、96%、92%であり、1年、3年、5年OSはそれぞれ93%、57%、25%であった¹⁸⁾。これらの結果から局所に対する効果は十分良いといえる。しかしながら、上述のように腫瘍は次々と発生することが多いため、OSは経過とともに減少する。2回/2日のフェーズ II 試験については、論文は発表されていないが、途中経過として5年LC、5年OSがそれぞれ90%、50%という結果が得られている¹²⁾。

重粒子線治療と競合する治療法にSBRTなどがある。SBRTは直径3cmより小さい腫瘍に対しては90%程度の3年LCが得られるが、それより腫瘍が大きくなるとLCは悪くなり、直径5cmを超える腫瘍は適応外となる。重粒子線治療には、このような腫瘍サイズによるLCの差はないという利点がある。

2.2.4 前立腺癌

前立腺癌は罹患数で5位、死亡数で8位の癌である。血液検査でPSA値を調べることで、診断できるようになったため、早期に発見されるようになった。局所に留まる前立腺癌の治療法は、手術（開腹、腹腔鏡）、放射線治療（小線源治療、IMRT、粒子線治療）など多彩である。腹腔鏡手術には、ロボット支援により遠隔で行う方法（ダヴィンチ手術）もある。このうち、小線源治療は早期癌（T1, T2）に適応であり、皮膜を越えて広がるT3は適応と

ならない。手術もT3に対しては排尿障害など有害事象が多くなってくる。腫瘍の広がり（T1-T3）、PSA値、組織診スコア（グリソン値）の組み合わせにより、低リスク、中リスク、高リスクに分類する。

HIMACでの治療開始のころには、まだ腹腔鏡手術も普及しておらず、IMRTも始まったばかりであった。このため、当時は、前立腺癌は比較的、治療の難しい癌であったこともあり、重粒子線治療の対象に取り上げられた。

HIMACを含む3施設で2003年から2014年に治療された2157例の治療結果をレトロスペクティブに解析したところ、5年の生化学的無再発生存率(biochemical recurrent-free survival: bRFS)は、低リスク群、中リスク群、高リスク群に対して、それぞれ92%、89%、92%であった。また、5年の原病生存率(cause-specific survival: CSS)は100%、100%、99%ときわめて良好であった¹⁹⁾。ここで、生化学的無再発生存率とは、PSAの再度の上昇がなく生存している患者の全治療患者に対する割合であり、原病生存率とは他病死を除いた生存率である。上記のように局所に留まる前立腺癌の予後は、一般にきわめて良好であり、いかに有害事象とPSA再上昇を減らすことができるかが評価の基準となる。線量分割法として、66 Gy (RBE)/20回/5週、63 Gy (RBE)/20回/5週、57.6 Gy (RBE)/16回/4週、51.6 Gy (RBE)/12回/3週が含まれるが、大部分は後の2つである。ホルモン療法が中リスク群に対しては4～6カ月間、高リスク群に対しては2年間以上併用されている。Table 5は、重粒子線治療、IMRT、陽子線治療のbRFSを比較したものであり、表より高リスク群において重粒子線治療が他の放射線治療に比べて優れていることがいえる。また、重粒子線治療は最も有害事象の少ない治療法である。

2.2.5 膀胱癌

膀胱癌は罹患数で6位、死亡数で4位の癌である。早期発見が困難であり、周辺臓器に浸潤した遠隔転移も多いため、きわめて予後が不良であり、膀胱癌全体の5年生存率は10%に達していない。手術が可能な症例（I/II期）は全体の35%程度であり、手術が困難であるが遠隔転移のない症例（III期）は、全体の15%弱である。III期膀胱癌の治療は化学放射線治療が主であったが、治療成績は悪かった。重粒子線の線量集中性と生物効果を利用することにより、治療成績を向上させることを期待して、HIMACでは

Table 5 Comparison of biochemical recurrent-free survival (bRFS) rate between heavy ion therapy, IMRT and proton therapy

		Low-risk	Intermediate-risk	High-risk	Pts. number
Heavy ion	5 years	92%	89%	92%	2157
	10 years	77	70	79	
IMRT	5 years	80	67	71	1051
	10 years	63	48	43	
Proton	5 years	99	99	76	211

2007年より膀胱癌の臨床試験を開始した。

膀胱は周囲に胃や十二指腸という放射線感受性が高く、容易に移動する臓器があるため、X線撮影を用いる現在の位置決め法では、十分な線量を安全に投与することが難しいことが予測された。そのため、Ⅲ期膀胱癌を対象に同時併用の化学放射線治療を行うこととし、2007～2012年に実施されたフェーズⅠ/Ⅱ試験においては薬剤用量および線量の2段階の増強を行った。すなわち、第一段階では重粒子線の投与線量を43.2 Gy (RBE)/12回/3週に固定し、ゲムシタビンの用量を400mg/m²/1回×1回/1週×3週（1週1回400mg/m²の用量を3週投与する）から1000mg/m²/1回×1回/1週×3週まで変化させ、第二段階では用量を1000mg/m²/1回×1回/1週×3週に保ったまま、投与線量を55.2 Gy (RBE)/12回/3週まで変化させ、薬剤用量および線量の最適値を決めた²⁰⁾。

HIMACを含む3施設で2012～2014年に治療された72例の治療結果をレトロスペクティブに解析したところ、1年OSは73%、2年OSは46%、生存期間中央値(MST)は21.5月という結果が得られた²¹⁾。Ⅲ期膀胱癌に対する比較可能な治療成績には、IMRTを用いた化学放射線治療があるが、その2年OSは30～36%、MSTは14.8～17.8月であり、重粒子線治療が優れていることがいえる。

上記の3施設の治療患者は2つの線量分割群、52.8 Gy (RBE)/12回/3週（20例）と55.2 Gy (RBE)/12回/3週（52例）により構成されており、そのMSTはそれぞれ13.4月と26.2月であった。これにより線量を増加することによりMSTが延長することが示されたといえ、さらに線量を増加する必要性も示唆されている。しかし、そのためには安全により大きな線量を投与する照射法の開発が必要であり、例えばスパーサーによる腫瘍と消化管の分離、X線以外のイメージングモダリティ（MRIが有力候補）による位置決めや照射中モニタリングの導入などが検討されるべきであろう。

2.2.6 直腸癌の術後骨盤内再発

大腸癌はTable 2に示すように罹患数第1位のがんである。直腸癌は、そのうち約1/3を占める。直腸癌の標準治療は、遠隔転移のない場合（全体の約80%）は手術であるが、手術例の約10%で骨盤内に再発する。この場合、再手術となるが、治療が困難なことが多く、また予後は必ずしも良くない。

HIMACでは直腸癌術後骨盤内再発に対して2001年から重粒子線治療のフェーズⅠ/Ⅱ臨床試験を開始し、安全性・有効性が確認された後、2003年からは先進医療としてフェーズⅡ試験を施行している。73.6 Gy (RBE)/16回で照射された151例の3年LC、5年LCはそれぞれ91%、88%であり、3年OS、5年OSはそれぞれ78%、59%であった。手術治療では治癒切除例の5年生存率が30～40%であり、重粒子線治療の成績は手術療法の成績に匹敵するも

のであった。さらにこの試験の対象症例の大部分が切除不能例であることを考慮すると、きわめて良好な成績といえる²²⁾。

2.2.7 まとめ

2.2で述べたコモン・キャンサーに対する重粒子線治療の評価を箇条書きでまとめる。各行末尾の括弧内は、がん統計などから求めた国内で1年間に発生する対象患者の推定数である。手術困難の割合などを仮定しているため、精度が良くない大雑把な数字であることを理解していただきたい。

- ・手術困難なⅠ期非小細胞肺癌に対してはSBRTを超える成績を示しているため、今後、第一選択の治療法として位置付けられる可能性がある。（対象患者数4,100）
- ・手術困難なⅡ～Ⅲ期非小細胞肺癌に対しては化学放射線治療と同等の治療成績であり、重大な有害事象ははるかに少ない。また、免疫治療との親和性も化学放射線治療より良いと推測されるので、今後、免疫チェックポイント阻害剤を併用した免疫放射線治療により生存率の大幅な向上が期待される。（対象患者数9,600）
- ・手術など観血的な治療が困難であり、かつSBRTでも治療困難な5cm直径を超える肝癌の第一選択の局所治療法として位置付けられる可能性がある。（対象患者数4,000）
- ・高リスク前立腺癌に対しては、生化学的無再発生存率(bRFS)が最も高く、かつ有害事象が最も少ないため、今後、第一選択の治療法として位置付けられる可能性がある。（対象患者数25,000）
- ・局所に限局した進行膀胱癌（Ⅲ期膀胱癌）に対して、重粒子線を用いた化学放射線治療は、IMRTなどを併用したものに比して生存率などで優れている。したがって、現状でも第一選択の治療法として位置付けられる可能性があるが、線量増加により局所制御率や生存率の向上が見込まれるため、安全に線量増加を行う方法の開発に注力する必要がある。（対象患者数5,400）
- ・直腸癌の術後骨盤内再発に対して、重粒子線治療は切除手術に匹敵する生存率を示し、また侵襲のより少ない治療法であるので、今後、第一選択の治療法として位置付けられる可能性がある。（対象患者数4,200）

以上のようにコモン・キャンサーに対しても重粒子線治療は大きな可能性を示していることがわかる。しかし、上記の可能性を現実のものとするには、現時点では圧倒的に臨床試験が不足していると言わざるをえない。この稿で述べた臨床研究のデータの多くはHIMAC単独のものやレトロスペクティブな研究結果であり、多施設の前向き臨床試験の結果ではない。これは、HIMAC以外の重粒子線治療装置が稼働したのは比較的、最近のことであり、またHIMACでの研究も最適な線量分割を決めるフェーズⅠ/Ⅱ試験にその研究資源の多くを費やしたからである。現

在、重粒子線治療施設はJ-CROS (Japan Carbon-ion Radiation Oncology Study Group)を形成し、先進医療B（厳密な臨床試験として行う先進医療）として、I期非小細胞肺癌、肝癌、局所進行膀胱癌、直腸癌術後再発の多施設臨床試験を行っている。また、高リスク前立腺癌の臨床試験は当初、先進医療Bとして行われたが、保険診療への移行により保険診療下での臨床試験として継続されている。これら5つのがんは、上記で「重粒子線治療が第一選択の治療法として位置付けられる可能性がある」と記したものである。今後、この臨床試験によりその可能性が確認され、他治療と比較するフェーズⅢ試験に進むことを期待したい。

3. 今後の展望

以上、第1-3部^{1), 23), 24)}および第4部の第1-2節において、前史を含めて50年近くにおよぶHIMACの建設とそれによる研究開発について述べてきた。しかし、なおHIMACをめぐるストーリーは完結せず、次の時代に向かって開かれている。次の時代の主な研究開発課題は、著者の見るところ以下の3つである。

- ①HIMACを小型化した普及型装置により、重粒子線治療がある程度一般的なものとなったが、まだ十分ではない。次は、市中の病院にも設置可能な超小型治療装置の開発であり、これにより重粒子線治療装置をより低コストかつより医療側の要求に適合したものとする。
- ②最近、従来から行われてきた線量分布の最適化に加え、線質分布（LETもしくは比エネルギー z の分布）の最適化が提案されている。難治性がんの治療効果をあげ、治療成績のさらなる向上をめざすため、線量分布と線質分布の同時最適化が可能な方法を開発する。
- ③放射線治療は手術と同様に局所治療であり、遠隔転移を防ぐことができない。重粒子線治療も放射線治療の一つであり、すでに第4部の第1-2節で述べたようにLCとOSが乖離するなど遠隔転移により治療成績に限界が生じている。手術や放射線治療という局所治療の限界を超えるものとして、最近、免疫チェックポイント阻害剤による免疫治療が注目されている。重粒子線治療は、この免疫治療と組み合わせる最も良い局所治療と考えられるので、今後、大幅な生存率の向上をめざして免疫重粒子線治療の研究を行う。

ここで、①、②については、それらの実現をめざす次世代の重粒子線治療装置と利用技術について、放射線医学総合研究所の後継組織である量子技術研究開発機構（量研機構）が、量子メスと名付けてその開発に取り組んでいるので、その現状を紹介したい。

3.1 装置の小型化

装置小型化に向けては、超伝導電磁石技術とレーザー駆動イオン加速技術を用いて、それぞれ現行のシンクロトロ

ン（直径20m程度）と入射器（長さ15m程度）を小型化することが進められている。

レーザー駆動イオン加速とは、ピーク出力がPW級のレーザーパルスを薄膜上に集光した際に、薄膜の裏面に生じるプラズマの強力な電荷分離状態により、薄膜裏面に存在する原子を一気に多価に電離すると同時にイオンを加速するものである。この場合、イオンの発生と加速は薄膜裏面で、ほとんど同時に引き起こされるため、入射器に必要なエネルギーまでの加速に要する長さはほとんど無視できる。入射器の大きさを決めるのは、レーザー装置や集光チャンバーなど周辺装置である。量研機構の関西光科学研究所は高強度極短パルスレーザーを用いたレーザー駆動イオン加速の研究についての蓄積があり、レーザー駆動イオン加速器の実用化に向けた研究に取り組んでいる。すでに炭素イオンを核子あたり10 MeV以上まで加速するなど、入射器として十分なポテンシャルを持つことを示すことには成功しているが、原理的に新しい方法であるため、実用化まではまだ時間がかかりそうである。

一方のシンクロトロンに関しては、現在磁場が1.5 T程度にとどまっている電磁石を超伝導化することにより4 Tまで増加させ、加速器のサイズを大幅に小型化することが計画されている。第3部で述べた超伝導回転ガントリーでは、液体ヘリウムを用いず小型冷凍機だけで冷却する方式の超伝導電磁石を使用している。この運用経験にもとづいて、シンクロトロン向けの超伝導電磁石の開発が進められている²⁵⁾。特に加速時間の短縮化のために、磁場変化時間を10秒以下にする必要があり、超伝導線材の交流損失の低減に努めるとともに、超伝導電磁石構造の最適化が重要な課題となっている。Fig. 3にこの超伝導電磁石を使用したシンクロトロンのレイアウトを示す。平均直径は7mであり、従来の普及型の約1/3（面積では約1/10）まで小型化している²⁶⁾。装置の小型化は、おそらく①設計が進

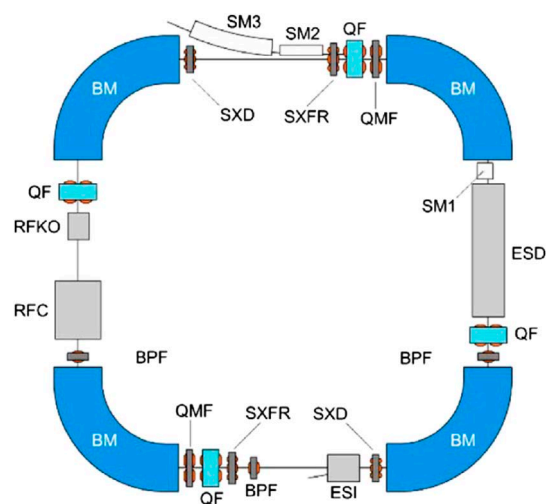


Fig. 3 Heavy-ion radiotherapy synchrotron with superconducting magnets²⁷⁾

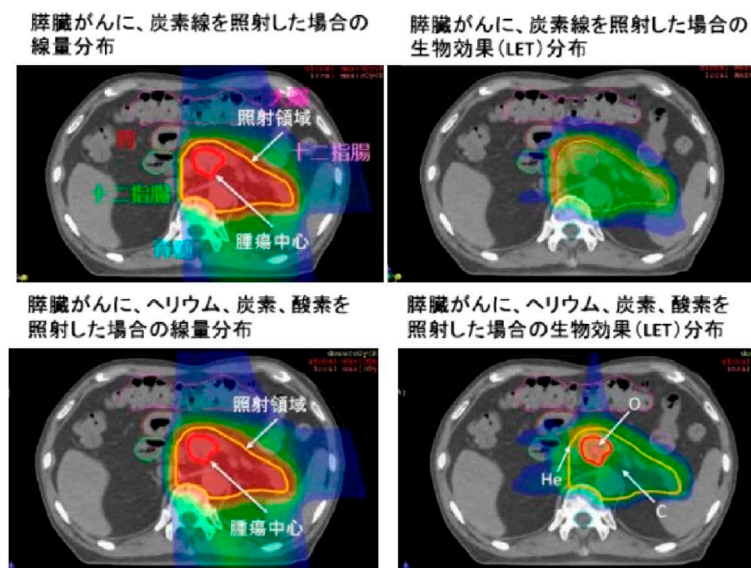


Fig. 4 Dose and LET distribution with carbon-ion irradiation to pancreatic cancer (upper). Dose and LET distribution with He, C, O-ion irradiation (lower)²⁷⁾

んでいる超伝導シンクロトロンと現行方式の入射器の組み合わせ、②レーザー駆動イオン加速方式の導入という2段階を経ることになり、今後、10～15年程度の歳月を要するものと著者は考えている。

装置の小型化とともにIGRTなど患者回りの改良にも努める必要がある。重粒子線治療装置の患者回りは、第3部²⁴⁾の第5節で述べたマーカーレス腫瘍追跡など一部に現在の水準を越えた技術も導入されているが、装置が大型で小回りが利かなかったこともあり、光子線治療技術の最前線と比較すると十分ではない点がある。光子線治療は、現在、標的や重要臓器の日々（さらにはリアルタイム）の位置と形態の変化に合わせて照射を行う適応放射線治療(adaptive radiotherapy)に向かっている。そして、イメージング機器としてX線装置だけではなく、MRI装置を治療装置に搭載したもの（むしろMRI装置に加速管を搭載したという方が適切）も出現している。第2節の肺癌においても述べたが、肺癌や胆管癌など腹部臓器の治療には、このような装置が必要になると考えられる。

3.2 線質分布の最適化

がんの放射線治療において、低酸素環境下のがん細胞は放射線抵抗性を示す。低酸素細胞に対する放射線の効果はLETに強く依存することも知られていて、重粒子線治療を開始する一つの指導原理となった。同じ生物線量であってもLET45 keV/μmの放射線と、LET100 keV/μmの放射線では、低酸素細胞に対する致死効果が約2倍異なっている。炭素線は、X線や陽子線に比べると、LETが高い放射線ではあるが、Fig. 4（上）に示す腫瘍に対して、炭素線だけを照射した場合には、腫瘍中心のLETは45 keV/μm程度にしかない。線量分布だけでなく、LET分布を

低酸素など腫瘍の状態に合わせて最適化することで、腫瘍制御の割合が向上すると考えられており、その一つの手段は複数のイオンをミックスして照射するマルチオン照射技術である²⁸⁾。Fig. 4（下）に示すように、腫瘍中心に酸素を照射し、それ以外を炭素とヘリウムで照射した場合、腫瘍中心のLETは100 keV/μmまで増加させることができる。これにより、低酸素細胞に対しては、単に線量を倍にしたのと同じ効果を出すことができる。このように、線量だけでなく、LET（生物効果）を積極的に最適化することにより、単に線量を増加させるよりもはるかに効果的に、低酸素状態などの放射線抵抗性のがん領域に対する治療効果の向上が期待できる。マルチオン照射を実現するためには、低酸素状態などのイメージング技術、生物効果を最適化できる治療計画装置の開発、マルチオンの生成・加速技術の確立、マルチオンに関する臨床・生物研究など多面的な研究開発が必要となり、まさに新しいプロジェクトが必要となるが、これにより高LET放射線の真のメリットを享受できることになろう。

3.3 免疫重粒子線治療

すでに述べたように重粒子線治療も局所治療の一つとして、遠隔転移には無力であり、局所制御は必ずしも治癒に結び付かない。転移を抑制する全身療法として薬剤治療が古くから行われてきた。そして、作用メカニズムがよりがんの本質に基づく分子標的薬などが近年になり出現したことに伴い、治療成績に一定の改善が見られるようになってきたが、なお十分とは言えない。

一方、生体の防御機能を利用する免疫治療は古くからがんの全身療法として期待されてきたが、様々な試みにもかかわらず、ごく最近まで十分な成果をあげることができな

かった。これは正常細胞には誤って免疫細胞に攻撃されない目印があり、免疫細胞はこれを認識して正常細胞を攻撃しないのであるが、がん細胞はこの仕組みを利用して免疫細胞の攻撃から逃れていたからである。

Fig. 5はがん細胞が免疫細胞の攻撃から逃れる仕組みを示したものである。がん細胞は、免疫細胞からの攻撃を逃れるためにPD-L1というタンパク質を出し、これが免疫細胞のPD-1に結合すると、免疫細胞の働きが抑制される。ここで、PD-L1は正常細胞でも出していることが知られている。免疫細胞によるがん細胞の攻撃を継続させるためには、PD-1とPD-L1を結合させないようにすればよく、これには、抗PD-1抗体もしくは抗PD-L1抗体を使用する。ここで、抗PD-1抗体は免疫細胞のPD-1に結合し、PD-L1との結合を阻害し、また、抗PD-L1抗体は、がん細胞が出すPD-L1に結合し、PD-1との結合を阻害する。したがって、このような抗体を薬剤として投与することにより免疫を活性化させ、がんを治療するのである。このようながんによる免疫抑制の解明とそれを阻害する抗体（免疫抑制阻害剤もしくは免疫チェックポイント阻害剤）の開発により本庶佑に2018年のノーベル医学・生理学賞が授与されている。なお、このようなタンパク質はPD-1以外にもあるが、ここではPD-1についてのみ述べている

免疫チェックポイント阻害剤 (immune checkpoint Inhibitor: ICI) は、一連の治療で十分な効果が得られなかつ

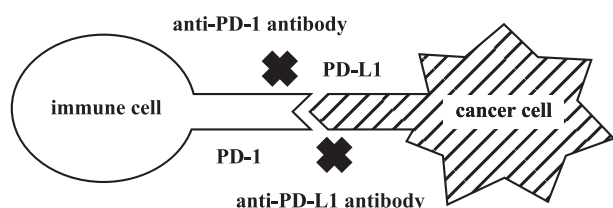


Fig. 5 Mechanism of action of immune checkpoint inhibitor

た進行した肺癌などに使用されOSの向上などが得られたことにより大変な注目を浴び、一部の疾患に対して保険収載されるとともに、現在、多くの臨床試験が行われている。

放射線治療に関するものとしては、手術不能のⅢ期非小細胞肺癌の化学放射線治療後に抗PD-L1抗体の一種であるdurvalumabを投与した群とプラセボを投与した群を比較した試験（Pacific試験）が有名である。この試験では、Fig. 6に示すようにdurvalumabを投与した群で11.2カ月の無増悪生存期間改善を示した²⁹⁾。この結果は以下のように解釈されている。すなわち、腫瘍に放射線が照射されると、腫瘍細胞のDNA損傷に起因する様々な反応の結果、抗原性が高まり、免疫細胞からの攻撃を受けやすくなる。しかしながら、腫瘍細胞はPD-L1のようなタンパク質を産出して免疫細胞からの攻撃を抑制する。このような状態においてICIを投与すると、それによりPD-L1などの作用が阻害されるため、腫瘍細胞が破壊される。また、放射線治療の弱点といえる遠隔転移については、昔から頻度は少ないが放射線治療において遠隔転移など照射部位ではない部分の腫瘍も縮小するアブスコパル（遠達）効果というものがあることがわかっていた。これは腫瘍への放射線照射により活性化した免疫細胞が転移したがん細胞を攻撃することにより起こるとされている。ICIの投与により、アブスコパル効果が増強され、巨視的な転移の縮小だけではなく、潜在的な転移も抑制されることが推定できる。このような過程により、放射線治療にICI投与を併用すると、免疫細胞により転移を含む残余の腫瘍細胞が破壊され、治療成績が向上すると考えられている。

しかし、放射線照射には免疫抑制効果もある。免疫の主役であるリンパ球は、放射線感受性が高く、治療照射により免疫細胞が影響を受ける可能性がある。正常組織への投与線量の少ない重粒子線治療は、このような免疫細胞への影響を最小にすると考えられる。また、局所の治療効果の

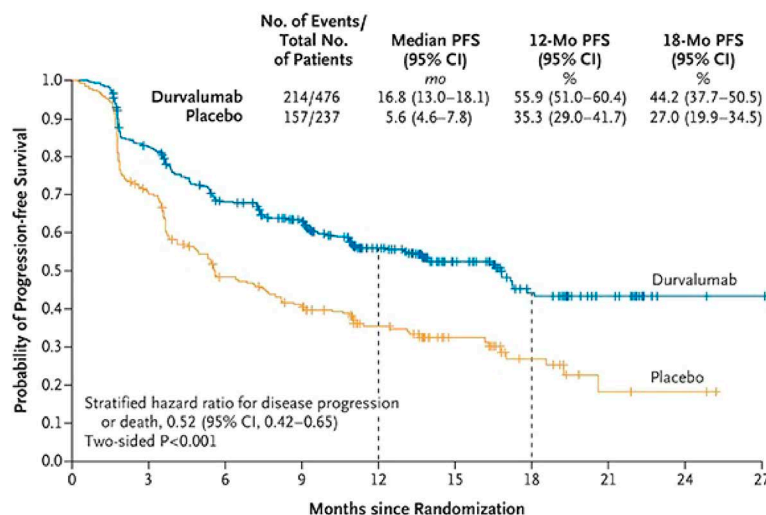


Fig. 6 Progression-free survival curves of durvalumab administration group and placebo group²⁹⁾

大きいほうが、免疫治療を組み合わせた場合でも治癒に至る可能性が高いと考えられるので、LCの大きい重粒子線治療は有利であろう。したがって、重粒子線は免疫治療と組み合わせる放射線治療として最良のものと考えられる。免疫重粒子線治療の対象はいくつかあろうが、著者は手術不能のⅡ－Ⅲ期非小細胞肺癌などが良い対象になると考えている。ちょうど、Pacific試験の化学放射線治療を重粒子線治療で置き換える形となるが、強力な薬剤を用いる化学放射線治療に比して、免疫抑制の効果はずっと少ないはずである。また、遠隔転移が生存率を決めている頭頸部の粘膜悪性黒色腫や体幹部骨肉腫も良い対象になると考えられる。

Pacific試験の結果の発表を契機として、現在、重粒子線を含む放射線とICIの併用療法の臨床試験が盛んに行われるようになった。これらの臨床試験の多くは製薬会社との共同研究であり、費用は全面的に製薬会社が負担しているため、現在までのところ、詳細な報告は公表されていない。結果の発表まで、まだしばらく日時を要するが、その発表が待たれてならない。

おわりに

HIMACの建設とその後の発展について、建設前史から現在まで、50年近くの経緯を4回に分けて連載した。この間の多くの技術的発展と臨床的な経験の蓄積により、重粒子線治療について多くのことがわかり、重粒子線治療はずっとは身近なものとなった。また、究極の目標である「がんの征圧」には少しではあるが近づいたと考えている。しかし、HIMACに関するストーリーは50年かけても完結せず、次の時代に向かって開かれている。おそらく、それを記録するにはさらに多くのページが必要になろう。そのページを記録することは、現在、第一線で取り組んでいる方に託して、ここで筆を置くことにする。

連載を終えるにあたり、以下の皆様に深く感謝いたします。

このような執筆の機会を与えていただいた日本医学物理学学会会長福田茂一博士、同編集委員長長谷川智之博士、同教育委員長小澤修一博士。原稿を確認し、誤りや読みにくい点をご指摘いただいた九州大学納富昭弘博士、順天堂大学杉本聡博士。第3部の執筆内容の大部分は、著者が放医研を退職してからに関するものであり、文献に記載されていない事実関係についてご教示いただいた量研機構放医研の兼松伸幸博士、森慎一郎博士。第3部第4章、治療計画に関して、内容に誤りがないか確認いただいた量研機構放医研の稲庭拓博士。

参考文献

- 1) 遠藤真広：重粒子線治療装置HIMACの建設とそのもたらした

- たもの—医学物理学の観点から—第1部。治療開始まで(1975～1994)。医学物理40: 51-67, 2020
- 2) 日本放射線腫瘍学会：粒子線治療について。 http://jastro.or.jp/medicalpersonnel/particle_beam/2018/03/post-10.html. (accessed Nov 10, 2020)
- 3) 稲邑清也：治療成績の解析。荒木不次男編著，放射線治療物理学。297-314, 2016, 国際文献社，東京
- 4) Koto M, Demizu Y, Saitoh JI, et al.: Japan Carbon-ion Radiation Oncology Study Group, Multicenter study of carbon-ion radiation therapy for mucosal melanoma of the head and neck: Subanalysis of the Japan Carbon-ion Radiation Oncology Study Group study. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 97: 1054-1060, 2017
- 5) 小藤昌志：最新の重粒子線がん治療の成果—頭頸部癌—。医学のあゆみ252: 217-221, 2015
- 6) Matsunobu A, Imai R, Kamada T, et al.: Impact of carbon ion radiotherapy for unresectable osteosarcoma of the trunk. *Cancer* 118: 4555-4563, 2012
- 7) Imai R, Kamada T, Araki N, et al.: Working Group for Bone and Soft Tissue Sarcomas, Carbon ion radiation therapy for unresectable sacral chordoma: An analysis of 188 cases. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 295: 322-327, 2016
- 8) 国立がんセンターがん情報サービス：がんに関する統計データのダウンロード。 https://ganjoho.jp/reg_stat/statistics/dl/index.html. (accessed Aug 18, 2020)
- 9) Miyamoto T, Baba M, Yamamoto N, et al.: Curative treatment of stage I non-small-cell lung cancer with carbon ion beams using a hypo-fractionated regimen. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 67: 750-758, 2007
- 10) Miyamoto T, Baba M, Sugane T, et al.: Carbon ion radiotherapy for stage I non-small cell lung cancer using a regimen of four fractions during 1 week. *J. Thorac. Oncol.* 2: 916-926, 2007
- 11) Yamamoto N, Miyamoto T, Nakajima M, et al.: A dose escalation clinical trial of single-fraction carbon ion radiotherapy for peripheral stage I non-small cell lung cancer. *J. Thorac. Oncol.* 12: 673-680, 2017
- 12) 山田 滋, 山本直敬, 小藤昌司, 他：重粒子線治療の現状—重粒子線治療の最新の治療成績と展望—。RADIOIS-TOPEs 68: 395-402, 2018
- 13) Nagata Y, Hiraoka M, Shibata T, et al.: A prospective trial of stereotactic body radiation therapy for both operable and inoperable T1N0M0 non-small cell lung cancer: Japan Clinical Oncology Group Study JCOG0403. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 93: 989-996, 2015
- 14) Onishi H, Shirato H, Nagata Y, et al.: Stereotactic body radiotherapy (SBRT) for operable stage I non-small cell lung cancer: Can SBRT be comparable to surgery? *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 81: 1352-1358, 2011
- 15) Asamura H, Goya T, Koshiishi Y, et al.: A Japanese lung cancer registry study: Prognosis of 13,010 resected lung cancer. *J. Thorac. Oncol.* 3: 46-52, 2008
- 16) Hayashi K, Yamamoto N, Nakajima M, et al.: Clinical outcomes of carbon-ion radiotherapy for locally advanced non-small-cell lung cancer. *Cancer Sci.* 110: 734-741, 2019
- 17) Bradley JD, Paulus R, Komaki R, et al. Standard-dose versus high-dose conformal radiotherapy with concurrent and consolidation carboplatin plus paclitaxel with or without cetuximab for patients with stage IIIA or IIIB non-small-cell lung cancer (RTOG0617): A randomised, two-by-two factorial p. *Lancet. Oncol.* 162: 187-199, 2015

- 18) Kasuya, G, Kato, H, Yasuda, S, et al.: Liver Cancer Working Group, Progressive hypofractionated carbon-ion radiotherapy for hepatocellular carcinoma. *Cancer* 123: 3955–3965, 2017
- 19) Nomiya T, Tsuji H, Kawamura H, et al.: A multi-institutional analysis of prospective studies of carbon ion radiotherapy for prostate cancer: A report from the Japan Carbon Ion Radiation Oncology Study Group. *Radiother. Oncol.* 121: 288–293, 2016
- 20) Shinoto M, Yamada S, Terashima K, et al. Carbon ion radiation therapy with concurrent gemcitabine for patients with locally advanced pancreatic cancer. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 95: 498–504, 2016
- 21) Kawashiro S, Yamada S, Okamoto M, et al.: Multi-institutional study of carbon-ion radiotherapy for locally advanced pancreatic cancer: Japan Carbon-ion Radiation Oncology Study Group. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 101: 1212–1221, 2018
- 22) Yamada S, Kamada T, Ebner DK, et al.; Working Group on Locally Recurrent Rectal Cancer, Carbon-ion radiation therapy for pelvic recurrence of rectal cancer. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 96: 93–101, 2016
- 23) 遠藤真広：重粒子線治療装置HIMACの建設とそのもたらした—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）. *医学物理* 40: 97–105, 2020
- 24) 遠藤真広：重粒子線治療装置HIMACの建設とそのもたらした—医学物理学の観点から—第3部. スキャニング照射の開発と新治療棟の建設（2006～）. *医学物理* 40: 126–138, 2020
- 25) 高山茂貴, 折笠朝文, 吉行 健, 他：重粒子線治療装置のためのシンクロトン用超電導電磁石の開発. *Proceedings of the 15th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan, Nagaoka, Japan, Aug. 8–10, 2018*
- 26) 水島康太, 阿部康志, 稲庭 拓, 他：重粒子線治療用超伝導シンクロトロン設計. *Proceedings of the 14th Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan, Sapporo, Japan, Aug. 1–3, 1243–1245, 2017*
- 27) 白井敏之, 古川卓司, 岩田佳之：2.2.3次世代治療装置の研究開発—重粒子線治療の高度化を目指して—, *RADIOISOTOPES* 68: 197–206, 2019
- 28) Inaniwa T, Kanematsu N, Noda K, et al.: Treatment planning of intensity modulated composite particle therapy with dose and linear energy transfer optimization. *Phys. Med. Biol.* 62: 5180–5197, 2017
- 29) Antonia SJ, Villegas A, Daniel D, et al.: Durvalumab after chemoradiotherapy in stage III non-small-cell lung cancer. *N. Engl. J. Med.* 377: 1919–1929, 2017

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。

解説

〈連載：QA/QC委員会企画〉

骨転移SBRTのQA

中島祐二郎^{*1}, 伊藤 慶²¹東京都立駒込病院放射線物理室²東京都立駒込病院放射線診療科治療部門

Quality Assurance of Bone SBRT

Yujiro NAKAJIMA^{*1}, Kei ITO²¹ Division of Radiation Physic, Tokyo Metropolitan Cancer and Infectious Diseases Center Komagome Hospital² Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, Tokyo Metropolitan Cancer and Infectious Diseases Center Komagome Hospital

Stereotactic body radiation therapy (SBRT) is a high-precision radiation therapy technique that enables to deliver a high ablative biological dose in 1 to 5 high dose-fractions despite sparing the high dose of adjacent organs at risk. SBRT has emerged as an alternative to conventional radiation therapy for spinal metastases and has been applied to patients with non-spine bone metastases as well. Since bone SBRT is the technique of high biologically effective dose to the local lesion, quality assurance (QA) of the entire treatment process is an essential for performing SBRT. This report provides QA procedures for performing bone SBRT.

Keywords: stereotactic body radiation therapy (SBRT), spine, bone metastases, quality assurance, oncology

1. 骨SBRTの現況

体幹部定位放射線治療 (stereotactic body radiation therapy; SBRT) は肺・肝腫瘍に広く用いられてきたが、2020年4月の診療報酬改訂で脊椎転移に対しても保険適応となり、今後、本邦の日常臨床にも広く普及していくことが予想される。脊椎SBRTは線量集中性を高めることで、脊髄などのリスク臓器を避け、腫瘍への高線量投与を可能とした。その結果、高い疼痛緩和効果¹⁾や長期的な腫瘍制御²⁾、放射線抵抗性腫瘍への高い奏効割合²⁾、安全な再照射³⁾など臨床的利点を示唆する報告が続々と出されている。特に疼痛緩和効果については、SC.24という通常照射との比較試験結果が2020年に発表され、3か月後の疼痛消失割合でSBRTの優越性が証明された (35% vs. 14%)¹⁾。これをもってSBRTは有痛性脊椎転移に対する標準治療の一つと言える。

骨転移にSBRTを行う際、脊髄は重要なリスク臓器となるため、脊髄の有無という観点から、骨転移は「脊椎」「非脊椎骨」に大別される。非脊椎骨転移に対するSBRTは保険治療となっていないが、オリゴ転移が2020年4月より保険適応として認められたことで、非脊椎骨のオリゴ転移にSBRTを行う機会は増えている。SABR-COMET試験は5個以下のオリゴ転移に対して、全身療法などの標準治療にSBRTの上乗せ効果をみた第二相比較試験で、SBRTによる全生存期間の延長を示した⁴⁾。小規模な試験では

あったものの、これを受けて各ガイドラインでオリゴ骨転移へのSBRTが奨められており、日常臨床では標準的にこれが行われている。

国外では本邦に先んじて骨SBRTが実施されてきた (例えば米国からは2007年に500症例の脊椎SBRTの臨床成績が報告された²⁾)。国内では東京都立駒込病院では2013年に骨転移SBRTを開始し、年150例、計500例以上にこの治療を施行し、臨床成績を報告している⁵⁻⁸⁾。照射件数は右肩上がりであり、骨SBRTの潜在的な需要の大きさがうかがえる (図1)。加えて、有効性の高さや安全性も周知され、近年では各科主治医からのリクエストも増加傾向にある。社会的にも医学的にも大変注目度の高い治療法と言える。

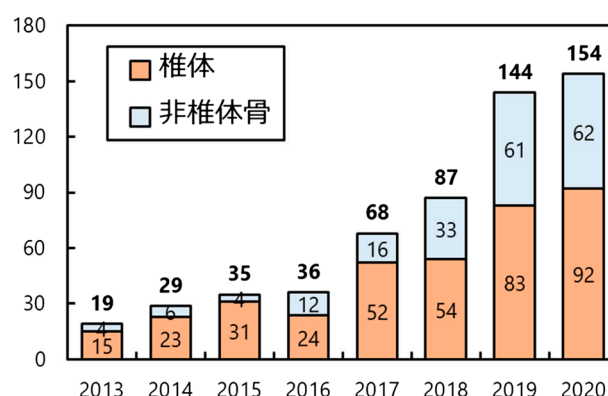


図1 東京都立駒込病院の骨SBRTの治療件数

* 連絡著者 (corresponding author) 東京都立駒込病院放射線物理室 [〒113-8677 東京都文京区本駒込三丁目18番22号]
Radiation Physics Section, Tokyo Metropolitan Cancer and Infectious Diseases Center Komagome Hospital, 3-18-22 Honkomagome, Bunkyo-ku, Tokyo 113-8677, Japan
E-mail: ynakajima@cick.jp

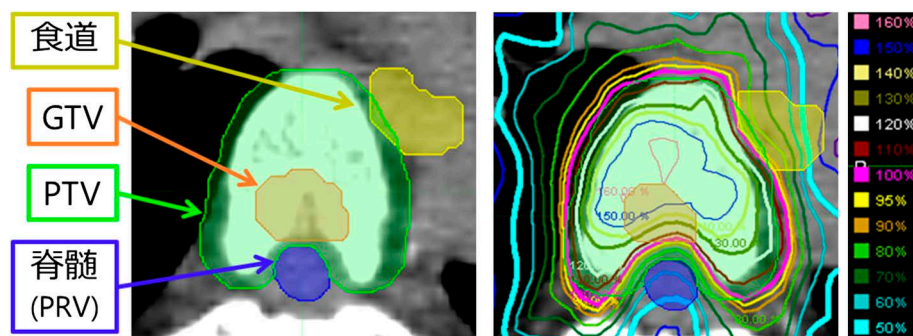


図2 脊椎SBRTの輪郭と線量分布の一例

表1 脊椎SBRTの特徴

考慮すべき項目	脊椎SBRTでは？
標的形狀	脊椎を取り巻く
セットアップマージン	タイト (2mm程度)
線量分布	不均一 (標的中心が高線量)
照射時間	長時間 (30～60分)
体内金属	術後の場合は存在
照射歴	症例によって存在

2. 骨SBRTの特徴

骨SBRTの品質保証 (QA) を行ううえで、治療の特徴とプロセスを理解する必要がある。ここでは骨SBRTの中でも高難易度である脊椎SBRTの症例をもとに治療の特徴を示す (表1)。脊椎SBRTはOARである脊椎を標的が取り巻いているのが特徴的である (図2)。なお、PTVマージンは3mm以内が⁹⁾、脊椎には1.5～2mmのPRVマージンが推奨されている¹⁰⁾。一方で処方線量は1回大線量で分割数が少ないことが多い (例えば20Gy/1fr¹¹⁾ や24Gy/2fr¹⁾ など)。最大線量は施設ごとに異なるが、isodose処方によって中心線量を高めている場合が多い。図2に示す線量分布はPTVのD_{2%}を160%処方線量としている。照射時間は1回大線量のため30～60分と長時間になる場合が多い (1回線量、VMATやFFFの使用により異なる)。

骨SBRTでは標的とOARが近接し、1回大線量で中心線量の高い線量分布を用いることから生物学的等価線量 (BED) は非常に高くなるため、小さなエラーが計画線量と実際の吸収線量の大きな乖離を引き起こす可能性がある。また照射時間が長いことに加えて、症例によっては後方除圧術後の金属を有している場合や、照射歴があり再照射となる場合があり、治療の不確かさは大きい。

AAPM TG-101のSBRTについてのレポートは、骨SBRTにかかわらずSBRTにおける各タスクの注意点とQAについてまとめられている¹²⁾。AAPM TG-101では最も優先度が高いものの一つにスタッフトレーニングを上げており、特別なSBRTトレーニングを受ける必要があると述べている。安全に骨SBRTを実施するためには、治療完遂までの各プロセスの役割をスタッフが理解し、すべての

プロセスに注意を払うことで、望ましい品質の保証を行う (QAを行う) ことが重要となる。

3. 骨SBRTのプロセス

骨SBRTのワークフローを図2に示す。タスクごとの注意点およびQAについて解説する。

3.1 シミュレーションCT撮影

シミュレーションCT撮影では、照射時間が長いことから安定性のある固定を行ったうえで撮影をすることが求められる。先行研究では、固定具によるIntra-fractional motionへの影響が解析されており、全身用の吸引式クッションで2mm以内であると報告しており¹³⁾、適切な固定によりセットアップエラーを小さくできることがわかる。固定具については、頸椎から上部胸椎は熱可逆性マスクと吸引式クッション (頸部・肩用) を、下部胸椎以降は吸引式クッション (全身用) といったように使い分けることで安定した固定が可能である¹⁴⁾。胸骨や肋骨など呼吸性移動が生じる可能性がある部位を治療する際は、呼吸性移動を把握するため、4D-CT撮影や吸気・呼気止めCT撮影を行う必要がある。

CT画像のスライス厚の決定は、輪郭や線量評価の正確さに影響を与えるため重要である。AAPM TG-101では1～3mmを¹²⁾、SPINO (SPIne response assessment in Neuro-Oncology) のガイドラインでは2mm以下を推奨している¹⁵⁾。撮影範囲はOARを十分に含み、線量計算領域を考慮する必要がある。AAPM TG 101では治療範囲よりも5～10cmを、ノンコプラナー照射の場合は±15cmを撮影することが推奨されている¹²⁾。

3.2 MR撮影およびCT-MR画像フュージョン

脊椎SBRTでは正確に脊椎を描出するため、MR画像と計画CT画像のフュージョンを要することが特徴的である¹⁶⁾。また骨転移の標的描出に役立つ可能性もあり¹⁷⁾、非脊椎骨SBRTについての国際的な調査によって、56%の専門家が日常臨床でMR画像を用いていると回答した¹⁸⁾。

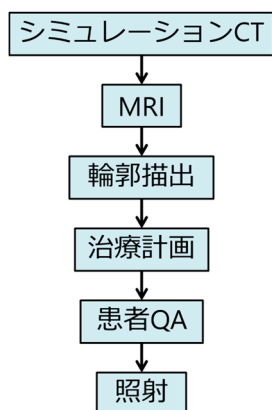


図3 脊椎SBRTのワークフロー

MR画像とCT画像のフュージョン精度を向上するため、固定具を用いて同じ体位で撮影することが望ましい(シェルト台など磁性体が含まれるものは当然使用できない)。スライス厚はthinスライス(2mmなど)で撮影することで、フュージョンおよび輪郭描出の精度が向上する。なお、体内金属が存在する場合は、画像に大きな歪みが発生するため、その不確かさを理解したうえで、使用する必要がある。

MR撮影において、ロカライザ画像からチルトしたOblique画像で撮影した場合は取扱いに注意する必要がある。Oblique画像は治療計画装置によっては取り込めない、あるいは取り込めてもフュージョンエラーが発生する可能性がある。MR撮影はロカライザ画像に垂直なTransverse画像で撮影するか、事前に治療計画装置がOblique画像を使用できるかを調べる必要がある。画像フュージョンの原理およびQAについてはAAPM TG-132で詳しく述べられている¹⁹⁾。

3.3 輪郭描出と治療計画

輪郭描出と治療計画の質のばらつきは小さくすることが望ましい。2016年の脊椎SBRTの研究では、CT-MR画像フュージョン、標的および脊髄の輪郭描出、治療計画の過程で有意なばらつきが報告されている²⁰⁾。ばらつきを小さくするためにガイドラインやレビュー論文等を参考に施設内で確立した輪郭描出の方法、マージンの設定および治療計画の基準を設ける必要がある^{9), 18), 21), 22)}。特に治療計画ではばらつきを減らすために、isodose処方を行う場合は、最大線量をいくつとして何%のisodose処方とするか、またGTVの最小線量に目標値を設けてGTV線量を増加するかを検討しプロトコルを作成する必要がある。

線量計算グリッドサイズと線量計算アルゴリズムは、線量分布の正確性に影響する。AAPM TG 101では、線量計算グリッドサイズは2mm以下の等方性グリッドサイズを、線量計算アルゴリズムはconvolution/superposition法以上の精度のアルゴリズムを推奨している¹²⁾。

3.4 患者QA

患者QAは計画線量と実際の吸収線量の一致を確認するうえで重要である。骨SBRTの患者QAの方法は、基本的には各施設のIMRT、あるいは肺や肝臓などのSBRTに対する測定方法と同様で良いと考える。ただし、脊椎SBRTについては、脊髄周辺におけるdose fall off領域の一致が重要となるため、注意して測定結果を確認する必要がある。

AAPM TG-218のレポートは患者QAにおけるIMRT測定の包括的なレビューと方法論および許容限界に関する推奨事項を提供している²³⁾。TG-218ではIMRTに関して、許容限界は3%/2mm、10%線量を閾値の設定で、 γ パス率95%以上とし、アクションレベルは γ パス率90%以上を推奨している(ただし γ 値がfailした点の線量差が臨床的に重要でなければ許容できるとしている)。ただし、SBRTに関しては、より厳しい許容値を検討する必要があるとしている。

3.5 治療の実施

先述の通り、骨SBRTでは患者の位置照合が十分に行う必要がある。特に治療時間が長いIntra-fractional motionの監視が重要となる。例えば、脊椎SBRTでは、CBCTを用いたIntra-fractional motionの解析によって、10～15分ごとにCBCTを撮影し、6軸の位置補正することで、セットアップエラーの信頼区間が1.2mm、0.9°であったと報告している²⁴⁾。また、治療前に2回CBCTを撮影した群と、1回撮影した群でIntra-fractional motionに有意差があったという報告もある²⁵⁾。以上のことから各施設で十分にセットアップエラーを監視・補正するプロトコルを作成し運用する必要がある。

IGRTの方法は各装置により異なるが、TomoTherapyは6軸の位置補正ができないことと、ビームオンした後に再度画像照合を行うことができないため、SBRTを行う際は細心の注意が必要となる(先行研究ではTomoTherapyで脊椎SBRTを安全に実施できたという報告もある²⁶⁾)。

IGRTのQAは、通常のQAと同様にAAPM TG-104²⁷⁾、TG-142²⁸⁾、TG-179²⁹⁾のレポートを参考に実施すればよいと考える。

4. まとめ

本邦の骨SBRTの需要は、臨床試験の結果が出始めたこと、診療報酬改訂があったことで、高まっている。一方で肺や肝臓のSBRTに比べると、国内では治療経験のある施設も少ないため、多くの施設が躊躇していると考えられる。しかし、従来のIMRT・IGRT・SBRTと同様に各プロセスの品質を十分に保証すれば技術的には問題なく実施可能である。

あとがき

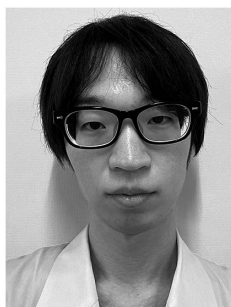
本稿は骨SBRTの品質保証を行ううえで重要となる治療

の特徴とプロセスを紹介しました。ページ数の関係上、十分に記載できなかった点もあります。もし疑問点があれば著者までご連絡ください。本稿が骨 SBRT の普及と発展の一助となれば幸いです。

参考文献

- 1) Sahgal A, Myrehaug SD, Siva S, et al.: CCTG SC.24/TROG 17.06: A randomized phase II/III study comparing 24 Gy in 2 stereotactic body radiotherapy (SBRT) fractions versus 20 Gy in 5 conventional palliative radiotherapy (CRT) fractions for patients with painful spinal metastases. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 108: 1397–1398, 2020
- 2) Gerszten PC, Burton SA, Ozhasoglu C, et al.: Radiosurgery for spinal metastases: Clinical experience in 500 cases from a single institution. *Spine (Phila Pa 1976)* 32: 193–199, 2007
- 3) Myrehaug S, Sahgal A, Hayashi M, et al.: Reirradiation spine stereotactic body radiation therapy for spinal metastases: systematic review. *J. Neurosurg. Spine* 27: 428–435, 2017
- 4) Palma DA, Olson R, Harrow S, et al.: Stereotactic ablative radiotherapy versus standard of care palliative treatment in patients with oligometastatic cancers (SABR-COMET): A randomised, phase 2, open-label trial. *Lancet* 393: 2051–2058, 2019
- 5) Ito K, Ogawa H, Shimizuguchi T, et al.: Stereotactic body radiotherapy for spinal metastases: Clinical experience in 134 cases from a single Japanese institution. *Technol. Cancer Res. Treat.* 17: 1533033818806472, 2018
- 6) Ito K, Ogawa H, Nakajima Y: Efficacy and toxicity of re-irradiation spine stereotactic body radiotherapy with respect to irradiation dose history. *Jpn. J. Clin. Oncol.* 51: 264–270, 2020
- 7) Ito K, Yamaguchi T, Ogawa H, et al.: Stereotactic body radiotherapy for bone metastases in patients with colorectal cancer. *Jpn. J. Clin. Oncol.* 50: 1442–1446, 2020
- 8) Ito K, Nakajima Y, Onoe T, et al.: Phase 2 clinical trial of stereotactic body radiation therapy for painful nonspine bone metastases. *Pract. Radiat. Oncol.* 2020 Oct 14:S1879-8500(20)30254-X, 2020
- 9) Cox BW, Spratt DE, Lovelock M, et al.: International spine radiosurgery consortium consensus guidelines for target volume definition in spinal stereotactic radiosurgery. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 83: e597–e605, 2012
- 10) Oztek MA, Mayr NA, Mossa-Basha M, et al.: The dancing cord: Inherent spinal cord motion and its effect on cord dose in spine stereotactic body radiation therapy. *Neurosurgery*, 2020, doi: 10.1093/neuros/nyaa202
- 11) Braam P, Lambin P, Bussink J: Stereotactic versus conventional radiotherapy for pain reduction and quality of life in spinal metastases: Study protocol for a randomized controlled trial. *Trials* 17: 61, 2016
- 12) Benedict SH, Yenice KM, Followill D, et al.: Stereotactic body radiation therapy: The report of AAPM Task Group 101. *Med. Phys.* 37: 4078–4101, 2010
- 13) Li W, Sahgal A, Foote M, et al.: Impact of immobilization on intrafraction motion for spine stereotactic body radiotherapy using cone beam computed tomography. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 84: 520–526, 2012
- 14) Sangha A, Korol R, Sahgal A: Stereotactic body radiotherapy for the treatment of spinal metastases: An overview of the University of Toronto, Sunnybrook Health Sciences Odette Cancer Centre, Technique. *J. Med. Imaging Radiat. Sci.* 44: 126–133, 2013
- 15) Thibault I, Chang EL, Sheehan J, et al.: Response assessment after stereotactic body radiotherapy for spinal metastasis: A report from the SPIne response assessment in Neuro-Oncology (SPINO) group. *The Lancet Oncol.* 16: e595–e603, 2015
- 16) Ryu S, Pugh SL, Gerszten PC, et al.: RTOG 0631 phase 2/3 study of image guided stereotactic radiosurgery for localized (1–3) spine metastases: Phase 2 results. *Pract. Radiat. Oncol.* 4: 76–81, 2014
- 17) De la Pinta C: SBRT in non-spine bone metastases: A literature review. *Med. Oncol.* 37: 119, 2020
- 18) Nguyen TK, Sahgal A, Dagan R, et al.: Stereotactic body radiation therapy for nonspine bone metastases: International practice patterns to guide treatment planning. *Pract. Radiat. Oncol.* 10: e452–e460, 2020
- 19) Brock KK, Mutic S, McNutt TR, et al.: Use of image registration and fusion algorithms and techniques in radiotherapy: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 132. *Med. Phys.* 44: e43–e76, 2017
- 20) Toussaint A, Richter A, Mantel F, et al.: Variability in spine radiosurgery treatment planning: Results of an international multi-institutional study. *Radiat. Oncol.* 11: 57, 2016
- 21) Redmond KJ, Robertson S, Lo SS, et al.: Consensus contouring guidelines for postoperative stereotactic body radiation therapy for metastatic solid tumor malignancies to the spine. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 97: 64–74, 2017
- 22) Glicksman RM, Tjong MC, Neves-Junior WFP, et al.: Stereotactic ablative radiotherapy for the management of spinal metastases: A review. *JAMA Oncol.* 6: 567–577, 2020
- 23) Miften M, Olch A, Mihailidis D, et al.: Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218. *Med. Phys.* 45: e53–e83, 2018
- 24) Hyde D, Lochray F, Korol R, et al.: Spine stereotactic body radiotherapy utilizing cone-beam CT image-guidance with a robotic couch: Intrafraction motion analysis accounting for all six degrees of freedom. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 82: e555–562, 2012
- 25) Graadal Svestad J, Ramberg C, Skar B, et al.: Intrafractional motion in stereotactic body radiotherapy of spinal metastases utilizing cone beam computed tomography image guidance. *Phys. Imag. Radiat. Oncol.* 12: 1–6, 2019
- 26) Chung Y, Yoon HI, Kim JH, et al.: Is helical tomotherapy accurate and safe enough for spine stereotactic body radiotherapy? *J. Cancer Res. Clin. Oncol.* 139: 243–248, 2013
- 27) Yin F-F, Wong J, Balter J, et al.: The role of in-room kV X-ray imaging for patient setup and target localization. Report of AAPM Task Group 104, 2009
- 28) Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al.: Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators. *Med. Phys.* 36: 4197–4212, 2009
- 29) Bissonnette JP, Balter PA, Dong L, et al.: Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: A report of the AAPM TG-179. *Med. Phys.* 39: 1946–1963, 2012

著者紹介



中島 祐二郎（なかじま・ゆうじろう）
（現職名）東京都立駒込病院 放射線物理室（医学物理士）
東北大学大学院で博士（医学）を取得。
（専門分野）医学物理，画像処理，データ解析。現在は骨や子宮のSBRTや肺機能画像を用いた放射線治療の臨床試験に従事している。JASTRO研究課題班（協田班）主催の第1回放射線治療計画トライアルで第1位。



伊藤 慶（いとう・けい）
（現職名）東京都立駒込病院 放射線診療科 治療部門（医師）
順天堂大学大学院で博士（医学）を取得。
（専門分野）SBRT, 頭頸部がん，子宮頸がん，転移性骨腫瘍。骨転移SBRTにおいては日本の第一人者としてシンポジウムや教育講演，論文発表でその普及に努めている。

解説

〈連載：計測委員会企画〉

国際単位系 (SI) の定義改定と放射線関連量

齋藤則生*

国立研究開発法人産業技術総合研究所 計量標準総合センター 計量標準普及センター 国際計量室

Redefinition of the International System of Units (SI) and Related Quantities in the Field of Ionizing Radiation

Norio SAITO*

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

The International System of Units (SI) is recommended for the practical system of units of measurement. The decision of redefining the seven base units of the SI (the second, the meter, the kilogram, the ampere, the kelvin, the mole and the candela) was made at the 26th meeting of the General Conference on Weights and Measures on 16 November 2018. This redefinition came into force starting 20 May 2019, and it became a big historic turning point for the metrology society. This is because the kilogram, the unit of mass, was defined only by an artifact as the international prototype of the kilogram, has been kept for 130 years since its determination in 1889, and was finally changed to the new definition by taking the fixed numerical value of the Planck constant on that day.

It is easily imagined that the redefinition of the SI base units has a strong impact on our daily life or the field of science. The reason why the SI redefinition had to be adapted is introduced firstly. Then, how the new definitions are applied now after a year from the redefinition and future prospective of the new definitions are discussed. In the last, the impacts of the SI redefinition in the field of the ionizing radiation, especially in the fields of the medical application of the ionizing radiation, are discussed.

Key words: Metre Convention, International System of Units (SI), redefinition, ionizing radiation, metrology

1. はじめに

2019年5月20日、国際単位系(SI)の7つの基本量(時間、長さ、質量、電流、熱力学温度、物質質量、および光度)の単位が定義改定された¹⁾。特に、質量の単位であるキログラムの定義は、1889年から130年もの間、「国際キログラム原器の質量」という唯一人工物によって定義されていたが、基礎物理定数に基づくものに改定された。これにより、すべての定義が原器から解放され、どこでも実現可能な普遍的な定義となった。これはまさしく、メートル法の理念である「すべての時代に、すべての人々に」をもたらし、計量の世界にとって大きな歴史的節目となった。

定義の改定は日常生活や科学分野に大きな影響を与えることが想像されるが、なぜ、定義の改定をしなければならなかったのか、その経緯を次章以降で紹介する。また、定義改定から1年が過ぎ、現状において新しい定義への対応はどのような状況であるのかについても紹介する。詳しい技術的内容については産業技術総合研究所(以下、産総研)

から出版している「国際単位系(SI)基本単位の定義改定と計量標準」²⁾を参照いただきたい。最後に、放射線関連量への定義改定の影響について紹介する。

2. SI基本単位定義改定の必要性

Table 1にSI基本単位の新旧定義の比較を示す。Table 1を見てわかるように、7つの基本単位のうち、実質的な定義改定がなされたのは、質量、電流、熱力学温度、物質質量の4つの量で、他の3つの量は定義の表現が改定されたのみであって、実質的には従前の定義と同等である。ここでは質量、電流、熱力学温度についてどのような問題があったかを紹介する。

2.1 質量について³⁾

質量の単位であるキログラムの定義は国際キログラム原器であった。原器による単位の定義は、物体の重さとして理解できるのでわかりやすい半面、いくつかの問題をはらんでいる。例えば、紛失、破損のほかに、経年変化、そして技術の発展とともに精度が十分でなくなる、などがあげ

* 連絡著者(corresponding author) 国立研究開発法人産業技術総合研究所 計量標準総合センター 計量標準普及センター 国際計量室 [305-8563 茨城県つくば市梅園1-1-1 中央第3-9]

NMIJ International Cooperation Office, National Metrology Institute of Japan (NMIJ), National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST), AIST Tsukuba Central 3, 1-1-1, Umezono, Tsukuba, Ibaraki 305-8563, Japan

E-mail: norio.saito@aist.go.jp

Table 1 New definitions³⁾ and previous definitions⁴⁾ of the seven SI base units

基本量	基本単位	新定義 (2019年5月20日施行)	従前定義
時間	秒 (s)	秒は時間のSI単位であり、セシウム周波数 $\Delta\nu_{Cs}$ 、すなわち、セシウム133原子の摂動を受けない基底状態の超微細構造遷移周波数を単位Hz (s^{-1} に等しい) で表わしたときに、その数値を9 192 631 770と定めることによって定義される。	秒は、セシウム133の原子の基底状態の二つの超微細構造準位の間の遷移に対応する放射の周期の9 192 631 770倍の継続時間である。
長さ	メートル (m)	メートルは長さのSI単位であり、真空中の光の速さ c を単位 $m\ s^{-1}$ で表わしたときに、その数値を299 792 458と定めることによって定義される。ここで、秒はセシウム周波数 $\Delta\nu_{Cs}$ によって定義される。	メートルは、1秒の299 792 458分の1の時間に光が真空中を伝わる行程の長さである。
質量	キログラム (kg)	キログラムは質量のSI単位であり、プランク定数 h を単位J s ($kg\ m^2\ s^{-1}$ に等しい) で表わしたときに、その数値を $6.626\ 070\ 15 \times 10^{-34}$ と定めることによって定義される。ここで、メートルおよび秒は c および $\Delta\nu_{Cs}$ に関連して定義される。	キログラムは質量の単位であって、単位の大きさは国際キログラム原器の質量に等しい。
電流	アンペア (A)	アンペアは電流のSI単位であり、電気素量 e を単位C (A sに等しい) で表わしたときに、その数値を $1.602\ 176\ 634 \times 10^{-19}$ と定めることによって定義される。ここで、秒は $\Delta\nu_{Cs}$ によって定義される。	アンペアは、真空中に1メートルの間隔で平行に配置された無限に小さい円形断面積を有する無限に長い二本の直線状導体のそれぞれを流れ、これらの導体の長さ1メートルにつき 2×10^{-7} ニュートンの力を及ぼし合う一定の電流である。
熱力学温度	ケルビン (K)	ケルビン熱力学温度のSI単位であり、ボルツマン定数 k を単位J K ⁻¹ ($kg\ m^2\ s^{-2}\ K^{-1}$ に等しい) で表わしたときに、その数値を $1.380\ 649 \times 10^{-23}$ と定めることによって定義される。ここで、キログラム、メートルおよび秒は h 、 c および $\Delta\nu_{Cs}$ に関連して定義される。	熱力学温度の単位、ケルビン、は、水の三重点の熱力学温度の1/273.16である。
物質質量	モル (mol)	モルは物質質量のSI単位であり、1モルには、厳密に $6.022\ 140\ 76 \times 10^{23}$ の要素粒子が含まれる。この数は、アボガドロ定数 N_A を単位 mol^{-1} で表したときの数値であり、アボガドロ数と呼ばれる。 系の物質質量 (記号は m) は、特定された要素粒子の数の尺度である。要素粒子は、原子、分子、イオン、電子、その他の粒子、あるいは、粒子の集合体のいずれであってもよい。	モルは、0.012キログラムの炭素12の中に存在する原子の数に等しい数の要素粒子を含む系の物質質量であり、単位の記号はmolである。 モルを用いるとき、要素粒子が指定されなければならないが、それは原子、分子、イオン、電子、その他の粒子又はこの種の粒子の特定の集合体であってよい。
光度	カンデラ (cd)	カンデラは所定の方向における光度のSI単位であり、周波数 540×10^{12} Hzの単色放射の視感効果度 K_{cd} を単位 $lm\ W^{-1}$ ($cd\ sr\ W^{-1}$ あるいは $cd\ sr\ kg^{-1}\ m^{-2}\ s^3$ に等しい) で表したときに、その数値を683と定めることによって定義される。ここで、キログラム、メートルおよび秒は h 、 c および $\Delta\nu_{Cs}$ に関連して定義される。	カンデラは、周波数 540×10^{12} ヘルツの単色放射を放出し、所定の方向におけるその放射強度が1/683ワット毎ステラジアンである光源の、その方向における光度である。

られる。経年変化については、日本国キログラム原器(Fig. 1)は、数十年に一度、国際度量衡局で保管されている国際キログラム原器、副原器や各国のキログラム原器と比較され、評価されている。1989年～1992年に実施された比較の結果から、国際キログラム原器の質量は100年の間に約50 μ g軽くなったのではないかと憂慮された。質量計測の精度の観点では、1キログラムが基準であるため、1キログラムでは精度良く測定できるが、微小・巨大な物体の質量の測定など1キログラムから離れるほど精度が悪くなってしまふ。このため、各国はキログラム原器に頼らない質量定義への改定ができるよう研究を加速した。

2.2 電流について⁶⁾

従前の電流の定義を直接利用して、電流を実現する手法は1940年台に行われていた。しかし、ノーベル賞を受賞する功績となったジョセフソン効果と量子ホール効果という量子現象に基づき電圧と抵抗を高精度で再現することが可能となり、各国の国家標準機関が標準として利用するようになった。これらの量子現象に基づく電圧と抵抗の実現には、ジョセフソン定数とフォン・クリッツィング定数が必要となるが、それらの数値が機関によってばらばらであったことが問題であった。そのため、1990年にジョセフソン定数 (K_{J-90}) とフォン・クリッツィング定数 (R_{K-90}) が定められ、以後1990年協定値として利用されてきた。

このように、電流は厳密にはSIの定義に従っていなかったこと、また1990年協定値は最新の値からずれてしまっていたこと、から定義の改定が望まれていた。

2.3 熱力学温度について⁷⁾

熱力学温度の単位ケルビン (K) の従来定義は、水の三重点の熱力学温度の $1/273.16$ と定義されていた。三重点とは、気相・液相・固相の三相が共存する状態である。Fig. 2に、水の三重点を実現している水の三重点セルの写真を示す。水の三重点は温度と圧力が一意に定まるため再現性に非常に優れている。しかし、熱力学温度も質量と同様の



Fig. 1 The Japanese Prototype of the Kilogram (photograph courtesy of AIST)



Fig. 2 Water triple point cell (photograph courtesy of AIST): liquid water, solid ice, and water vapor can coexist in a stable equilibrium. The tube in the center of the cell is used for calibration of thermometers

問題点が生じていた。すなわち、水の三重点 273.16 K から熱力学温度が離れるにしたがって、精度が落ちてしまうことである。また、水の三重点の温度は、水の構成原子である酸素の同位体組成比、水に含まれる不純物に影響を受けることがわかっている。同位体組成比は定義すればある程度回避できるが、不純物の影響は課題が残る。そこで水の三重点という物質固有の性質に基づかない物理定数の値による定義が望まれていた。

3. 定義改定の決議

本章では、誰がどのようにして国際単位系 (SI) を決定するのかを紹介する^{1), 8)}。

今から140年以上前の1875年に、メートル法を国際的に確立するための条約が17か国で署名された。これがメートル条約である。日本は1885年にメートル条約に加盟し、2020年1月には62の加盟国と40の準加盟国・経済圏が条約に署名している。メートル条約の最高議決機関は国際度量衡総会 (CGPM) であり、第1回CGPMは1889年に開催され、長さや質量の単位が承認された。そして1960年に開催された第11回CGPMにおいてSIが決議された。

今回なされたSI基本単位の定義改定は、第26回CGPM (Fig. 3) において、2018年11月16日に決議された。この決議に至るまでは関係者の地道な活動に支えられていることは言うまでもない。その経緯を簡単に紹介する。Fig. 4にメートル条約の組織を示す。CGPMは、加盟国、準加盟国である国や地域の全メンバーが参加し、例外を除き近年は4年ごとに開催されている。CGPMの直下にある国際度量衡委員会 (CIPM) は、18名の委員から構成され、CGPMの決議事項に関する代執行機関となっている。日本からは、臼田氏 (産総研理事) が、CIPMの幹事を務めている。CIPMの下には、国家計量標準機関の専門家によって構成されている10の諮問委員会が設置され、国際

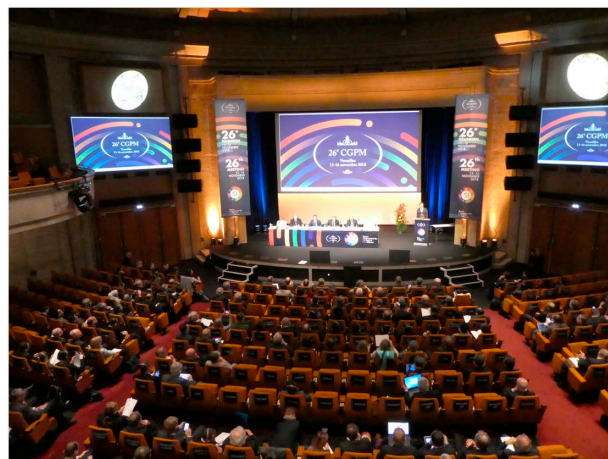


Fig. 3 The 26th General Conference on Weights and Measures

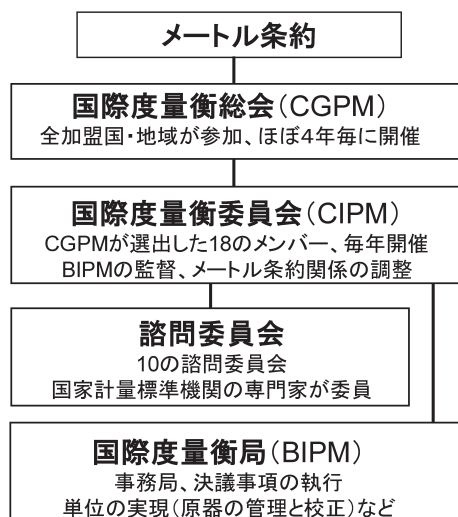


Fig. 4 The Metre Convention organization

的な標準に関する課題を分野ごとに検討している。単位の制定や改定は、専門家によって構成される諮問委員会が審議・提案し、その案をCIPMが審議し、さらにCGPMの決議を経る。今回関係する諮問委員会では、定義改定するために必要な技術基準があらかじめ設けられ、それらが達成されたときに限り、定義改定を認めることとした。

4. 新しい定義とその影響

Table 1を見てわかるように、従前定義と新定義で表現方法が異なっている。従前定義は単位の実現方法を記述しているのに対し、新定義は物理定数などの数値を定めることによって単位が定義されると記載するのみで、定義の実現方法については記載がない。例えば、長さの単位であるメートルは、従前では、光の速さがある時間に真空中に進む工程と定義され、その長さを実現する表現になっている。それに対して、新定義では光の速さを定めて、それを用いてメートルが定義されると記載されているのみである。以下に、実質的に定義改定がなされた、質量、電流、熱力学的温度、物質質量について新定義の内容とその改定の影響を簡単に紹介する。

4.1 質量について⁵⁾

質量の定義は国際キログラム原器から、プランク定数を基準とした定義に改定された。しかし、定義が変更となっても、すぐに新しい定義に基づいた標準が供給されるわけではない。というのも新しい定義に基づいた各国の質量標準の国際的な確認作業が必要となるからである。各国で新しい定義に基づいた質量の標準を構築し、それを互いに比較し、レビューを経てから新しい定義に基づいた質量の標準を利用することができる。現状は、日本を含め複数の国家標準研究機関が各国で新しい定義に基づいた質量の標準を構築し、それを互いに比較している最中である。した



Fig. 5 Single crystals of silicon sphere (photo courtesy of AIST)

がって、その結果が得られるまでの期間は、国際キログラム原器を基準として質量標準を供給することになる。ただ、定義が改定されたことにより、国際キログラム原器の質量は厳密に1kgではなくなり、10 μ gの標準不確かさを持つことになる。当面はこの値を用いることになるが、今後は、経年変化の影響で値が変化することもあり得る。

したがって、定義改定の前後で国際キログラム原器の質量の値に変化はないが、その不確かさは増加している。この不確かさの増加がどれぐらいの影響をもたらすかを下記に検討する。質量の国内トレーサビリティにおいては、国家標準である日本国キログラム原器を基に産総研によって校正された分銅を用いて、校正事業者がユーザの分銅あるいははかりを校正する。このとき最も精度良く校正が可能な1kgの分銅を校正するときの標準不確かさは10 μ gを大きく超えている⁹⁾。したがって、キログラム原器の不確かさの増加は国内で実施されている通常の質量測定値の不確かさにほとんど影響を与えない。

次に新しい定義に基づいた質量標準に切り替わった場合について影響を考えたい。産総研では、シリコン球中(Fig. 5)に含まれる原子数を評価し、アボガドロ定数を用いて質量を実現する手法を用いている。2017年の時点で24 μ gの標準不確かさで1kgを実現しており¹⁰⁾、この程度の不確かさであれば、通常の質量計測に大きな影響は与えないであろう。

従来の質量の定義では、基準は1kgに縛られ、他の質量は、1kgから倍量または分量して範囲を広げる必要があったが、新しい定義ではそこから解放される。すなわち基準がプランク定数に移行したので、任意の質量を小さい不確かさで実現することが可能となる。また関連する新たな技術が開発されれば、現在測ることができない微小質量を測ることや分銅に頼らない校正が可能となる。例えば、ナノグラム領域での質量計測や微小トルク計測などで、新薬の開発や環境中の微粒子の質量計測など、ナノテクノロジーに広く貢献することが期待される。

Table 2 Comparisons between the values in 1990 and after redefinition of the Josephson constant and the von Klitzing constant

定数	1990年 協定値	定義改定後の値
ジョセフソン 定数	25812.807 Ω	25812.8074593045... Ω
フォン・ク リッツィング 定数	483597.9 GHz/V	483597.848416948... GHz/V

Table 3 Relative change of the electric quantities after redefinition

量	相対変化量($\times 10^{-9}$)
電圧	+106.7
抵抗	+17.79
電流・電荷	+88.87
電力	+195.5

4.2 電流について⁶⁾

電流の定義は、従来の長い二本の直線状導体に働く力による定義から、電気素量の値を定義することに改定された。この定義改定により、これまで協定値を使っていたジョセフソン定数とフォン・クリッツィング定数が、それぞれSIトレーサブルな K_J および R_K となった。ジョセフソン定数とフォン・クリッツィング定数は次式で表される。

$$R_K = h/e^2, K_J = 2e/h \quad (1)$$

定義改定の前後で、両定数の値を比較するとTable 2となる。両定数の値は定義改定の前後で若干異なる。この違いが、世界中で使用されている電圧標準と抵抗標準の値に変化を及ぼし、標準の値が定義改定の日を境に変化することとなった(Table 3)。この変化量は、各国で維持している国家標準の不確かさに比較して有意な変化である。しかし、民間の校正事業者が校正をする相対不確かさ⁹⁾と比較した場合には小さく、ばらつきの中に埋もれて見ることができない。そのため、国内で実施されている通常の計測にはほとんど影響を与えない。

定義が新たに電子素量になったことで、今後、電流標準を直接構築することが可能となった。すなわち、電子の数を数えればSIトレーサブルな電流標準を作ることができる。具体的には、トンネル効果を利用した単一電子ポンプと呼ばれる素子を用いて、電子1つ1つ移動させ、カウントすることによって、正確な電流を実現できる。さらに、電気量が定義改定前の疑似的なSIから改定後の完全なSIトレーサブルになることで、他の物理量と調和したSIトレーサブルな精密電気計測が確立するため、この恩恵は関

連する多くの計測にとって計り知れない。

4.3 熱力学温度について⁷⁾

熱力学温度の定義は、水の三重点からボルツマン定数の値に基づく定義に改定された。これにより、水の三重点の熱力学温度(273.16 K)の不確かさは、ゼロから 370×10^{-9} の相対標準不確かさ(約0.1 mKの標準不確かさ)を持つことになった。これは水の三重点の測定精度に比べて無視できない大きさとなる。しかし、我々が日常測定している温度は、「1990年国際温度目盛(ITS-90)」に基づく温度で、国際的な協約として定められている。今回の定義改定にもなっており、ITS-90の値や実現の不確かさに影響は与えないとされている。そのため定義改定によって一般ユーザが直ちに影響を受けることはない。

しかし、高温域(962°C以上)では、従来のITS-90に基づくよりも、熱力学温度による測定を行った方が不確かさを低減できるメリットが大きく、各国の国家標準機関では熱力学温度による標準供給に切り替えていく流れが進行している。

4.4 物質質量について¹¹⁾

1モルは、改定前の0.012キログラムの炭素12の中に存在する原子の数からアボガドロ定数に基づく定義となった。定義改定前は、炭素12の1モルの質量は厳密に12 gであった。改定直後も12 gのままであるが、 0.45×10^{-9} の相対標準不確かさを持つようになった。しかし、この不確かさの増加は、ほとんどの化学計測やモルの実現における不確かさに比べて格段に小さく、通常の計測においては無視できる。

5. 放射線関連量

前章までに詳しく単位の改定とその影響について紹介してきた。本章では、放射線関連量についてその影響について考えてみる。各基本単位の改定前後でユーザには影響がないため、放射線関連量も影響を受けないと考えられる。ここでは、国家標準においても影響を受けないかどうかを放射線治療に関わる水吸収線量標準およびX線診断に関わる空気カーマ標準について検討する。

5.1 水吸収線量標準

水吸収線量は、医療分野では放射線治療の線量評価に使われている。水吸収線量の定義は、単位質量あたりの水に、放射線によって付与されるエネルギー量をいい、単位はGy(=J/kg)を用いる¹²⁾。

我が国のCo-60ガンマ線の水吸収線量標準は、グラフアイトカロリメータによって実現されている^{13), 14)}。Fig. 6にグラフアイトカロリメータの概略図を示す。カロリメータ内部はグラフアイトで構成された3層構造になっている。

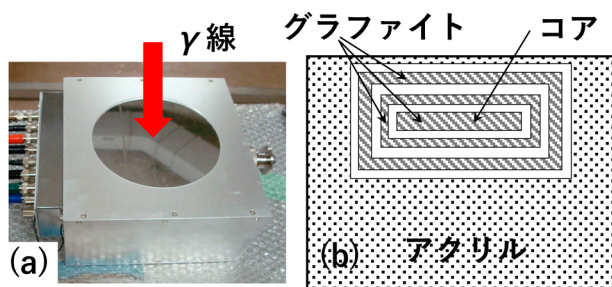


Fig. 6 Graphite Calorimeter. (a) photograph of the calorimeter, (b) schematic cross-section

る。この中心部のコアに吸収されるガンマ線のパワーを測定することにより、吸収線量を評価する。3層構造になっているのは、コアの温度安定性を図るためである。

測定の原理は以下のとおりである。まず、グラファイトカロリメータを外部電力により加熱して、室温より若干高く一定に保っておく。次にガンマ線を照射すると、グラファイトカロリメータ内部の温度が上昇を始める。このとき、グラファイトカロリメータの加熱電力を下げ、温度変化が起きないように調整する。そうすることにより、吸収されたガンマ線のパワーは、温度上昇が起きないように下げた電力と等価になる。グラファイトカロリメータによって測定されるのはグラファイト吸収線量であるため、水とグラファイト吸収線量の相対比を他の方法によって求めることにより、水吸収線量を評価する。その他、次式のように必要な補正係数を乗じる。

$$\dot{D}_W = \frac{P}{m} \prod k_i \quad (2)$$

$\dot{D}_W$: 水吸収線量率

P : コアに吸収されるパワー

m : コアの質量

k_i : 各種補正係数

ここで、水吸収線量標準に対する単位改定の影響を考える。水吸収線量を決定する際に必要な測定量は、上記のように電力とグラファイトカロリメータのコアの質量である。温度を測定しているが、放射線と電力によって温度が変化しないように相対的な測定であるため、温度の絶対値は利用していない。したがって、ガンマ線水吸収線量に対する影響は、電力測定の変化である 195.5×10^{-9} の増加と、質量の相対標準不確かさ 10×10^{-9} の増加となる。これらの値は、水吸収線量標準の相対標準不確かさ 4×10^{-3} (0.4%) に比べて2桁以上小さいため、水吸収線量標準には今回の定義改定は影響を与えない。

治療施設では、電離箱の電流または電荷を測定することによって、水吸収線量を評価する。Table 3より、この電流/電荷測定は、 88.87×10^{-9} だけ増大させなければならないが、こちらも水吸収線量標準の不確かさに比べて無視

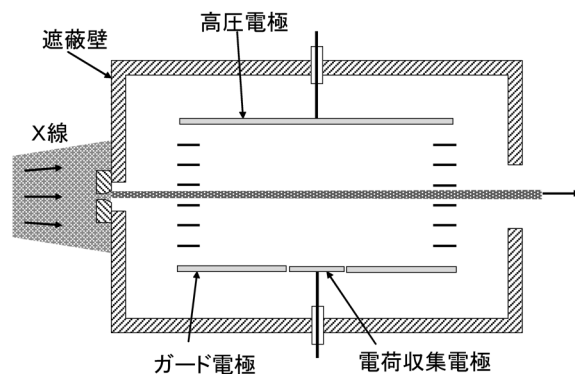


Fig. 7 Parallel-plate free air chamber

できるほど小さく、定義改定による影響を与えない。

5.2 空気カーマ標準

空気カーマ標準¹⁵⁾は、X線診断装置、マンモグラフィ診断装置の線量計測などに利用されている。空気カーマの定義は、電荷を持たない間接電離放射線によって、空気の単位質量あたりに発生したすべての荷電粒子の初期運動エネルギーの総和であり、単位は水吸収線量と同じ $Gy (= J/kg)$ を用いる¹²⁾。

空気カーマ標準は、Fig. 7に示した並行平板型自由空気電離箱によって実現されている。電荷収集電極から得られる電流 (I) と電荷収集領域の空気の質量 (m) から次式によって、空気カーマ率を評価する。

$$\dot{K} = \frac{I}{m} \frac{W_{air}}{e} \prod k_i \quad (3)$$

$\dot{K}$: 空気カーマ率

W_{air} : 空気のW値

k_i : 各種補正係数

空気カーマ標準に対する単位改定の影響は以下のとおりである。電流は 88.87×10^{-9} の増加となり、空気の質量は相対標準不確かさ 10×10^{-9} の増加となる。これらの値は、空気カーマ標準の相対標準不確かさの最も小さい値である 4×10^{-3} (0.4%) に比べて2桁以上小さいため、空気カーマ標準には今回の定義改定は影響を与えない。

5.3 今後の動向

今回の単位改定により、放射線計測分野ではどのような恩恵があるであろうか。電離箱を用いた放射線の計測には電流あるいは電荷測定がともなう。この電流や電荷のトレーサビリティは、電圧、抵抗、あるいはキャパシタ標準を用いて構築されている。しかし、今回の定義改定により、電流計測について、直接電流標準からトレーサビリティを得ることが可能となる。また環境領域など放射線レベルが低くなると電離箱によって計測する電流が小さくなる。電流標準により微小電流計測の精度が向上することも期待さ

れており、環境レベル放射線などの測定精度の向上が期待される。

6. 終わりに

2019年に施行されたSI基本単位の定義改定について、その必要性、改定内容、今後の展望について紹介した。基本的に定義改定によって通常の計測が影響を受けることがなく、一方で今後の発展が大きく期待されている。放射線分野においても定義改定の影響を受けることはなく、今後そのメリットを享受するであろう。

今回、定義改定が実質的に行われなかった時間について、定義改定が検討されている¹⁶⁾。現在、セシウム周波数 $\Delta\nu_{Cs}$ を基準にして秒が定義されている。このセシウム周波数は約9 GHzの電磁波領域である。すなわち約90億回の電磁波の波を数えると1秒となる。この数える数を増やすことによって不確かさが減少するが、これを実行するには時間がかかり限界がある。しかし、周波数が高くなれば測定時間を短くしても不確かさを低減させることが可能になる。そこで、光を使って時計を作ろうとする試みが進められている。光を使うと周波数は数百THzとなり格段の制度の向上が期待される。今後の発展を期待したい。

参考文献

- 1) 計量標準総合センター：メートル条約に基づく組織と活動のあらまし, 2020. https://unit.aist.go.jp/qualmanmet/nmijico/metric/aramashi_2020.pdf (2021/2/1 アクセス)
- 2) 計量標準総合センター：国際単位系(SI)基本単位の定義改定と計量標準, 2019. https://unit.aist.go.jp/nmij/public/report/SI_9th/index.html (2021/2/1 アクセス)
- 3) 計量標準総合センター：国際単位系(SI)第9版日本語版, 計量標準総合センター, 国際単位系(SI)基本単位の定義改定

と計量標準, 85-179, 2019

- 4) 産業技術総合研究所計量標準総合センター訳：国際文書第8版(2006)日本語版 国際単位系(SI)—安心・安全を支える世界共通のものさし—, 日本規格協会, 2007
- 5) 藤井賢一：プランク定数にもとづくキログラムの新しい定義とその実現方法, 計量標準総合センター, 国際単位系(SI)基本単位の定義改定と計量標準, 13-23, 2019
- 6) 金子晋久：改定国際単位系における電気標準, 計量標準総合センター, 国際単位系(SI)基本単位の定義改定と計量標準, 35-41, 2019
- 7) 山田善郎, 中野 亨：熱力学温度の単位「ケルビン」の定義改定, 43-53, 2019
- 8) 齋藤則生：“キログラム”がプランク定数に基づく新たな基準に, Isotope News 25: 764, 2019
- 9) (独)製品評価技術基盤機構：計量法校正事業者登録制度. <https://www.nite.go.jp/iajapan/jcss/index.html> (2021/2/1 アクセス)
- 10) Kuramoto N, Zhang L, Mizushima S, et al.: Realization of the kilogram based on the Planck constant at NMIJ. IEEE Trans. Instrum. Meas. 66: 1267-1274, 2017
- 11) 倉本直樹：物質量の単位「モル」の基礎解説とアボガドロ定数にもとづく新たな定義を導いた計測技術, 計量標準総合センター, 国際単位系(SI)基本単位の定義改定と計量標準, 55-66, 2019
- 12) ICRU Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation, ICRU 85a, 2011
- 13) Morishita Y, Kato M, Takata N, et al.: A standard for absorbed dose rate to water in a ^{60}Co field using a graphite calorimeter at the National Metrology Institute of Japan. Radiat. Prot. Dosimetry 154: 331-339, 2013
- 14) 森下雄一郎：グラフアイトカロリメータによる水吸収線量率の一次標準, 医学物理 33: 179-185, 2013
- 15) 齋藤則生, 田中隆宏, 黒澤忠弘：診断領域の国家標準と線量計の校正, 日本放射線技術学会雑誌 71: 1251-1258, 2015
- 16) 洪 鋒雷, 安田正美：時間の単位「秒」についての基礎解説と最新動向, 計量標準総合センター, 国際単位系(SI)基本単位の定義改定と計量標準, 25-34, 2019

著者紹介



齋藤 則生 (さいとう・のりお)
(現職名) 産業技術総合研究所 計量標準総合センター 計量標準普及センター 国際計量室 室長(専門分野) 国際放射線単位測定委員会(ICRU)委員, 1990年博士(理学).
放射線治療・診断に関連する国家計量標準の開発や先端加速器を利用した分子レベルの計測に従事してきた。最近では、計量標準に関わる国際活動に取り組んでいる。

解説

〈連載：RPT誌特集〉

Radiological Physics and Technology (RPT) 誌に 英語論文を投稿しよう！

(1) 初期推敲と最終推敲の学会による著者支援

RPT誌編集委員長

土井邦雄^{*1, 2}¹シカゴ大学²群馬県立県民健康科学大学

Let's Submit a Manuscript to Radiological Physics and Technology (RPT)!

(1) Initial Polishing and Final Polishing by the Journal to Support Authors

Editor-in Chief, RPT

Kunio Doi, PhD^{*1, 2}¹The University of Chicago²Gunma Prefectural College of Health Sciences

1. はじめに

日本放射線技術学会と日本医学物理学会は、14年前に英語論文学会誌 Radiological Physics and Technology (RPT) 誌を共同出版することを決め、今までに13巻刊行しています。始めは年2号出版でしたが、現在は年4号出版に成長し、掲載論文の数は増加し論文の内容は改善されています。しかし、学会誌レベルの指標であるインパクト・ファクターはまだ取得できていません。そこで今後は多くの学会員による優れた論文の投稿を期待しています。RPT誌には、他の英語論文学会誌には見られないユニークな著者支援が含まれています。それは投稿原稿の英文の改善のための初期推敲 (Initial Polishing) と最終推敲 (Final Polishing) です。本稿では学会によるこのサービスの内容と利用状況を述べます。

2. 初期推敲と最終推敲とは何か

英文原稿の英語の単語や表現の部分について、研究の内容をある程度理解したうえで英文を改善する作業は、推敲 (polishing) または校閲 (editing) と呼ばれます。この作業は校正 (proof reading) とは全く異なります。校正は、原稿が出版社で活字になる最終プリントの間違い (error) を修正する作業です。そこで校正は比較的簡単な機械的作業ですが、推敲や校閲は専門的な知的活動を必要とする高度の作業です。初期推敲はRPT誌に投稿された原稿が、RPT誌に掲載できる範囲のテーマであることが確認できた場合^(注1)に、査読の始まる前に英語論文専門の校閲会

社^(注2)に依頼して行う最初の英文の改善になります。原稿の初期推敲が終了すると、原稿の査読が始まります。査読では、原稿の追加・削除などの修正が行われ、原稿の科学的内容が適切と判断されると、最終推敲が行われます。2度目の推敲が必要な理由は、査読の段階で大きな追加や修正が行われる場合があり、さらに初期推敲に含まなかった部分の修正の必要性があるからです。これらの初期推敲と最終推敲にかかる費用は学会が負担します。しかし、英文原稿の英語のレベルがあまりに酷い場合には、適切な初期推敲をするのが極めて困難なことから、一度の推敲では十分でない場合が多いです。そこで英語論文作成に十分な経験のない研究者には、投稿前に自分の費用で英文校閲をするようお願いしています。

3. 研究経験の少ない研究者の原稿の問題点

研究経験の少ない研究者による英語論文原稿の問題点は、英語文章表現の問題もありますが、原稿の科学的内容の問題もあり、しばしば後者のほうが大きな問題です。実際RPT誌に投稿される多くの原稿の問題点は、論文の書き方、論理的な考え方や表現方法など多くの科学的内容と関係しています。そこで英文校閲会社などに依頼して、「原稿は英文らしくはなっても、科学的な論文には程遠い」も

(注1) RPT誌にアクセプトできない原稿の内容は、政治的関係の強い研究、臨床研究、基礎技術研究、地域性の強い研究、科学的根拠の弱い研究と判断される原稿です。最近では投稿原稿の30～50%に該当しリジェクトされます。

(注2) RPT誌発刊当初の原稿の推敲作業はシカゴ大学の専門家エリザベス・ランズルさんが手書きで推敲を担当していましたが、最近ではカクタス社に依頼しています。この変更時には、カクタス社の推敲結果はランズルさんの手書きの結果とほぼ同等であることを確認してあります。

* 連絡著者 (corresponding author)

E-mail: kuniidoi@uchicago.edu

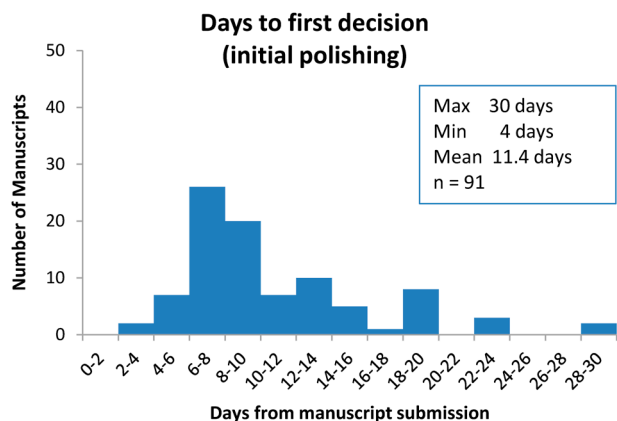


Fig. 1 RPT誌の原稿受理日から、初期推敲結果を著者への送付日までの日数の分布

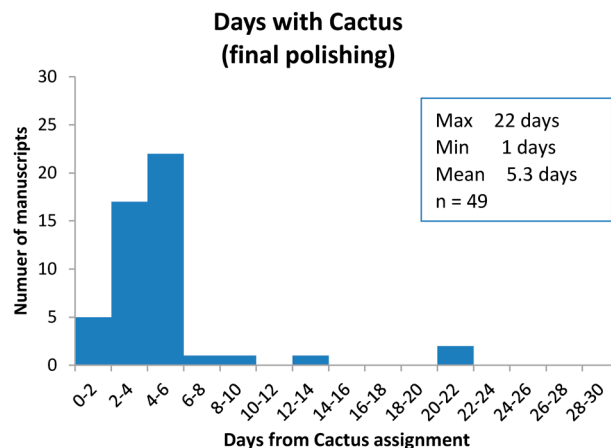


Fig. 3 校閲会社に最終推敲を依頼した日から、結果が出るまでの日数の分布

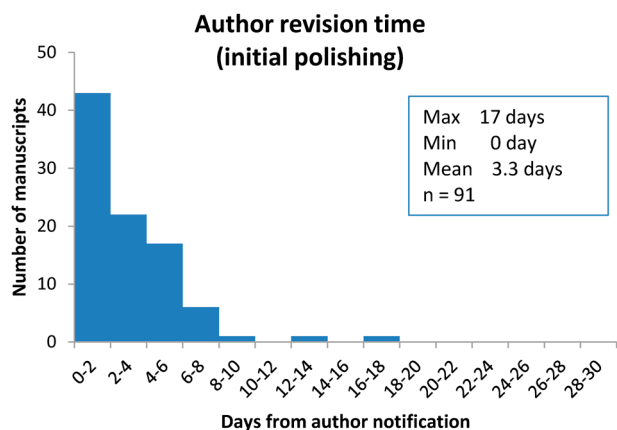


Fig. 2 初期推敲結果を著者への送付日から、著者による修正後の投稿日までの日数の分布

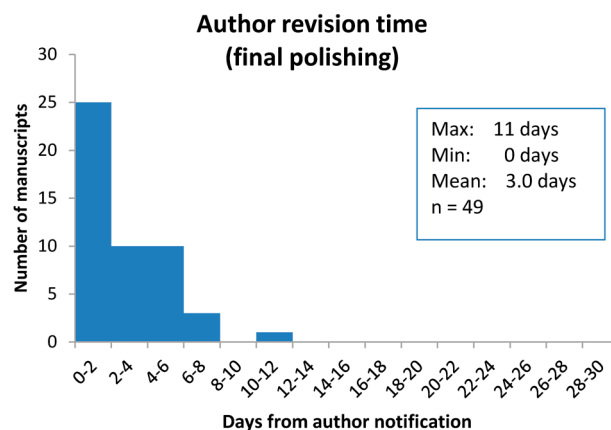


Fig. 4 著者に最終推敲を連絡した日から、最終原稿の提出日までの日数の分布

のが多数です。RPT誌の査読者のコメントには、「最終原稿は専門家による英文の改善が必要」との警告が頻繁に含まれています。つまり査読者は「推敲された筈の原稿の英文が十分でない」と言っているのです。しかし原稿は何度も英文校閲を受けたものもあります。RPT誌では、最低限の英文推敲を行っています。残念ながら十分でないのが現実です。そこで「ネイティブチェックを受けた原稿は英語の問題は少ない」と仮定するのは間違えています。私の経験では、大学院学生が高価な校閲料を払って英文を改善した原稿を確認するよう依頼されたことがあります。本人にはとても気の毒だったのですが、私はほとんど全文を書き直した経験があります。そこで英文原稿の校閲には慎重に校閲者（社）を選ぶ必要があります。

4. 初期推敲および最終推敲に要する日数

投稿原稿受理日から初期推敲結果の著者への返送日までの日数のデータをFig. 1に示します。平均日数は11.4日ですが、最短4日から最長30日まで分布しています。2週間以上の極端に長い日数もありますが、今後、企業の協力

を得てこれらを短縮する努力が必要です。一方、著者が初期推敲結果をRPT誌編集長から受け取ってから、修正後に原稿を提出するまでの日数のデータをFig. 2に示します。平均日数は3.3日ですが、最短0日から最長17日まで分布しています。著者による初期推敲に基づく原稿修正は、企業の専門家による初期推敲よりも短期間でできることが明らかです。

原稿の内容が科学的に適切でアクセプトできると判断されると、原稿は最終推敲のため校閲専門会社に依頼されますが、作業の結果が著者に送られるまでの日数のデータをFig. 3に示します。平均日数は5.3日ですが、最短1日から20日まで分布しています。この結果をFig. 1の初期推敲と比較すると最終推敲に要する日数は短くなっています。この理由は初期推敲と比べると最終推敲の作業は比較的容易だと推定できます。次に、著者が最終推敲結果を受け取ってから修正後の提出までの日数のデータをFig. 4に示します。平均日数は3.0日ですが、最短0日から11日まで分布しています。この結果はFig. 2の結果と似ています。

Table 1 投稿原稿の英文の質の主観的評価レベルの分布

英文の質のレベル	原稿の数
+2	7 (12%)
+1	4 (7%)
0	10 (18%)
-1	21 (37%)
-2	15 (26%)
	57 (100%)

Table 2 原稿の改善に初期推敲結果を利用した程度(%)の分布

利用した割合	原稿の数
90~100%	27 (66%)
80~89%	7 (17%)
70~79%	3 (7%)
60~69%	4 (10%)
	41 (100%)

5. 投稿原稿の英文の質のレベルの推定

投稿原稿についての初期推敲の結果に基づき、編集委員長の私は投稿原稿の英文の質のレベル（-2から+2の範囲）を主観的に評価しています。評価の必要理由は、極端に酷い原稿の場合には同じ筆頭著者が将来別の原稿を投稿する時には、英語論文専門の校閲作業会社による英文推敲の証明を提出することを要求するためです。証明のない原稿は著者に返却されます。評価尺度として、原稿のほとんどすべての文章が初期推敲によって訂正されている最悪の場合には-2を、優れた英文で最低限の修正で済む最善の場合には+2を与えます。最近57編の投稿原稿についての結果をTable 1に示しますが、-2（15編，26%），-1（21編，37%），0（10編，18%），+1（4編，7%），+2（7編，12%）です。そこで英文の優れた原稿（+1，+2）の数は約20%で、かなりの英文修正の必要な原稿（-1，-2）は約60%です。

6. 初期推敲および最終推敲の結果の著者による利用状況

次に、RPT誌から著者に初期推敲の結果を取り入れて原稿を改善する必要性を連絡しますが、著者の判断で「原稿の英文が改善できると思う部分だけを取り入れ、それ以外は無視してください」と連絡します。その結果、英文原稿の改善に初期推敲を取り入れた程度(%)を主観的に判断してもらいます。最近の41編の原稿についての結果をTable 2に示しますが、90~100%（27編，66%），80~89%（7編，17%），70~79%（3編，7%），60~69%（4編，10%）になっています。この結果から、RPT誌への投稿著者は初期推敲の大部分（60~100%）の英文修正を取り入れ原稿の改善に役立っていることが明らかだと思います。

なお、最終推敲の結果を著者に連絡するときには、「あなたの論文の英文を改善する最後のチャンスだから、すべ

てのサジェスションを慎重に考慮するように」と連絡します。その結果、最終推敲の利用度は、編集長として私がすべて確認しますが、すべての原稿について90~100%です。

7. 科学的内容の改善

英語論文の科学的内容の改善は、著者、共著者や指導者の責任です。一般に、研究者は修士や博士を教育する大学院で、研究論文の読み方や書き方を含む研究に必要なすべてのプロセスを学びます。そこで修士や博士を有する研究者は、科学的内容の適切な原稿を書くことが期待されます。しかし、研究者としての教育を受けていない研究者も多数います。この方々は自己研鑽によって研究者となったのですが、多くの研究論文から科学的方法論を学ぶことができます。また研究論文を次々に出版することによって、研究者の能力を次第に向上させることも可能です。日本放射線技術学会では、研究個別指導プログラム^{1~4)}があり、個人的に英語論文作成の指導を受けることができます。今までに数人の若い研究者がこのプログラムを利用して英語論文^{5~9)}を出版するまで成長しています。今後、このようなプログラムを積極的に利用することが有益と思います。

8. 最後 に

RPT誌では他の英語論文学会誌にはない初期推敲と最終推敲の著者支援サービスがありますので、これを積極的に利用して多くの英語論文を書くことに挑戦してください。

謝辞

本稿で用いた4図は、シュプリンガー・ネイチャー社の松本有子さんが用意してくれました。ここに深く感謝いたします。

参考文献

- 1) 土井邦雄：研究のすすめ—日本の若い研究者への研究個別指導を始めて—。日本放射線技術学会関東支部雑誌19: 13-20, 2016
- 2) 土井邦雄：放射線技術の研究—若手研究者育成には何が必要か？—。日本放射線技術学会誌73: 213-215, 2017
- 3) 土井邦雄：研究者の視点—英語論文，人材育成，リーダーシップ，組織運営には何が必要か？—。医用画像情報学会誌35: 35-41, 2018
- 4) 木下尚紀：2年間の研究個別指導から得た生涯の宝。日本放射線技術学会誌73: 1303, 2017
- 5) Kinoshita N, Oguchi H, Nishimoto Y, et al: Comparison of AAPM addendum to TG-1, IAEA TRS-398, and JSMP 12: Comparison of photon beams in water. J. Appl. Clin. Med. Phys. 18: 271-278, 2017
- 6) Kanamoto M, Miyati T, Terashima K, et al.: Simultaneous detection of hepatocellular carcinoma and vessel thrombus by using SPIO-enhanced B-TFE with the T2

- preparation pulse technique. Rad. Phys. Tech. 10: 234–239, 2017
- 7) Sakai T, Doi K, Yoneyama M, et al.: Distortion-free tensor imaging of lumbar nerve roots: Utility of direct coronal single-shot turbo spin-echo diffusion tensor sequence. Magn. Reson. Imaging 49: 78–85, 2018
- 8) Maruyama S, Fukushima Y, Miyamae Y, et al.: Usefulness of model-based iterative reconstruction in semi-automatic volumetry for ground-glass nodules at ultra-low-dose CT: A phantom study. Rad. Phys. Tech. 11: 235–241, 2018
- 9) Takasumi H, Seino S, Kikori K, et al.: Evaluation of the homogeneity of native T1 myocardial mapping using the polarity corrected inversion time preparation method in a myocardial phantom and healthy volunteers. Rad. Phys. Tech. doi: 10.1007/s12194-020-00601-3. [Online ahead of print]

論文紹介

〈連載：RPT誌特集〉

最近のRPT誌レビュー論文から

Title: Discovery of the luminescence of water during irradiation of radiation at a lower energy than the Cherenkov light threshold

Author: Seiichi Yamamoto

Radiol. Phys. Technol. 14: 16–24, 2021

和訳タイトル：チェレンコフ光閾値以下の放射線照射による水の発光現象の発見

著者：山本誠一

チェレンコフ光は放射線のエネルギーに対して閾値があり、電子を水に照射した場合、260 keV以下ではチェレンコフ光は発生しない、すなわち全く発光は生じないというのが常識であった^{1)~3)}。しかし、筆者は、チェレンコフ光閾値以下の放射線のエネルギーに対して水が発光することを発見した。その後、陽子線以外の放射線に対しても画像化を試み、この現象は、すべての電離放射線に共通する発光現象であることを確認し、さらに発光機序も明らかにした。

筆者は、チェレンコフ光閾値以下の放射線照射による水の発光現象の発見以前には、ポジトロン核種から放出されるポジトロンのチェレンコフ光イメージング研究を行っていた^{4), 5)}。治療用の陽子線をアクリルブロックに照射し、核反応で生じるポジトロンを、照射終了後に高感度CCDカメラで撮像することにより、アクリル中のポジトロンの分布を高空間分解能で画像化できることを実証し⁵⁾、その後、粒子線などの発光画像計測を進めるようになった。

まず、水ファントムに、チェレンコフ光閾値以下の100 MeVのエネルギーの陽子線（陽子線のチェレンコフ光閾値は460 MeV、2次電子のチェレンコフ光閾値は120 MeVでチェレンコフ光は発生しない）を上方向から照射し、高感度CCDカメラで陽子線ビームの当たっている部分を撮像することを試みた。その結果、図1(A)に示すような、線量分布にほぼ等しい画像が鮮明に得られた⁶⁾。画像を解

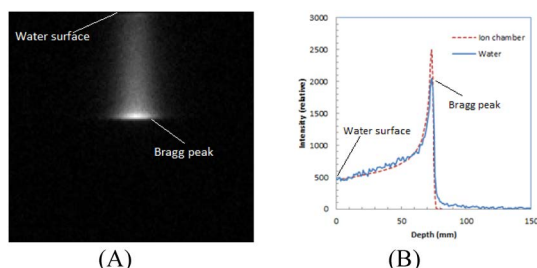


図1 高感度CCDカメラで撮像した陽子線照射中の水発光画像(A)と深部線量分布(B)

析したところ、図1(B)に示すように、ブラッグピークが観察され、また飛程を正確に評価可能であることが明らかになった。

次に炭素線を用いて、同じ方法で画像化を試み、発光画像が得られるかどうかの確認を行った。2次電子のチェレンコフ光閾値より少し高い、245 MeV/uのエネルギーの炭素線を水に照射し、同じように高感度CCDカメラを用いて照射中の水の発光を撮像した。

その結果、図2(A)に示すように、鮮明な発光画像が得られた⁷⁾。しかし陽子線の発光画像と異なり、図2(B)に示すように、水の浅い部分で発光が強くなっていた。理由は炭素線で生成する2次電子のエネルギーが浅い部分でチェレンコフ光閾値より少し高く、その部分にチェレンコフ光が発生したためであることが判明した。

陽子線と炭素線で水が発光することが明らかになったが、その後、低エネルギーX線照射で水の発光を確認する実験を行った。実験は電子の水に対するチェレンコフ光閾値(260 keV)よりはるかに低い60 keVから120 keVのX線の水ファントムに照射し、発光画像を撮像するというものである。X線照射中の水の発光を撮像したところ、図3に示すように、明瞭な発光分布を得ることができた。

この総論では、アルファ線、ベータ線、ガンマ線に対しても発光画像測定を行い、それぞれチェレンコフ光閾値以下のエネルギーの放射線照射で水の発光が起こることも紹介している。また、水の発光は不純物にほとんど影響されず非常に安定していること、水の発光はエネルギーに対し

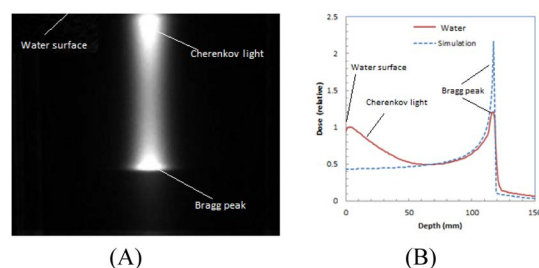


図2 高感度CCDカメラで撮像した炭素線照射中の水発光画像(A)と深部線量分布(B)

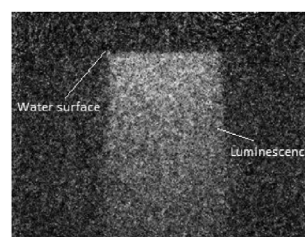


図3 高感度CCDカメラで撮像した低エネルギーX線照射中の水発光画像

て直線性を有すること、さらに放射線照射による水の発光スペクトルの計測に成功し、発光機序も明らかにしたこと⁹⁾も紹介している。

発見した水の発光現象は、これまで知られていなかった新しい物理現象であり、そのインパクトは極めて大きい。水の発光現象は、粒子線の飛程の評価や線量計測などに応用できることも明らかになっており、今後のさらなる研究の発展が期待される。

参考文献

- 1) Jelly JV: Cerenkov radiation and its application, Pergamon Press, London, 1958
- 2) Helo Y, Kacperek A, Rosenberg I, et al.: The physics of Cerenkov light production during proton therapy. *Phys. Med. Biol.* 59: 7107–7123, 2014
- 3) Glaser AK, Zhang R, Gladstone DJ, et al.: Optical dosimetry of radiotherapy beams using Cherenkov radiation: The relationship between light emission and dose. *Phys. Med. Biol.* 59: 3789–3811, 2014
- 4) Yamamoto S, Watabe T, Ikeda H, et al.: Ultrahigh-resolution Cerenkov-light imaging system for positron radionuclides: Potential applications and limitations. *Ann. Nucl. Med.* 28: 961–969, 2014
- 5) Yamamoto S, Toshito T, Fujii K, et al.: High resolution Cerenkov light imaging of induced positron distribution in proton therapy. *Med. Phys.* 41: 111913, 2014
- 6) Yamamoto S, Toshito T, Okumura S et al.: Luminescence imaging of water during proton-beam irradiation for range estimation. *Med. Phys.* 42: 6498–6506, 2015
- 7) Yamamoto S, Komori M, Akagi T, et al.: Luminescence imaging of water during carbon-ion irradiation for range estimation. *Med. Phys.* 43: 2455–2463, 2016
- 8) Yamamoto S, Koyama S, Komori M, et al.: Luminescence imaging of water during irradiation of X-ray photons lower energy than Cerenkov light threshold. *Nuclear Inst. Methods in Phys. Res. -A.* 832: 264–270, 2016
- 9) Yamamoto S, Akagi T, Yamashita T, et al.: Source of luminescence of water lower energy than the Cerenkov-light threshold during irradiation of carbon-ion. *J. Phys. Communications* 2: 065010, 2018

執筆者：山本誠一（名古屋大学大学院医学系研究科 総合保健学専攻）

Author: Seiichi Yamamoto

Abstract: This is a review article on luminescence in water published by JSRT and JSMP (<https://www.jsmp.org/en>).

注) 本論文紹介はJSRT誌との合同企画により両学会誌に掲載しております。

大会開催報告

第119回日本医学物理学会学術大会報告
—Web大会長のつぶやき—

大会長

有村秀孝*

九州大学医学研究院保健学部門医用量子線科学分野

Report of the 119th Scientific Meeting of the Japan Society of Medical Physics

President of the 119th Meeting of JSMP

Hidetaka ARIMURA*

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

1. はじめに

実はタイトルを、「コロナで、ランドマークからの夜景を見ながらコロナビールを飲めなかった幻の大会長」(もっと言うともっと泊まらなかった大会長)を考えましたが、長いかつあまりスマートではないし、それはいかがなものですか、と言う編集委員長のこまった顔が浮かんだので、素直なタイトルにしました。ただ、もうすぐ121回大会が開催される時期に、今頃119回の報告をしても誰も読まないと思いますので、Web大会長として感じたことをつづねるままに、つぶやきとして書かせていただきました。

2. 普通の大会長からWeb大会長へ

当初、第119回日本医学物理学会学術大会を2020年4月9日(木)~12(日)の4日間にわたってパシフィコ横浜で開催する予定でした。JRC2020全体のメインテーマは「一寸の光陰 The power of Imaging」でした。

JRCの準備期間はとにかく長い! 青木JRS大会長、奥田JSRT大会長を始めとするJRC2020の実行委員会の場合、2018年12月にはテーマとポスターを決めました。2019年のJRC2019のときにコマーシャルを兼ねてポスターを貼るためです。

さらに、JSRT(奥田先生、梁川先生、柳田先生)との国際セッションについての話し合いは2019年2月に始まりました。これは新しい試みだったので、いろいろなことを決めるのに時間がかかり、「ま、あとは飲みながら」と、飲みながらも続け、大変でしたが、楽しかったですね。

JSMPも納富先生、亀澤先生が多くのことを一生懸命裁き、いろいろとよく働いてくれて、私は大量のメールを眺

め、「はい、そのようにお願いします」を書く日々で、粛々とJRC2020の開催に向けて順調に準備を進めていました。そして、2020年2月10日には最後のJRCの実行委員会が開かれ、福岡の夜を楽しみました。とにかく、ここまでは普通(old normal?)でした。

ただ、その後日本でも新型コロナウイルスが感染拡大し、2020年2月末くらいに緊急メールが飛び交い、2月26日にJRC理事会でWeb開催が決定され、普通の大会長からWeb大会長になりました。最初は、Web開催?! うーんそういえば東日本大震災のときにやってたような感じがな、というスタートでした。

3. Web開催でも学会はなんとかなる?

2020年3月当時、Web開催の学会に参加したことはほとんどなく、大学でも遠隔講義をどうするのか、みたいな話が始まったばかりで、よくわかりませんでした。私も所属部局の遠隔講義のWGの委員になったりして、その当時Skype, Zoom, Webexの違いなど遠隔講義ソフトをいろいろと調べました。それと同時にJRC2020のWeb開催の準備も遠隔会議で進めていきました。4月に福岡にも緊急事態宣言が出て、JRCの会議も大学の講義も飲み会も急になんでもかんでもオンラインになって、「コロナ吹きネットで繋がる 読めない空気」(著者作)を感じながら、あっという間に4月が過ぎました。GWもどこにも行けず、いろいろとJRCの準備や講義の準備をやっていたら、Web開催当日になりました。

ここで、一応Web開催のまとめです。

新型コロナウイルス拡大の影響のため2020年5月15日(金)~6月14日(日)に日程を変更しWeb開催。JRC2020全体のメインテーマは「一寸の光陰 The pow-

* 連絡著者(corresponding author) 九州大学医学研究院保健学部門医用量子線科学分野 [〒812-8582] 福岡県福岡市東区馬出3-1-1 Division of Medical Quantum Science, Department of Health Sciences, Faculty of Medical Sciences, Kyushu University, 3-1-1 Maidashi, Higashi-ku, Fukuoka-shi, Fukuoka 812-8582, Japan
E-mail: arimurah@med.kyushu-u.ac.jp

er of Imaging」で、企画等は現地開催の内容とはほぼ同じで、普通のCypos、音声付きCypos、講演ビデオなどさまざまなコンテンツを用意しました。JSMP関連のWeb参加者は941名（会員：835、招待：40、JSMPその他学生：10、JSMP学生会員：56）でした。昨年在1025名だったのですが、Web開催だから参加しやすくて増えるかとも思いましたが、力不足ですね。皆さん、ごめんなさい。

今大会の新たな試みはJSRTとの使用言語は英語のみの国際ショナルセッション(IS)で、総演題数は164で、JSMPは35、JSRTは129（プログラム編成時）でした。英語演題率は63%で過去最高でした！

4. 学会ってなに？

最近ではWeb学会またはオンライン学会と呼んでいるようですが、Web学会を自ら開催し、これまで国内、国際学会にオンライン参加してみて、オンラインでも学会は意

外となんとかなるんだな、という印象です。そこで、学会とは何かを少し考察。

『学会とは、研究者が自己の研究成果を公開発表(1)し、その科学的妥当性をオープンな場(2)で検討論議する場である。また同時に、査読、研究発表会、講演会、学会誌、学術論文誌などの研究成果の発表の場を提供する業務や、研究者同士の交流など(3)の役目も果たす機関でもある。(ウィキペディアを少し改変)』

この学会の定義だと、オンライン学会でも十分に目的を達成してしまっています。(1)と(2)に関しては、オンラインの方が公開とオープン（バーチャルですが）の範囲が広がると思います。忙しくて学会会場に行けない方、身体的に難しい方、旅費が厳しい方（私？）などは可能な範囲でオンライン参加できるのは、オンライン学会の良い点だ

Table 1 JSMP119 Presidents Awards, Gold Silver and Bronze

Award	ID	Authors	Title	Session category
President's Award Gold	O-040	Koki Kasamatsu, Taeko Matsuura, Seishin Takao, Sodai Tanaka, Naoki Miyamoto, Jin-Min Nam, Hiroki Shirato, Kikuo Umegaki	SLD repair impact on prolonged proton irradiation with various cell specific parameters	Radiation Therapy (Heavy Particle) E1 Biology/Range
President's Award Gold	O-057	Yutaka Otake, Kenji Shimazoe, Yuki Mitsuya, Mizuki Uenomachi, Wei Seng Foong, Kei Kamada, Akira Yoshikawa, Shiro Sakuragi, Hiroyuki Takahashi	Evaluation of energy and time characteristics using Liqunert processed CeBr ₃ crystals	Radiometry/Spectrometry/Dosimetry/Protection E1 Characteristics of Measurement
President's Award Gold	O-080	Kentaro Miki, Akito Saito, Daisuke Kawahara, Takeo Nakashima, Ikuno Nishibuchi, Tomoki Kimura, Yuji Murakami, Yasushi Nagata	A new workflow of appropriate planning for VMAT using patient specific template with geometrical ideal dose distribution	Radiation Therapy (Photon/Electron) E3 VMAT/Treatment Planning 1
President's Award Silver	O-042	Takamitsu Masuda, Teiji Nishio, Akira Sano, Kumiko Karasawa	Proton dose estimation using PET: extension of the ML-EM algorithm to inhomogeneous targets	Radiation Therapy (Heavy Particle) E1 Biology/Range
President's Award Silver	IS-142	Toshiyuki Terunuma, Takeji Sakae	Target boundary tracking on BEV by patient-specific deep learning	[JSRT-JSMP Joint International Session Oral] Radiation Therapy: Particle
President's Award Silver	IS-135	Hiraku Iramina, Mitsuhiro Nakamura, Takashi Mizowaki	Development of a correction method for megavoltage scatter-contaminated CBCT image acquired during rotational beam delivery	[JSRT-JSMP Joint International Session Oral] Radiation Therapy: Photon/Electron -2
President's Award Bronze	O-086	Minoru Nakao, Shuichi Ozawa, Kiyoshi Yamada, Kentaro Miki, Takeo Nakashima, Mineaki Seido, Atsushi Kawakubo, Hiroshige Nozaki, Yasuyuki Kubo, Yasushi Nagata	Development of an original CT number calibration phantom for postal audit	Radiation Therapy (Photon/Electron) E4 Measurement
President's Award Bronze	O-017	Yuto Tamura, Kazuyuki Demachi, Ryota Kitsunai, Bhusal Chhatkulit Ritu, Masahiro Nakano, Kanabu Nawa, Keiichi Nakagawa	Realtime 3D movie reconstruction algorithm using MR-linac by deep learning	Radiation Therapy (Photon/Electron) E2 Deep Learning
President's Award Bronze	O-072	Shinya Mizukami, Hidetake Hara, Daiki Hatakeyama, Eiichi Kanai, Daiki Yokoyama, Hiroshi Muraishi, Tsutomu Gomi	Fundamental study of new CT-based thermometry for visualization to deep temperature in human body	Magnetic Resonance /Diagnostic Imaging (Others) E1 Magnetic Resonance/Diagnostic Imaging (Others)

と思います。特に旅費が要らないのは研究費的にはかなり助かります。

ただ、(3)の「交流など」の“など”に含まれると(私は)信じている、立ち話をする、食事しながら(いつも飲みながらですが)話(研究談義、研究室のことをぐるなど)をすることは無理ですね。結局、オンライン学会の最大の弱点は“など”が足りない。つまり、「雑談“など”ができない」。飲み会だけ(本音)ではなく、偶然、会場の通路で会って立ち話をする、休憩所に行ったら、たまたま知り合いに会う、その知り合いが新しい人を紹介してくれる、といった偶然の出会いもない。人の繋がりはとても大事なんですけどね。とにかく、以上まとめると、以下のような普遍的な数式(著者作)が成り立つんです。

(対面の学会) - (オンライン学会) = 雑談“など”

(対面: 旅費 + 参加費) - (オンライン: 参加費) = 旅費

私の聡明な奥さんに言わせると、「高い旅費を使って横浜に行く理由が、雑談“など”！」と早計な結論を出すことになる。しかし、実はこれが対面学会の本質かも！

いやいや、そうじゃなくて、私は横浜の学会の空気が好きだと言いたい！爽やかな春風流れる美しい横浜に行くと、私だけでなく皆さんの脳が活性化し、普段と違う雰囲気ができていると思うんです。この雰囲気から研究の新しいアイデアが生まれる。だから、高い旅費に見合う！(いいですね~この論法)(それはオンラインでも頑張れば作れるかもしれませんが、それは違うと主張したい。オンラインでは伝わらないものがある“不立文字”の考えです。)

5. 受賞者一覧 (Table 1)

今回は9名の方が大会長賞を受賞されました。ただ、女性の割合が医学物理学会は少ないような気がしますね。皆さん、どんどん発表して賞を取ってください。

Table 2 Summary of diverse programs in the 119th JSMP Meeting including JRS-JRST-JSMP Joint Symposium and special lectures

Fundamental theories and technologies on radiology	▶ Joint Special Lecture 1, "Gymnastics and Medicine: A Practice of Sportology", Mr. Hiroyuki Tomita ▶ Joint Special Lecture 2, "Future in the era of artificial intelligence", Mr. Yoshiharu Habu ▶ Joint Symposium 1 [JRS plan] "Principles and recent advances of CT and MRI" ▶ Joint Symposium 3 [JSRT plan] "Revision of DRLs and future expansion in medical exposure" ▶ Special Lecture @JSMP, "Advanced MRI methods for characterization of tissue physiology and microstructure", Prof. Ronnie Wirestam (Lund University) ▶ JSMP Symposium 3, "Recent advance on radiation-detection technique using phenomena of luminescence and sound" ▶ JSMP Lunch Time Lecture 1, "Methods for retrospective dosimetry after the occurrence of an unexpected radiation exposure", Prof. Hiroshi Yasuda (Hiroshima University)
The power of Imaging with AI	▶ Joint Symposium 2 [JSMP plan], "Smart Imaging - QIBA vs Radiomics vs AI -" ▶ JSMP-JSRT Joint Lecture [JSMP plan], "Large-scale quantum computing with quantum teleportation", Prof. Akira Furusawa (University of Tokyo) ▶ JSRT-JSMP Joint Lecture [JSRT plan], "From Molecular MRI to Quantum Technology Ver. 2 ~What's Next for MRI?", Dr. Ichio Aoki (QST) ▶ JSMP Symposium 2, "Opening gateways to future medicine via data science" ▶ JSMP Lunch Time Lecture 2, "The state-of-art method of artificial intelligence in the medical field", Prof. Takumi Ichimura (Prefectural University of Hiroshima) ▶ JSMP Lunch Time Lecture 3, "Cancer Theranostics with ⁶⁴Cu-labeled radiopharmaceuticals", Dr. Yukie Yoshii (QST)
Diverse researchers (international relationships)	▶ JSRT-JSMP Joint International Session (General Session in English) ▶ JSRT-JSMP Joint International Student Session ▶ JSMP Symposium 1, "Foreseeing the future medical physics" ▶ IOMP-AFOMP-JSMP Joint Session, "Activities and roles of IOMP and AFOMP" ▶ JSMP-JSMBE Joint Session, "Biomedical sparse modeling and image generation techniques for medical treatment" ▶ JSRT-JSMP Joint Seminar to acquire Grants-in-Aid < KAKENHI >
Novel radiotherapeutic technologies	▶ JSMP Morning Educational Lecture 1, "Outline of Japanese guideline 2019 for respiratory motion management, and tips for proper clinical practice", Dr. Masahide Saito (Yamanashi University) ▶ JSMP Morning Educational Lecture 2, "An explanation of guidelines for image guided radiation therapy", Dr. Yu Kumasaki (Saitama Medical University) ▶ JSMP Morning Educational Lecture 3, "Ultra-High Dose Rate FLASH Radiotherapy: Current Technology and Translational Science in Cincinnati", Dr. Anthony E. Mascia (University of Cincinnati) ▶ Report from JSMP QA/QC Committee, "A survey on utilization of flattening filter free photon beams in Japan", Dr. Takumi Kodama (Saitama Cancer Center)



Fig. 1 納富Web実行委員長（左上）、Web大会長（右上）、亀澤Webプログラム委員長（中央下）のオンラインビデオの様子



Fig. 2 Associate Prof. Karen Drukker (University of Chicago) (左) とWeb大会長 (右) のオンラインインタビューの様子



Fig. 3 Prof. Ronnie Wirestam (Lund University) のオンラインビデオの様子

6. 企 画

今回は4つのテーマを掲げて企画しました。（実は後付けですけど）Table 2（邦文集からの抜粋）に企画の要約を示します。

7. ま と め

JRSの青木先生、JSRTの奥田先生、JRC実行委員会の皆様、JSMPでは納富先生、亀澤先生 (Fig. 1), 実行委員の先生方、プログラム委員の先生方には、大変、大変お世話になりました。今までの努力がひっくり返ってしまうことがたくさんありましたが、なんとかあったのは皆様のお陰

です。心から感謝申し上げます。普通の大会長としては幻になりましたが、Web大会長になりました！こうなったら、楽しもうと、好き勝手にKaren（米国シカゴ大学）と早朝から（時差のため）ビデオ会議でインタビューごっこをしたり (Fig. 2), インタビューはいやだと断ったRonnie（スウェーデンのルント大学）はえらく良くできたビデオ (Fig. 3) を作ってくれて、暇？と思いながら、いろいろと楽しかったです。なので、ま、これでもいいかな、という感じです。しつこいですが、残念なのはスイートに泊まらなかった、ことです！いつかまた春の横浜で対面での雑談“など”を楽しめる日が来ることを願っています。

施設紹介

近畿大学大学院医学研究科基礎医学系医学物理学専攻・ 近畿大学病院がんセンター放射線治療部医学物理室の紹介

田村 命*, 門前 一, 松本賢治, 大塚正和, 花岡宏平, 浅井義行

近畿大学大学院医学研究科基礎医学系医学物理学専攻

近畿大学病院がんセンター放射線治療部医学物理室

Introduction of Medical Physics Course in Kindai University

Mikoto TAMURA*, Hajime MONZEN, Kenji MATSUMOTO, Masakazu OTSUKA, Kohei HANAOKA, Yoshiyuki ASAI

Department of Medical Physics, Graduate School of Medical Sciences, Kindai University

1. 施設概要

近畿大学は、大正14年(1925)創立の大阪専門学校と昭和18(1943)年創立の大阪理科大学を母体として、昭和24(1949)年に設立されました。現在は、キャンパスが東大阪(本部)・大阪狭山・奈良・和歌山・広島・福岡に存在し、14学部48学科と短期大学部がある、西日本最大規模の総合大学です。近年では、水産研究所の「世界初となるマグロの完全養殖の成功」が多くのマスコミに取り上げられ、近大マグロが一躍有名になりました。さらに、日経BPコンサルティングの「大学ブランド・イメージ調査(2020–2021)近畿編」によると、大学ブランド総合力は京都大学と大阪大学に次ぐ、第3位にランクインしました。

医学部は1974年に南河内郡狭山町(当時)に設置され、翌年には近畿大学医学部附属病院が開院しました。2007年にがんセンターが開設、2009年には南大阪における地域がん診療連携拠点病院に指定されて以来、がんセンター

はその中心的な役割を果たしています。本学大学院医学研究科博士課程における医学物理学教育は、2008年のがんプロフェッショナル養成プランの開始に伴い、基礎医学系の専攻分野として発足、がんセンターにも放射線治療部医学物理室が設置されました(図1)。現在、医学物理学教育における教員は3名、医学物理学専攻の修了者は11名、大学院生が7名在籍しています。また、修了生のうち2名が半年程度の短期間海外留学を経験、2019年には海外から1名の留学生を受け入れました。

2. 運用状況

近畿大学病院は、リニアック2台: Halcyon, TrueBeam (Varian社)(図2)、小線源治療装置1台: マイクロセレクトロンHDR-V3 (Nucletron B.V.), 治療計画用CT装置1台: Optima660 (GE社)、治療計画装置7台: Eclipse (Varian社)を所有しており、内Eclipse 2台は大学院生および医学部生の実習用です。放射線治療の年間の新規患者数は、約800名となっており、IMRTおよびVMATの割合は50%程度です。医学物理室の臨床業務は、主に装置の立ち上げやQA、高精度放射線治療(IMRT/VMAT, SRS/SRT/SBRT)の治療計画の立案です。治療部位としては、前立腺癌や頭頸部癌が多く、脳腫瘍や肺癌、食道癌、肝臓癌、膵臓癌、直腸癌、子宮頸癌などが続きます。

3. 研究紹介

本研究室では、臨床における課題や疑問点を提起し、産学連携や医工連携により新しい素材の開発を共同で進め、臨床応用まで繋げています。代表的な内容は、1. 鉛を含まない放射線防護材の開発、2. 知識ベース放射線治療計画(Knowledge-based Planning: KBP)の臨床への応用、3. 放射線透過性を高めた新素材の開発が挙げられます。



図1 がんセンター放射線治療部医学物理室メンバー

* 連絡著者(corresponding author) 近畿大学大学院医学研究科基礎医学系医学物理学専攻・近畿大学病院がんセンター放射線治療部医学物理室 [〒589–8511 大阪府大阪狭山市大野東377–2]

Department of Medical Physics, Graduate School of Medical Sciences, Kindai University, 377–2 Onohigashi, Osakasayama, Osaka 589–8511, Japan

E-mail: mtam@med.kindai.ac.jp



図2 近畿大学病院放射線治療科のリニアック (左: TrueBeam, 右: Halcyon)

3.1 鉛を用いない放射線防護材の開発

放射線を用いた医療・工学分野では、遮蔽材として鉛が主に使用されています。しかし、鉛は加工が困難なことや人体に有毒であることに加え、その廃棄物は環境への影響が懸念されており、鉛を含まない放射線遮蔽材が求められています。タングステンは、X線や γ 線などの放射線を遮蔽する能力を持ち、人体への有毒性もありません。我々は、タングステンを紙やゴムに担持できる技術を用いて、タングステン機能紙(Tungsten Functional Paper: TFP)やタングステン含有ゴム(Tungsten Containing Rubber: TCR)を産学連携にて開発してきました。最近では、加温することで粘土のように柔らかくなり、自由成形が可能である一方、室温や体温では形状を維持できる“リアルタイム可変型タングステン含有ゴム(サンタックシーラー Soft Tungsten Rubber: STR)”を開発しました。STRが、電子線治療や ^{192}Ir を用いた小線源治療において、十分な遮蔽能力を有することを証明し^{1), 2)}、2020年12月に上市に至っています。

3.2 知識ベース放射線治療計画(Knowledge-based Planning: KBP)の臨床への応用

本研究室では2016年にKBPの研究に着手しました。大学院生がわずか30分で作成したモデルが、臨床で実際に照射したプランよりも優れた線量分布であったという驚愕の結果が得られました。しかし、KBPにより一度の最適化計算で得られた線量分布は、計画の質の均霑化には大きな恩恵もありますが、臨床への導入には、1. ターゲットとリスク臓器のOverlap領域の分布の弱さ、2. MU値の増加、3. モデル共有が困難など、解決すべき点もあります。我々はこれまで、KBPの弱点やその原因を明らかにし、それらを補う方法を研究してきました。そして、2018年には多施設研究班を発足、現在もモデルの共有を目標に日々研究を進めています(2019・2020年度JSRT学術研究班)³⁾。また、本多施設研究班の培ってきたノウハウは、Varian社公認のホワイトペーパー“RapidPlan™ User Note and Tips”としてまとめております。掲載の際には、ぜひご覧ください。

3.3 放射線透過性を高めた新素材の開発

放射線治療用の寝台には、一般的にカーボンが用いられています。このカーボンカウチは丈夫であり、たわみも小さいのですが、ボラス効果によりGrade 2以上の皮膚障害が背部に起こったという報告があります。そこで我々は、発砲体に薄いガラス素子を接着することで、丈夫かつたわみも小さく、放射線透過性に優れたボード(HM-board)を開発し、皮膚表面線量をカーボンカウチより低減できることを示しました⁴⁾。用途は異なりますが、Halcyonの高精度で安全なコミッションングにも一翼を担っております⁵⁾。

さらに、現在近畿大学で行われている「“オール近大”新型コロナウイルス感染症対策支援プロジェクト(<https://newscast.jp/news/221249>)」の一環で、本ボードは超軽量簡易型ベッドへと変貌を遂げました。重量が10kg程度で女性でも1分以内に組み立て可能、消毒や丸洗いができ、厚さ5cm程度に収納もできます(<https://newscast.jp/news/6121976>)。今後のパンデミックや非常事態が起きた際に活躍が期待されます。このように、時には専門の枠を超えた挑戦もしています。

4. 大学院教育

本学大学院医学研究科博士課程は、4年の博士課程を経て、医学博士を取得できます。医学物理学専攻では、すべての院生がすでに臨床を経験している社会人であり、日々感じている臨床の疑問の解決、知識不足の補いを目的に入学する学生がほとんどです。

大学院では、医学物理学専攻や放射線腫瘍学部門のみならず、他分野や他大学・他研究所から様々な先生を招いて、講義を行なっています。(生理学の講師によるサルの脳に電気信号を送る実験の講義や、1年次に行われる解剖学実習は、放射線治療や放射線検査に携わる者にとって薫陶の賜物となっています)。このように、専攻分野間の垣根がなく、横断的な教育や研究ができることも特長のひとつです。また本研究室では、国際交流を盛んに行っています。2017年にはタイのチュラロンコン大学と、2019年には韓国カトリック大学と合意覚書(Memorandum of Agreement: MOA)を締結(図3)、その後近畿大学東大阪

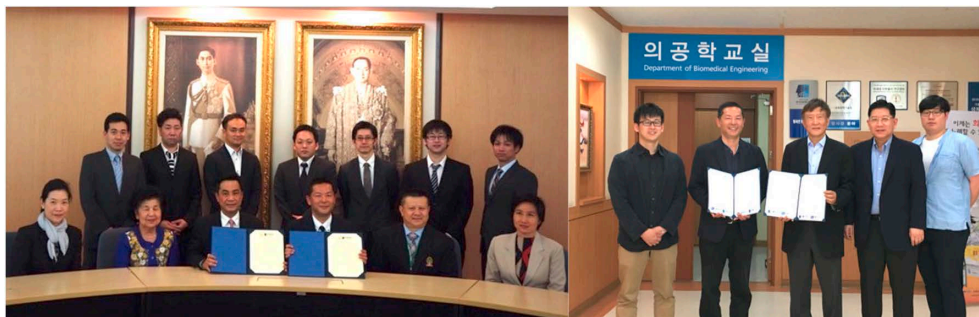


図3 タイのチュラロンコン大学にてMOA締結（左），韓国カトリック大学にてMOA締結（右）



図4 近畿大学東大阪キャンパスにてチュラロンコン大学との合同研修会（左），韓国カトリック大学からの留学生とスイスからの研修生との休日観光（右）

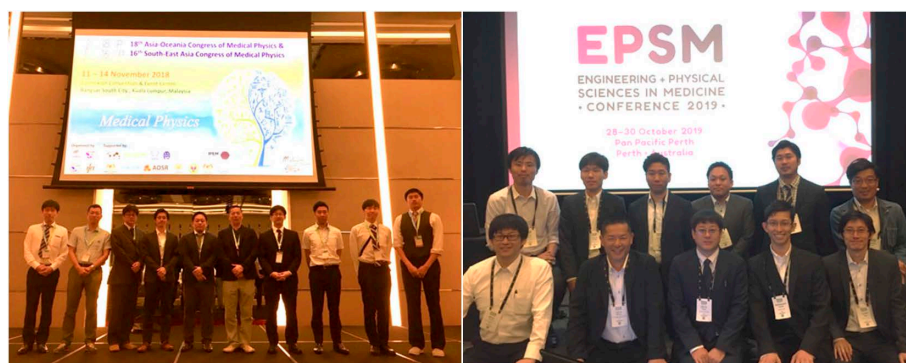


図5 マレーシアクアラルンプールで開催された第18回アジアオセアニア医学物理学学会学術大会での集合写真（左），オーストラリアパースで開催された第19回アジアオセアニア医学物理学学会学術大会での集合写真（右）

キャンパスにてチュラロンコン大学との合同研修会を行ったり，韓国カトリック大学からの留学生を受け入れました（図4）。2018年に近畿大学で開催した国際医学物理の日には，韓国カトリック大学から研究者や大学院生を招きました。国際学会での経験（図5）や留学生や海外からの研修生との日常会話や研究のディスカッションを英語で行える恵まれた環境のおかげで，2年次や3年次には国際学会にて英語で講演を行う大学院生もいます。

研究面では，産学連携による開発（前述のTFPやTCR，STR，HM-boardなど）に携わったり，これらを医学にどのように応用できるかを考えたり，臨床における疑問点や課題を解決したり，基礎研究と臨床とを結びつけたりと，多種多様な研究テーマに挑戦しています。詳しくは，

<https://www.med.kindai.ac.jp/radio/performance.html> をご覧ください。

5. さいごに

医学物理は数学や物理といった自然科学の側面から医学をみつめる大変面白い学問です。医学は目の前の患者を救い，医学物理はワールドワイドに人に貢献できる学問とも言われています。現在では，産学連携・医工連携の促進，多くの診療科や他学部，そして企業との協働により，活躍の場が大きくなってきています。自由が校風の実学の近大で，一緒に何らかの形で世界を救いませんか？本教室にはそれが実現できる環境があります。お近くにお越しの際は気軽に立ち寄りください。お待ちしております。

参考文献

- 1) Monzen H, Tamura M, Kijima K, et al.: Estimation of radiation shielding ability in electron therapy and brachytherapy with real time variable shape tungsten rubber. *Phys. Med.* 66: 29–35, 2019, doi:10.1016/j.ejmp.2019.09.233
- 2) Matsumoto K, Tamura M, Otsuka M, et al.: Dosimetric characteristics of a real time shapeable tungsten containing rubber with electron beams. *Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi* 76: 1248–1255, 2020, doi:10.6009/jjrt.2020_jsrt_76.12.1248
- 3) Monzen H, Tamura M, Ueda Y, et al.: Dosimetric evaluation with a knowledge-based planning created at different periods in volumetric modulated arc therapy for prostate cancer: Multi-institution study. *Radiol. Phys. Technol.* 13: 327–335, 2020, doi:10.1007/s12194-020-00585-0
- 4) Tamura M, Monzen H, Matsumoto K, et al.: Reduction of potential risk for skin toxicity in megavoltage radiotherapy using a novel rigid couch. *In Vivo* 32: 531–536, 2018, doi:10.21873/invivo.11271
- 5) Tamura M, Monzen H, Matsumoto K, et al.: Design of commissioning process for HalcyonTM linac with a new rigid board: A clinical experience. *Phys. Med.* 77: 121–126, 2020, doi:10.1016/j.ejmp.2020.08.004

連載コラム シカゴ通信

アメリカの実験—民主主義をどうやって守るのか？—

〈Chicago Report〉 American Experiment: How Can We Protect Democracy?



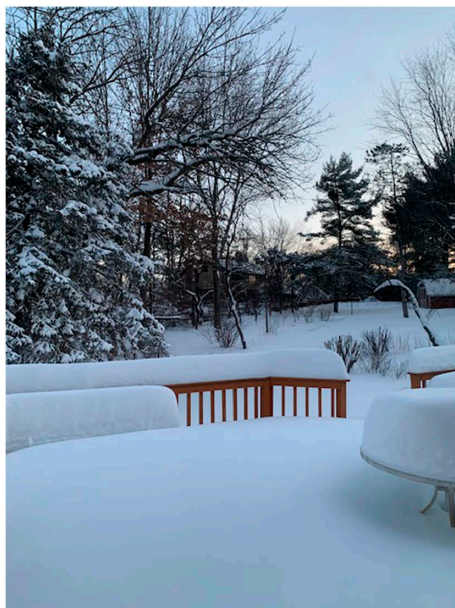
昨年末に医学物理第40巻第4号の巻頭言に、私は「民主主義をどうやって守るのか？」という記事を書きました。その後米国大統領選挙が行われジョー・バイデンが当選したのですが、予期されたようにスムーズな政権移行が行われず現在も流動的な状態が続いています。そこで歴史的な立場と現状などについてその後の情勢を「シカゴ通信第2報」として述べたいと思います。「シカゴ通信」と名付けたのは、昨年コロナ感染によるパンデミックが始まってから私はシカゴに隔離状態になり、日本の友人やシカゴ会^{注1)}の皆さんに米国の情勢を「シカゴだより」としてお知らせしています。最近170号になり多くの方から好評なものと医学物理学会誌編集委員長の長谷川智之先生からの依頼で、「シカゴだより」の一部とその後の進展を医学物理学会にも報告したいと思っています。

米国は1776年にイギリスとの独立戦争に勝利し、イギリス国王から独立したのですが、その当時米国は13の地域からなるイギリスの植民地でした。13の地域の代表者達は、激しい議論の後に憲法を作り、「法の基には皆が平等で法に従う」事を約束し、国王のいない「誰も法の上にはいない自由な連合国家」とし、アメリカ合衆国（United States of America）と呼ぶことを決めたのです。これが近代における世界最初の民主主義国家の始まりです。そこで米国のやっているのはアメリカの実験（American Experiment）と呼ばれています。最近でも、前の選挙で「トラン

プが当選すれば、アメリカの実験は終了する」と言われていたのは、「トランプは民主主義に興味がなく、ロシア、中国、北朝鮮などのような独裁国にしたい」と思っているからです。始めに述べたような建国の事情のため、米国は国全体に関係する規則や法律と、各州が独立に決める規則や法律の2本立てなのです。例えば警察、検察、法廷なども各州独立なものと、全体に適用される連邦制のFBI、連邦検察、連邦法廷などがあります。

米国は、今までに奴隷問題、南北戦争、大恐慌、2度の世界大戦と人種差別問題や朝鮮戦争、ベトナム戦争、アフガン戦争などの局地戦争を経験し、更に世界各国から多くの移民を受け入れています。そこで米国は多国籍民の集まった多国籍国家の様な状況も含んでいます。世界中のどこかで二つの国の争いになると、米国には必ず両側の国の出身者がいますので、「どちらに味方するのか？反対するのか？」は、客観的で公平な評価に基づいて判断され、勝手な身びいきや偏見は許されないのです。そこで「民主主義に基づくアメリカの強い正義感」が育てられ、アメリカの実験が成功すれば、世界平和への鍵となる可能性があります。一方、自由を旗印にしているため、個々の多国籍出身者の考え方は広範にわたり、保守的思想から革新勢力や、極端な右翼暴力肯定から暴力否定まで信じられないほど多種類の考え方が混在しています。この「自由な思想や発想が許されていることは、良い場合もあり、大きな問題」

注1) シカゴ会は私がシカゴ大学で現職の間（1969～2009年）に、研究員や訪問者としてカート・ロスマン放射線画像研究所を短期訪問、あるいは長期滞在された方々とその友人などからなる親睦会で、日本放射線技術学会の春季大会や秋季大会の折には懇親会が開かれています。



となる場合もあります。また国王のような絶対権力者がいないため、民主的な解決を図るのは極めて困難な場合が多いと思います。しかし、そのために「困難な問題に対する回答を探す努力は、多くの教訓となり民主主義を成長させる」可能性があります。

トランプは2016年の大統領選挙で、大方の予測に反してヒラリー・クリントンを破って当選したのですが、本人も当選するとは思っていなかったようです。選挙にはロシアの選挙妨害がありトランプとの関係は疑われていたのですが、議会の特別捜査では「トランプとロシアの共謀による選挙違反」の明確な証拠が見つからず有耶無耶になっています。その理由の一つは「現職大統領の犯罪の捜査は極めて困難」だからです。しかし、トランプの周囲には多数の選挙違反や虚偽証言などで多数の犯罪者が逮捕・投獄されていましたが、多くの方はトランプの恩赦で自由の身になっています。そこで「トランプとロシアの共謀事件」の捜査はまだ終了していないと思われます。

2020年11月6日の大統領選挙では、選挙の始まる前からトランプは「選挙には違反や不正がありインチキだ、結果は自分の大勝利だ」と大ウソをついていました。選挙後にも更に大声で、「自分が勝った、勝った、勝った」と叫び、インターネットにも繰り返しウソの情報を流し続けたのです。恐ろしいことに多くの共和党員はこのウソを信じているのです。今でも共和党の約70%はトランプを信じています。しかし上述のように米国は自由の国であるため、「ウソを信じる人達を容易に否定し消去することができない」のです。そのうちに本人がウソだと気がついて自分で考え

を変えなければ、外部から強制することはできないのです。更に、大統領の毎日のウソと偽情報があまりに日常的になっているため、多くの一般の方や一部の共和党議員は「平気で嘘や偽情報を公言する」ようになっています。

選挙結果は各州で集計され次々に公表され、代表選挙人数ではバイデン306票、トランプ232票となり、バイデンの当選は明らかになったのです。なお、直接投票人数ではバイデン8,100万票、トランプ7,400万票でした。しかしトランプは「選挙に不正やインチキがあった」と各州裁判所に60件も訴訟したのですが、いずれも証拠不十分で却下されています。最高裁判所まで進んだケースもあったのですが、審議されずに指し戻し否定されています。これらの訴訟では「トランプの弁護士達が法廷でウソをついていた」とのことで、現在弁護士失奪の訴訟が出ています。その後ミシガン州、ペンシルバニア州、ジョージア州での州議会による選挙結果の承認の過程で、トランプは共和党員に圧力をかけ選挙結果を修正・変更するよう試みたのですが、マスコミが早めにすべて報道したため、この不正悪事を実現しませんでした。ジョージア州では州長官に1時間もの電話で選挙結果を変えるよう脅迫したのですが、州長官は電話記録を公表しトランプに従わないことを明らかにしています。州長官や選挙担当者は共和党員ですが、トランプの指令に従わない正義感の強い方もいるのは明らかです。最近、今度の選挙でジョージア州検事に当選した黒人女性のファニー・ワラスは意志の強い聡明な検事ですが、トランプの選挙違反を検挙・訴追すると明言しています。更に、トランプは米国司法省の臨時長官や高官に「各州の選

挙結果を無効宣言する」よう要求したのですが、「高官達は反対し、もし強行するなら全員辞職する」と迫ったためにトランプは諦めたそうです。司法省の「キャリア組」と呼ばれる高官達の強い正義感がトランプに正面から立ち合えなかったのです。

選挙結果の米国上院下院による合同会議での最終確認の儀式は2021年1月6日に予定されていましたが、この会議の議長はペンス副大統領です。そこでトランプは「ペンスが副議長として選挙結果を承認しない」よう強く要求したのです。ペンスは「自分の役割は儀式的な議長なので、それはできない」と否定し続けていたそうです。そのためトランプとペンスの仲は冷たくなっていたそうです。1月6日には、ホワイトハウス横の広場でトランプは数千人の仲間と「選挙結果は詐欺で不正があった、自分が当選した、民主主義を守るために議会を激しく攻撃する。自分も行進する」と扇動したのです。その後、白人至上主義者、プラウド・ボーイズ、ナチ信奉者、Qアノンなどの極右翼暴力団からなる暴徒は、議会周囲の少数の警備警官の隊列を暴力で粉砕し、「国民の家と呼ばれる神聖な議会」に突入したのです。一方、国会議員達は大統領選挙結果の最終確認の会議が始まっていましたが、暴徒が突入するとの報に議会内の安全な場所に退避誘導されたのです。しかし、その退避のタイミングは暴徒侵入のすれすれだったそうです。暴徒たちは「ペンスを吊るし首にしる」、更に下院議長の「ナンシーはどこだ」と叫んでいたのがTV実況中継されていました。トランプはこのTV中継を眺めて満足していたそうです。しかし、憲法の下で国民を守るはずの大統領として「何故この暴徒に止めろ」といわなかったのが問題視されています。この暴挙で4名の方が死亡し多数の警官が

負傷しました。現在多数の暴徒は逮捕され、更に事前に暴挙を扇動計画した可能性があるため重罪追及の犯罪捜査は拡大しています。

トランプによる選挙結果を否定する大嘘から国会議事堂への暴動扇動までの一連の行為は、「民主主義を破壊し独裁制へ移行するためのトランプのクーデターの失敗」とみなされています。議会ではトランプの責任を追及し弾劾裁判が始まり、下院は賛成多数で弾劾を可決したのですが、上院では多数の共和党員の阻止で否決されています。この結果は、多くの共和党員は「未だにトランプを恐れて」トランプ支持を表明しているからです。このグループは「民主主義はどうでも良いトランプ・カルト」と呼ばれています。しかしトランプに反対する従来からの保守的な共和党員は民主主義を支援しています。そこで共和党は大きく内部分裂していますが、今後「党分裂するのか、どのように変化するのか」明確ではありません。このことから米国には民主主義を信じていない方が約30%もいることになり、不思議な感じがします。逆に言うと米国の民主主義を守っているのは約70%の米国民ということになります。「民主主義は壊れやすい」と言われていますが、今回の米国での経験はまさにその実例の一つだと思います。実際に民主主義が破壊された例は沢山あります。第2次世界大戦前のドイツ・ヒットラーのナチ、日本の軍事政権などは人間の歴史の中での悲劇の例だと思います。2020年の米国大統領選挙の結果から「アメリカの実験は継続する」ことが明らかですが、今後「民主主義を守るのは誰か、民主主義をどうやって守るのか」は明らかではありません。

(2021年2月28日記 土井邦雄*)

RPT誌編集委員長

土井邦雄^{1,2}

¹ シカゴ大学

² 群馬県立県民健康科学大学

Editor-in-Chief, Radiological Physics and Technology

Kunio DOI^{1,2}

¹ The University of Chicago

² Gunma Prefectural College of Health Sciences

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

編集後記

J-STAGE 電子版をメインとする発行になってから3年経ちました。大改革でしたが電子化のメリットを享受できるぐらいには一段落し。編集委員会では記事の充実とRPT誌のIF取得支援に力を注いでおります。本号では、技術報告1編のほか、解説記事4編、論文紹介1編、大会開催報告1編、施設紹介1編、そして新企画のコラム記事をお届けいたします。

教育委員会企画連載では、遠藤真広先生による重粒子線治療装置に関わる解説が第4部で最終回を迎えました。本誌のみに留めてはならない貴重な学術的資料であり、国際的に情報発信する道を拓こうとしているところでございます。また、本号から始めるQA/QC委員会企画としまして、骨転移SBRTのQAをテーマとした解説を中島祐二朗先生と伊藤慶先生に共著でご執筆いただきました。さらに、計測委員会企画も始まり、新しいSI単位系をテーマとした解説記事を齋藤則生先生にご執筆いただきました。これからも各委員会との連携により企画を進めて参ります。

学術大会開催報告は、コロナでWeb開催となった第119回です。Web開催は前例があり私はその際のプログラム委員長でしたが、有村大会長のつばやきは関係者の苦勞を忘れさせるインパクトがあるかのように。施設紹介はリニューアルしてから4編目となり、今回は近畿大学の紹介となります。

RPT誌のIF取得支援としては、前号から再開したレビュー論文紹介記事を本号でも掲載することができました。Medlineに登録される英文アブストラクトからたどれる学会ホームページを通して非会員でもread onlyのpdfを利用できる仕組みも設けました。また、「RPT誌に英語論文を投稿しよう!」というシリーズタイトルにてRPT誌の発展を目指す新たな連載解説記事の掲載も始めました。いずれも、JSRT誌と連携した合同掲載となります。さらに、シカゴ在住の土井委員長による連載コラムが始まります。コロナや大統領選はアメリカのみならず国際社会に大きな影響を与えていますが、それは世の中の移り変わりを映す1つの鏡でしかなく、英文学術雑誌の在り方さらには科学というものも大きな変化を迎えているかもしれません。日本に住んであふれる情報に接しているだけではわからない何かを端々から感じ取っていただければ幸いです。

最後になりましたが、ご執筆いただいた先生方、企画にご尽力いただいた先生方、ならびに会員の皆様のご支援ご協力に改めて感謝申し上げます。
(編集委員長 長谷川智之)

Japanese Journal of Medical Physics

Editorial Board

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

JSMP Secretariat:

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

JSMP Editorial Office:

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

ISSN: 1345-5354

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

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

医学物理

編集委員長

長谷川智之 (北里大学)

編集委員

姉帯 優介 (関西医科大学)
荒木 不次男 (熊本大学)
磯辺 智範 (筑波大学)
兼松 伸幸 (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 (エレクトラ (株))
杉本 聡 (順天堂大学)
高橋 豊 (大阪大学)
納富 昭弘 (九州大学)
橋本 成世 (北里大学)
藤崎 達也 (茨城県立医療大学)
馬込 大貴 (駒澤大学)
松藤 成弘 (放射線医学総合研究所)
荻原 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 タ 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 テ ッ ク 株 式 会 社
株 式 会 社 千 代 田 テ ク ノ ル	公 益 社 団 法 人 日 本 生 体 医 工 学 会
株 式 会 社 通 商 産 業 研 究 社	

目 次

技術報告

- 光・放射線照射野の検証と Winston-Lutz 試験を統合した水平性と鉛直性を含む
室内レーザのアライメントを評価するシステムの開発
清水秀年, 村澤 哲, 奥平訓康, 青山貴洋, 穴井重男, 西谷数春, 北川智基, 佐々木浩二 1

〈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4部. 臨床研究の概要と今後の展望
遠藤真広…………… 10

〈連載：QA/QC 委員会企画〉

解 説

- 骨転移 SBRT の QA
中島祐二郎, 伊藤 慶…………… 22

〈連載：計測委員会企画〉

解 説

- 国際単位系 (SI) の定義改定と放射線関連量
齋藤則生…………… 27

〈連載：RPT 誌特集〉

解 説

- Radiological Physics and Technology (RPT) 誌に英語論文を投稿しよう！
(1) 初期推敲と最終推敲の学会による著者支援
土井邦雄…………… 34

論文紹介

- 最近の RPT 誌レビュー論文から：チェレンコフ光閾値以下の放射線照射による水の発光現象の発見
山本誠一…………… 38

大会開催報告

- 第119回日本医学物理学会学術大会報告
—Web 大会長のつぶやき—
有村秀孝…………… 40

施設紹介

- 近畿大学大学院医学研究科基礎医学系医学物理学専攻・
近畿大学病院がんセンター放射線治療部医学物理室の紹介
田村 命, 門前 一, 松本賢治, 大塚正和, 花岡宏平, 浅井義行…………… 44

〈連載：シカゴ通信〉

コ ラ ム

- アメリカの実験—民主主義をどうやって守るのか？—…………… 48

- 編集後記…………… 51

【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。