

医学物理

Japanese Journal of Medical Physics

2023

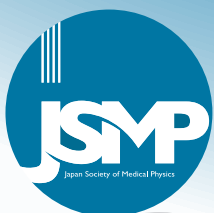
Vol. 43

4

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

JSMP

Japan Society of Medical Physics



令和 5年
第43卷 4号



日本医学物理学会機関誌

目 次

総 説

MR-Linacの磁場下における水吸収線量法に関する調査研究

佐藤優樹, 阿部幸太, 恒田雅人, 安居虹希,
河内 徹, 遠山尚紀, 水野秀之, 藤田幸男 107

〈連載：教育委員会企画〉

解 説

外部放射線治療における水吸収線量計測の変遷 [第1部]

齋藤秀敏 125

施設紹介

神戸大学医学部附属病院医学物理グループの紹介

棕本成俊 136

編集後記

..... 140

【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

REVIEW

A Survey of Dosimetry in the Magnetic Field of MR-Linacs

Yuuki SATO, Kota ABE, Masato TSUNEDA, Kohki YASUI, Toru KAWACHI,

Naoki TOHYAMA, Hideyuki MIZUNO, Yukio FUJITA 107

〈Special Issue Series: Educational Committee〉

REVIEW

Transition of Standard Dosimetry of Absorbed Dose to Water in External Beam
Radiotherapy [Part 1]

Hidetoshi SAITOH 125

INTRODUCTION OF RESEARCH FACILITY

Introduction of the Medical Physics Group at Kobe University Hospital

Naritoshi MUKUMOTO 136

EDITOR'S NOTE 140

総説

MR-Linacの磁場下における水吸収線量法に関する調査研究

佐藤優樹^{1,2}, 阿部幸太³, 恒田雅人³, 安居虹希^{2,4}, 河内 徹⁵, 遠山尚紀⁶, 水野秀之⁷, 藤田幸男^{*2,3}¹東京医科歯科大学病院 放射線部²駒澤大学 医療健康科学部³千葉大学大学院医学研究院MR画像誘導即時適応放射線治療学寄附講座⁴がん・感染症センター 都立駒込病院 放射線物理室⁵千葉県がんセンター 放射線治療部 物理室⁶東京ベイ先端医療・幕張クリニック 放射線治療品質管理部医学物理室⁷量子科学技術研究開発機構QST病院 放射線品質管理室

A Survey of Dosimetry in the Magnetic Field of MR-Linacs

Yuuki SATO^{1,2}, Kota ABE³, Masato TSUNEDA³, Kohki YASUI^{2,4}, Toru KAWACHI⁵, Naoki TOHYAMA⁶,Hideyuki MIZUNO⁷, Yukio FUJITA^{*2,3}¹ Department of Radiology Center, Tokyo Medical and Dental University Hospital² Department of Radiological Sciences, Komazawa University³ Department of Radiation Oncology, MR-Linac ART Division, Graduate School of Medicine, Chiba University⁴ Department of Radiotherapy, Tokyo Metropolitan Cancer and Infectious Diseases Center Komagome Hospital⁵ Department of Radiation Oncology, Chiba Cancer Center⁶ Tokyo Bay Makuhari Clinic for Advanced Imaging, Cancer Screening, and High-Precision Radiotherapy⁷ QST Hospital, National Institutes for Quantum Science and Technology

(Received March 13, 2023; Accepted November 10, 2023)

In recent years, MR-Linac, a radiotherapy linear accelerator (linac) equipped with magnetic resonance (MR) imaging, has been deployed in clinical facilities across Japan. Because of the magnetic field of MR-Linac, which can affect the dose distributions and dose response of ionization chambers, conventional reference dosimetry for absorbed dose to water using an ionization chamber becomes impractical. Consequently, the magnetic field effect should be considered in the reference dosimetry for MR-Linac. Although numerous studies have delved into this matter and several magnetic field correction methods have been proposed to extend the conventional formalism, a practical protocol for reference dosimetry for MR-Linac remains elusive.

The purpose of this review are as follows: (i) to summarize and evaluate literature and existing datasets as well as identify any gaps that highlight areas for the future research on this topic; (ii) to elucidate dosimetric challenges associated with ionization chamber dosimetry in magnetic fields; and (iii) to propose a formalism for reference dosimetry for MR-Linac based on available literature and datasets. This review focuses on studies based on commercially available MR-Linacs and datasets, specifically tailored for reference-class cylindrical ion chambers.

Keywords: reference dosimetry, MR-Linacs, magnetic field, ionization chambers, Monte Carlo simulation

1. 背景・目的

近年、リニアックを使用した外部放射線治療は目覚ましい発展を遂げており、放射線治療技術はより高精度化している。高精度化の一つとして治療期間中または治療中に標的体積および周囲の正常組織の位置と形状の変化が生じたときに、治療計画の再計画を行う適応放射線治療が注目を集めている。この治療技術は以前から行われていたが、一定期間後もしくは著しい標的体積および周囲の正常組織の位置と形状の変化が生じた場合にCT画像を新たに取得し、再計画を行うOff-line適応放射線治療が主流であった。Off-line適応放射線治療の短所は、再計画した治療計

画を用いて照射を行う時点で新たな変化が発生している可能性があり、照射時の状況に合った最適な治療計画とは限らないことである。この短所を補う方法として、現在では治療直前に治療寝台上で取得された画像を用いて、その場で再計画を行うOn-line適応放射線治療（即時適応放射線治療）が普及しつつある。この主な要因は、MRI装置がリニアックに統合されたMRリニアックシステムの登場である。MR画像はCT画像と比較して優れた軟部組織の抽出能力を持ち、治療中にMR画像をリアルタイムで取得することで標的体積とリスク臓器の動きを被ばくすることなく追跡可能である。したがって、MRリニアックは即時適応放射線治療などの放射線治療技術のさらなる高精度化へ

* 連絡著者 (corresponding author) 駒澤大学 医療健康科学部 [〒154-8525 東京都世田谷区駒沢1-23-1]
Department of Radiological Sciences, Komazawa University, 1-23-1 Komazawa, Setagaya, Tokyo154-8525, Japan
E-mail: yfujita@komazawa-u.ac.jp

の応用が期待されている。このような背景から、世界中でMRリニアックの臨床導入数が急速に増えており、本邦においても臨床導入が進んでいる。

高磁場が常時発生しているMRリニアックでは、電離箱による従来の水吸収線量の標準計測法をそのまま使用することができず、電離箱に対する磁場の影響を補正する新たな補正係数（磁場補正係数）を導入した水吸収線量計測法に拡張する必要がある。磁場下での電離箱による水吸収線量計測に関する研究はこれまでに数多く報告されてきた。しかし、MRリニアックの臨床導入が進む現在でもMRリニアックにおける水吸収線量の標準計測法の確立は未だ実現していない。国外ではMRリニアックにおける水吸収線量の標準計測法の開発を行うため、de Pooterらにより磁場下において電離箱を用いて行われた水吸収線量計測やこれに関するMonte Carlo計算の先行研究をまとめたレビュー論文が先行して報告されている¹⁾。この報告は磁場下における線量計測についての論文を数多く調査しており、標準計測法の基盤となるデータがまとまっている。しかし、市販化されたMRリニアックにおける線質ではないデータが数多く含まれており、市販化されたMRリニアックを使用した研究成果についてのさらなる調査が求められている。

本研究の目的は、MRリニアックにおける水吸収線量の標準計測法を確立するために先行研究のデータをまとめて評価し、不足しているデータを洗い出すことである。さらに今後MRリニアックを導入するユーザーに向けて、磁場下における電離箱を用いた線量計測を行う際の注意点を示し、現在利用可能なデータを基にMRリニアックにおける水吸収線量計測法および基準条件を提案する。本報告では、より新しい知見（de Pooterの論文以降に出版された論文）を取り入れ、市販化されたMRリニアック（ViewRay社製MRIIdianおよびElekta社製Unity）に関するデータに注目し、調査対象を円筒型電離箱のみとした。磁場下での電離箱を用いた線量計測やMonte Carlo計算では、磁場下特有の影響についても十分な注意が必要であり、この影響についても詳細をまとめた。また、先行研究で報告されている磁場補正係数 $k_{B,Q}$ の表記が、磁場下での電離箱応答比 $k_{B,M,Q}$ と混合している場合があるため、本報告ではこれらの標記を明確にした。

2. MRリニアックの装置特性

MRリニアックの磁場強度は装置によって異なるため、水吸収線量計測を行う前に各装置の特性を正確に把握しておく必要がある。ここでは、現在市販されているMRリニアックであるElekta社製Unity（以下、Elekta Unityとする）およびViewRay社製MRIIdian（以下、ViewRay MRIIdianとする）の2つ装置の特性について説明する。ここで、両装置の相違をTable 1に示す。主な違いは、エネルギー、

Table 1 Comparison of commercially available MRI-linacs

	Elekta Unity	ViewRay MRIIdian
Beam energy	7 MV FFF	6 MV FFF
Magnetic field strength	1.5 T	0.35 T
Source-axis distance (SAD)	143.5 cm	90.0 cm
Maximum field size (at isocenter)	57.4 cm × 22.0 cm	27.4 cm × 24.1 cm

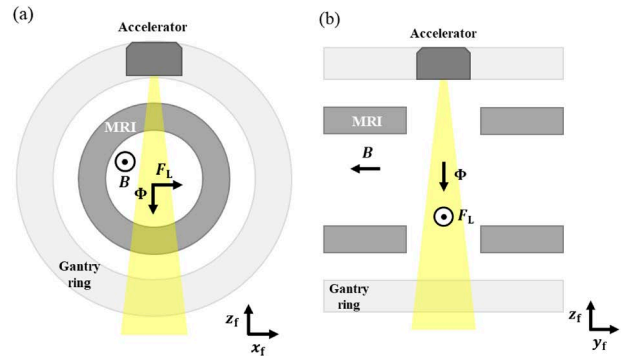


Fig. 1 Front (a) and side view (b) of the geometry for Elekta Unity using the standard coordinate system of linacs (IEC61217). B , Φ and F_L show a static magnetic field, an fluence of the photon beam and Lorentz force, respectively.

磁場強度、線源回転軸間距離(SAD: Source Axis Distance)および最大照射野サイズである。

Fig. 1にElekta Unityの正面像および側面像における構造物の幾何学的配置を示す。現在、市販されているMRリニアック(Elekta UnityおよびViewRay MRIIdian)における静磁場の方向は y_f 軸(IEC61217)に対して平行であるが、磁場方向が異なる。Elekta Unityでは $-y_f$ 方向であり、ViewRay MRIIdianでは $+y_f$ 方向である。直線加速器は y_f 軸を中心に回転可能なガントリーリングに取り付けられており、入射ビームは x_f-z_f 軸平面を回転する。このとき磁場および入射ビームは常に垂直関係にあるため、ローレンツ力の働く方向は入射ビーム軸に対して垂直な同平面において回転する。

2.1 Elekta Unity

Elekta Unityは7 MV FFFの定在波型加速管と磁場強度1.5 Tおよびボアサイズ70 cmのPhilips社製MRI装置を組み合わせて構成されている^{2,3)}。7 MV FFFの定在波型加速管はガントリーリングに取り付けられており、単方向において最大6 RPMで連続回転が可能である。SADは143.5 cmであり、アイソセンターでの線量率は4.25 Gy/minである。Unityにおける最大照射野はアイソセンター平面で57.4 cm × 22.0 cmであり、プライマリーコリメータによって形成される。またビーム毎の照射野は、JawコリメータおよびMLCによって形成される。MLCは160枚リーフからなるAgility設計であり、アイソセンター平面

における投影リーフ幅は7.1 mmである。1.5 Tの均一な静磁場は超伝導磁石により生成される。静磁場は $-y_f$ 方向 (Fig. 1参照) に向けられており、ビームに対して垂直である。クライオスタット内には液体ヘリウムが充填されており、磁石の超伝導特性が提供される。X線ビームはクライオスタットを通過する構造となっているため、液体ヘリウムの充填レベルがビーム出力に影響を与える。特に、ガントリー角度0度付近で照射を行う場合に充填レベルの影響を受ける可能性があるため注意が必要である。またクライオスタット内での相互作用により追加の混入電子が発生する。

2.2 ViewRay MRIdian

ViewRay MRIdianは6 MV FFFの定在波線形加速管 (従来は ^{60}Co 線源) と磁場強度0.35 Tおよびボアサイズ70 cmのMRIを組み合わせて構成されている^{4,5)}。以前のバージョンではガントリーリングに3つの ^{60}Co 線源が等間隔に配置されていた。現在のバージョンでは、 ^{60}Co 線源が6 MV FFFの定在波型リニアック装置に置き換わっている。SADは90 cmであり、アイソセンターでの線量率は6.0 Gy/minである。最大照射野はアイソセンター平面で27.4 cm × 24.1 cmであり、プライマリーコリメータによって形成される。またビーム毎の照射野はMLCのみによって形成される。MLCは138枚リーフからなるダブルフォーカスのMLCであり、2段組みで搭載されている (リーフ対は上段が34組、下段が35組)。アイソセンター平面における投影リーフ幅は4.15 mmである。0.35 Tの均一な静磁場は超伝導磁石により生成される。超伝導磁石はガントリーリングを挟むように配置されているため、ビームパスが遮られない。静磁場は $+y_f$ 方向に向けられており、ビームに対して垂直である。

3. 磁場下での電子の運動およびMRリニアックのビーム特性

MRリニアックでは、電子の運動が磁場の影響を受ける。これによりMRリニアックのビーム特性は、従来のリニアックと比較して1. 深部線量分布におけるビルドアップ領域およびビーム射出領域、2. 軸外線量比における照射野内および半影領域の両方が変化する。

3.1 磁場下における電子の運動

磁場下における電子の運動は、電子偏向効果 (ERE: Electron Return Effect) および電子流効果 (ESE: Electron Streaming Effect) の2つの影響により変化する。しかし、電子の経路長は磁場がない場合と同じである。

3.1.1 電子偏向効果 (ERE: Electron Return Effect)

磁場下での媒質中における電子の運動はローレンツ力との相互作用によって円軌道となり、入射してきた方向に電

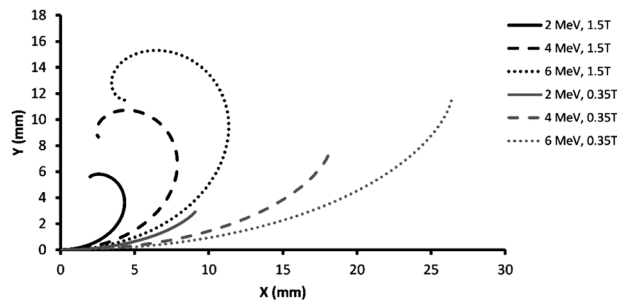


Fig. 2 Trajectories of electrons subject to a transverse magnetic field in a medium with a homogeneous mass density according to the continuous slowing down approximation. The electron beam is incident in the horizontal direction (from left to right). The effect of ERE depend on the magnetic field strength and incident electron beam energy. The figure was reproduced from de Pooter et al.¹⁾

子が戻る。この現象を電子偏向効果 (ERE: Electron Return Effect) という。Fig. 2に電子偏向効果の影響を受けた媒質中での電子の運動を示す。Fig. 2では電子の入射方向が横軸方向 (左から右の方向) となっており、電子が入射してきた方向に戻っていることがわかる。電子偏向効果の大きさは、電子が磁場内で回転運動をする際のジャイロ半径に依存する。ジャイロ半径は媒質の質量密度、磁場強度および入射エネルギーに依存する¹⁾。特に電子偏向効果の影響について注意が必要なのは、媒質の密度が大きく異なる境界面である。例えば、水ファントムのビーム射出領域では水ファントム内で発生した電子が空中に放出されるとき、電子偏向効果によって電子が再度水ファントム内へ入射する。そのため、ビーム射出領域で高線量領域を生じてしまう⁶⁻⁹⁾。

3.1.2 電子流効果 (ESE: Electron Streaming Effect)

磁場方向と入射ビーム方向が垂直の場合、空気中で生成された電子は磁力線に沿って、照射野外へ移動する。このとき、ローレンツ力によって電子の運動はらせん軌道となる。この現象を電子流効果 (ESE: Electron Streaming Effect) という。MRリニアックでは、入射ビームがリニアックヘッドの構造物 (MRリニアックのクライオスタットを含む) や空気中を通過する際に混入電子が発生する¹⁰⁻¹²⁾。Fig. 3に磁場下において電子流効果の影響を受けた混入電子の運動を示す。混入電子は静磁場方向に向かって照射野から排除されていることがわかる。そのため、照射野内の表面線量が減少するが、照射野外での表面線量が増加する。また電子流効果は体内から放出された二次電子にも作用するため、ビーム入射側だけでなく、ビーム射出側における照射野外での表面線量も増加する¹³⁻¹⁵⁾。

3.2 MRリニアックにおけるビーム特性

MRリニアックにおける深部線量分布はビルドアップ領

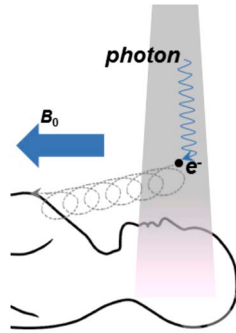


Fig. 3 Trajectories of contamination electrons produced in the air under the magnetic field. Contaminant electron spirals along the magnetic field lines and deposits dose on the patient skin outside the primary radiation beam. The figure was reproduced from Hackett et al.¹¹⁾

域が狭くなり、最大線量が高くなる。さらにビーム射出領域では線量が増加する。また軸外線量比は線量プロファイル形状のシフトが起こり、半影領域が拡大する。

3.2.1 深部線量分布

Fig. 4に汎用モンテカルロコードGEANT 4を用いて計算された磁場下（静磁場強度1.5 T）および磁場なしにおける点線源での深部量百分率(PDD)を示す¹⁶⁾。またFig. 4の下部には、深さに対する各PDDの相違を示す¹⁶⁾。磁場下でのPDDは磁場がないときと比較して、ビルドアップ領域とビーム射出領域で大きな差が生じることがわかる。

ビルドアップ領域では電子偏向効果によるファントム内での電子の運動の変化と電子流効果による混入電子の除去によって線量分布が変化する。ファントム内で発生した二次電子はローレンツ力によって円軌道となり¹⁾、エネルギー付与は表面近くとなるため表面線量が増加する。一方で、ファントム表面に向かう混入電子は電子流効果によって照射野外へ除去されるため表面線量が減少する¹⁰⁻¹²⁾。この2つの影響により、ビルドアップ領域は磁場なしと比較して狭くなり、最大線量 D_{max} は大きくなる^{1, 6, 9)}。この影響は磁場強度および照射野サイズに依存する^{2, 6, 8)}。

水ファントムにおけるビーム射出領域では、電子偏向効果によってファントム外での電子の運動が変化するため、線量分布が変化する。水ファントム内で発生した電子が水ファントム外へ放出される際、電子偏向効果によって大きく曲げられ、再びファントム内に入射する⁶⁻⁹⁾。そのため、ビーム射出領域に高線量が生じる。この影響は磁場強度、照射野サイズおよびファントム出口の表面曲率に依存する^{6, 10, 13, 17-19)}。

3.2.2 軸外線量比

Fig. 5にEGSnrcを用いて計算された中心軸における磁場下（静磁場強度1.5T）および磁場なしにおける深さ5 cmでの軸外線量比を示す。このときの照射野は、1 cm × 1 cmおよび5 cm × 5 cmである。軸外線量比はCross-line方向のローレンツ力が働く方向（横軸のマイナス方

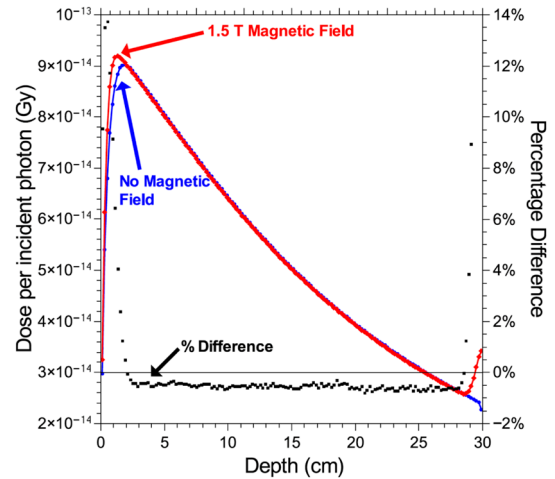


Fig. 4 Depth-dose curves per incident photon with and without a 1.5 T magnetic field and the percentage differences between them, calculated with the GEANT4 point-source model at an SSD of 133.5 cm. Negative differences indicate a lower dose with the magnetic field than without it. The figure was reproduced from O'Brien et al.¹⁶⁾

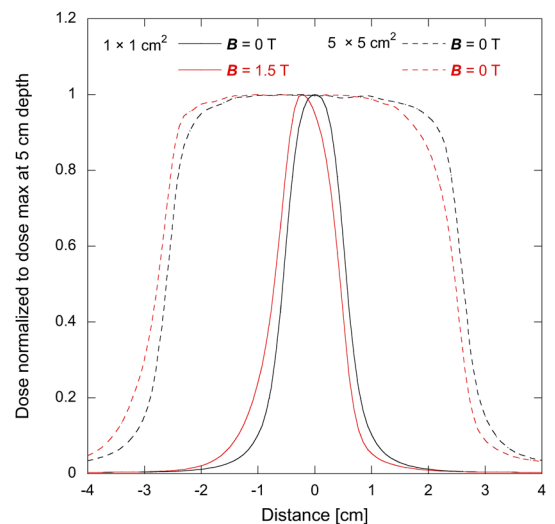


Fig. 5 Calculated central dose profiles in the x direction at 5 cm depth for 1 cm × 1 cm (solid lines) and 5 cm × 5 cm field (dashed lines) with EGSnrc. Both with (thick lines) and without (thin lines) the presence of 1.5 T. The profile is shifted in the cross-line direction (transverse axis direction) when a magnetic field. The shift depends on the field size.

向)に向かって線量プロファイルが変位するため、プロファイルの形状が非対称となる^{6, 8, 9, 17)}。この非対称性はFig. 5に示すように、照射野が小さいほど影響が大きくなる。また磁場強度にも依存し、磁場強度が強いほどシフト量が大きくなる⁶⁾。線量プロファイルは非対称となるが、プロファイル全体がシフトするため、50%等線量線で定義される放射線照射野は磁場がない場合と比較して変化しない。

Fig. 6にFig. 5のGEANT4によって計算された軸外線

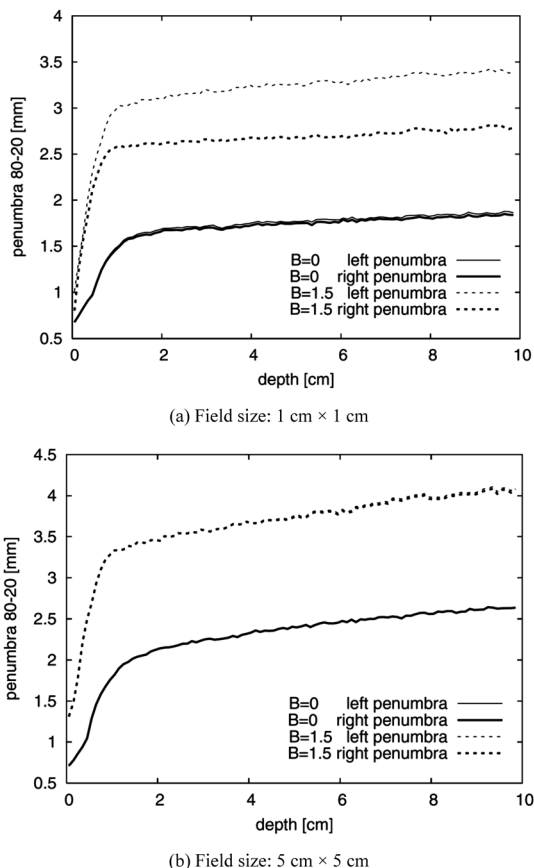


Fig. 6 Calculated the 80 – 20 penumbra as function of depth for both a 1 cm × 1 cm and a 5 cm × 5 cm field with and without the presence of 1.5 T. The solid lines and dash line show the 0 T and the 1.5 T cases, respectively. The penumbra at the left hand side is in thin lines, the right hand side in thick lines. For the field size of 1 cm × 1 cm, the penumbra increases by 1.0 – 1.5 mm when the magnetic field is present. There is a difference of 0.5 mm between right and left penumbra. The figure was reproduced from Raaymakers and Raaijmakers.¹⁹⁾

量比における深さによる半影の変化を示す⁶⁾。Fig. 6 (a) および (b) は、それぞれ照射野サイズが 1 cm × 1 cm および 5 cm × 5 cm のときの半影領域である。半影領域は磁場の存在によって増加し、照射野サイズが小さいとき半影の左右差が生じる⁶⁾。側方電子平衡が成立しない照射野サイズの場合 (Fig. 6 (a))、磁場がない場合と比較して半影はおおよそ 1 – 1.5 mm 増加する。このときローレンツ力が働く方向に向かって半影が大きくなるため、半影の左右差がおおよそ 0.5 mm 生じる。一方、側方電子平衡が成立する照射野サイズ (Fig. 6 (b)) では、磁場がない場合と比較して半影はおおよそ 1 mm 増加するが、半影の左右差は生じない。

4. 磁場による電離箱水吸収線量計測への影響

磁場下では電子の運動がローレンツ力によって変化し、この変化は電離箱応答に大きな影響を与える。磁場下において電離箱を用いた線量計測または Monte Carlo 法 (MC 法) による電離箱シミュレーションを行う場合、1. 磁場および入射ビームに対する電離箱長軸の設置方向、2. 電離箱周囲の空気層の存在、3. 電離空洞内の不感体積に注意が必要である。本章では、磁場下において水吸収線量を決定するために新たに導入された磁場補正係数の決定方法および先行研究において報告されている磁場補正係数をまとめる。

4.1 磁場方向に対する電離箱の設置方向

4.1.1 電離空洞内の二次電子の運動

磁場および入射ビームに対する電離箱長軸の設置方向を Fig. 7 に示す。電離箱長軸の向きは磁場に対して垂直 (Fig. 7 (a) および (b)) または平行 (Fig. 7 (c) および (d)) に配置されることが考えられる。多くの先行研究では、ローレンツ力と同じ方向に電離箱長軸が向けられる垂直の Fig. 7 (a) および磁場方向と反対に電離箱長軸が向けられる平行の Fig. 7 (d) の幾何学的配置において電離箱応答の磁場影響に関する調査が行われている。このとき、入射ビームは磁場および電離箱長軸に対して垂直関係となっている。また磁場と入射ビームの関係は常に垂直であるため、ローレンツ力はこれらに対して垂直に作用し (Fig. 7 では左から右へ作用する)、この方向に二次電子が偏向される。ここで、Fig. 7 の幾何学的配置での電離空洞内の二次電子の運動を Fig. 8 に示す。磁場に対して電離箱長軸を垂直に配置した Fig. 8 (a) および (b) では、二次電子が電離箱長軸に沿って偏向される。一方、磁場に対して電離箱長軸を平行に配置した Fig. 8 (c) および (d) では、二次電子が電離箱半径方向に沿って偏向される。

4.1.2 電離箱の設置方向による応答変化

磁場に対して電離箱長軸を垂直 (Fig. 8 (a) または (b)) に設置したとき、同じ垂直配置にもかかわらず、Fig. 8 (a) および (b) の電離箱応答が異なる。この不一致の原因は、ローレンツ力の働く方向に対する電離箱ステムの位置関係にある。Fig. 8 (a) の場合、ローレンツ力の働く方向が電離箱先端側に向けられており、ステムで発生した二次電子が電離箱空洞内に入射することとなる。そのため、この配置における電離箱応答は電離箱型式のステム設計に大きく依存し、電離箱の種類によって 2.4 – 4.4 % の変動が生じる¹⁶⁾。磁場に対して電離箱長軸を垂直に配置する場合、電離箱ステムの位置に注意して測定および MC 計算を行う必要がある。一方、磁場に対して電離箱長軸を平行 (Fig. 8 (c) または (d)) に設置したとき、ローレンツ力は電離箱半径方向に働くため電離箱応答の変化 < 1 % となり¹⁶⁾、磁場

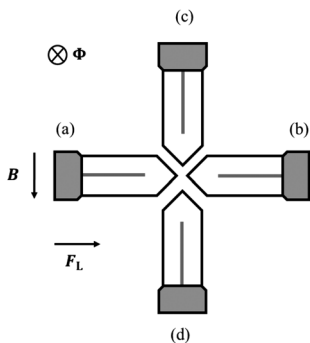


Fig. 7 Beam's eye view of an ionization chamber long axis positioned relative to the magnetic field. The long axis of the ionization chamber is oriented perpendicular (a) and (b) or parallel (c) and (d) to the magnetic field. The photon beam then is perpendicular to the magnetic field and the long axis of the ionization chamber.

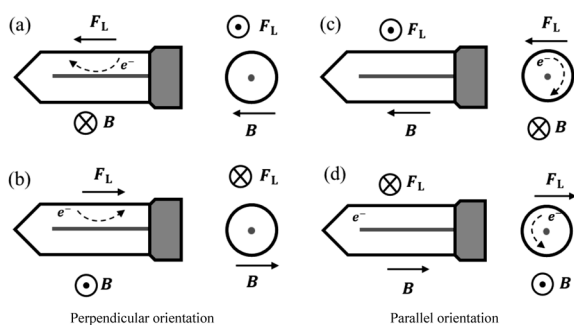


Fig. 8 Influence of the magnetic field on electron trajectories at the four configurations shown in Fig. 7. The photon beam is incoming from above in all panels. On the left of each of the panels shows a cross section along the length of the ionization chamber. The right panel is a cross section with the chamber tip oriented out of the page.

に対する配置によって電離箱応答の差は小さい^{16, 20, 21)}.

4.1.3 電離空洞内の線量分布

磁場に対して電離箱長軸を垂直に設置した時の電離箱空洞内の線量分布を Fig. 9 に示す。ここで、Fig. 9 (a) および (d) は磁場なし、Fig. 9 (b) および (e) は磁場強度 1.0 T (マイナス方向)、Fig. 9 (c) および (f) は磁場強度 1.0 T (プラス方向) の線量分布である。また Fig. 9 (a)–(c) は電離箱長軸断面、Fig. 9 (d)–(f) は電離箱短軸断面の線量分布を示している。磁場に対して電離箱長軸を垂直 (Fig. 8 (a) または (b)) に設置した場合、二次電子はローレンツ力により電離箱長軸に沿って移動するため、ステム側と電離箱先端側で線量差が生じる²⁰⁾。Fig. 8 (a) では二次電子がステム側から電離箱先端側へ移動するため、Fig. 9 (b) のようにステム側で高線量領域、電離箱先端側で低線量領域が生じる。一方で Fig. 8 (b) の場合、二次電子が電離箱先端側からステム側へ移動するため、Fig. 9 (c) のように電離箱先端側で高線量領域、ステム側で低線量領域が生じる。

また Fig. 9 (a) に示した磁場なしにおける電離箱空洞内の線量分布は一様であることから、磁場に対して電離箱長軸を垂直に配置した場合、電離箱空洞内の線量分布は大きく変化することがわかる²⁰⁾。

磁場に対して電離箱長軸を平行に設置した時の電離箱空洞内の線量分布を Fig. 10 に示す。ここで、Fig. 10 (a) および (d) は磁場なし、Fig. 10 (b) および (e) は磁場強度 1.0 T (マイナス方向)、Fig. 10 (c) および (f) は磁場強度 1.0 T (プラス方向) の線量分布である。また Fig. 10 (a)–(c) は電離箱長軸断面、Fig. 10 (d)–(f) は電離箱短軸断面の線量分布を示している。磁場に対して電離箱長軸を平行 (Fig. 8 (c) または (d)) に設置したとき、二次電子は電離箱半径方向に移動する。そのため、Fig. 10 (b) および (c) に示すように、中心電極およびガードリング付近で高線量領域が生じる。また Fig. 10 (a) に示した磁場なしにおける線量分布においても、中心電極とガードリング付近でわずかに高線量領域が生じている。したがって、磁場に対して電離箱長軸を平行に配置したとき、磁場に対して電離箱長軸を垂直に配置した場合と比較して、磁場なしの線量分布に対して大きな相違がないことがわかる。したがって、磁場下での線量計測は、磁場に対して電離箱長軸を平行に配置することが推奨される^{16, 20, 21)}。

4.1.4 磁場に対する電離箱長軸の設置角度誤差

磁場に対して電離箱長軸を正確に垂直または平行に配置されなかった (設置角度誤差がある) 場合、電離箱応答は変化する。磁場に対する電離箱長軸の 3° の設置角度誤差による k_Q^{mag} (磁場補正係数と線質変換係数の積、5.1 項を参照) の影響は、XY 平面では各設置方向で 0.3 % 未満である。しかし、Z 軸方向 (電離箱を入射ビームに向かって近づけるまたは遠ざける) に対する設置角度誤差の場合、磁場に対して電離箱長軸を平行に配置したときは 0.4 % 未満であるが、垂直に配置した場合は 1.0 % と大きくなる²¹⁾。ただし、この調査は MC 法によるものであり、MC 法を用いて磁場下での電離箱応答を計算する場合、後述する電離箱構造や不感体積 (4.4 節を参照) の影響を大きく受ける。そのため、磁場に対する電離箱長軸の設置角度誤差による影響は実測においてさらなる調査が求められるが、磁場下において測定を行う際には設置角度誤差の影響に留意し、磁場に対して電離箱長軸を正確にセットアップする必要がある。

4.1.5 磁場強度に対する電離箱設置方向

電離箱応答は磁場強度の関数として変化し、この変動の大きさは磁場に対する電離箱長軸の設置方向に依存する。磁場に対して電離箱長軸を垂直 (Fig. 8 (a) または (b)) に設置したとき、磁場強度に対する電離箱応答の変化は各設置方向によって最大値に達する磁場強度はほとんど変化しないが、最大値は Fig. 8 (a) における配置の方が大きくなる²⁰⁾。この相違は上述したように、ステムで発生した二

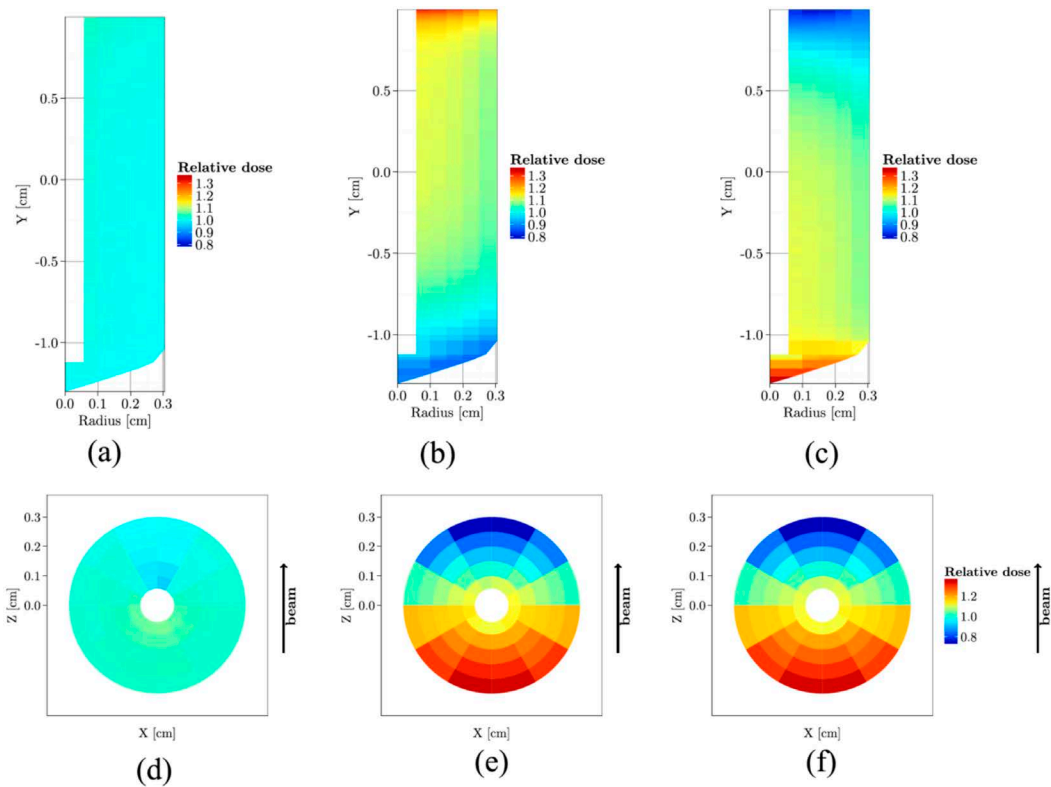


Fig. 9 Spatial dose distribution within the air volume of the PTW 30013 for 0.0 T (panels of (a) and (d)), -1.0 T (panels of (b) and (e)) and is +1.0 T (panels of (c) and (f)) when the ionization chamber long axis is perpendicular to the magnetic field. Spatial dose distribution for -1.0 T (panels of (b) and (e)) and +1.0 T (panels of (c) and (f)) are corresponding to Fig. 8 (a) and (b), respectively. Panels (a) – (c) show the dose scored in azimuthal rings around the chamber axis, while panels (d) – (f) show the dose scored in discretized azimuthal segments around the reference point (located at $Y = 0$ in panel (a) – (c)). Doses are normalized to the mean dose at 0.0 T. The figure was reproduced from Spindeldreier et al.²⁰, used under CC BY 4.0/Cropped and resized from original.

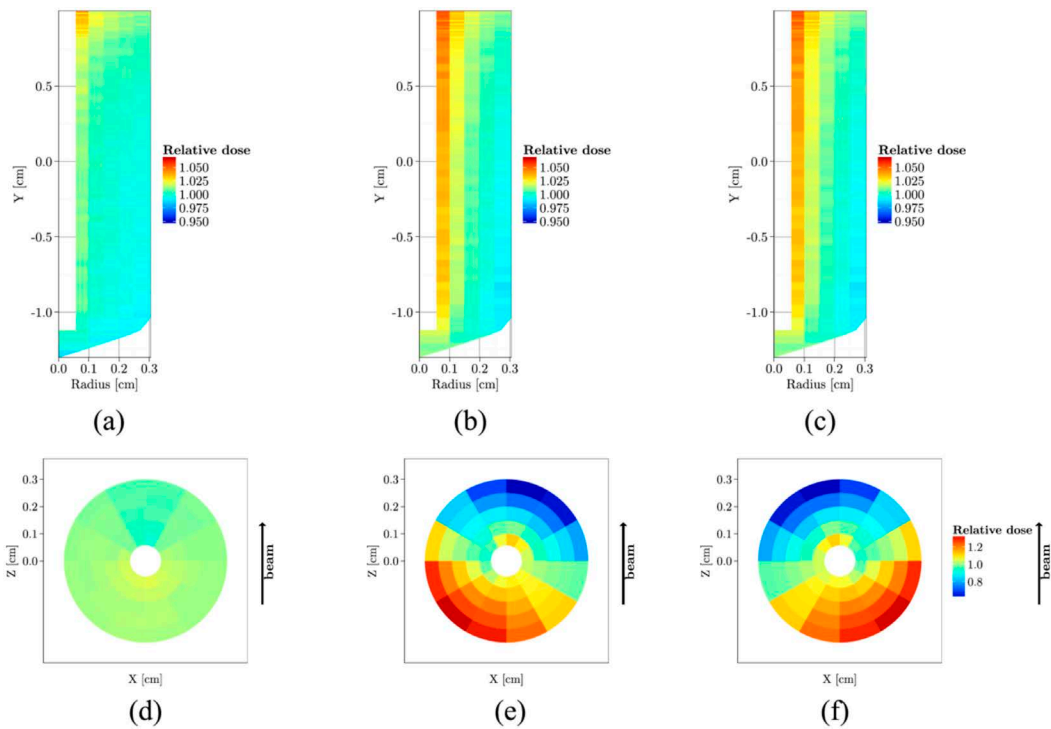


Fig. 10 Spatial dose distribution within the air volume of the PTW 30013 for 0.0 T (panels of (a) and (d)), -1.0 T (panels of (b) and (e)) and is +1.0 T (panels of (c) and (f)) when the ionization chamber long axis is parallel to the magnetic field. Spatial dose distribution for -1.0 T (panels of (b) and (e)) and +1.0 T (panels of (c) and (f)) are corresponding to Fig. 8 (c) and (d), respectively. Panels (a) – (c) show the dose scored in azimuthal rings around the chamber axis, while panels (d) – (f) show the dose scored in discretized azimuthal segments around the reference point (located at $Y = 0$ in panel (a) – (c)). Doses are normalized to the mean dose at 0.0 T. The figure was reproduced from Spindeldreier et al.²⁰, used under CC BY 4.0/Cropped and resized from original.

次電子が電離箱空洞内に入射するか否かによる。一方、磁場に対して電離箱長軸を平行 (Fig. 8 (c) または (d)) に設置したとき、磁場強度に対する電離箱応答の変動は小さくなり、最大値は生じない²²⁾。また設置方向による変動もない。磁場強度に対する電離箱応答の挙動および変動の大きさは、電離箱空洞に入射する二次電子数とその電子の運動の平均経路長の積によって決定できる²³⁾。

4.2 電離箱周囲の空気層が電離箱応答に与える影響

電離箱を用いた線量計測を固体ファントムや防水靴と組み合わせる場合、電離箱周囲に小さな空気層が発生する。磁場下ではこの空気層により、電離箱応答が低下することが報告されている²⁴⁻²⁸⁾。この影響は、固体ファントム内に電離箱を挿入した際の電離箱周囲の空気分布および空気層の厚さに大きく依存する。したがって、磁場下での線量計測は水ファントム中で防水靴を使用しないで実施することが推奨される。

磁場下では電離箱周囲に空気層が存在する場合、電離箱応答が低下する。円筒型電離箱と固体ファントムを組み合わせる場合、電離箱周囲には0.1-0.3 mmの空気層が存在する²⁴⁾。標準計測法12などの水吸収線量計測プロトコルでは、空気層による電離箱応答への影響は0.2%以下であったため、空気層の影響が無視されていた^{25,26)}。しかし、磁場下では電離箱応答が0.7-1.2%減少するため、空気層への対策が必要となる²⁴⁾。

空気層による影響は電離箱周囲の空気分布および空気層の厚さに依存する。空気層が電離箱と入射ビームの間のみ (非対称) に存在する場合、最も電離箱応答が変化し、0.2 mm厚の空気層によって電離箱応答は1.5%以上減少する^{27,28)}。一方、空気層が電離箱に対して1周 (対称) 存在する場合、1.4 mm厚以下の空気層であれば電離箱応答の変動は0.5%以下となる²⁸⁾。空気層による電離箱応答の減少は、特に非対称な空気層の場合、電離箱壁近傍で生成される二次電子が減少することが主な原因である。また、空気層による電離箱応答への影響は電離箱の種類、磁場強度にも依存する^{24,27,28)}。

また水ファントムを使用した場合においても電離箱周囲の気泡に注意が必要である。気泡による電離箱応答への影響は、空気層が存在する場合と同等である²⁸⁾。装置の定期的品質管理や強度変調放射線治療の患者個別線量検証などで固体ファントムと電離箱を組み合わせる場合、測定を実施する際には、空気層を水で満たすなどの対策が必要となる。

4.3 磁場補正係数

磁場下において水吸収線量を決定するために新たに導入された磁場補正係数の決定方法および先行研究において報告されている磁場補正係数をまとめる。

4.3.1 磁場補正係数の決定方法

磁場補正係数は、1. カロリメータやアラニン線量計などの水吸収線量を直接決定できる検出器を用いる直接測定法、2. MC法、3. 実測とMC法を組み合わせたハイブリッド法によって決定される。また、相互校正によっても決定可能である。磁場補正係数は磁場の有無による水吸収線量校正定数の比として、以下の式で決定される。

$$k_{B,Q} = \frac{N_{D,w,Q}^B}{N_{D,w,Q}} \quad (1)$$

ここで、 $N_{D,w,Q}$ および $N_{D,w,Q}^B$ はユーザーが使用する線質Qにおける磁場なし、および磁場下での水吸収線量校正定数である。

4.3.1.1 直接測定法による磁場補正係数の決定

直接測定法は、カロリメータやアラニン線量計などの水吸収線量を直接決定できる検出器を用いて行われる^{29,30,31)}。直接測定法による磁場補正係数は、以下の式で決定される。

$$k_{B,Q} = \frac{N_{D,w,Q}^B}{N_{D,w,Q}} = \frac{D_{w,Q}^B / M_Q^B}{D_{w,Q} / M_Q} \quad (2)$$

ここで、 $D_{w,Q}$ および $D_{w,Q}^B$ はそれぞれ磁場なしと磁場下での水吸収線量であり、 M_Q および M_Q^B はそれぞれ磁場なしと磁場下での補正された電離箱からの出力電荷である。

4.3.1.2 MC法による磁場補正係数の決定

MC法は、EGSnrcなどの汎用モンテカルロコードによるシミュレーションを用いて決定される^{16,21,32)}。MC法による磁場補正係数は以下の式で決定される。

$$k_{B,Q} = \frac{N_{D,w,Q}^B}{N_{D,w,Q}} = \frac{D_{w,Q}^B / D_{cavity,Q}^B}{D_{w,Q} / D_{cavity,Q}} \quad (3)$$

ここで、 $D_{w,Q}$ および $D_{w,Q}^B$ はそれぞれ磁場なしと磁場下での基準点における水吸収線量であり、 $D_{cavity,Q}$ および $D_{cavity,Q}^B$ はそれぞれ磁場なしと磁場下での電離箱有感体積の空気吸収線量である。MC法によって磁場補正係数を決定する際には、正確な電離箱構造の再現と電離箱有感体積内の不感体積の正確な評価が求められる (4.3.2項を参照)。

4.3.1.3 実測とMC法を組み合わせるハイブリッド法による磁場補正係数の決定

ハイブリッド法は電離箱による実測とMC法による水吸収線量の決定を組み合わせる磁場補正係数を決定する方法である³³⁾。この方法では、磁場補正係数は2つの係数に分解して、以下の式で決定される。

$$k_{B,Q} = c_B \cdot k_{B,M,Q} \quad (4)$$

ここで、 c_B は磁場の有無による水吸収線量の計算比、 $k_{B,M,Q}$ は磁場の有無による電離箱の測定値の比である。したがって、 c_B および $k_{B,M,Q}$ は以下の式で決定される。

$$c_B = \frac{D_{w,Q}^B}{D_{w,Q}} \quad (5)$$

$$k_{B,M,Q} = \frac{M_Q}{M_Q^B} \quad (6)$$

ハイブリット法では水吸収線量の決定のみにMC計算が使用されるため、電離箱の形状や材質の詳細な情報を必要としない。つまり、シミュレーションを簡易化できるうえ、磁場補正係数をMC法のみで決定する従来の方法と比較して、電離箱構造や不感体積のモデリングの正確さに影響を受けない利点をもつ。

4.3.1.4 相互校正法による磁場補正係数の決定

相互校正法は磁場補正係数が与えられている電離箱に対して相互校正を行い、磁場補正係数を決定する方法である³⁴⁾。磁場補正係数が既知である電離箱（リファレンス線量計）を有する場合、任意の電離箱（フィールド線量計）における磁場補正係数は線質 Q_1 （磁場強度：0.35 Tまたは1.5 T）および線質 Q_2 （磁場強度：0 T）を用いた相互校正により、以下の式で決定される。

$$(M_{B,Q_1} N_{D,w,Q_0} k_{Q_1,Q_0} k_{B,Q_1})^{field} = (M_{B,Q_1} N_{D,w,Q_0} k_{Q_1,Q_0} k_{B,Q_1})^{ref} \quad (7)$$

$$(k_{B,Q_1})^{field} = \frac{(M_{B,Q_1} N_{D,w,Q_0} k_{Q_1,Q_0} k_{B,Q_1})^{ref}}{(M_{B,Q_1} N_{D,w,Q_0} k_{Q_1,Q_0})^{field}} \quad (8)$$

ここで、水吸収線量校正定数の比である $(N_{D,w,Q_0})^{ref}/(N_{D,w,Q_0})^{field}$ は、以下の式で決定される。

$$\frac{(N_{D,w,Q_0})^{ref}}{(N_{D,w,Q_0})^{field}} = \frac{(M_{B=0T,Q_2} k_{Q_2,Q_0})^{ref}}{(M_{B=0T,Q_2} k_{Q_2,Q_0})^{field}} \quad (9)$$

したがって、式8は最終的に式10へ書き換えられる。

$$(k_{B,Q_1})^{field} = \frac{(M_{B,Q_1} k_{Q_1,Q_0} M_{B=0T,Q_2} k_{Q_2,Q_0} k_{B,Q_1})^{ref}}{(M_{B,Q_1} k_{Q_1,Q_0} M_{B=0T,Q_2} k_{Q_2,Q_0})^{field}} \quad (10)$$

リファレンス線量計とフィールド線量計が同じ型式の電離箱である場合、2つの線質変換係数の比は定数となる。つまり、相互校正法では2つの線質（MRリニアック装置と汎用リニアック）における電離箱の測定値の比 $(M_{B,Q_1}^{ref}/M_{B,Q_1}^{field})$ および $(M_{B=0T,Q_2}^{ref}/M_{B=0T,Q_2}^{field})$ を測定することでフィールド線量計の磁場補正係数を決定できる。

4.3.2 磁場下におけるMC法による電離箱シミュレーションの課題

電離箱のガード電極付近には不感体積が存在するため、実際の有感体積（電荷収集体積）は設計上の空洞よりも小さくなる。そのため、有感体積は設計上の空洞から不感体積を引いたものとなる。MC法によって磁場補正係数を算出する際には、この不感体積を推定し正確な有感体積を定

義する必要がある。不感体積の推定方法には、実験値とMC計算値の比較から決定する方法および有限要素法（FEM: Finite element method）による電場シミュレーションを用いて決定する方法がある。

電離箱の有感体積内での応答は均一ではなく、ガード電極付近で低感度を示す領域（不感体積）が存在する。Butlerらは極小円形照射野のシンクロトン放射光を用いて、様々な電離箱における有感体積内の検出器応答の空間分布を取得し、ガード電極付近（またはステム付近）の応答低下を明らかにしている³⁵⁾。McNivenらは、micro-CTを用いて電離箱の有感体積を計測し、その計測値の電離箱応答から設計上の空洞との違いを検討した。そのなかで、実際の有感体積が設計上の空洞よりも小さいという結果を報告している³⁶⁾。これら2つの報告は共に電離箱の設計上の空洞と有感体積が異なり、有感体積は設計上の空洞から不感体積を引いたものであることを示している。一方、Delfらが極小円形照射野の陽子線を用いて行った調査では、Sun Nuclear Cooperation SNC125cには不感体積がないことを報告している³⁷⁾。これは電離箱空洞内にガード電極が入り込まないように設計されているためであり、不感体積が存在しない電離箱型式も存在する。

MC法による磁場補正係数の算出には、不感体積の考慮の有無が計算結果に大きな差を生じさせる。MC法は水吸収線量計測法における線質変換係数の決定に使用されており³⁸⁾、その結果は水吸収線量計測プロトコル^{25, 26)}にも採用されている。不感体積はMC計算時にガード電極付近の計算領域を除外して考慮するため、不感体積の大きさは磁場補正係数の算出に大きく影響を与える。特に磁場に対して電離箱長軸を垂直（Fig. 8 (a) または (b)）に設置したときに不感体積の影響を大きく受ける。これは4.1.3項で示したように、磁場に対して電離箱長軸を垂直に設置した場合、ローレンツ力が電離箱長軸に沿って作用するため、有感体積内の線量分布が不均一となるためである。また、不感体積の大きさは電離箱型式に強く依存し、有感体積が小さいほど不感体積が占める割合が大きいため影響を受けやすい。一方、磁場に対して電離箱長軸を平行（Fig. 8 (c) または (d)）に設置した場合、不感体積に対する感度は低くなることが報告されている³⁹⁾。

不感体積を推定する方法には、1. 実験値とMC計算値の比較から決定する方法^{20, 39)}と2. 有限要素法による電場シミュレーションを用いて決定する方法³⁹⁾がある。磁場下では測定値と設計上の電離箱空洞を用いたMC計算値の不一致が見られるため、MC計算時にはいずれかの方法で不感体積を評価する必要がある。前者の方法では不感体積をスラブ形状と仮定し、0.01 cm厚ずつ有感体積（計算領域）から除外していき、測定値との比較から不感体積を評価する。この方法で評価されたPTW 30013の不感体積は、Spindeldreier et al.の報告²⁰⁾ではスラブ厚を0.11 cmとしたが、

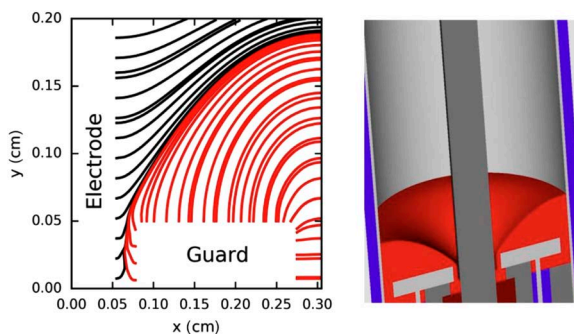


Fig. 11 Calculated electric field lines by the finite element method (left) and adjusted ionization chamber model by Monte Carlo (right). The region excluded from the sensitive volume is shown in red. The x coordinates correspond to the sagittal distance to the chamber axis and the y coordinates represent the longitudinal distance from the base of the guard ring. The figure was reproduced from Pojtinger et al.⁴⁰⁾

Malkov and Rogers の報告³⁹⁾では0.1 cm (有感体積の1.8%)以上になると報告している。一方、後者の方法は有限要素法の計算を行うソフトウェアを使用して電場シミュレーションを行い、測定値に依存しない方法で不感体積を決定する。Pojtinger et al.が有限要素法を用いて決定した不感体積の分布をFig. 11に示す。先行研究での結果と同様に、ガードリング付近に不感体積が存在することがわかる。またPojtinger et al.はPTW 30013の不感体積が0.04 cm³であり、有感体積の7%を占めると報告した⁴⁰⁾。このように算出方法によって同じ電離箱型式であっても異なる大きさの不感体積が報告されているため、不感体積の固体差についても注意が必要である。したがって、MC法を用いて磁場補正係数を決定する場合、MC法のみではなく実測と組み合わせて算出するべきである(4.3.1.3項を参照)。

4.3.3 先行研究で報告された磁場補正係数

これまでに様々な電離箱タイプにおいて磁場補正係数が算出されており、そのなかでも円筒型電離箱のPTW 30013およびFC65-Gにおける磁場補正係数が多く報告されている。4.3.1で示した方法により決定された磁場補正係数を市販されている2つのMRリニアック装置別にまとめた。円筒型電離箱の磁場影響に対する補正は、磁場に対して電離箱長軸を垂直に配置した場合よりも平行に配置した場合の方が小さくなる。

MC法による磁場補正係数の算出においては、メーカーが提供した一般的な電離箱の材質と寸法を再現して求められており、さらに不感体積も完全には考慮することが困難であるため、これらが算出される磁場補正係数における不確かさの要因となる。しかし、磁場に対して電離箱長軸を平行に配置できるのであれば、電離箱の特性より不感体積の影響が小さくなるため、MC法における不感体積による

算出値の不確かさは低減できる。また、実験的手法においても様々な不確かさの因子がある。例えば、Elekta Unityにはアイソセンターのレーザーがなく、EPIDによるMV-X線画像を用いて検出器のセットアップを行うため、検出器の設置精度には限界がある。これらより、両者の方法を比較して磁場補正係数を決定することは有用であると考えられる。

4.3.3.1 Elekta Unity

Table 2およびFig. 12にPTW 30013、Table 3およびFig. 13にFC65-Gの先行研究において報告された磁場補正係数を示す。各Tableの最終行は磁場補正係数の報告における加重平均値とその不確かさを示した。またここで示したデータは、磁場に対して電離箱長軸を垂直(Fig. 8(a))または平行(Fig. 8(d))に配置されたときの磁場補正係数である。磁場に対して電離箱長軸を平行に配置した場合には磁場補正係数による補正量はおよそ1%以下であるが、磁場に対して電離箱長軸を垂直に配置した場合では最大4.6%の補正量となる。磁場に対して電離箱長軸を平行に配置した場合に補正量が小さくなるのは、電離箱空洞内における線量分布に偏りが小さいためである(4.1.3項参照)。しかし、この配置の場合であっても、水吸収線量は1.5 Tの静磁場により約0.5%変化するため³³⁾、磁場補正係数を適用する必要がある。

磁場補正係数に関する報告間のばらつきは電離箱型式と磁場に対する電離箱長軸の設置方向で異なる。PTW30013における磁場補正係数は磁場に対して電離箱長軸を垂直(Fig. 8(a))に配置した場合、各決定方法においてMC法を除きほぼ一定の磁場補正係数が得られている。しかし、磁場に対して電離箱長軸を平行(Fig. 8(d))に配置した場合には磁場補正係数の値にばらつきがある。PTW30013では磁場に対して垂直に配置した場合は他の算出方法から大きく乖離しており、また平行に配置した場合にはそれぞれの報告によって値が大きく異なっている。このことから4.3.2で触れたように、MC法のみで決定された磁場補正係数を使用する際には注意が必要であると考えられる。一方、FC65-Gにおける磁場補正係数は、磁場に対する電離箱長軸を垂直または平行に配置した場合の各決定方法におけるばらつきは小さいことがわかる。

4.3.3.2 ViewRay MRIIdian

0.35 Tの磁場強度を持つMRIIdianではUnityと比較して磁場による線量分布の変化は小さいが、電離箱を用いた水吸収線量計測においては磁場補正係数を導入する必要性が示唆されている^{30,41)}。従来のMRIIdianは⁶⁰Co線源を用いたMRIIdianコバルトシステムであったが、近年では直線加速器を用いたMRIIdianリニアック(6 MV FFFビーム)へのアップグレードがされている。ここで、現在報告されているMRIIdianリニアックにおける磁場補正係数および報告値の加重平均値をTable 4に示す。Table 4に示

Table 2 $k_{B,Q}$ values for PTW 30013 in Elekta Unity ($B = 1.5$ T)

Methods	Reference	Perpendicular Orientation (Fig. 8 (a))		Anti-Parallel Orientation (Fig. 8 (d))	
		$k_{B,Q}$	$u(k_{B,Q})$	$k_{B,Q}$	$u(k_{B,Q})$
Calorimeter	de Prez ²⁹⁾	0.9630	0.34 %	0.9850	0.34 %
Alanine	Billas ³⁰⁾ /Direct ^a	0.9626	0.31 %	0.9942	0.46 %
Monte Carlo	Pojtinger ³¹⁾	0.9760	0.15 %	0.9901	0.73 %
	O'Brien ¹⁶⁾			0.9940	0.15 %
	Malkov ^{21), b}			0.9881	0.10 %
Hybrid	Pojtinger ³²⁾	0.9630	0.21 %	0.9963	0.16 %
	vanAsselen ³³⁾			0.9920	0.20 %
Cross Calibration	Woodings ³⁴⁾	0.9610	0.42 %	0.9900	0.40 %
Weighted average		0.9690	0.10 %	0.9911	0.07 %

a: The magnetic field correction factor was based on the directly measured the $N_{D,w,Q}$ calibration coefficient with and without a magnetic field³⁰⁾.

b: Magnetic field correction factor is determined including a dead volume.

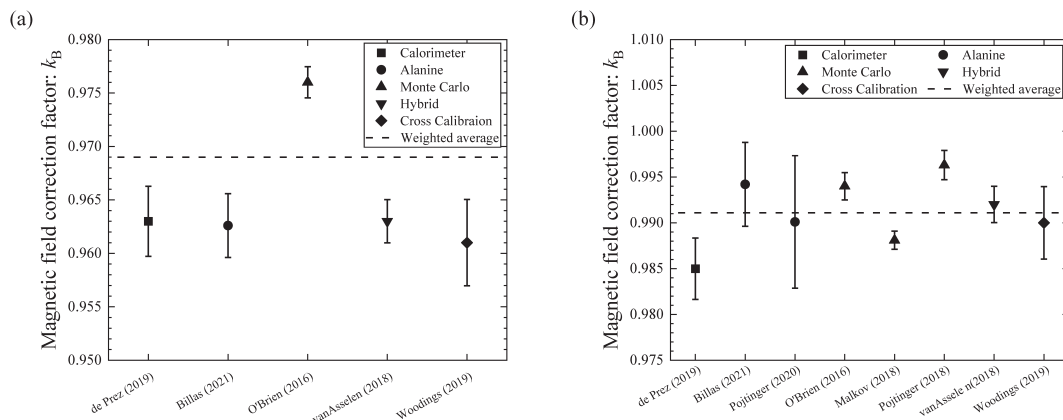


Fig. 12 Magnetic field correction factor $k_{B,Q}$ for PTW 30013 in Elekta Unity ($B = 1.5$ T). (a): perpendicular orientation (Fig. 8 (a)), (b): parallel orientation (Fig. 8 (d)). The dashed line in each figure is the average of all data and corresponds to the last column of Table 2.

すように、MRIidianリニアックにおける磁場補正係数は、カロリメータおよびアラニン線量計を用いた直接測定法によるデータのみである。またTable 4に示す磁場に対して電離箱長軸を平行に配置する場合はFig. 8 (c)となっているが、Unityと磁場方向が異なるため電離箱長軸の設置方向は磁場に対して同様である。MRIidianリニアックにおいても磁場影響に対する補正量は、Unityと同様に磁場に対して電離箱長軸を垂直に配置した場合よりも平行に配置した場合のほうが小さくなる。しかし、MRIidianリニアックにおける磁場補正係数のデータが非常に限られているため、さらなる磁場補正係数のデータに関する研究報告が求められる。

4.3.4 磁場補正係数の同一型式内変動

磁場補正係数は特定の磁場-ビーム-電離箱長軸方向において、電離箱タイプ固有の値を使用できることが報告されているが、同じシリアルナンバーの電離箱であっても磁場補正係数の決定方法によって異なる値が報告されているため注意が必要である。

磁場補正係数の電離箱タイプ内の変動は、磁場に対して電離箱長軸を垂直または平行に配置した場合において、磁場補正係数決定の標準不確かさよりも低いため電離箱タイプ固有の磁場補正係数を使用可能であると報告されている³⁴⁾。磁場補正係数の電離箱タイプ内の変動は、12個のPTW 30013および13個のFC65-Gに対して相互校正法(4.3.1.4項を参照)を用いて評価が行われた。相互校正法によるリファレンス線量計の磁場補正係数は、ハイブリッド法によって決定されている。相互校正法によって決定された2つの電離箱の磁場補正係数の標準偏差はPTW 30013の場合、磁場に対して電離箱長軸を垂直に配置したとき0.13%、磁場に対して電離箱長軸を平行に配置したとき0.19%であった。またFC65-Gの場合、磁場に対して電離箱長軸を垂直に配置したとき0.17%、磁場に対して電離箱長軸を平行に配置したとき0.15%であった。これは磁場補正係数決定の標準不確かさである0.24%よりも小さい³⁴⁾。

ここで注意しなければならないことは、同じシリアルナ

Table 3 $k_{B,Q}$ values for IBA FC65-G in Elekta Unity ($B = 1.5$ T)

Methods	Reference	Perpendicular Orientation (Fig. 8 (a))		Anti-Parallel Orientation (Fig. 8 (d))	
		$k_{B,Q}$	$u(k_{B,Q})$	$k_{B,Q}$	$u(k_{B,Q})$
Calorimeter	de Prez ²⁹⁾	0.9560	0.34 %	0.9950	0.34 %
Alanine	Billas ^{30)/Direct^a}	0.9566	0.27 %	0.9994	0.56 %
Monte Carlo	Malkov ^{21),b}			0.9917	0.10 %
Hybrid	vanAsselen ³³⁾	0.9520	0.21 %	0.9970	0.20 %
Cross Calibration	Woodings ³⁴⁾	0.9560	0.42 %	1.0000	0.40 %
Weighted average		0.9544	0.14 %	0.9933	0.08 %

a: The magnetic field correction factor was based on the directly measured the $N_{D,w,Q}$ calibration coefficient with and without a magnetic field³⁹⁾.

b: Sensitive volume in the simulation geometry was adjusted for the potential dead volume region.

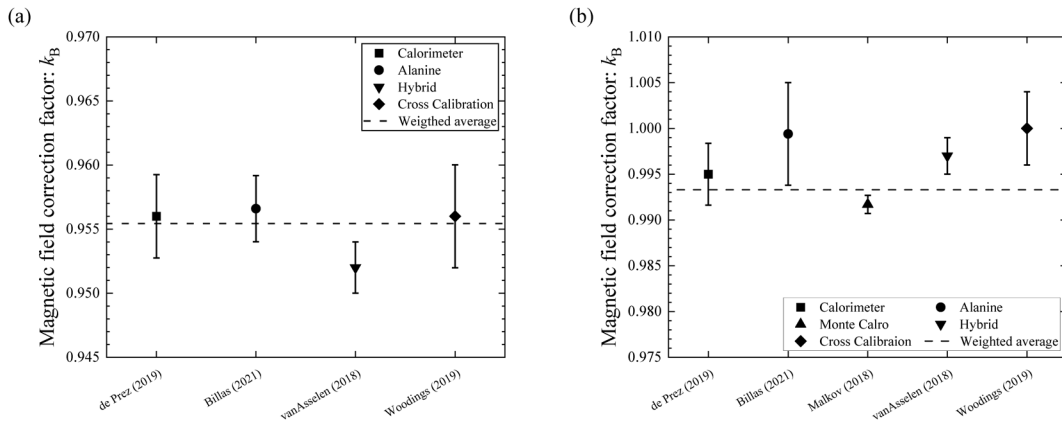


Fig. 13 Magnetic field correction factor $k_{B,Q}$ for IBA FC65-G in Elekta Unity ($B = 1.5$ T). (a): perpendicular orientation (Fig. 8 (a)), (b): parallel orientation (Fig. 8 (d)). The dashed line in each figure is the average of all data and corresponds to the last column of Table 3.

Table 4 $k_{B,Q}$ values for PTW 30013 and IBA FC65-G in ViewRay MRIdian ($B = 0.35$ T)

Methods	Reference	Perpendicular Orientation (Fig. 8 (a))		Parallel Orientation (Fig. 8 (c))	
		$k_{B,Q}$	$u(k_{B,Q})$	$k_{B,Q}$	$u(k_{B,Q})$
PTW 30013					
Calorimeter	Krauss ⁴¹⁾	0.9706	0.78 %	0.9936	0.79 %
Alanine	Billas ^{30) / Direct^a}	0.9714	0.34 %	0.9971	0.34 %
Weighted average		0.9713	0.31 %	0.9965	0.31 %
IBA FC65-G					
Calorimeter	Krauss ⁴¹⁾	0.9668	0.78 %	0.9936	0.79 %
Alanine	Billas ^{30) / Direct^a}	0.9650	0.34 %	0.9914	0.34 %
Weighted average		0.9653	0.31 %	0.9965	0.31 %

a: The magnetic field correction factor was based on the directly measured the $N_{D,w,Q}$ calibration coefficient with and without a magnetic field³⁹⁾.

ンバーの電離箱における磁場補正係数が決定方法によって異なる値が報告されていることである^{29, 30, 33)}. Table 5にカロリーメータによる直接測定法²⁹⁾とハイブリット法³³⁾によって決定されたFC65-G (SN 3129)の磁場補正係数を示す. Table 5より, 2つの異なる方法で決定された磁場補正係数は, 磁場に対して電離箱長軸を垂直に配置した場

合には0.8%, 磁場に対して電離箱長軸を平行に配置した場合には1.6%の差があることがわかる. また, アラニン線量計による直接測定法を用いて行われた多施設での磁場補正係数の調査では, 同じシリアルナンバーの電離箱にもかかわらず施設間で異なる磁場補正係数が報告された³⁰⁾. これらの報告値をまとめたものをFig. 14に示す. Fig. 14

Table 5 Comparison of $k_{B,Q}$ values determined by different method for IBA FC65-G (SN 3129) in Elekta Unity ($B = 1.5$ T)

IBA FC65-G: SN 3129		Perpendicular Orientation (Fig. 8 (a))		Anti-Parallel Orientation (Fig. 8 (d))	
Methods	Reference	$k_{B,Q}$	$u(k_{B,Q})$	$k(\vec{B},Q)$	$u(k_{B,Q})$
Calorimeter	de Prez ²⁹⁾	0.9630	0.34 %	0.9850	0.34 %
Hybrid	Woodings ³⁴⁾	0.9553	—	1.0011	—
Difference		0.8 %		1.6 %	

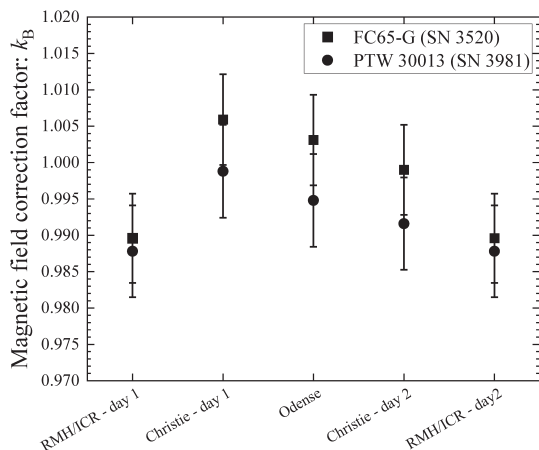


Fig. 14 Magnetic field correction factor for IBA FC65-G and PTW 30013 at different facility determined by the direct measurement using alanine dosimeters in Elekta Unity. The long axis of the ionization chamber is oriented parallel (Fig. 8 (d)) to the magnetic field. Measurements at RMH/ICR and Christie are performed on separate days.

より、電離箱の磁場補正係数は電離箱型式だけでなく、各施設のMRリニアック装置にも依存することが示唆される。これらについては今後のさらなる調査が求められる。

4.4 電離箱の出力電荷に対するその他の補正係数への磁場影響

従来の水吸収線量計測法において使用されていた電離箱の出力電荷に対する補正係数は、磁場影響が無視できる。そのためこれまでの算出式を使用することが可能であり、極性効果およびイオン再結合補正に対する磁場影響は0.1%未満である^{29, 42)}。NE2571を用いたイオン再結合補正係数の磁場影響の調査では、磁場下においても25–400Vの範囲でのJaffe plot (電圧の逆数に対する電荷の逆数のプロット)において直線性を確認されている⁴²⁾。したがって、これまでの水吸収線量計測法で使用されている算出式を用いて決定することができる。また極性効果においても磁場影響が無視できるため、従来の算出式が使用可能である⁴²⁾。

体積平均効果補正係数においても磁場影響が無視できるため、TRS-483によるFFFビームに対する算出式を用いて決定することができる^{29, 30)}。磁場によりIn-lineおよび

Cross-lineのビームプロファイルはわずかに異なる。しかし、Elekta Unityにおいてビームプロファイルから決定された円筒型電離箱の体積平均補正は磁場下では1.0022(5)、磁場がないとき1.0023(5)であるため、体積平均効果補正 k_{vol} は磁場影響を受けない²⁹⁾。TRS-483によって与えられたFFFビームに対する k_{vol} の算出式⁴³⁾を式16に示す。

$$k_{vol} = 1 + (6.2 \times 10^{-3} \cdot TPR_{20,10} - 3.57 \times 10^{-3}) \cdot \left(\frac{100}{SDD}\right)^2 \cdot (L)^2 \tag{16}$$

ここで SDD (cm) は線源–検出器間距離であり、 L (cm) は電離箱の空洞長である。式16を用いて計算された k_{vol} は1.0019となり、電離箱空洞の長さ全体にわたるビームプロファイルの積分によって得られた k_{vol} とよく一致した。また式16を用いて算出されたViewRay MRIdianにおける k_{vol} は1.0028となり³⁰⁾、Unityにおける k_{vol} と比較して大きくなる。これはElekta Unityのほうが長い焦点距離を有するため、ビームプロファイルがわずかに平坦になるためである。

5. 磁場下での高エネルギー光子線の水吸収線量計測

磁場下において水吸収線量を決定するために磁場補正係数が導入された。この磁場補正係数は磁場による水吸収線量校正定数の変化を補正する。磁場下における水吸収線量計測法においても線質指標は $TPR_{20,10}$ を用いることで従来水吸収線量計測法との互換性を担保することができる。現在、磁場補正係数は円筒型電離箱のPTW 30013およびFC65-Gにおいて多く報告されているが、磁場補正係数の決定方法によって値が大きく異なる場合があるので、使用の際には注意が必要^{29, 30, 33)}である。また従来水吸収線量計測法において使用されていた電離箱の出力電荷に対する補正係数は、磁場影響が無視できるためこれまでの算出式を使用することが可能である。

これまでの章において、電離箱応答の磁場影響や磁場下での水吸収線量の決定方法に関する先行研究のデータをまとめた。この章では利用可能な先行研究のデータに基づき、MRリニアックに対する水吸収線量計測の基準条件および磁場下における水吸収線量の決定手順について提案する。

5.1 概論

MRリニアックの磁場下における高エネルギー光子線の水吸収線量は、次の式で決定される¹⁶⁾。

$$D_{w,Q}^B = M_Q^B N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} k_{B,Q} \quad (1)$$

ここで、 M_Q^B は校正深 d_c に置かれた磁場下における電離箱線量計の補正済み指示値（温度気圧補正係数 k_{TP} 、イオン再結合補正係数 k_s 、極性効果補正係数 k_{pol} 、電位計校正定数 k_{elec} および体積平均補正係数 k_{vol} 補正）である。 $k_{B,Q}$ は電離箱型式および磁場に対する電離箱長軸の設置方向において決定されているため、測定ジオメトリーに合わせた適切な $k_{B,Q}$ を使用する必要がある。

またMalkovは線質変換係数と磁場補正係数を組み合わせた $k_Q^{mag} = k_{Q,Q_0} k_{B,Q}$ を提案している²¹⁾。したがって、式1は式2に書き換えられる。

$$D_{w,Q}^B = M_Q^B N_{D,w,Q_0} k_Q^{mag} \quad (2)$$

k_Q^{mag} はすでに線質変換係数 k_{Q,Q_0} が加味されているため、式2を利用するときには k_Q^{mag} が算出された際の $TPR_{20,10}$ とユーザー施設の $TPR_{20,10}$ との乖離に注意する必要がある。そのため、安易に k_Q^{mag} を使うべきではなく、まずは

式1を利用して磁場下における水吸収線量の決定することを推奨する。

5.2 測定の使用機材

5.2.1 電離箱

MRリニアックからの高エネルギー光子線の水吸収線量計測は、円筒型電離箱を用いて行う。またここで使用する円筒型電離箱はPTW 30013とFC65-Gを推奨する。上述したように、これらの電離箱に対する磁場補正係数は先行研究において様々な方法で決定され、多くの報告値がある。円筒型電離箱の基準点は電離箱空洞の幾何学的中心とし、電離箱の基準点を測定深に一致させて設置する。

ここで、Table 6および7に先行研究で報告されたPTW 30013とFC65-G以外の電離箱における $k_{B,Q}$ および k_Q^{mag} を示す。さらにそれぞれの加重平均値も示した。もしユーザーがPTW 30013もしくはFC65-Gを所持していない場合、Table 6および7に示す電離箱も使用できる。ここで示した電離箱は、標準計測法12⁴⁴⁾に線質変換係数が記載されており、磁場中での使用がメーカー^{45,46)}によって認められているMR対応電離箱である。Table 6および7における $k_{B,Q}$ および k_Q^{mag} は磁場に対して電離箱長軸を平行に配置し

Table 6 $k_{B,Q}$ values for the other MR-compatible ionization chambers in Elekta Unity ($B = 1.5$ T). The ionization chamber is oriented parallel to the magnetic field.

	Malkov ²¹⁾ MC		O'Brien ¹⁶⁾ MC		Pojtinger ³¹⁾ Alanine		Weighted average	
	$k_{B,Q}$	$u(k_{B,Q})$	$k_{B,Q}$	$u(k_{B,Q})$	$k_{B,Q}$	$u(k_{B,Q})$	$k_{B,Q}$	$u(k_{B,Q})$
Exradin								
A1SL	0.9966	0.10 %					0.9966	0.10 %
A19	1.0007	0.10 %	1.0050	0.25 %			1.0013	0.09 %
A12	0.9983	0.10 %					0.9983	0.10 %
A12S	0.9984	0.10 %					0.9984	0.10 %
PTW								
30010	0.9872	0.10 %	0.9960	0.25 %			0.9873	0.10 %
31010	0.9933	0.10 %			0.9955	0.72 %	0.9933	0.10 %

Table 7 k_Q^{mag} values for the other MR-compatible ionization chambers in Elekta Unity ($B = 1.5$ T)*. The ionization chamber is oriented parallel to the magnetic field.

	Malkov ²¹⁾ / MC $TPR_{20,10} = 0.695$		Viktor ^{47,48)} / Cross Calibration		Weighted average	
	k_Q^{mag}	$u(k_Q^{mag})$	k_Q^{mag}	$u(k_Q^{mag})$	k_Q^{mag}	$u(k_Q^{mag})$
Exradin						
A1SL	0.9857	0.10 %	0.9800	1.24 %	0.9857	0.10 %
A19	0.9882	0.10 %	0.9820	1.24 %	0.9882	0.10 %
A12	0.9982	0.10 %			0.9982	0.10 %
A12S	0.9867	0.10 %			0.9867	0.10 %
PTW						
30010	0.9731	0.10 %			0.9731	0.10 %
31010	0.9817	0.10 %			0.9817	0.10 %

* k_Q^{mag} is available in Equation 2.

たときに算出された値であり^{16, 21, 33, 47, 48)}、この配置ではMC法における不感体積の影響を最小にできる。PTW 30010は非防水電離箱であるため、防水靴と組み合わせて使用する場合には電離箱周囲の空気層に注意が必要である。

5.2.2 ファントムと防水靴

水吸収線量と線質の測定には、基準ファントムとして水が推奨される。また固体ファントムは電離箱周囲の空気層が生じることにより電離箱応答が変動するため、使用すべきではない。さらに、非防水電離箱と防水靴を組み合わせた場合にも、電離箱と防水靴の間に空気層が生じるため、使用を避けるべきである。

使用する水ファントムは臨床において多く使用されており、従来の水吸収線量計測法と同様の垂直ビーム用を推奨する。垂直ビーム用の水ファントムを用いることで、磁場に対して電離箱長軸を平行に配置することが容易になり、磁場の影響を抑えることができる。

5.2.3 ガントリー角度

測定時のガントリー角度は、Elekta UnityおよびView Ray MRIdianともに0度とする。2021年に発行されたElekta Unityの磁場下での水吸収線量計測に関する報告⁴⁹⁾では、ガントリー角度が0度のときに管内のヘリウム充填レベルにより線量出力が最大0.9%影響を受けると報告された。しかし、現在Elekta Unityが導入されている施設において、線量出力に影響を与えるヘリウム充填レベルに達する装置は確認されていない。そのため、測定時に使用するガントリー角度0度もしくは90度（または270度）のどちらを使用してもヘリウム充填レベルによる出力変動の影響を受けることはない。もし、ガントリー角度を90度（または270度）とする必要がある場合、水ファントムの側壁を通過する照射となるため、側壁の水等価厚を考慮する必要がある。

5.3 線質指標

5.3.1 MRリニアックにおける最適な線質指標

従来の水吸収線量計測法との互換性を保つために、磁場

影響を受けない線質指標を選択する必要がある。先行研究よりMRリニアックにおける最適な線質指標として $TPR_{20,10}$ が推奨されている^{9, 16, 21)}。ビルドアップ領域よりも下流である5–25 cm深では、磁場の有無による深部線量の変化が0.5%以下となり、この変化が各深さでキャンセルされるため磁場下での $TPR_{20,10}$ の変動は0.3%未満となる¹⁶⁾。これは線質変換係数に対して0.03%未満の影響を与える。また磁場強度0–2.0 Tの範囲における線質指標の最大変化は、 $TPR_{20,10}$ が $0.36\% \pm 0.10\%$ であるのに対して、 $\%dd(10)_x$ が $1.89\% \pm 0.10\%$ である²¹⁾。このことから $TPR_{20,10}$ は、磁場強度が異なるElekta UnityおよびView Ray MRIdianの両装置において最適で利用可能な線質指標である。

5.3.2 線質指標の定義と測定方法

MRリニアックにおいても $TPR_{20,10}$ は、照射野サイズ10 cm × 10 cmにおいて水中10 cm深に対する20 cm深での吸収線量（または補正された電離箱の出力電荷）の比として定義される⁴⁴⁾。

$$TPR_{20,10} = \frac{D(d = 20 \text{ g cm}^{-2}, A = 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm})}{D(d = 10 \text{ g cm}^{-2}, A = 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm})} = \frac{M(d = 20 \text{ g cm}^{-2}, A = 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm})}{M(d = 10 \text{ g cm}^{-2}, A = 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm})} \quad (3)$$

$TPR_{20,10}$ は測定時に照射野サイズ10 cm × 10 cmが保たれる場合、 $TPR_{20,10}$ の値はSCDに依存しない利点をもつため、SCDを100 cmにできないMRリニアックに適している⁴⁴⁾。 $TPR_{20,10}$ の測定方法はMRリニアックであっても標準計測法12の方法に準ずることが可能であり、測定条件をTable 8に示す。

5.4 水吸収線量の決定

5.4.1 基準条件

水吸収線量計測における基準条件をTable 9に示す。電離箱やファントム、ガントリー角度については5.2項で述

Table 8 Reference conditions for the measurement of beam quality specifier in the MR-linacs

Influence quantity	Reference value or reference characteristics
Phantom material	Water
Ionization chamber	MR-compatible ionization chamber
Chamber orientation with respect to magnetic field	Parallel
Chamber orientation with respect to incident photon beam	Perpendicular
Magnetic field strength	0.35 T or 1.5 T
Measurement depth (d_c)	10 g cm ⁻² and 20 g cm ⁻²
Effective point of measurement	Geometric center of ionization chamber
Source to chamber distance (SCD)	ViewRay MRIdian: 90 cm Elekta Unity: 143.5 cm
Field size at SCD	10 cm × 10 cm
Gantry angle setting	ViewRay MRIdian: 0° Elekta Unity: 0°

べた理由により決定した。

5.4.2 水吸収線量の決定

磁場存在下でのMRリニアックからの光子線（線質Q）における校正深 d_c での水吸収線量 $D_{w,Q}^B(d_c)$ は、式1で与えられる。式1の M_Q^B はTable 9の測定条件下において、校正深 d_c に設置された電離箱線量計の指示値であり、 M_Q^B には温度気圧補正係数 k_{TP} 、電位計校正定数 k_{elec} 、極性効果補正係数 k_{pol} 、およびイオン再結合補正係数 k_s による補正を標準計測法12の方法で実施する。また、4.4項に示したとおり、市販のMRリニアックでは体積平均効果の影響は小さく、設置位置が正確であれば k_{vol} の補正は省略できる。

次に、 $N_{D,w,Q0}$ は ^{60}Co γ 線に対する水吸収線量校正定数であり、校正により与えられた校正定数をそのまま使用する。また、 $TPR_{20,10}$ は5.3.1項で説明したように磁場の有無での変化が小さいため、磁場下のMRリニアックに対し

て測定を実施する。測定した $TPR_{20,10}$ より k_{Q,Q_0} は標準計測法12のTable 3.3から求めることが可能である。最後に $k_{B,Q}$ は4.3.3項で示したElekta Unityの場合はTable 2および3の加重平均値、ViewRay MRIdianの場合はTable 4の加重平均値を用いる。

また $k_Q^{mag} (=k_{Q,Q_0}, k_{B,Q})$ を利用する場合は、式2を用いて水吸収線量を決定される。上述したように、 k_Q^{mag} を利用する際には、 k_Q^{mag} が算出された際の $TPR_{20,10}$ とユーザー施設の $TPR_{20,10}$ との乖離に注意する必要がある。 k_Q^{mag} は5.2.1項で示したTable 7の加重平均を用いる。

5.5 基準条件における水吸収線量計測の不確かさ

MRリニアックからの高エネルギー光子線による磁場下での水吸収線量計測の測定例とそのときの不確かさの見積もりをTable 10に示す。これらの結果は5.4.項に示した

Table 9 Reference conditions for the determination of absorbed dose to water in the MR-linacs

Influence quantity	Reference value or reference characteristics
Phantom material	Water
Ionization chamber	PTW 30013 or IBA FC-65 G
Chamber orientation with respect to magnetic field	Parallel
Chamber orientation with respect to incident photon beam	Perpendicular
Magnetic field strength	0.35 T or 1.5 T
Measurement depth (d_c)	10 g cm ⁻²
Effective point of measurement	Geometric center of ionization chamber
Position of effective point of measurement	Measurement depth (d_c)
Source to chamber distance (SCD)	ViewRay MRIdian: 90 cm Elekta Unity: 143.5 cm
Field size at SCD	10 cm × 10 cm
Gantry angle setting	ViewRay MRIdian: 0° Elekta Unity: 0°

Table 10 Calibration uncertainty of beam monitor unit (MU) in a magnetic field

Uncertainty component	Description	Value	Relative standard uncertainty
Calibration coefficient: N_{D,w,Q_0}	FC65-G	48.13 mGy nC ⁻¹	0.50 %
Long term stability of user dosimeter	Reference class ionization chamber		0.3 %
Establishment of reference conditions			0.4 %
Dosimeter reading: M_Q^B	JSMP electrometer guideline ⁵⁰⁾	42.44 rdg*	0.06 %
Electrometer calibration coefficient: k_{elec}	RAMTEC solo, TOYO MEDIC	1.001 nC rdg ⁻¹	0.15 %
Beam quality correction: k_{Q,Q_0}	Table 3.3, Standard Dosimetry 12 ⁴⁴⁾ , $TPR_{20,10} = 0.705$	0.990	1.0 %
Magnetic field correction: M_Q^B	Table 4 Elekta Unity, $B = 1.5 \text{ T}$	0.9933	0.08 %
Correction for influence quantities: k_i		0.997	0.06 %
TMR(d_c)/TMR(d_r)		0.795/0.923	0.1 %
$D_{w,Q}^B(d_r)$		2.008 Gy / 200 MU ($d_r = 5 \text{ cm}$)	1.3 %
Absorbed dose to water: $D_{w,Q}^B(d_c = 10 \text{ cm})$	Combined uncertainty	1.730 Gy / 200 MU	1.3 %
Expanded uncertainty ($k = 2$)			2.6 %

*: rdg: reading degree.

方法により水吸収線量を決定している。またその際に磁場補正係数はTable 3の値を使用した。磁場下での基準条件における水吸収線量計測の相対標準不確かさは1.3% ($k=1$)であった。

6. 結論・まとめ

本論文では、これまでに報告されたMRリニアックまたは磁場下における電離箱を用いた線量計測およびモンテカルロ計算に関する先行研究をまとめた。磁場下における電離箱の応答は、磁場に対する電離箱長軸の設置方向や固体ファントムを使用した際に発生する電離箱周囲の空気層に影響を受ける。また磁場下においてモンテカルロ計算を行う際には、電離箱のガード電極付近に存在する不感体積により、実際の有感体積は設計上の空洞から不感体積を引いたものになることに注意が必要である。さらに本論文では、MRリニアックにおける水吸収線量計測法を確立するために、現在利用可能なデータを基に電離箱を用いた水吸収線量計測法および基準条件の提案を行った。新しい水吸収線量計測法では磁場下において水吸収線量を決定するために、従来の水吸収線量計測法に対して磁場補正係数が導入される。しかし、5.3.2.1項で説明したように、Elekta Unityに対する磁場補正係数がこれまでに多く報告されている電離箱は、円筒型電離箱のPTW 30013およびIBA FC-65Gに限られている。MRリニアックにおける水吸収線量計測法を安全に確立するためには、この2つの電離箱に対する磁場補正係数の追加調査およびその他の電離箱における磁場補正係数のデータが必要となる。さらに6 MV FFFの直線加速器が搭載されアップデートされたView Ray MRIdianにおいては、データが非常に限られているのが現状であるため、こちらについてもさらなる研究が必要である。

謝辞

本論文は2021・2022年度研究課題援助「MRリニアックの強磁場下における水吸収線量計測法の確立」の助成による研究成果の一部である。

また本論文の作成にあたり、磁場下での水吸収線量の決定に関する不確かさについてご助言をいただきました国立研究開発法人 産業技術総合研究所 計量標準総合センター 分析計測標準研究部門 放射線標準研究グループ清水森人様に深く感謝申し上げます。

付記

著者のうち、藤田幸男および恒田雅人、阿部幸太はエレクトラ株式会社からの寄付金を財源とした寄附講座に所属しています。その他の著者は開示すべき利益相反はありません。

参考文献

- 1) de Pooter J, Billas I, de Prez L, et al.: Reference dosimetry in MRI-linacs: Evaluation of available protocols and data to establish a Code of Practice. *Phys. Med. Biol.* 66: 05TR02, 2021
- 2) Elekta, Unity Physics Training Beam Limiting Device Introduction, https://www.elekta.co.jp/fileadmin/editors/software/download/pdf/Beam_Limiting_Device_Introduction.pdf, 2022.12.13
- 3) Raaymakers BW, Jurgenliemk-Schulz IM, Bol GH, et al.: First patients treated with a 1.5 T MRI-Linac: Clinical proof of concept of a high-precision, high-field MRI guided radiotherapy treatment. *Phys. Med. Biol.* 62(23): L41-L50, 2017
- 4) VIEWRAY, MRIdian Linacカタログ, <https://viewray-japan.com/common/img/spec/pdf-MRIdianLinac-catalog.pdf>, 2022.12.13
- 5) Kluter S: Technical design and concept of a 0.35 T MR-Linac. *Clin. Translational Radiat. Oncol.* 18: 98-101, 2019
- 6) Raaijmakers AJE: MR-guided radiotherapy: Magnetic field dose effects, <https://dSPACE.library.uu.nl/bitstream/1874/26541/2/raaijmakers.pdf>, 2022.12.13
- 7) Raaijmakers AJE, Raaymakers BW, van der Meer S, et al.: Integrating a MRI scanner with a 6 MV radiotherapy accelerator: Impact of the surface orientation on the entrance and exit dose due to the transverse magnetic field. *Phys. Med. Biol.* 52: 929-939, 2007
- 8) Ahmad SB, Sarfehnia A, Paudel MR, et al.: Evaluation of a commercial MRI Linac based Monte Carlo dose calculation algorithm with GEANT4. *Med. Phys.* 43: 894-907, 2016
- 9) Woodings SJ, Bluemink JJ, de Vries JHW, et al.: Beam characterisation of the 1.5 T MRI-linac. *Phys. Med. Biol.* 63(8): 085015, 2018
- 10) Oborn BM, Metcalfe PE, Butson MJ, et al.: High resolution entry and exit Monte Carlo dose calculations from a linear accelerator 6 MV beam under the influence of transverse magnetic fields. *Med. Phys.* 36: 3549-3559, 2009
- 11) Hackett SL, van Asselen B, Wolthaus JWH, et al.: Spiralling contaminant electrons increase doses to surfaces outside the photon beam of an MRI-linac with a perpendicular magnetic field. *Phys. Med. Biol.* 63(9): 095001, 2018
- 12) Malkov VN, Hackett SL, van Asselen B, et al.: Monte Carlo simulations of out-of-field skin dose due to spiralling contaminant electrons in a perpendicular magnetic field. *Med. Phys.* 46: 1467-1477, 2019
- 13) Oborn BM, Metcalfe PE, Butson MJ, et al.: Monte Carlo characterization of skin doses in 6 MV transverse field MRI-linac systems: Effect of field size, surface orientation, magnetic field strength, and exit bolus. *Med. Phys.* 37: 5208-5217, 2010
- 14) Malkov VN, Hackett SL, Wolthaus JWH, et al.: Monte Carlo simulations of out-of-field surface doses due to the electron streaming effect in orthogonal magnetic fields. *Phys. Med. Biol.* 64(11): 115029, 2019
- 15) Powers M, Baines J: Electron streaming effect associated with the Elekta unity anterior imaging coil. *Front. Phys.* 10: 880121, 2022
- 16) O'Brien DJ, Roberts DA, Ibbott GS, et al.: Reference dosimetry in magnetic fields: Formalism and ionization chamber correction factors. *Med. Phys.* 43: 4915-4927, 2016

- 17) Raaijmakers AJE, Raaymakers BW, Lagendijk JJW: Magnetic-field-induced dose effects in MR-guided radiotherapy systems: Dependence on the magnetic field strength. *Phys. Med. Biol.* 53: 909–923, 2008
- 18) Keyvanloo A, Burke B, Warkentin B, et al.: Skin dose in longitudinal and transverse linac-MRIs using Monte Carlo and realistic 3D MRI field models. *Med. Phys.* 39: 6509–6521, 2012
- 19) Raaymakers BW, Raaijmakers AJE, Kotte A, et al.: Integrating a MRI scanner with a 6 MV radiotherapy accelerator: Dose deposition in a transverse magnetic field. *Phys. Med. Biol.* 49: 4109–4118, 2004
- 20) Spindeldreier CK, Schrenk O, Bakenecker A, et al.: Radiation dosimetry in magnetic fields with Farmer-type ionization chambers: Determination of magnetic field correction factors for different magnetic field strengths and field orientations. *Phys. Med. Biol.* 62: 6708–6728, 2017
- 21) Malkov VN, Rogers DWO: Monte Carlo study of ionization chamber magnetic field correction factors as a function of angle and beam quality. *Med. Phys.* 45: 908–925, 2018
- 22) Shukla BK, Spindeldreier CK, Schrenk O, et al.: Dosimetry in magnetic fields with dedicated MR-compatible ionization chambers. *Physica Medica* 80: 259–266, 2020
- 23) Meijssing I, Raaymakers BW, Raaijmakers AJE, et al.: Dosimetry for the MRI accelerator: The impact of a magnetic field on the response of a Farmer NE2571 ionization chamber. *Phys. Med. Biol.* 54: 2993–3002, 2009
- 24) Hackett SL, van Asselen B, Wolthaus JWH, et al.: Consequences of air around an ionization chamber: Are existing solid phantoms suitable for reference dosimetry on an MR-linac? *Med. Phys.* 43: 3961–3968, 2016
- 25) Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, et al.: AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Med. Phys.* 26:1847–1870, 1999
- 26) Mujsolino SV: Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water; technical reports series No. 398. *Health Physics* 81: 592–593, 2001
- 27) Agnew J, O'Grady F, Young R, et al.: Quantification of static magnetic field effects on radiotherapy ionization chambers. *Phys. Med. Biol.* 62: 1731–1743, 2017
- 28) O'Brien DJ, Sawakuchi GO: Monte Carlo study of the chamber-phantom air gap effect in a magnetic field. *Med. Phys.* 44: 3830–3838, 2017
- 29) de Prez L, Woodings S, de Pooter J, et al.: Direct measurement of ion chamber correction factors, $k(Q)$ and $k(B)$, in a 7 MV MRI-linac. *Phys. Med. Biol.* 64: 105025, 2019
- 30) Billas I, Bouchard H, Oelfke U, et al.: Traceable reference dosimetry in MRI guided radiotherapy using alanine: Calibration and magnetic field correction factors of ionisation chambers. *Phys. Med. Biol.* 66(16): 165006, 2021
- 31) Pojtinger S, Nachbar M, Ghandour S, et al.: Experimental determination of magnetic field correction factors for ionization chambers in parallel and perpendicular orientations. *Phys. Med. Biol.* 65(24): 245044, 2020
- 32) Pojtinger S, Dohm OS, Kapsch RP, et al.: Ionization chamber correction factors for MR-linacs. *Phys. Med. Biol.* 63(11): 11NT03, 2018
- 33) van Asselen B, Woodings SJ, Hackett SL, et al.: A formalism for reference dosimetry in photon beams in the presence of a magnetic field. *Phys. Med. Biol.* 63(12): 125008, 2018
- 34) Woodings SJ, van Asselen B, van Soest TL, et al.: Technical Note: Consistency of PTW30013 and FC65-G ion chamber magnetic field correction factors. *Med. Phys.* 46: 3739–3745, 2019
- 35) Butler DJ, Stevenson AW, Wright TE, et al.: High spatial resolution dosimetric response maps for radiotherapy ionization chambers measured using kilovoltage synchrotron radiation. *Phys. Med. Biol.* 60: 8625–8641, 2015
- 36) McNiven AL, Umoh J, Kron T, et al.: Ionization chamber volume determination and quality assurance using micro-CT imaging. *Phys. Med. Biol.* 53: 5029–5043, 2008
- 37) Delfs B, Blum I, Tekin T, et al.: The role of the construction and sensitive volume of compact ionization chambers on the magnetic field-dependent dose response. *Med. Phys.* 48: 4572–4585, 2021
- 38) Muir BR, Rogers DWO: Monte Carlo calculations of $k(Q)$, the beam quality conversion factor. *Med. Phys.* 37: 5939–5950, 2010
- 39) Malkov VN, Rogers DWO: Sensitive volume effects on Monte Carlo calculated ion chamber response in magnetic fields. *Med. Phys.* 44: 4854–4858, 2017
- 40) Pojtinger S, Kapsch RP, Dohm OS, et al.: A finite element method for the determination of the relative response of ionization chambers in MR-linacs: Simulation and experimental validation up to 1.5 T. *Phys. Med. Biol.* 64: 135011, 2019
- 41) Krauss A: Direct determination of k_B , Q , Q_0 for cylindrical ionization chambers in a 6 MV 0.35 T MR-linac. *Phys. Med. Biol.* 65: 235049, 2020
- 42) Smit K, van Asselen B, Kok JGM, et al.: Towards reference dosimetry for the MR-linac: Magnetic field correction of the ionization chamber reading. *Phys. Med. Biol.* 58: 5945–57, 2013
- 43) Palmans H, Andreo P, Saiful Huq M, et al.: Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy Technical Report IAEA-AAPM TRS-483 (Vienna: International Atomic Energy Agency), 2017
- 44) 日本医学物理学会：高エネルギー光子線の線量測定。日本医学物理学会編，外部放射線治療における水吸収線量の標準計測法（標準測定法12）。37–54, 2012, 通商産業研究社, 東京
- 45) PTW THE DOSIMETRY COMPANY, MR Conditional Detectors, <https://www.ptwdosimetry.com/en/overview-pages/mr-conditional-detectors/>, 2022.12.13
- 46) 株式会社千代田テクノロ, Exradin イオンチェンバカタログ, https://webshowroom.c-technol.co.jp/wp-content/uploads/2021/03/file_exradin-ec.pdf, 2022.12.13
- 47) Iakovenko V, Keller B, Sahgal A, et al.: Experimental measurement of ionization chamber angular response and associated magnetic field correction factors in MR-linac. *Med. Phys.* 47: 1940–1948, 2020
- 48) Iakovenko V, Keller B, Sahgal A, et al.: Erratum: "Experimental measurement of ionization chamber angular response and associated magnetic field correction factors in MR-linac" [*Med. Phys.* 47(4), 1940–1948 (2020)]. *Med. Phys.* 48: 2695–2697, 2021
- 49) Elekta, Unity Physics Training Absolute Dosimetry, https://www.elekta.co.jp/fileadmin/editors/software/download/pdf/Absolute_Dosimetry20210728.pdf, 2022.12.13
- 50) 日本医学物理学会：放射線治療用線量計に用いられる電位計のガイドライン, 2018

解説

〈連載：教育委員会企画〉

外部放射線治療における水吸収線量計測の変遷 [第1部]

日本医学物理学会 名誉会員

齋藤秀敏*

東京都立大学 名誉教授

Transition of Standard Dosimetry of Absorbed Dose to Water
in External Beam Radiotherapy [Part 1]

Honorary Member of JSMP

Hidetoshi SAITOH*

Tokyo Metropolitan University (Professor emeritus)

The radiotherapy is performed with the aim of delivering the optimal dose to the target volume with minimal side effect of surrounding normal tissue. For this purpose, quality assurance is essential to ensure that the target volume is correctly irradiated in the optimal geometrical arrangement, and the absorbed dose evaluation is essential to ensure that the prescribed dose is correctly delivered. The absorbed doses are generally evaluated using a small cavity ionization chamber that utilizes gas ionization. For the evaluation of absorbed dose to water using ionization chambers, the national dose and charge standards, ionization chambers and electrometer calibration systems are required. And it is also required standard dosimetry protocol that recommend conditions such as fields, depths, and optimal ionization chambers for the measurement, as well as reliable physical data. This manuscript reviews the transition of standard dosimetry of absorbed dose to water in external beam radiotherapy, including the background of dose standards, ionization chamber calibration systems, units, and physical constants.

Keywords: dosimetry, radiation therapy, external beam, ionization chamber, absorbed dose to water

1. はじめに

放射線治療は周囲の正常組織の障害を最小にし、標的体積に対して最適な線量を投与することを目的として実施されている。この目的のため、最適な幾何学的配置で標的体積に正しく照射するための幾何学的質保証、そして処方線量が正しく投与されていることを保証するための吸収線量計測が必須である。

吸収線量計測には放射線照射による物質の温度上昇を利用するカロリメータ、化学変化を利用する化学線量計も使用されるが、やはり気体の電離を利用した小型の空洞電離箱の使用が一般的である。

空洞電離箱を物質中に配置して、その電離電荷から周囲の物質の吸収線量を評価する基本はBraggとGrayの空洞理論である。Bragg-Grayの空洞理論では多くの場合、電離空洞内の媒質および周囲の媒質をそれぞれgおよびmの添え字を使用して記述される。しかし、ここでは放射線治療分野での実際を反映し電離空洞内の媒質を空気air、周囲の媒質を水wとし、電離空洞内の質量mの空気に生じた電離電荷qから、Bragg-Grayによる水吸収線量 D_w の評価を次式のように置き換える^(注1)。

$$D_w = \frac{q}{m} \frac{W_{\text{air}}}{e} \left(\frac{S}{\rho} \right)_{w,\text{air}} \quad (1)$$

ここで、 W_{air} は空気中で1イオン対生成に費やされる平均エネルギー、 e は電気素量、 $(S/\rho)_{w,\text{air}}$ は空気に対する水の質量阻止能比である。

式1で正しく水吸収線量を評価するためには、右辺第1項では微小な電離空洞内の正しい空気の質量評価、電位計の表示と電荷標準と比較するための国家標準、電離箱および電位計校正の体系が必要となる。また、第1項では線量評価のための統一された照射野、深さ、推奨される電離箱などの基準条件、第2、3項では国際的に評価されたデータの提供が必要となる。このことは、外部放射線治療における水吸収線量の標準計測法（標準計測法12）第1章で、次の4項目として簡潔に記述されている¹⁾。

- a) 線量標準の確立
- b) 線量標準による電離箱線量計校正
- c) 線量計測のための標準計測法
- d) 第三者による線量評価

本稿では、線量標準、電離箱校正体系、単位、物理定数

* 連絡著者 (corresponding author)
E-mail: saitoh@tmu.ac.jp

^(注1) 年代によって用語、表記法、記号などが変更されているため、読者の混乱が少なく解釈が容易になるよう、可能な個所は現在の用法で記述するよう心がけた。

などの背景を含め、外部放射線治療における水吸収線量標準計測の変遷を振り返る。

2. 標準測定法72と標準測定法74

2.1 医療用線量準標準センター設立と標準測定法72の刊行

図1に、わが国の一次線量標準、ユーザ施設の電離箱線量計校正を担当する二次線量標準、国内外の線量計測プロトコル、そして日本医学物理学会の変遷の概略を示す。

日本では、1971年に日本医学物理学会の前身である医学放射線学会(Japan Radiology Society: JRS)物理部会が、⁶⁰Co γ線に対する線量計の比較校正と出力線量の測定を行う医療線量準標準センターの設置を発表した²⁾。同時に、日本医学放射線学会物理部会編「放射線治療における⁶⁰Co γ線および高エネルギーX線の吸収線量の標準測定法」を発表し³⁾、翌年にこれを図2(a)に示す冊子体⁴⁾(標準測定法72)として刊行している。

ここに至るまでの経緯を標準測定法72の「はじめに」の頁から引用すると、

さきに、全国の病院のうち放射線治療装置、照射器具、RI取扱室のいずれかをもつ1,392施設を対象とした放射線測定器に関するアンケートの結果、線量測定器を所有する施設は約32%あり、そのうちの2/3の

施設は線量計の検定、校正を強く希望していることが判明した。

さらに、これらの施設のうち、主要な施設40カ所を選び⁶⁰Co γ線による測定器の感度比較を行ったところ、感度のばらつきは大部分が10%以内に収まるが、中には30%を超えるものもあり、測定器の感度校正の重要性を痛感した。

のように、線量評価の状況を憂慮し、測定器校正に関する体系の確立、そして吸収線量計測法標準化の必要性が述べられている。

図3に、大規模な⁶⁰Co γ線線量の相互比較が行われたときに使用されていた電離箱線量計の例を示す。

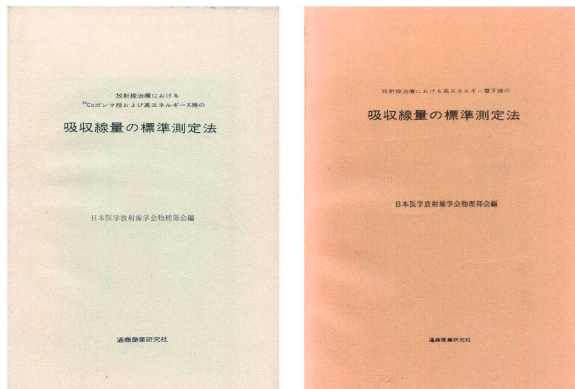
2.2 医療用線量準標準センター

1971年、表1に示す11の医療線量準標準センターが設置され、⁶⁰Co γ線による線量計の比較校正と出力線量の測定を行う、現在でたとえるならば二次線量標準と第三者評価に相当する事業が開始された。同時期にはAAPMの認定校正施設(accredited dosimetry calibration laboratory: ADCL)の前身となるRadiological Physics Center (RPC)が設立されている。

それぞれの医療線量準標準センターには、図4に示す

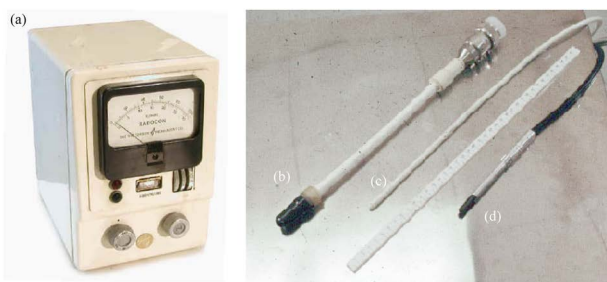
一次線量標準	二次線量標準	線量計測プロトコル	海外の動向	学会の動向
111 TBq ⁶⁰ Co照射装置導入 (1960)			光子線線量計測プロトコル HPA (1964)	日医放 物理委員会 1953-1961
計量法の法令単位として 照射線量の制定 (1967)			電子線線量計測プロトコル SCRAD, PMB (1966)	日医放 物理部会 1965-1992
1970年	医療用線量準標準センターの設立 (1971)	⁶⁰ Coガンマ線、高エネルギーX線の 吸収線量の標準測定法 (1971)	ICRU Report 14 (1969)	
	第1回医療用標準線量研究会 (1976)	高エネルギー電子線の 吸収線量の標準測定法 (1974)	米国 Regional Calibration Lab. 設立 (現ADCL, 1970)	
			光子線線量計測プロトコル SCRAD, PMB (1971)	
			単位 Gy, Bqの採用 CGPM (1975)	
1980年			AAPM TG-21 (1983)	JAMP 1980- 2000
148 TBq ⁶⁰ Co照射装置導入 (1982)		高エネルギーX線および電子線の 吸収線量の標準測定法 (1986)	IAEA TRS-277 (1987)	
1990年			IAEA TRS-381 (1997)	JAFP 1992-2000
⁶⁰ Co γ線の照射線量標準 (100 nC/kg = 0.1 C/kg) グラフィット壁電離箱特定標準器 の告示 (1993)			AAPM TG-51 (1999)	
2000年	第27回医療用標準線量研究会 (2002)	外部放射線治療における 吸収線量の標準測定法 (2002)	IAEA TRS-398 (2000)	JSMP 2000-
⁶⁰ Co γ線の照射線量標準 (0.1 C/kg = 5.0 C/kg) グラフィット壁電離箱特定標準器 の告示 (2006)	ANTM 医療用線量標準 センター業務開始 (2004年)			
	ANTM 照射線量 JCSS認定校正業務開始 (2009)			
	ANTM ガラス線量計による 第三者出力線量測定開始 (2009)			
2010年				
⁶⁰ Co γ線の水吸収線量標準 グラフィットカリメータ特定標準器 の告示 (2011)	ANTM ⁶⁰ Co γ線 水吸収線量 JCSS認定校正業務開始 (2012)	外部放射線治療における 水吸収線量の標準計測法 (2012)	AAPM TG-51 Addendum (2014)	
6, 10, 15 MV X線の水吸収線量標準 の告示 (2015)	ANTM 電位計 JCSS認定校正業務開始 (2017)			
2020年				
9, 12, 15, 18 MeV 電子線の水吸収 線量標準告示 (2022)				

図1 一次線量標準、二次線量標準、国内外の標準計測プロトコル、日本医学物理学会の変遷の概略



(a) 標準測定法 72 (b) 標準測定法 74

図2 標準測定法 72と標準測定法 74の表紙



(a) Model 575 電位計 (Radocon 社)
 (b) 5 cm³ 電離箱 (Siemens 社),
 (c) 1 cm³ 電離箱 (Siemens 社),
 (d) 2500 3B (Ionex 社)

図3 1960年台後半に使用されていた電位計, 電離箱の例

表1 1971年発足当時のJRS医療用線量標準センター名と担当機関

センター名	担当機関名
北海道	北海道大学医学部放射線医学教室*
東北北部	岩手医科大学放射線医学教室
東北南部	福島県立医科大学放射線医学教室
北陸	新潟大学医学部放射線医学教室*
関東	放射線医学総合研究所物理研究部
東京	癌研究所第6研究室
中部	愛知がんセンター研究所放射線部*
関西	神戸大学医学部放射線医学教室*
中国	広島大学原医研障害基礎研究部門
四国	徳島大学医学部放射線医学教室
九州	長崎大学医学部原医研放射線生物物理学部門

*は1971年度末から

JAPM^(注2) 準標準器と称していた電位計と2本の電離箱, そして長期安定性を確認するための⁹⁰Sr チェッキング線源が備えられていた。

毎年8月末または9月初めの金曜日と土曜日に線量計を持ちより, 電子技術総合研究所(電総研, 現在の産業技術総合研究所)での依頼試験により校正された放射線医学総合研究所(放医研, 現在の量子科学技術研究開発機構)の

(注2) JAPMの語源は不明。



(a) JAPM 準標準電位計 (b) JAPM 準標準電離箱

図4 医療用線量標準センターに設置された電離箱と電位計

表2 線量計研究会の活動

回	年	主催センター	回	年	主催センター
1	1976	放射線医学総合研究所	15	1990	愛知県がんセンター
2	1977	放射線医学総合研究所	16	1991	徳島大学
3	1978	放射線医学総合研究所	17	1992	九州大学
4	1979	愛知県がんセンター	18	1993	放射線医学総合研究所
5	1980	放射線医学総合研究所	19	1994	新潟大学
6	1981	広島大学	20	1995	慶應大学・放医研
7	1982	神戸大学	21	1996	福島医科大学
8	1983	癌研究会癌研究所	22	1997	京都大学
9	1984	新潟大学	23	1998	北海道大学
10	1985	放射線医学総合研究所	24	1999	広島大学
11	1986	癌研・放医研	25	2000	徳島大学
12	1987	岩手医科大学	26	2001	愛知県がんセンター
13	1988	癌研・放医研	27	2002	放射線医学総合研究所
14	1989	京都大学			

電離箱線量計と相互比較することによって照射線量のトレーサビリティが確保されていた。表2に示すように, 各センターの持ち回りで開催された線量研究会は2004年の校正事業移管の直前まで継続された。

一次と二次の話題が前後するが, 1960年に電総研に111 TBqの⁶⁰Co γ線照射装置が設置され, 1967年に法令単位として照射線量が制定された。これによって, グラファイト壁の空洞電離箱を特定標準器として100 nC kg⁻¹から0.1 C kg⁻¹の範囲の照射線量の一次線量標準が日本に確立した。

2.3 標準測定法72発刊当時の単位

図1に示すように, 国際度量衡総会(Générale des Poids et Mesures: CGPM)による吸収線量の単位グレイ (Gy) や放射能の単位ベクレル (Bq) の採用は1975年であったことから, 当時は単位系の移行期であったことがわかる。

若い読者に標準測定法72を理解していただくため, この項では当時の単位について簡単に説明する。

国際度量衡委員会(Comité International des Poids et Mesures: CIPM)によって1946年, メートル (m), キログラム (kg), 秒 (s) およびアンペア (A) に基づいたMKSA単位系が承認され, 1954年の第10回CGPMで熱力学温度ケルビン (K) と光度カンデラ (cd) を加えた6つの基本単位の採用が決定された。1960年の第11回CGPMでこの6つの基本単位からなる単位系に国際単位系(Système International d'Unités)という名称とSIという略称が与

えられた。さらに1971年、物質量モル (mol) が追加されて、7つの基本単位からなるSIとして現在に至っている⁵⁾。

しかし1970年台までは、1874年に英国科学振興協会 (British Association for the Advancement of Science: BAAS) が導入した、3つの力学系単位、センチメートル (cm)、グラム (g)、秒 (s) に基づく、CGS単位系が多くの物理量の単位として利用されていた。

このような状況から、1962年に発行されたICRU Report 10aでは吸収線量は次のように定義されている⁶⁾。

吸収線量 D は、 ΔE_D を Δm で除した商である。ここで、 ΔE_D は電離放射線が体積要素中の物質に付与するエネルギー、 Δm は体積要素中の物質の質量であり、次式で求められる。

$$D = \frac{\Delta E_D}{\Delta m} \quad (2)$$

吸収線量の単位の固有の名称はラド、記号は rad である。

$$1 \text{ rad} = 100 \text{ erg g}^{-1} = \frac{1}{100} \text{ J kg}^{-1} \quad (3)$$

CGS単位系におけるエネルギーの単位はエルグ (erg) であり、ギリシャ語で仕事を意味する *εργον* (ergon) に由来する。1 erg は1ダイン ($\text{dyn} = \text{g cm s}^{-2}$) の力で物体を1 cm 動かすときのエネルギーと定義されていることから $1 \text{ erg} = 10^{-7} \text{ J}$ であり、 $1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ Gy}$ の換算ができる。モニタ設定値 (MU) 当たりの水吸収線量 (DMU) を 1 cGy MU^{-1} とするのは、この当時からの名残と考えられる。

照射線量は水銀柱 760 mmHg が示す気圧 (101.3 kPa) において、 0°C の乾燥空気 1 cm^3 (0.001293 g) に生じる電荷 1 esu (electrostatic unit) ($1 \text{ esu} = 3.335641 \times 10^{-10} \text{ C}$) というのがそもそもの定義で、ICRU Report 10a では次のように定義されている⁶⁾。

照射線量 X は、 ΔQ を Δm で除した商である。ここで、 ΔQ は光子によって質量 Δm の空気中で開放されたすべての電子 (陰・陽) が空気中で完全に停止するまでに発生させた一方の符号のイオンの電荷の合計である。

$$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m} \quad (4)$$

照射線量の単位の固有の名称はレントゲン (roentgen)、記号は R である。

$$1 \text{ R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C kg}^{-1} \quad (5)$$

以上の状況を勘案して次からを読み進めていただきたい。

2.4 標準測定法72のフォーマリズム

標準測定法72に先行する光子線の吸収線量計測法については、英国病院物理学者協会 (Hospital Physicists' Association: HPA) による ^{137}Cs と ^{60}Co γ 線および 2 MV から 8 MV までの X 線に対応したプロトコル⁷⁾、35 MV X 線までに拡張された改訂版⁸⁾、50 MV X 線までに対応した ICRU Report 14⁹⁾ などがある。

標準測定法72ではリファレンス線量計表示値が R (rdg) である場合の校正深吸収線量^(注3) $D_c(A)$ を次式で求めることとしている。

$$D_c(A) = C_\lambda N_0 k_1 R \quad (6)$$

ここで、 C_λ はラド変換係数 (rad R^{-1})、 N_0 はコバルト校正定数 (R rdg^{-1}) である。 k_1 は大気補正係数と呼ばれていたが、式や英文 (temperature-pressure correction factor) から現在の温度気圧補正係数と同じであることがわかる。

式1の右辺第1項の微小な電離空洞内の空気の質量当たりの電離電荷 q/m を評価する方法として ^{60}Co 照射線量校正定数 (exposure calibration factor for ^{60}Co) がある。標準測定法72では省略してコバルト校正定数 N_0 の名称が使用され、次のように紹介されている³⁾。

測定器の感度補正法としては、 ^{60}Co γ 線を用い照射線量 (R) について校正を行うこととする。その方法は、電子技術総合研究所に校正を依頼するか、または全国の各地区測定センターに配置されている標準線量計 (JAMP Sub Standard Dosimeter Model 1) と相互比較して校正定数を求めるかすればよい。

すなわち、照射線量標準が X (R) である空中の点に、ビルドアップキャップを装着して設置した電離箱線量計の表示値が R (rdg) である場合の N_0 (R rdg^{-1}) は次式で与えられる。

$$N_0 = \frac{X}{R} \quad (7)$$

したがって、式6の R 、 N_0 、 k_1 の積によって電離空洞内の空気の質量当たりの電離電荷 q/m が求められるとしている。

ラド変換係数 C_λ は、校正線質での空気衝突カーマへの変換、ビルドアップキャップによる測定点の変位補正、空気衝突カーマから水吸収線量へ変換、そして線質による電離箱の応答の補正によって最終的に線質入での水吸収線量へ変換するための係数である。具体的には、次式で計算さ

^(注3) 標準測定法では水吸収線量と明らかな記述がない場合が多いが、本稿では、ことわりのない限り吸収線量とは水吸収線量と解釈して記述した。

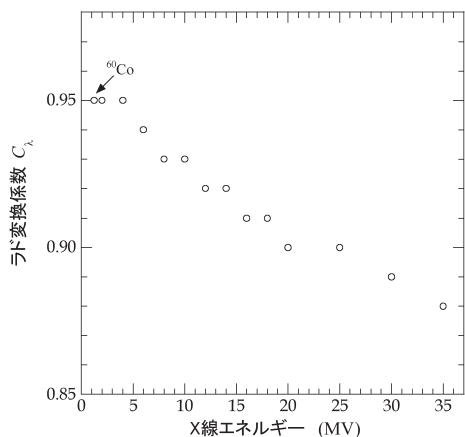


図5 標準測定法72で採用されたCλ

れている^{10, 11)}。

$$\begin{aligned}
 C_\lambda &= \frac{W_{\text{air}}}{e} d [(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{w,air}}]_{60\text{Co}} \frac{[(\bar{S}_{\text{col}}/\rho)_{\text{w,air}}]_\lambda}{[(\bar{S}_{\text{col}}/\rho)_{\text{w,air}}]_{60\text{Co}}} \\
 &= \frac{2.58 \times 10^{-4} \text{ C kg}^{-1}}{R} \cdot d \cdot 33.73 \text{ J C}^{-1} \cdot \frac{10^2 \text{ rad}}{\text{J kg}^{-1}} \\
 &\quad \times [(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{w,air}}]_{60\text{Co}} \cdot \frac{[(\bar{S}_{\text{col}}/\rho)_{\text{w,air}}]_\lambda}{[(\bar{S}_{\text{col}}/\rho)_{\text{w,air}}]_{60\text{Co}}} \\
 &= 0.87 \cdot d \cdot [(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{w,air}}]_{60\text{Co}} \cdot \frac{[(\bar{S}_{\text{col}}/\rho)_{\text{w,air}}]_\lambda}{[(\bar{S}_{\text{col}}/\rho)_{\text{w,air}}]_{60\text{Co}}} \quad (8)
 \end{aligned}$$

ここで、33.73 J C⁻¹は当時使用されていたW_{air}/e、dはビルドアップキャップによる変位補正係数、[(μ_{en}/ρ)_{w,air}]_{60Co}は校正線質である⁶⁰Co γ線での空気に対する水の質量エネルギー吸収係数比、[(S_{col}/ρ)_{w,air}]_{60Co}および[(S_{col}/ρ)_{w,air}]_λはそれぞれ校正線質および線質λでの空気に対する水の平均質量衝突阻止能比である。

図5に標準測定法72で提供された公称のX線エネルギーを線質指標としたC_λを示す。C_λの出典は英国国立物理研究所(National Physical Laboratory; NPL)の2 MV X線の照射線量標準に対する電離空洞体積0.6 cm³のFarmer-Baldwin電離箱に対するGreeneらのデータである¹¹⁾。ICRU Report 14では⁶⁰Co γ線と2 MV X線を等価な線質とし、外径が1 cm以下の電離箱に適応できるとしている⁹⁾ことから、標準測定法72でもこのデータが採用されたと考えられる。

2.5 標準測定法72の基準条件

表3に標準測定法72の基準条件を示す。線質は⁶⁰Co γ線および2 MVから35 MV X線までに対応している。標準計測法12がTPR_{20,10}で0.8、およそ24 MVまでとしているのに対して、標準測定法72のエネルギー範囲は35 MVまでと広い。これは図6の治療装置数の年次推移¹²⁾が示すように、1970年には30台が導入されていたベータトロンに対応する必要があったためと考えられる。日本では1955

表3 標準測定法72の基準条件

項目	基準条件
線質	⁶⁰ Co γ線および2 MVから35 MV X線
ファントム	水
電離箱	リファレンス線量計(電離空洞の内径0.6 cm以下、長さ3 cm以下、チェック線源が付属していること)
電離箱の基準点	電離空洞の幾何学的中心
校正深d _c (水中)	5 cm (⁶⁰ Co, 2 MV-10 MV) 7 cm (11 MV-25 MV) 10 cm (26 MV-35 MV)

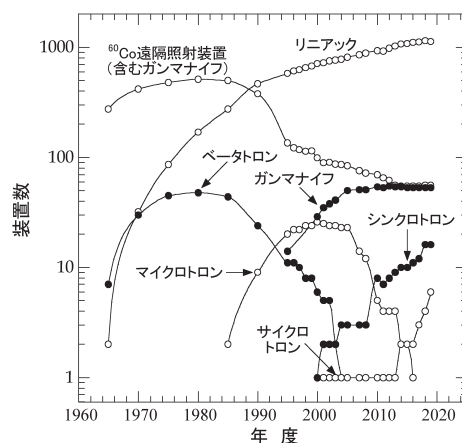


図6 日本の外部放射線治療装置数の年次推移

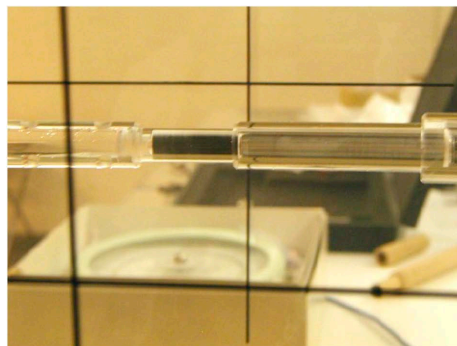


図7 水ファントム中の防浸鞘に挿入された電離箱

年に6 MeVベータトロン試験運用が始まり、1967年には32 MeVの装置が病院に導入されていた¹³⁾。

測定の基準条件としては、水ファントムの使用、線量最大深を考慮した公称エネルギーごとの校正深、リファレンス線量計を使用することが推奨されている。当時は防浸性能をもつ電離箱が少なかった状況から、図7のように電離箱を挿入できるアクリルの防浸鞘が設けられた水ファントムを使用していた。また、図5に示すC_λを適応できるように、内径0.6 cm以下、長さ3 cm以下と電離空洞のサイズが推奨され、チェック線源が付属し、校正でN₀が与えられた電離箱をリファレンス線量計としていた。

2.6 標準測定法74

電子線の吸収線量に関して先行する計測法としては1966年のAAPMのSub-committee on Radiation Dosimetry (SCRAD)の報告がある。この報告では照射野の定義、原子核反応のしきいエネルギーを利用した加速エネルギー校正、フリッケ線量計による水吸収線量計測などに重点がおかれていた¹⁴⁾。しかし、測定の基本条件、吸収線量変換係数の記載がないなど、電離箱による吸収線量計測プロトコルとしては内容が不十分であった。

1963年から1964年にかけて日本に初めてのリニアック3台が輸入され、1967年には国産リニアックの導入も開始された¹³⁾。この結果、図6が示すように1970年にはリニアック32台、ベータトン30台が稼働し¹²⁾、さらに増加傾向にあったことから、当然ながら日本においても電子線に対する吸収線量計測法の取りまとめが必要となっていた。

標準測定法72の発刊から2年後の1974年、図2(b)の表紙の日本医学放射線学会物理部会編「放射線治療における高エネルギー電子線の吸収線量の標準測定法」(標準測定法74)が刊行された¹⁵⁾。

2.7 標準測定法74のフォーマリズム

標準測定法74でもフリッケ線量計と電離箱線量計をリファレンス線量計として推奨している。しかし、フリッケ溶液の調製が難しいこと、適応の線量範囲が30 Gyから500 Gyと通常の1回投与線量より大きいこと、分光光度計が必要なことなどの理由から、やはり電離箱線量計による吸収線量評価が一般的であった。このため、この項でも電離箱線量計での計測法について記述する。

標準測定法74では電位計の表示値が $M(\text{rdg})$ である場合の校正深吸収線量 $D_c(A_0)$ は次式で求めることとしている。

$$D_c(A_0) = C_E N_C k_1 K_1 M \tag{9}$$

ここで、 N_C は標準測定法72の N_0 であり、ICRU Report 21と同じ記号に置き換えられた。 k_1 は温度気圧補正係数である。 K_1 は考慮しなければならない補正としてBoagの方法によるイオン再結合補正、極性効果補正などが付録で説明されている。

C_E は電子線に対するラド変換係数で、式8を修正した次式で算出された。

$$C_E = 0.87 \cdot A \cdot [(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{w,air}}]^{60}_{\text{Co}} \times \frac{[(\bar{S}_{\text{col}}/\rho)_{\text{w,air}}]_E}{[(\bar{S}_{\text{col}}/\rho)_{\text{w,air}}]^{60}_{\text{Co}}} \cdot p_{\text{w,air}} \tag{10}$$

ここで、式8の変位補正係数 d はビルドアップキャップによる減衰補正係数とし記号 A に置き換えられている。また、電離空洞による電子擾乱補正 $p_{\text{w,g}}$ が追加されている。

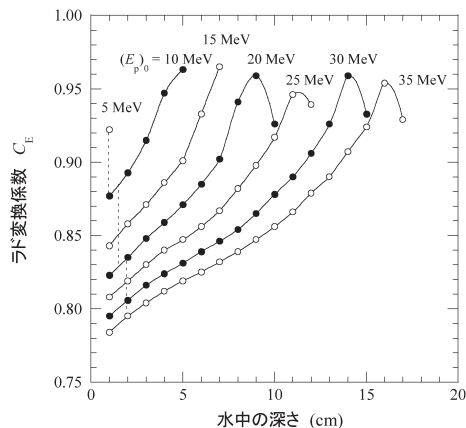


図8 標準測定法74で採用されたラド変換係数 C_E

電子線の線質指標としては、ファントム表面に入射する電子の最頻エネルギー $(E_p)_0$ が採用されている。 $(E_p)_0$ は加速エネルギー E_a から体表面に到達するまでの平均のエネルギー損失 ΔE_{col} を差し引いたエネルギーである。標準測定法74では、電離量百分率(PDI)曲線が直線的に下降する部分を延長した直線と、制動X線による電離を表す直線の交点を電子線の実用飛程 $R_p(\text{cm})$ として、次式で $(E_p)_0$ (MeV)が求められるとしている。

$$(E_p)_0 = \frac{R_p - 0.2}{0.52} \tag{11}$$

また、電子は深さが増すほど減速し $(\bar{S}_{\text{col}}/\rho)_{\text{w,air}}$ が増大するため、 $(E_p)_0$ と深さによって異なる C_E を算出する必要がある。具体的には図8に示す、 $p_{\text{w,g}}$ を1とみなした平行平板形電離箱に対するKessarisの C_E ¹⁶⁾が採用されている。

2.8 標準測定法74の基準条件

表4に標準測定法74での校正深吸収線量測定の基本条件を示す。線質は日本で使用されていた装置を考慮して5 MeVから35 MeVまでのエネルギー範囲としている。電離空洞の内径0.6 cm以下、長さ3 cm以下の円筒形電離箱をリファレンス線量計とし、内径 $2r$ の電離空洞の幾何学的中心から $2r/3$ 線源側の点を校正深に一致させる半径変

表4 標準測定法74の基準条件

項目	基準条件
線質	電子線 5 MeV ≤ $(E_p)_0$ ≤ 35 MeV
ファントム	水
電離箱	リファレンス線量計 (電離空洞の内径0.6 cm以下、長さ3 cm以下、チェックンク線源が付属していること)
電離箱の基準点	内径 $2r$ の円筒形電離箱では幾何学的中心から $2r/3$ 線源側の点
校正深 d_c (水中)	1.0 cm (5 MeV ≤ $(E_p)_0$ ≤ 10 MeV) 1.5 cm (10 MeV ≤ $(E_p)_0$ ≤ 20 MeV) 2.0 cm (20 MeV ≤ $(E_p)_0$ ≤ 35 MeV)

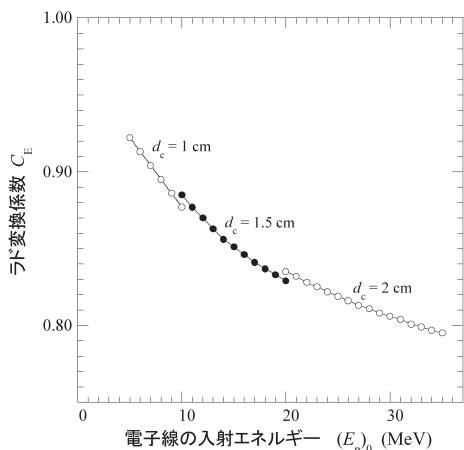


図9 電子線に対する校正深でのラド変換係数 C_E

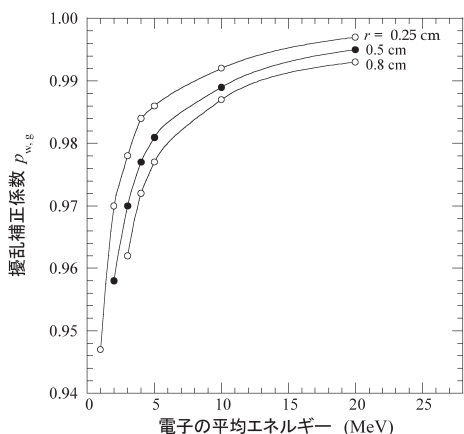


図10 電子線の平均エネルギーと電離空洞の半径 r による擾乱補正係数 $p_{w,g}$ の変化

位法を採用している。また、標準測定法74ではICRU Report 21¹⁷⁾とは異なる校正深を推奨していることから、図8に示す点線上で内挿することによって、図9に示すような $(E_p)_0$ をより細分化して C_E を算出し提供している。ただし、 $p_{w,g}$ を1とみなした C_E を採用しているため、円筒形電離箱では図10に示す擾乱に対する補正¹⁸⁾が欠落していた。

3. 標準測定法86

1971年にGCPMによって7つの基本単位からなる現在の単位系SIが採択された。さらに、1975年には吸収線量の単位として $J kg^{-1}$ 、固有の名称としてグレイ、記号Gyが採択された。また、ラド、レントゲンなどの単位については暫定的な使用が認められていたが、期限の1985年が過ぎようとしていた。

このようなSIへの移行や物理データの更新などを背景に、図11に示す日本医学放射線学会物理部会編「放射線治療における高エネルギーX線および電子線の吸収線量の標準測定法」(標準測定法86)¹⁹⁾が1986年に発刊された。

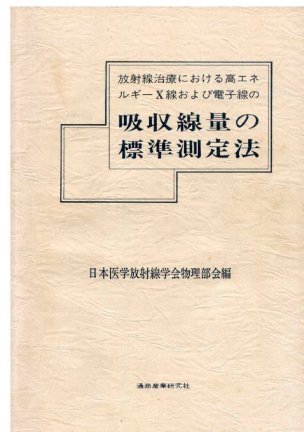


図11 標準測定法86の表紙

3.1 標準測定法86のフォーマリズム

標準測定法86では、医療用線量標準センター^(注4)で使用していたJARP^(注5)形電離箱またはこれに類似した電離箱をリファレンス線量計として推奨している。その仕様は、電離空洞の直径6 mm、長さ $20 mm \pm 2 mm$ 、電離箱壁および⁶⁰Co用ビルドアップキャップともアクリル(PMMA)で、それぞれ厚さが0.5 mmおよび $3.9 mm \pm 0.1 mm$ 、かつチェック線源を備えていることである。

標準測定法86では、水とは異なるPMMAのビルドアップキャップを装着した状態での照射線量による校正を以下のように厳密に解釈している。

⁶⁰Co γ 線による自由空間での照射線量が X_{air} である点におかれた荷電粒子平衡がちょうど成立する質量 Δm の水の中心の吸収線量、すなわち空中組織吸収線量 $D_{\Delta m}$ は次式で求められる。

$$D_{\Delta m} = X_{air} \frac{W_{air}}{e} [(\mu_{en}/\rho)_{w,air}]^{60Co} (\beta_{\Delta m})_w (A_{\Delta m})_w \quad (12)$$

ここで、 $(\beta_{\Delta m})_w$ は水衝突カーマに対する水吸収線量の比、 $(A_{\Delta m})_w$ は質量 Δm の水に対する吸収と散乱の補正係数である。 X_{air} は校正時の電位計の表示値 M とコバルト校正定数 N_C の積であり、式12は次のように置き換えることができる。

$$D_{\Delta m} = M N_C \frac{W_{air}}{e} [(\mu_{en}/\rho)_{w,air}]^{60Co} (\beta_{\Delta m})_w (A_{\Delta m})_w \quad (13)$$

一方、PMMAのビルドアップキャップが装着された状態での校正で、電離空洞内で空気の状態に生成された電離電荷を q/m とすると、 $D_{\Delta m}$ は次式で求められること

(注4) 標準測定法74までの医療用線量標準センター、標準測定法86から改称。

(注5) 日本医学放射線学会物理部会の略称、のちに日本医学物理学会 (Japan Association of Radiological Physics) も同じ略称JARPを使用。

になる。

$$D_{\Delta m} = \frac{q}{m} \frac{W_{\text{air}}}{e} [(\bar{L}/\rho)_{\text{PMMA,air}}]_{60\text{Co}} [(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{w,PMMA}}]_{60\text{Co}} \times P_c \frac{(\beta_{\Delta m})_{\text{w}}}{(\beta_{\Delta m})_{\text{PMMA}}} \frac{(A_{\Delta m})_{\text{w}}}{(A_{\Delta m})_{\text{PMMA}}} \quad (14)$$

ここで、 $[(\bar{L}/\rho)_{\text{PMMA,air}}]_{60\text{Co}}$ は校正線質での空気に対するPMMAの平均制限質量衝突阻止能比、 P_c はビルドアップによる擾乱補正係数、 $(\beta_{\Delta m})_{\text{PMMA}}$ および $(A_{\Delta m})_{\text{PMMA}}$ はそれぞれPMMAのビルドアップキャップに対する $\beta_{\Delta m}$ および $A_{\Delta m}$ である。

式13と式14から q/m を求める過程で、次式のように電離箱壁とビルドアップキャップによる吸収と散乱に対する補正に関する項を A_c に、空気との不等価性に対する補正係数 A_w にまとめる。

$$A_c = \frac{(\beta_{\Delta m})_{\text{PMMA}} (A_{\Delta m})_{\text{PMMA}}}{P_c} \quad (15)$$

$$A_w = \frac{[(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{PMMA,air}}]_{60\text{Co}}}{[(\bar{L}/\rho)_{\text{PMMA,air}}]_{60\text{Co}}} \quad (16)$$

以上から、 q/m は次式で求められることになる。

$$\frac{q}{m} = M N_c A_c A_w \quad (17)$$

よって、ビルドアップキャップを取り除いたJARP形線量計を水ファントムに設置し、PMMAの電離箱壁は水等価とみなせるとすると、線質 Q による照射で電位計の表示値が M である場合の水吸収線量 D_w は次式で求められることになる。

$$D_w = M N_c A_c A_w \frac{W_{\text{air}}}{e} [(\bar{L}/\rho)_{\text{w,air}}]_Q P_d P_f \quad (18)$$

ここで、 P_d は変位補正係数、 P_f は電子フルエンス補正係数である。式18の右辺、第3項以降をまとめて線質 Q に対する吸収線量変換係数 C_Q とする。

$$C_Q = A_c A_w \frac{W_{\text{air}}}{e} [(\bar{L}/\rho)_{\text{w,air}}]_Q P_d P_f \quad (19)$$

補正前の電位計の表示値 M_{raw} に温度気圧補正係数 k_1 、イオン再結合補正係数 P_{ion} を乗じ、さらに N_c と C_Q を乗じると水吸収線量 D_w が算出できる。

$$D_w = M_{\text{raw}} N_c C_Q k_1 P_{\text{ion}} \quad (20)$$

以上が標準測定法86で統一されたフォーマリズムとなる。

式14以降で示されているように標準測定法86ではSpencer-Attixの空洞理論が導入され、標準測定法74までの質量衝突阻止能 S_{col}/ρ が制限質量衝突阻止能 L/ρ に修正

されている。

電子に対する乾燥空気の W_{air}/e についてICRU Report 31²⁰⁾の $33.85 \pm 0.15 \text{ J/C}$ の採用が検討された。しかし、わが国では気候的に乾燥空気の条件で測定する機会が少ないこと、湿潤空気から乾燥空気への補正法が確立されていないこと、国家標準を維持している電総研をはじめ他国でも従来の数値を採用し続けていることなどから、 W_{air}/e として1977年の電離放射線諮問委員会(Comité Consultatif des Rayonnements Ionisants; CCRI)による 33.73 J/C が標準測定法86でも引き続き採用されている¹⁹⁾。

3.2 光子線吸収線量計測の基準条件

表5に示す水吸収線量計測の基準条件では、水ファントムおよびJARP形電離箱の使用を推奨している。

C_λ の算出には、加速電圧および $TPR_{20,10}$ ^(注6)と $(\bar{L}/\rho)_{\text{w,air}}$ の関係を示したCunninghamらのデータが採用されている²¹⁾ため、 $TPR_{20,10}$ および TMR ^(注7)が0.7の深さとなる $d_{0.7}(\text{cm})$ から、次式で線質指標であるX線エネルギー $\lambda(\text{MV})$ を算出している。

$$\lambda = -778.93 + 3660.7 \cdot TPR_{20,10} - 5737.0 \cdot (TPR_{20,10})^2 + 3015.0 \cdot (TPR_{20,10})^3 \quad (21)$$

(3 MV \leq λ \leq 15 MV)

$$\lambda = 0.5493 \cdot \exp(0.1787 \cdot d_{0.7}) \quad (22)$$

(3 MV \leq λ \leq 30 MV)

図12にJARP形電離箱に対する吸収線量変換係数 C_λ と、SIに換算した標準測定法72のリファレンス線量計に対する C_λ を比較して示す。2つの C_λ の差は、式8と式18から、 A_c 、 A_w 、 P_d 、 P_f の寄与もあるが、エネルギーが大

表5 標準測定法86の光子線吸収線量計測の基準条件

項目	基準条件
線質	^{60}Co γ 線および2 MVから35 MV X線
ファントム	水
電離箱	JARP形またはこれに準ずる電離箱(電離空洞の直径6 mm,長さ20 mm \pm 2 mm,電離箱壁厚PMMA 0.5 mm, ^{60}Co 用ビルドアップキャップ PMMA 3.9 mm \pm 0.1 mm)
電離箱の基準点	電離空洞の幾何学的中心(C_λ を使用) 電離空洞の幾何学的中心から2 mm線源側の点(C'_λ を使用)
校正深 d_c (水中)	5 cm (^{60}Co , 2 MV–10 MV) 7 cm (11 MV–25 MV) 10 cm (26 MV–35 MV)

^(注6) 原著では $TMR_{20,10}$ としているが、同義であるのでここでは $TPR_{20,10}$ と記述する。

^(注7) 原著では組織ピーク線量比(tissue-peak [dose] ratio; TPR)としているが、同義であるのでここでは TMR と記述する。

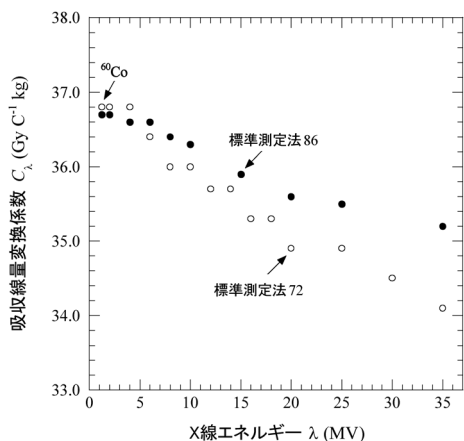


図12 標準測定法86と標準測定法72での円筒形電離箱に対する吸収線量変換係数 C_λ の比較

きくなるにつれての乖離については S_{co}/ρ から L/ρ への修正の寄与が大きい。

変位法による測定では、JARP形電離箱の電離空洞の中心から2 mm線源側の実効中心を校正深に一致させ、式19から P_d と P_f を除いた C'_λ を使用して吸収線量を評価する。

JARP形電離箱とは異なる電離箱壁およびビルドアップキャップ材質、厚さ、電離空洞のサイズの電離箱に対してもユーザ自身が C_λ を計算できるよう、さらに固体ファントムによる測定から水吸収線量に変換するために必要なデータと例題が提供されている。

AAPM TG-21では、電位計の温度気圧補正後の表示値が M である場合の物質 med の吸収線量 D_{med} を次のフォーマリズで求められるとしている²²⁾。

$$D_{med} = M N_{gas} [(\bar{L}/\rho)_{med, gas}]_Q P_{ion} P_{repl} P_{wall} \quad (23)$$

ここで、 N_{gas} は ^{60}Co γ 線校正線質での照射線量校正定数 N_x (R rdg^{-1}) から算出される表示値あたりの気体の吸収線量校正定数、cavity-gas calibration factor (Gy rdg^{-1})、 P_{repl} はファントム中に電離箱を設置することによる置換補正係数 ($P_{repl} = P_d \cdot P_f$)、 P_{wall} は電離箱壁とファントムの材質の違いに対する補正係数である。TG-21でも多様な電離箱とファントムでの吸収線量計測に必要なデータが図または表で提示されている。また、水吸収線量計算のためのワークシートが提供され、ワークシート1では N_x から N_{gas} への変換、ワークシート2では $TPR_{20,10}$ から線質指標である加速電圧の評価、ファントムの吸収線量計算、そしてファントムから水の吸収線量への変換の手順が示されている。

3.3 電子線吸収線量計測の基準条件

表6に電子線の基準条件を示す。標準測定法74からの大きな変更は、リファレンス線量計からフリッケ線量計を削除して、10 MeV以下の電子線に対して電離空洞の直径2 cm、高さ2 mm以下、集電極の直径1 cm以下のシャロー

表6 標準測定法86の電子線吸収線量計測の基準条件

項目	基準条件
線質	電子線 $2 \text{ MeV} \leq \bar{E}_0 \leq 30 \text{ MeV}$
ファントム	水
電離箱	$5 \text{ MeV} \leq \bar{E}_0 \leq 30 \text{ MeV}$: JARP形またはこれに準ずる電離箱 (電離空洞の直径6 mm、長さ $20 \text{ mm} \pm 2 \text{ mm}$ 、電離箱壁厚 PMMA 0.5 mm、 ^{60}Co 用ビルドアップキャップ PMMA $3.9 \text{ mm} \pm 0.1 \text{ mm}$) $2 \text{ MeV} \leq \bar{E}_0 \leq 10 \text{ MeV}$: 平行平板形 (電離空洞の直径2 cm、高さ2 mm以下、集電極の直径1 cm以下)
電離箱の基準点	(JARP形) 電離空洞の幾何学的中心から2 mm線源側の点 (平行平板形) 電離空洞内前面の中心
校正深 d_c (水中)	0.5 cm ($2 \text{ MeV} \leq \bar{E}_0 \leq 8 \text{ MeV}$) 1.0 cm ($5 \text{ MeV} \leq \bar{E}_0 \leq 10 \text{ MeV}$) 1.5 cm ($10 \text{ MeV} \leq \bar{E}_0 \leq 20 \text{ MeV}$) 2.0 cm ($10 \text{ MeV} \leq \bar{E}_0 \leq 30 \text{ MeV}$) 2.5 cm ($20 \text{ MeV} \leq \bar{E}_0 \leq 30 \text{ MeV}$) 3.0 cm ($20 \text{ MeV} \leq \bar{E}_0 \leq 30 \text{ MeV}$)

形 (平行平板形) 電離箱を追加したことである。

標準測定法86では電子の線質指標として平均入射エネルギー \bar{E}_0 (MeV) が採用され、線量半価深 R_{50} (cm) から次式で求められるとしている。

$$\bar{E}_0 = 2.33 R_{50} \quad (24)$$

R_{50} を求めるためにはPDIの測定から $(\bar{L}/\rho)_{w,air}$ によるPDDへの変換が必要となるが、電離量半価深 I_{50} から $I_{50} \leq 51 \text{ mm}$ ($\bar{E}_0 \leq 12 \text{ MeV}$) の範囲では、

$$R_{50} = I_{50} \quad (25)$$

$I_{50} > 51 \text{ mm}$ ($12 \text{ MeV} \leq \bar{E}_0 \leq 30 \text{ MeV}$) では、

$$R_{50} = -5.4719 + 1.1886 \cdot I_{50} - 0.001872 \times (I_{50})^2 + 0.000008114 \cdot (I_{50})^3 \quad (26)$$

の近似式を利用することで、 \bar{E}_0 を決定できるとしている。

C_E の算出にはBergerの $(\bar{L}/\rho)_{w,air}$ ^(注8) が採用され、 \bar{E}_0 と深さ d をパラメータとした表が用意されている。

電子線については、JARP形では電離空洞の幾何学的中心から2 mm線源側の点、平行平板形では電離空洞の線源側前面の中心を校正深に一致させるように配置する変位法を採ることとして、 P_d を1としている。また、 P_f については平行平板形電離箱に対しては1を、直径6 mmの円筒形電離箱に対しては I_{50} までの深さに限定して深さ d における平均エネルギー $\bar{E}(d)$ から、

(注8) 制限質量衝突阻止能比をまとめた単体の原著は存在しないためTG-21の参考文献では私信としている。しかし、ICRU Reportのために用意された非制限質量衝突阻止能に対する制限質量衝突阻止能の比²³⁾、電子と陽電子の質量阻止能²⁴⁾などを集約して提供されたデータと考えられる。

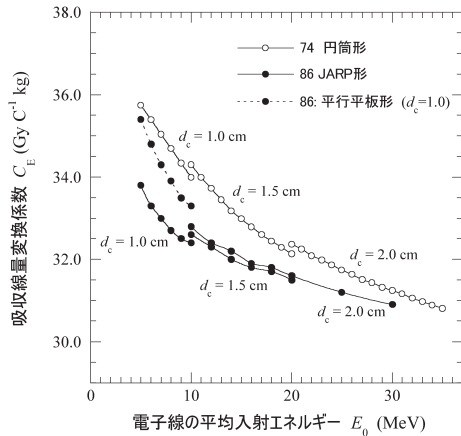


図13 標準測定法86と標準測定法74の吸収線量変換係数 C_E の比較

$$P_f = 0.9452 + 0.005086 \cdot \bar{E}(d) - 0.0001595 \cdot (\bar{E}(d))^2 + 0.000001618 \cdot (\bar{E}(d))^3 \quad (27)$$

の近似式で算出している。 $\bar{E}(d)$ については、標準測定法74やTG-21では、

$$\bar{E}(d) = \bar{E}_0 \left(1 - \frac{d}{R_p} \right) \quad (28)$$

が採用されていた。しかし、特に中間の深さでエネルギーを過大に評価するとの理由から、 $\bar{E}(d)$ を求めるための \bar{E}_0 と深さ d をパラメータとした表とグラフが用意されている。

以上から求められたJARP形と平行平板形電離箱の吸収線量変換係数 C_E を図13に示す。同図には、比較のため標準測定法74のリファレンス線量計に対する C_E をSIに換算して示している。2つの標準測定法での C_E の差は、式10と式18から、 A_e , A_w , $S_{col\rho}$ から $L\rho$ への修正の寄与もあるが、やはり円筒形電離箱については標準測定法74では採用が見送られた P_f の寄与が大きい、

AAPM TG-21でも、光子線と電子線には同じフォーマリズムが提案されているので、光子線と同様にワークシート1で N_x から N_{gas} への変換、電子線用に用意されたワークシート3で R_{50} を介して線質指標 \bar{E}_0 を評価し、ファントムの吸収線量計算、そしてファントムから水の吸収線量への変換を行うことができる。

付記

参考文献(25)~(44)は、次号に掲載される [第2部] で参照される。

参考文献

- 1) 日本医学物理学会：第1章 水吸収線量校正と標準計測法 12. 外部放射線治療における水吸収線量の標準計測法, 25-27, 2012, 通商産業研究社
- 2) 日本医学放射線学会物理部会：(会告) 医療用線量標準センター設置のお知らせ. 日医学放射線学会雑誌31(6): 5,

- 1971
- 3) 日本医学放射線学会物理部会：(資料) ^{60}Co ガンマ線および高エネルギーX線の吸収線量の標準測定法. 日本医学放射線学会雑誌31: 723-734, 1971
- 4) 日本医学放射線学会物理部会編：放射線治療における ^{60}Co ガンマ線および高エネルギーX線の吸収線量の標準測定法, 1972, 通商産業研究社, 東京
- 5) 国際度量衡局：国際単位系(SI) 国際文書第8版日本語版(産業技術総合研究所計量標準総合センター約・監修), 48-86, 2006
- 6) International Commission on Radiological Units and Measurements (ICRU): Radiation Quantities and Units (ICRU Report 10a, National Bureau of Standards Handbook84), 1962, NBS
- 7) Hospital Physicists' Association (HPA): A code of practice for the dosimetry of 2 to 8 MV X-ray and Caesium-137 and Cobalt-60 γ -ray beams. Phys. Med. Biol. 9: 457-463, 1964
- 8) Hospital Physicists' Association (HPA): A code of practice for the dosimetry of 2 to 35 MV X-ray and Caesium-137 and Cobalt-60 γ -ray beams. Phys. Med. Biol. 14: 1-8, 1969
- 9) International Commission on Radiological Units and Measurements (ICRU): Radiation Dosimetry: X rays and Gamma rays with maximum photon energies between 0.6 and 50 MeV (ICRU Report 14), 1969, ICRU
- 10) Greene D, Massey JB: The use of the Farmer-Baldwin and Victrometer ionization chambers for dosimetry of high energy X-radiation. Phys. Med. Biol. 11: 569-575, 1966
- 11) Greene D, Massey JB: Correspondence for "The use of the Farmer-Baldwin and Victrometer ionization chambers for dosimetry of high energy X-radiation". Phys. Med. Biol. 13: 287-288, 1968
- 12) 日本アイソトープ協会：放射線利用統計, 2001, 2005, 2010, 2015, 2019, 日本アイソトープ協会
- 13) 日本画像医療システム工業会：放射線治療-医用画像電子博物館—JIRA Virtual Museum—. https://www.jira-net.or.jp/vm/chronology_radtrays.html
- 14) Sub-committee on radiation dosimetry (SCRAD) of AAPM: Protocol for the dosimetry of high energy electrons. Phys. Med. Biol. 11:505-520, 1966
- 15) 日本医学放射線学会物理部会編：放射線治療における高エネルギー電子線の吸収線量の標準測定法, 1974, 通商産業研究社, 東京
- 16) Kessaris ND: Absorbed dose and cavity ionization for high-energy electron beams. Radiat. Res. 43: 288-301, 1970
- 17) International Commission on Radiological Units and Measurements (ICRU): Radiation dosimetry: Electrons with initial energies between 1 and 50 MeV (ICRU Report 21), 1921, ICRU
- 18) Harder D: Einfluß der vielfachstreuung von Elektronen auf die Ionisation in gasgefüllten Hohlräumen, Biophysik 5: 157-164, 1968
- 19) 日本医学放射線学会物理部会編：放射線治療における高エネルギーX線および電子線の吸収線量の標準測定法, 1986, 通商産業研究社, 東京
- 20) International Commission on Radiological Units and Measurements (ICRU): Average energy required to produce an ion pair (ICRU Report 31), 1979, ICRU Publications, Washington DC
- 21) Cunningham JR, Schulz RJ: On the selection of stopping-power and mass energy-absorption coefficient ratios

- for high-energy x-ray dosimetry. *Med. Phys.* 11: 618–623, 1984
- 22) AAPM Task Group 21: A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams. *Med. Phys.* 10: 741–771, 1983
 - 23) International Commission on Radiological Units and Measurements (ICRU): Radiation dosimetry: Electron beams with energies between 1 and 50 MeV (ICRU Report 35), 9–10, 1984, ICRU Publications, Maryland
 - 24) Berger MJ, Seltzer SM: Stopping Power and Ranges of Electrons and Positrons (NBSIR 82–2550), 1982, National Bureau of Standards, Washington D.C.
 - 25) Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, et al.: AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Med. Phys.* 26: 1847–1879, 1999
 - 26) Andreo P, Burns BT, Hohlfield K, et al.: Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water (TRS-398), 2000, IAEA, Vienna
 - 27) 日本医学物理学会編：外部放射線治療における吸収線量の標準測定法，2002，通商産業研究社，東京
 - 28) Andreo P: On the beam quality specification of high-energy photons for radiotherapy dosimetry. *Med. Phys.* 27: 434–440, 2000
 - 29) Rogers DWO: Comment on “On the beam quality specification of high-energy photons for radiotherapy dosimetry”. *Med. Phys.* 27: 441–444, 2000
 - 30) Andreo P: Improved calculations of stopping power ratios and their correlation with the quality of therapeutic photon beams. *Proc. Symp. IAEA-SM-330/62*, 335–359, 1993, IAEA, Vienna
 - 31) IAEA: Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams (TRS-277), 1987, IAEA, Vienna
 - 32) Ma CM, Nahum AE: Effect of size and composition of central electrode on the response of cylindrical ionisation chamber in high-energy photon and electron beams. *Phys. Med. Biol.* 38: 267–290, 1993
 - 33) Lempert GD, Math R, Schulz RJ: Fraction of ionization from electrons arising in the wall of an ionization chamber. *Med. Phys.* 10: 1–3, 1983
 - 34) Gillin MT, Kline RW, Niroomand-Rad A, et al.: The effect of thickness of the waterproofing sheath on the calibration of photon and electron beams. *Med. Phys.* 12: 234–236, 1985
 - 35) Hanson WF, Tinoco JA: Effects of plastic protective caps on the calibration of therapy beam in water. *Med. Phys.* 12: 243–248, 1985
 - 36) Ding GX, Rogers DWO, Mackie TR: Calculation of stopping-power ratios using realistic clinical electron beams. *Med. Phys.* 22: 489–501, 1995
 - 37) Burns DT, Ding GX, Rogers DWO: R50 as a beam quality specifier for selecting stopping-power ratios and reference depths for electron dosimetry. *Med. Phys.* 23: 383–388, 1996
 - 38) IAEA: The use of plane-parallel ionization chambers in high-energy electron and photon beams, An international code of practice for dosimetry (TRS-381), 1995, IAEA, Vienna
 - 39) Wang LLW, Rogers DWO: The replacement correction factors for cylindrical chambers in high-energy photon beams. *Phys. Med. Biol.* 54: 1609–1620, 2009
 - 40) Muir BR, Rogers DWO: The central electrode correction factor for high-Z electrodes in small ionization chambers. *Med. Phys.* 38: 1081–1088, 2011
 - 41) 佐方周防：資料2 平成22年度治療用線量計校正実績，線量校正センターニュース1（創刊号），28–32，医用原子力技術研究振興財団，2011
 - 42) Wang LLW, Rogers DWO: Replacement correction factors for cylindrical ion chambers in electron beams. *Med. Phys.* 36: 4600–4608, 2009
 - 43) Araki F: Monte Carlo calculations of correction factors for plane-parallel ionization chambers in clinical electron dosimetry. *Med. Phys.* 35: 4033–4040, 2008
 - 44) International Commission on Radiological Units and Measurements (ICRU): Stopping power and ranges for protons and alpha particles (ICRU Report 49), 1993, ICRU, Bethesda MD

著者紹介

齋藤 秀敏（さいとう・ひでとし）

（現職名）東京都立大学 名誉教授

（専門分野）主に放射線治療のための医学物理学，放射線計測学に関する研究と教育に従事，標準測定法01執筆委員，標準計測法12執筆委員会では委員長を務めた。

施設紹介

神戸大学医学部附属病院医学物理グループの紹介

椋本成俊*

神戸大学医学部附属病院 放射線腫瘍科

Introduction of the Medical Physics Group at Kobe University Hospital

Naritoshi MUKUMOTO*

Division of Radiation Oncology, Kobe University Hospital

1. 施設概要

神戸大学は六甲山の麓にある緑豊かな大学であります。医学部は神戸市中央区の西の端にありJR・私鉄計4線からアクセス可能な利便性の高い立地になっております。神戸大学医学部附属病院は国立大学で2番目に敷地面積が狭く、研究棟や病棟、リニアックなどの中央診療施設が近いコンパクトな病院になっております。神戸大学では第1期がんプロフェッショナル養成プランが採択された2008年から医学物理士の養成をはじめ、2023年現在で11名の卒業生を輩出し兵庫県内外の施設にて活躍しております。

神戸大学は保健学科に診療放射線技師の養成課程を持たず、県内の診療放射線技師養成校も専門学校であるため理工系出身者が多い傾向にありますが、最近では保健学系出身者の入学希望も多く、2020年度には県内初の診療放射線技師養成課程を有する大学もできたことからさらなる保健学系学生の入学希望者獲得を目指していきたいと思っております。

本学の医学物理グループは医学部附属病院放射線腫瘍科に属しており、教授を筆頭に医師教員4名、物理教員1名、臨床医学物理士3名、大学院生で構成されています。保有機器はリニアック2台(Varian, TrueBeam)、治療計画CT1台、計画CT同室のRALS装置(microSelectron HDR-v3)、治療計画用MRIを有しております。2022年度の治療実績は、外照射821例(うちIMRT 385例)、婦人科RALS 33例(ほぼ全例で治療計画用MRIを撮像しHigh risk CTVを定義)、前立腺がん小線源治療(Seed治療)17例となっております。

2. 教育活動

神戸大学の医学物理士養成コースは2008年から医学物理士の養成を始め、2013年度から医学物理士認定機構の認定を受けて学生の教育を行っております。理工系出身者、保健学系出身者を問わず教育を行い、特に保健学系出身者に対しては理学部と協力し物理系科目の教育に力を入れております。さらに修士課程から臨床現場での演習を数多く取り入れ治療計画のノウハウを教わったり、実際にリ

ニアックの品質管理を実施したりしています。

神戸大学の医学物理士養成コースは修士課程のみ医学物理士認定機構の教育コース認定を受けておりますが、医学物理士としての知識や臨床経験を十分に得るためには2年間の教育では不足していると考え、可能な限り博士課程への進学を学生に提案し6年間での教育を行い、学位取得後は臨床現場で即戦力となる医学物理士養成を目指しております。

3. 研究活動

今回の施設紹介は、「極めろ、医学物理道!!—日本が誇る施設最前線—」の一環となっておりますので産学連携の共同研究を中心にご紹介させていただきます。神戸大学の研究活動はより臨床応用が近いトランスレーショナルなテーマを重視し、多くの共同研究を展開しています。基本方針は世界に通用する研究者であることです。医療機器開発や、放射線増感法、放射線防護法を中心に数々のテーマを教員と大学院生が積極的に話し合いながら一生懸命取り組んでいます。

3.1 粒子線治療を中心とした体内吸収性スパーサーの開発(図1)

粒子線治療はブラッグピークにより優れた線量分布を達成できることはよく知られています。しかしながら膵がんなどを中心とした多くの腹部腫瘍などでは胃や十二指腸などの危険臓器が近接することが多く、そのままでは危険臓器の耐容線量のために根治線量が投与できないことがしばしばみられます。そのため腫瘍と危険臓器の間を創るスパーサーは重要です。従来のスパーサーには大綱やゴアテックスシートが用いられてきました。ゴアテックスシートは固く、生体親和性も乏しいため留置が困難であり、さらに治療終了後の摘出も必要でした。これらの欠点を克服するために体内吸収性スパーサーの開発が行われました。神戸大学放射線腫瘍科、肝胆膵外科、アルフレッサファーマ株式会社、金井重要工業株式会社の共同研究で手術用の縫合糸を不織布に加工することに成功し、粒子線治療期間

* 連絡著者(corresponding author) 神戸大学医学部附属病院 放射線腫瘍科 [〒650-0017 兵庫県神戸市中央区楠町7-5-2] Division of Radiation Oncology, Kobe University Hospital, 7-5-2 Kusunoki-cho, Chuo-ku, Kobe 650-0017, Japan E-mail: nmukumoto@med.kobe-u.ac.jp

生体吸収性スパーサー

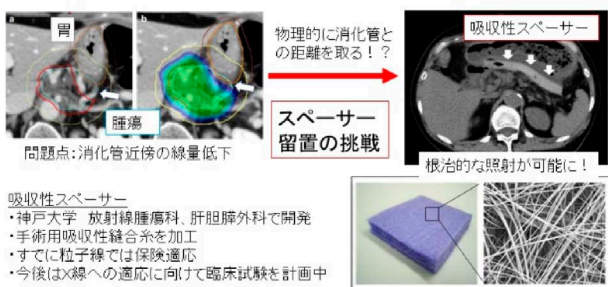


図1 吸収性スパーサーの概略

はスパーサーの役目を十分に果たし、治療終了後に体内に吸収されるスパーサーが開発されました。スパーサー作成後はプラグピークのシフトが十分にみられるかなどの物理検討を行い、小動物やカンクイザルなどの動物実験によるスパーサー吸収によるスパーサー厚の経時変化の確認を行いました¹⁾。臨床試験を実施し²⁾クラス4の医療機器として承認され、ネスキープ®として上市されています。最近の動向ではX線治療においても体内吸収性スパーサーの有用性が認められ適応拡大が行われたことはお聞きになった方も多いと思われます。今後はX線治療での臨床研究も予定しさらなるスパーサー治療の発展を目指したいと考えております³⁾。

3.2 3次元造形技術を用いた革新的な新規頭頸部放射線治療用固定具の開発 (図2)

IMRTなどの高精度放射線治療において固定具の重要性はますます増してきています。しかしながら多くの施設で吸引式固定バッグと熱可塑プラスチックシェルを用いられているのが現状であり、これらのシステムは固定精度は高いが作成が難しく、作成する診療放射線技師により固定精度が大きく左右される可能性があると考えられます。神戸大学放射線腫瘍科と日本山村硝子株式会社の共同研究により3次元造形技術を用いた新規固定具の開発を行っています。この固定具はあらかじめ撮影したCT画像を用い、患者の体表情報を取得し掘削機を用いて発泡材を削ることにより作成しております。固定精度は従来方式と変わらず、それに加え新固定具では背部を中心に固定することにより治療中のサージカルマスクの着用も可能になっており、昨今のコロナ禍の状況にも対応できる可能性があると考えております。現在、装着感や固定精度を臨床試験にて確認しており、今後クラス1医療機器として上市する予定です。

3.3 コエンザイムQ10を用いた新規放射線防護剤の開発

放射線防護剤はこれまで数多く開発されてきました。またコエンザイムQ10は、体内のエネルギーをつくるために必要となる補酵素のひとつであり、様々な生命活動の原動力を生み出すほか、強い抗酸化作用を持つといわれてお

新規開発固定具のコンセプト
臨床現場が有する患者形状データを用いたカスタム固定具



図2 新規開発固定具の概略

ります。神戸大学放射線腫瘍科ではコエンザイムQ10の強い抗酸化作用に着目し放射線防護剤として使用できないかを検討してきました。本研究は神戸大学放射線腫瘍科と株式会社カネカとの共同研究であり、小動物による動物実験において放射線防護剤としての腸管防護効果が確認されました⁴⁾。その後腫瘍への放射線による抗腫瘍効果を減じないことを動物実験により確認し、現在は婦人科腫瘍を中心とした腹部照射における有害事象低減効果を臨床試験により確認中です。

3.4 金属ナノ粒子による放射線の抗腫瘍効果増強の検討 (図3)

金ナノ粒子などにおける抗腫瘍効果は数多く報告されております。神戸大学放射線腫瘍科では神戸大学工学部との共同研究において過酸化チタンナノ粒子による放射線治療における抗腫瘍効果増強を発見しました⁵⁾。過酸化チタンナノ粒子は神戸大学工学部が独自に合成することに成功したナノ粒子であり、その放射線治療との併用効果を検討したことは独自性が高い研究です。過酸化チタンナノ粒子には様々な物質を修飾することが可能であり、それにより生体内腫瘍へのドラッグデリバリーを検討していくことも可能であると考えられます。金属ナノ粒子の抗腫瘍効果に関する検討は様々な粒子において全世界的にフェイズ2-3の臨床試験が行われており、今後この神戸大学発のナノ粒子に関しても臨床試験を行っていきたいと考えております。

3.5 産学連帯を中心とした共同研究の実施に関して

ここまで産学連携、学学連携の共同研究を中心に研究紹介を行ってきました。産学連携の共同研究は研究グループのチームビルディングが難しく、ニーズとシーズのマッチングには大変な苦労があると思われます。神戸大学では2010年ごろからニーズドリブンの研究を至上命題にニーズとシーズのマッチングを行う機会をセミナーなどを通じて数多く開催してきました。2023年度には神戸大学大学院医学研究科医療創成工学専攻が創設されさらなる医工連携のチャンスの拡大が期待されています。今回ご紹介させていただいた固定具の開発に関してはニーズとシーズの

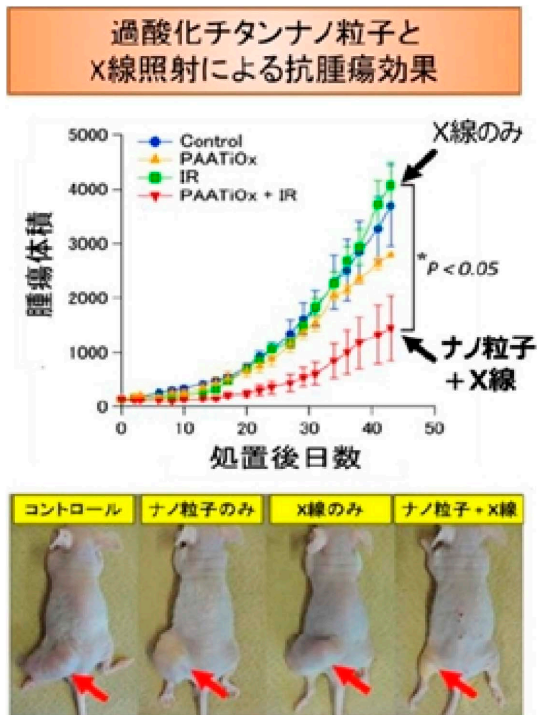


図3 過酸化チタンナノ粒子による抗腫瘍効果

マッチングから新規に医療業界に参入したい企業を発掘し、実施にこぎつけた経緯があります。

また、研究費の確保も重要であると考えており、科研費だけでは産学連携共同研究は難しいと思うこともしばしばあります。兵庫県では兵庫県内の中小企業との産学官連携共同研究に対して兵庫県最先端技術研究事業（兵庫 COE プログラム）として研究の補助が行われております。このプログラムは可能性調査・研究と応用ステージ研究に分かれており、研究開始時からある程度研究が進んで事業化が近くなったときまで柔軟に対応可能であることが特徴であり、兵庫県は産学連携研究を推進するうえで恵まれた環境であると考えております。

4. 研究者の日常

神戸大学の医学物理士は週4日間は臨床業務に携わり、残りの1日間は研究に充てる時間としています。また教員には教育の時間および地域医療を支える目的での関連病院への治療計画補助もあります。臨床業務はIMRTの治療計画および3D-CRTの計画補助、治療計画の確認および計画画像の取得、各種検証（3D-CRTのMU独立計算・IMRTの患者個別検証）、リニアックの品質管理業務などがあります。新規治療技術や新規システム導入時のコミッションングなども医学物理士の業務であり、導入後の業務効率化の検討も行っています（検証項目の削減など）。

神戸大学は一般の放射線治療施設に比べ頭頸部の治療が多い傾向にあり、頭頸部IMRTが頭頸部がんのほぼ全例に施行されています。頭頸部IMRTの計画は難しい症例が多

く、最適化に時間がかかる症例が多いため1日に最適化できる症例数は2~3例である日もあります。カンファレンスに関しては放射線腫瘍科カンファレンスにてその週に開始された全例の治療計画の確認が行われ、翌週のCT撮影の撮影法の確認や病棟患者の確認などが実施され、放射線治療医・診療放射線技師・医学物理士が一堂に会しています。他科とのカンファレンスは興味がある疾患のカンファレンスに参加するようにしており、自身の担当症例が多いカンファレンスに参加するようにしています。

大学院講義は17時30分以降の開催が多くなっており、学外の施設に勤務している方でも参加しやすいように配慮しています。さらに大学の医師・物理士だけでなく関連病院の医師・物理士も参加する抄読会を開催しており、医師・物理士問わず知識の補完を行える環境を整えています。本抄読会はWeb形式で行っており、どこでも参加できるのが特徴でコロナ禍がもたらしたWebの勉強システムですがうまく機能していると考えております。

5. その他

近畿圏には医学物理士の養成に力を入れている大学院が数多くあります。国立大学だけでも京都大学、大阪大学、神戸大学があり、私学を入れると近畿大学、関西医科大学、兵庫医科大学など数え切れません。それぞれの大学院に特徴があり、修士課程・博士課程などの違いはありますがどの大学院も他の大学にはない強みを持っていると思います。神戸大学の強みは先に述べた産学連携共同研究のノウハウを生かした研究の推進や治療計画にMRIを用いた婦人科 RALS 治療などがあります。また、豊富な関連病院を生かした医学物理士としての就職先の確保にも重きをおいています。進学に迷われている方はいろいろな大学院を実際に見学し、比較検討されることをおすすめします。

6. 医学物理を志す方へ一言

医学物理士の仕事は診療放射線技師の照射業務のように確立されたものではありません。しかしながら、確立されたものがないからこそその自由度がある職種であると言えます。神戸大学では放射線治療医・診療放射線技師・医学物理士（時には看護師や受付事務）が膝を突き合わせてより良い放射線治療の提供のために意見を戦わせています。それぞれの職種が考える専門性をより多くの患者様により良い放射線治療を提供することで生かしています。神戸大学は関連病院も含め医学物理士の職域を確立し、医学物理士としての安定した雇用を創設することで保健学系出身者のみならず理工系出身者も安心して医学物理士として働ける環境づくりを行っています。興味を持たれた方はぜひ一緒に兵庫県の放射線治療をよりよくしていきましょう。さらには世界的な研究で日本の（さらには世界の）放射線治療や医学物理を変えていくことを目指しませんか。

参考文献

- 1) Akasaka H, Sasaki R, Miyawaki D, et al.: Preclinical evaluation of bioabsorbable polyglycolic acid spacer for particle therapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 90: 1177-1185, 2014
- 2) Sasaki R, Demizu Y, Yamashita T, et al.: First-in-human phase 1 study of a nonwoven fabric bioabsorbable spacer for particle therapy: Space-Making Particle Therapy (SMPT). *Adv. Radiat. Oncol.* 4: 729-737, 2019
- 3) Kawaguchi H, Demizu Y, Mukumoto N, et al.: Efficacy of spacers in radiation therapy for locally advanced pancreatic cancer: A planning study. *Anticancer Res.* 41: 503-508, 2021
- 4) Shimizu Y, Mukumoto N, Idrus N, et al.: Amelioration of radiation enteropathy by dietary supplementation with reduced Coenzyme Q10. *Adv. Radiat. Oncol.* 4: 237-245, 2019
- 5) Nakayama M, Sasaki R, Ogino C, et al.: Titanium peroxide nanoparticles enhanced cytotoxic effects of X-ray irradiation against pancreatic cancer model through reactive oxygen species generation in vitro and in vivo. *Radiat. Oncol.* 11: 91, 2016

編集後記

本号から、教育委員会企画として、齋藤秀敏先生による「外部放射線治療における水吸収線量計測の変遷」を、2回の連載記事として掲載することになりました。本号(43巻4号)に[第1部]、次号(44巻1号)に[第2部]を執筆いただきます。2012年に日本医学物理学会編の「外部放射線治療における水吸収線量の標準計測法(標準計測法12)」が出版されましたが、その始まりが1972年に日本医学放射線学会物理部会により刊行された「標準測定法72」に端を発していることを初めて知りました。それ以来の貴重な歴史が、詳細に記述されており、たいへん読み応えのある興味深い記事となっております。ご執筆に心血を注いでくださった齋藤秀敏先生に心より感謝申し上げる次第です。

(編集委員 納富昭弘)

Japanese Journal of Medical Physics

Editorial Board

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

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
河野 良介 (国際医療福祉大学)
榮 武二 (筑波大学)
佐藤 清香 (エレクトラ)
杉本 聡 (順天堂大学)
高橋 豊 (医薬品医療機器総合機構)
納富 昭弘 (九州大学)
橋本 成世 (北里大学)
藤崎 達也 (茨城県立医療大学)
馬込 大貴 (駒澤大学)
松藤 成弘 (量子科学技術研究開発機構)
森 祐太郎 (筑波大学)
山田 崇裕 (近畿大学)
渡部 浩司 (東北大学)

公益社団法人日本医学物理学会事務局:

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

公益社団法人日本医学物理学会編集事務局:

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

ISSN: 1345-5354

本誌は年1巻とし、1号、2号、3号及び4号として発行します。

本誌の研究論文、資料、特集のレポート等はMEDLINEで検索できます。

賛助会員名

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

目 次

総 説

MR-Linacの磁場下における水吸収線量法に関する調査研究

佐藤優樹, 阿部幸太, 恒田雅人, 安居虹希,
河内 徹, 遠山尚紀, 水野秀之, 藤田幸男 107

〈連載：教育委員会企画〉

解 説

外部放射線治療における水吸収線量計測の変遷 [第1部]

齋藤秀敏 125

施設紹介

神戸大学医学部附属病院医学物理グループの紹介

棕本成俊 136

編集後記 140

【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。