

医学物理

Japanese Journal of Medical Physics

2024

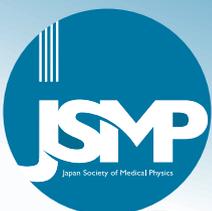
Vol. 44

4

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

JSMP

Japan Society of Medical Physics



令和6年
第44卷 4号



日本医学物理学会機関誌

目 次

解 説

リニアック標準計測法24の概要と実際 清水森人, 小口 宏, 藤田幸男, 歳藤利行	61
--	----

意見記事

「新しい電流源を用いた電位計の相互比較による感度比の不確かさの検証 —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の方法と比較して—」への コメント 清水森人	70
---	----

開催報告

KAMPiNA-KSMP-JSMP Joint Symposium 開催報告 林 直樹, 小澤修一	73
--	----

〈RPT 誌特集〉

論文紹介

最近のRPT誌レビュー論文から：相互作用深度と飛行時間機能を備えたPET検出器 村山秀雄	77
最近のRPT誌レビュー論文から：PET画像における深層学習を用いたノイズ除去および 画像再構成法に関するレビュー 三輪建太, 山尾天翔	78
最近のRPT誌レビュー論文から：医療用コンプトンイメージング 酒井真理	79

国際学会参加記

AOCMP 2024 参加報告 藤原日菜多	80
AOCMP 2024 参加報告 田川颯辰	82

編集後記	84
------------	----

【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

- Outline and Practice of JSMP Linac Standard Dosimetry 24
Morihiro SHIMIZU, Hiroshi OGUCHI, Yukio FUJITA, Toshiyuki TOSHITO..... 61
-

COMMENTARY

- Comments on “Verification of Response Uncertainty in Electrometers through Cross-Comparison with a Novel Current Source: A Comparative Study with Guidelines for Electrometers Used in Radiation Therapy Dosimeters”
Morihiro SHIMIZU 70
-

EVENT REPORT

- Report of KAMPiNA-KSMP-JSMP Joint Symposium
Naoki HAYASHI, Shuichi OZAWA 73
-

ARTICLE REVIEWS

- Recent Review Article in RPT: PET Detectors with Depth-of-interaction and Time-of-flight Capabilities
Hideo MURAYAMA 77
- Recent Review Article in RPT: Deep learning-based PET image denoising and reconstruction: A review
Kenta MIWA, Tensho YAMAOKA 78
- Recent Review Article in RPT: Compton imaging for medical applications
Makoto SAKAI 79
-

REPORTS OF INTERNATIONAL CONFERENCE

- Report of AOCMP 2024
Hinata FUJIWARA 80
- Report of AOCMP 2024
Souta TAGAWA 82
-

- EDITOR'S NOTE 84

解説

〈計測委員会企画〉

リニアック標準計測法24の概要と実際

清水森人¹, 小口 宏², 藤田幸男³, 歳藤利行^{*4}¹産業技術総合研究所 計量標準総合センター²飯田市立病院³駒澤大学⁴名古屋市立大学医学部附属西部医療センター

Outline and Practice of JSMP Linac Standard Dosimetry 24

Morihiro SHIMIZU¹, Hiroshi OGUCHI², Yukio FUJITA³, Toshiyuki TOSHITO^{*4}¹National Metrology Institute of Japan, AIST²Iida Municipal Hospital³Komazawa University⁴Nagoya City University West Medical Center

Dosimetry protocol for absorbed dose to water using medical linear accelerator was published as JSMP guideline: a code of practice for dosimetry using a radiotherapy ionization chamber calibrated in a clinical linac (JSMP Linac Standard Dosimetry 24) in 2024. Formalism and implementation were simplified, and uncertainty of dose delivery was significantly reduced compared to currently prevailed dosimetry protocol of Standard Dosimetry 12 whose reference quality is ⁶⁰Co gamma radiation. In this report outline and practice of JSMP Linac Standard Dosimetry 24 including comparison with Standard Dosimetry 12 was discussed.

Keywords: linac, standard dosimetry

1. はじめに

放射線治療においては不確かさの小さな吸収線量評価が不可欠であり、現在、国内の外部放射線治療においては主に「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)¹⁾が線量計測のプロトコルとして利用されている。標準計測法12は⁶⁰Coガンマ線水吸収線量標準に基づく計測法であるが、その不確かさの最大要因は基準線質である⁶⁰Coガンマ線と治療に用いる高エネルギー光子線・電子線との線質の違いを補正するための係数の不確かさにある。この課題の根本的な解決手段は医療用リニアック装置を使った線量標準の確立である。我が国においては2013年から医療用リニアック装置を用いた放射線治療用線量計の校正サービスが一次線量標準機関である産業技術総合研究所から提供されてきたが²⁾、線量計測プロトコルは未整備のままであった。そのため日本医学物理学会計測委員会においては2021年に「医療用リニアック装置によって校正された放射線治療用線量計による水吸収線量計測法WG」を立ち上げ、そのなかで議論を重ね2024年4月に「医療用リニアック装置によって校正された放射線治療用線量計による水吸収線量の標準計測法」(リニアック標準計測法24)³⁾を発刊するに至った。本稿はWGメンバーによるリニアック標準計測法24の解説であり、測定

機材(2章)と水吸収線量計測の概要(3,4章)を清水が、フィールド線量計の相互校正(5章)とユーザーに求められる計測値の不確かさ低減(6章)を小口が、さらにリニアック標準計測法24の水吸収線量計測の実際(7章)を藤田が担当して執筆した。7章においてはユーザーの立場から標準計測法12との比較についての議論がされている。1章と8章は主に歳藤が担当した。注意点など繰り返し述べられている内容もあるが、複数の著者による共同執筆である点に留意して読み進めていただきたい。

2. 測定機材

2.1 リファレンス線量計

リニアック標準計測法24においても、リファレンス線量計は放射線治療用電離箱線量計を前提としている。従来の⁶⁰Coガンマ線源を用いた放射線治療用電離箱の校正では、ガンマ線源の線量率の制限から、ある一定以上の感度を持った電離箱しか正確に校正することはできなかった。感度の小さい電離箱は、長期安定性や極性効果、イオン再結合などの特性が悪い電離箱が多く、結果として、線量率による制限が特性の悪い電離箱を排除する役割を果たしていた。十分な線量率の高エネルギー光子線および電子線を照射可能な医療用リニアック装置を用いた放射線治療用電離箱の校正では、線量率による電離箱の制限が実質的に無

* 連絡著者(corresponding author) 名古屋市立大学医学部附属西部医療センター [〒462-8508 愛知県名古屋市北区平手町1-1-1] Nagoya City University West Medical Center, 1-1-1, Hirate-cho, Kita-ku, Nagoya, Aichi 462-8508, Japan
E-mail: t.toshitou.20@west-med.jp

くになってしまうため、ユーザーが誤って特性の悪い電離箱を使用してしまふ懸念がある。そこで、リニアック標準計測法24は、モニタ線量計校正などの重要な測定について使用可能なリファレンス電離箱について、放射線治療用線量計の国際標準規格IEC 60731⁴⁾の性能要件とAAPM TG-51 Addendum⁵⁾で推奨されている性能要件を参考に、放射線計測に用いる電離箱を選択するよう推奨している。

電離箱の出力を読み取る電位計については、従来通り、電位計ガイドライン17⁶⁾の性能要件を満たす電位計の使用を推奨している。

2.2 水ファントム

水ファントムについては、従来の標準計測法と同様に水等価厚(質量面密度, 単位: g cm^{-2})での深さの管理を明記している。リニアック標準計測法24で新たに追加された内容として、水ファントムの水温を $22^\circ\text{C} \pm 4^\circ\text{C}$ の範囲内で関することを推奨している。これは、水温によって電離箱の体積が膨張収縮することで、感度が変化することを避けることを目的としている。電離箱の温度に対する感度変化はIEC 60731においても $\pm 0.1\% ^\circ\text{C}^{-1}$ までしか保証されておらず、注意が必要である。

2.3 基準点

リニアック標準計測法24における大きな変更点の一つは、高エネルギー光子線および高エネルギー電子線のいずれの場合においても、円筒形電離箱の幾何学中心を校正深の位置に設置するということである。これは、円筒形電離箱を取り扱う際の人為ミス避けるために導入されたもので、従来の変位法による補正については水吸収線量校正定数に含まれるものとして扱う。

平行平板形電離箱については、高エネルギー電子線で校正された平行平板形電離箱の校正定数を阻止能比に基づいて補正する為に、TRS-398⁷⁾にあわせて電離箱の防水キャップや入射窓を水等価厚に換算して深さに加えることを明記した。

3. 高エネルギー光子線の水吸収線量計測の概要

3.1 高エネルギー光子線の水吸収線量校正定数の決定

医療用リニアック装置によって校正された放射線治療用線量計には、各エネルギーの高エネルギー光子線毎に、標準機関の線質 Q_{SDL} の線質指標 $TPR_{20,10}$ と水吸収線量校正定数 $N_{\text{D,w,Q}_{\text{SDL}}}$ の表が記載された校正証明書が発行される。校正証明書に記載された $TPR_{20,10}$ の値が ± 0.005 以内で自施設の高エネルギー光子線の値と一致していれば、ユーザーは校正証明書に記載された校正定数の値をそのまま水吸収線量計測に用いることができる。それ以外の場合は、水吸収線量校正定数を $TPR_{20,10}$ について内挿あるいは外挿することによって、自施設の高エネルギー光子線の線質 Q に

表1 高エネルギー光子線の水吸収線量校正定数の決定方法

条件	決定方法
$TPR_{20,10}$ の値が ± 0.005 以内で一致	校正証明書の値をそのまま使用
校正点の数が4点以上	二次曲線で内挿
校正点の数が2点または3点	直線で内挿
校正点の数が1点または校正証明書に記載された $TPR_{20,10}$ の範囲外	標準計測法12の線質指標を用いて外挿

おける水吸収線量校正定数 $N_{\text{D,w,Q}}$ を導出してから水吸収線量計測に用いる(表1)。 $TPR_{20,10}$ に対する水吸収線量校正定数の内挿の不確かさは、一般に広く用いられている汎用の医療用リニアック装置であれば相対標準不確かさで0.1%とされているが、一部の古い医療用リニアック装置では不確かさが大きくなることが報告されており^{8,9)}、保守的な見積もりとしてリニアック標準計測法24では相対標準不確かさ0.3%としている。外挿における不確かさも、4MVから15MVの範囲の高エネルギー光子線について相対標準不確かさ0.3%と見積もっている。

なお、標準機関から提供されるデジタル校正証明書には、 $TPR_{20,10}$ に対する水吸収線量校正定数 $N_{\text{D,w,Q}}$ の近似関数および数値データが参考情報として提供されるが、参考情報は校正証明書の範囲外であるため、ユーザーが必ず自身の手で検証してから計測に用いることが望ましい。

3.2 高エネルギー光子線の水吸収線量の決定

自施設の高エネルギー光子線の線質 Q における電離箱の水吸収線量校正定数 $N_{\text{D,w,Q}}$ を用いて、ユーザーは自施設の高エネルギー光子線の水吸収線量を求める。この時の測定方法は標準計測法12と変更はなく、SCDまたはSSDの距離が100cm、校正深が 10g cm^{-2} といった測定条件も変更はない。1点だけ注意しないといけないことは、高エネルギー光子線の水吸収線量校正定数は極性効果補正およびイオン再結合補正済の値であり、ユーザーは標準計測法12の時と同様に、電離箱線量計の測定において極性効果補正およびイオン再結合補正を行った上で、電離箱線量計の指示値 M_Q を求める必要がある。

高エネルギー光子線の水吸収線量 $D_{\text{w,Q}}$ は次の式で決定される。

$$D_{\text{w,Q}} = N_{\text{D,w,Q}} M_Q \tag{1}$$

ここで、 M_Q は極性効果およびイオン再結合、温度気圧補正済の電離箱線量計の指示値である。最終的な高エネルギー光子線の水吸収線量計測の不確かさは相対標準不確かさで1%未満となる。

4. 高エネルギー電子線の水吸収線量計測の概要

4.1 高エネルギー電子線の水吸収線量校正定数の決定

高エネルギー光子線の場合と同じく、医療用リニアック装置によって校正された放射線治療用線量計には、各エネルギーの高エネルギー電子線毎に線質指標 R_{50} と水吸収線量校正定数 $N_{D,w,Q_{SDI}}$ の表が記載された校正証明書が発行され、ユーザーは自施設の線質 Q における高エネルギー電子線の水吸収線量校正定数 $N_{D,w,Q}$ を求めてから水吸収線量計測を行う。公称エネルギーに対する実際の線質指標のばらつきは高エネルギー光子線よりも電子線は広いため、ユーザーは自施設の線質指標をできるだけ正確に把握しておくことが望ましい。

校正証明書に記載された高エネルギー電子線の線質指標 R_{50} の値が $\pm 0.04 \text{ g cm}^{-2}$ 以内で自施設の高エネルギー電子線の値と一致していれば、ユーザーは校正証明書に記載された校正定数の値をそのまま水吸収線量計測に用いる事ができる。それ以外の場合は、表2に示された方法で内挿して線質線質 Q における水吸収線量校正定数 $N_{D,w,Q}$ を求める。なお、高エネルギー光子線の場合と同様に、標準機関から提供されるデジタル校正証明書には、 R_{50} に対する水吸収線量校正定数 $N_{D,w,Q}$ の近似関数および数値データが参考情報として提供されるが、参考情報は校正証明書の範囲外であるため、ユーザーが必ず自身の手で検証してから計測に用いることが望ましい。

水吸収線量標準を所管する産業技術総合研究所（産総研）では、9MeV未満のエネルギーの高エネルギー電子線の水吸収線量校正サービスは提供していない。9MeV未満の高エネルギー電子線については、平行平板形電離箱の水吸収線量校正定数 $N_{D,w,Q_{int}}$ を媒介線質 $Q_{int}(R_{50}=7.5 \text{ g cm}^{-2})$ に対する線質変換係数 $k_{Q,Q_{int}}$ を用いて外挿する。 $k_{Q,Q_{int}}$ は全ての平行平板形電離箱に対して同じ式を適用する^{7, 11)}。

$$k_{Q,Q_{int}} = \frac{(\bar{L}/\rho)_{w,air,Q}}{(\bar{L}/\rho)_{w,air,Q_{int}}} = 1.2236 - 0.1452(R_{50})^{0.2144} \quad (2)$$

ここで R_{50} は線質 Q の高エネルギー電子線の線質指標 R_{50} の値である。

ユーザーは最初に媒介線質 Q_{int} における水吸収線量校正

表2 高エネルギー電子線の水吸収線量校正定数の決定方法

条件	決定方法
R_{50} の値が $\pm 0.04 \text{ g cm}^{-2}$ 以内で一致	校正証明書の値をそのまま使用
校正点の数が4点以上	曲線で内挿 ¹⁰⁾ 円筒形: $N_{D,w,Q} = a + b(R_{50})^c$ 平行平板形: $N_{D,w,Q} = a + b \exp(-R_{50}/c)$
校正点の数が2点または3点	直線で内挿

定数 $N_{D,w,Q_{int}}$ を求め、

$$N_{D,w,Q_{int}} = N_{D,w,Q_{SDI}} \frac{1}{k_{Q_{SDI},Q_{int}}} \quad (3)$$

次に、 $N_{D,w,Q_{int}}$ を $k_{Q,Q_{int}}$ で補正することで、ユーザーの線質 Q における水吸収線量校正定数 $N_{D,w,Q}$ を求める。

$$N_{D,w,Q} = N_{D,w,Q_{int}} k_{Q,Q_{int}} \quad (4)$$

産総研では平行平板形電離箱の校正サービスは提供されていないため、ユーザー自らがファーマ形電離箱を介して平行平板形電離箱の水吸収線量校正定数を求めるしかない。この場合、式(3)の $N_{D,w,Q_{SDI}}$ は相互校正を行った線質 Q_{cross} における水吸収線量校正定数 $N_{D,w,Q_{cross}}$ となる。

高エネルギー電子線における水吸収線量校正定数の内挿の不確かさは、相対標準不確かさで0.1%とした。平行平板形電離箱の場合において線質変換係数を用いて外挿する場合の不確かさは標準計測法12の線質変換係数の不確かさから、相対標準不確かさ0.6%と見積もった。

4.2 高エネルギー電子線の水吸収線量の決定

自施設の高エネルギー電子線の線質 Q における電離箱の水吸収線量校正定数 $N_{D,w,Q}$ を用いて、ユーザーは自施設の高エネルギー電子線の水吸収線量を求める。この時の測定方法は標準計測法12と変更はなく、SSDの距離は100cm、校正深は $0.6R_{50} - 0.1 \text{ g cm}^{-2}$ とした測定条件も変更はない。注意しなければならないのは、円筒形電離箱の幾何学中心の位置が校正深の位置に来ることである。平行平板形電離箱の場合は、防水キャップや入射窓を水等価厚に換算してから深さに含めるようにすることである。

高エネルギー電子線の水吸収線量 $D_{w,Q}$ は次の式で決定される。

$$D_{w,Q}(d_e, A_0) = N_{D,w,Q} M_Q$$

ここで、 M_Q は極性効果およびイオン再結合、温度気圧補正済の電離箱線量計の指示値である。高エネルギー電子線の水吸収線量計測の不確かさは、内挿で水吸収線量校正定数を求めた場合で相対標準不確かさ1%、平行平板形電離箱の場合に線質変換係数で水吸収線量校正定数を外挿すると相対標準不確かさ1.2%となる。

5. フィールド線量計の相互校正

リニアック標準計測法24を採用するにあたり、平行平板形電離箱はユーザーによる相互校正が必須となる。これは、一次線量標準機関である産総研ではファーマ形電離箱の校正しか受け付けないためである。したがって、ファーマ形以外の円筒形電離箱や平行平板形電離箱で水吸収線量を計測する場合、ファーマ形電離箱を基準とした相互校正でフィールド線量計の水吸収線量校正定数をユーザーが与

えることとなる。標準計測法12において電子線計測で用いる平行平板形電離箱の水吸収線量校正定数は相互校正で与えることを推奨しているが、リニアック標準計測法24を採用した場合、相互校正は必須となる。

5.1 相互校正の方法

相互校正は標準計測法12に示されておりその手順に変わりはなく、電離箱の動径方向不均一補正係数 k_{rn} が追加された。線質 Q_{cross} で校正されたフィールド線量計の水吸収線量校正定数 $N_{D,w,Q_{cross}}^{field}$ は次式で与えられる。

$$N_{D,w,Q_{cross}}^{field} = \frac{D_{w,Q_{cross}}(d_c, A_0)}{M_{Q_{cross}}^{field}} = \frac{N_{D,w,Q_{cross}}^{ref} \bar{M}_{Q_{cross}}^{ref} k_{rn}^{ref}}{M_{Q_{cross}}^{field} k_{rn}^{ref}} \quad (5-1)$$

ここで $\bar{M}_{Q_{cross}}^{ref}$ および $M_{Q_{cross}}^{field}$ はそれぞれリファレンス線量計とフィールド線量計の補正された指示値であり、温度気圧補正係数 k_{TP} 、極性効果補正係数 k_{pol} 、イオン再結合補正係数 k_s 、電位計校正定数 k_{elec} が含まれている。また、 k_{rn}^{ref} と k_{rn}^{field} は新たに追加されたリファレンス線量計とフィールド線量計の動径方向不均一補正係数（体積平均効果補正係数）である。

リニアック装置の出力変動などの影響を除去するため、フィールド線量計の測定の前

$$\bar{M}_{Q_{cross}}^{ref} = \frac{M_{before,Q_{cross}}^{ref} + M_{after,Q_{cross}}^{ref}}{2} \quad (5-2)$$

でリファレンス線量計の測定を行い、その平均値 $\bar{M}_{Q_{cross}}^{ref}$ を用いる。

フィールド線量計の測定の前で測定したリファレンス線量計の指示値の変動が0.2%を超える場合リニアック装置の出力の安定が不十分と考えられるため、再測定することが望ましい。また、高エネルギー電子線で相互校正を行う場合、施設の最大エネルギーを用いて相互校正を実施することが強く推奨される。これはファーマ形電離箱の空洞の影響 P_{cav} を抑えるためであり、特に $R_{50}=7.5\text{gcm}^{-2}$ が推奨される。

5.2 外部モニタ電離箱の利用

外部モニタ電離箱を用いることにより、リニアックの出力変化や温度・気圧の変動を排除できる。この方法は標準計測法12でも示されており、外部モニタ電離箱にはファーマ形電離箱を用いて校正深付近に被校正電離箱とは2.5cm以上の間隔をあけて設置し、一連の測定では絶対に動かしてはならない。外部モニタ電離箱の指示値には温度気圧補正などの補正は一切不要である。また測定対象電離箱は外部モニタ電離箱と同一媒質中にあり温度・気圧が等しいため温度気圧補正係数は相互にキャンセルされる。したがって、測定対象電離箱の温度気圧補正も不要となる。

リファレンス電離箱やフィールド電離箱の指示値を同時

に測定した外部モニタ電離箱の指示値 $M_{Q_{cross}}^{ext}$ で除し、計測値は指示値の比として取り扱う。

5.3 高エネルギー電子線の水吸収線量校正定数の導出

相互校正で値づけた高エネルギー電子線の水吸収線量校正定数 $N_{D,w,Q_{cross}}^{field}$ から他の線質における水吸収線量校正定数の導出方法を述べる。標準計測法12では、水吸収線量校正定数に線質変換係数 $k_{Q,Q_{cross}}^{field}$ を乗じて各線質に対する水吸収線量校正定数を導出している。リニアック標準計測法24では、平行平板形電離箱の媒介線質 $Q_{int}(R_{50}=7.5\text{gcm}^{-2})$ における水吸収線量校正定数 $N_{D,w,Q_{int}}^{field}$ を求め、 $k_{Q,Q_{int}}^{field}$ を用いて任意の線質 Q に対応する水吸収線量校正定数を外挿することが認められている。詳しい手順は4.1節「高エネルギー電子線の水吸収線量校正定数の決定」と同じであるため、ここでは省略する。

5.4 相互校正されたフィールド線量計によって計測された基準点の水吸収線量の不確かさ

相互校正により値づけた水吸収線量校正定数の相対標準不確かさは、測定能力に応じ標準機関レベルと一般病院レベルに分けて評価されており、高エネルギー光子線ではそれぞれ0.57%、0.70%、高エネルギー電子線ではそれぞれ0.66%、0.77%と見積もられている。リファレンス線量計の水吸収線量校正定数の相対標準不確かさは0.5%、0.6%と見積もっているため、相互校正で求めた水吸収線量校正定数とはほぼ同等の不確かさとなっている。

水吸収線量の相対標準不確かさは、標準機関レベルと一般病院レベルで高エネルギー光子線の場合それぞれ1.0%、1.1%、高エネルギー電子線ではそれぞれ1.1%、1.2%と見積もられ、標準機関レベルと一般病院レベル間の違いは0.1%とごく僅かである。

5.5 二次線量標準機関による電離箱校正

ここまで、一次線量標準機関である産総研で校正された電離箱について述べてきた。2025年4月に二次線量標準機関として東洋メディック(株)がユーザーに対する電離箱校正サービスを開始した。このサービスの内容は産総研とは異なっており、高エネルギー電子線における平行平板形電離箱の校正を受け入れている。したがって、東洋メディック(株)の校正を受けた平行平板形電離箱はユーザーによる相互校正が不要となることに留意いただきたい。

6. ユーザーに求められる計測値の不確かさ低減

リニアック標準計測法24では、水吸収線量計測値の相対拡張不確かさ($k=2$)は高エネルギー光子線および高エネルギー電子線においてそれぞれ1.9%、2.0%（高エネルギー電子線で線質変換係数を用いた場合は2.3%）と評価している。標準計測法12ではファーマ形電離箱ではX線、

電子線共に2.9%，平行平板形電離箱では電子線で3.4%と見積もっているため、いずれの場合においても1%以上の不確かさの低減が図られることとなる。

リニアック標準計測法24を取り入れるにあたり、上記の相対標準不確かさを得るためにはユーザーに起因する不確かさ低減が必要となる。不確かさの見積もりは指定した基準条件で一般的なユーザーを想定して評価されているが、基準条件を逸脱したり正確さを欠く計測スキルであったりした計測値は十分な不確かさが維持できない可能性が高い。そこで本章ではユーザーに求められる計測値の不確かさ低減方法について考えたい。

6.1 基準条件

ファントム材質は水で基準温度は22°Cであるが、測定条件の範囲が追加され、22°C±4°Cとなった。また水の密度は1gcm⁻³ではなく温度による密度補正が求められる。田中ら¹²⁾の報告では25°Cで0.9971gcm⁻³となり物理長で校正深を設定すると光子線では0.3mm浅いこととなる。また温度計数が大きな電離箱を使用する場合は基準温度に対する水温管理が必要となるため、水温を安定させる温調器を用いるなどの対策も有効である。

SSDは長時間での計測で問題となり、縦打ち用水槽では水の蒸発による水面の変化が問題となる。水面の高さを維持するための装置も市販されているが、水面を薄い膜で覆うだけで蒸発が抑えられるとともに気化熱による水温低下の影響を抑えることも可能である。相互校正する場合は電離箱の入れ替えを行うためSSDの変化は避けられないが、横打ち用水槽を用いることでロバストなSSDが得られる。

電離箱に関しては、ファーマ形電離箱の基準点は光子線、電子線にかかわらず幾何学的中心となっている。また、平行平板形電離箱の防水キャップも含めた前壁厚は水等価厚として扱うこととなった。平行平板形電離箱の基準点は電離空洞内前面の中心であるが、実際には水面と電離空洞内前面は一致せず、物理厚と水等価厚の差の変位が生じる。

6.2 幾何学的不確かさ

SSD、照射野サイズ、測定深の相対標準不確かさ(%)はそれぞれ0.12、0.06、0.15と見積もられおり、その拡張標準不確かさ($k=2$)は0.4%にもなる。SSDの設定は壁面レーザーを用いた場合であり、0.6mmの標準不確かさを見積もっているが、校正済のメカニカルフロントポイントを用いることで0.1mmとなる。照射野サイズに関しては、絞りを動かす方向でサイズが一致しない加速器もあり、常に絞りの動きを同一方向に決めるなどの対応が必要な場合もある。測定深について密度補正が必要なことを述べたが、深さの原点確認、再現性確認が必要であり、ユーザー

の手技を含めた深さの相対標準不確かさを0.15%以下に収めるよう求められる。

6.3 補正係数・計測値の不確かさ

温度気圧補正の不確かさは温度計と気圧計の器差に依存する。気象測器検定合格品の温度計および気圧計に用いることを推奨しており、その器差の許容範囲は電気式温度計、ガラス製温度計、気圧計はそれぞれ±0.5°C、±0.3°C、±0.7hPaで、その相対標準不確かさは0.1%、0.06%、0.041%である。最終的な温度気圧補正係数の相対標準不確かさは0.1%から0.15%となるが、より器差の小さな計測機器を用いることで不確かさ低減が図られる。

イオン再結合補正係数の不確かさ要因に補正係数の導出方法がある。2点電圧法で求める場合、その電圧比が大きいかほど補正係数の感度係数が小さくなるため、最適な電圧比を用いることが重要である。Jaffeプロットにより利用可能な印加電圧範囲を推定し、その範囲内で最も高い電圧比を設定すれば良い。

計測のスキルで最もユーザーによる違いが生じるのが、安定した計測値の見極めである。電源投入直後や印加電圧、印加極性の変更後は出力が安定しないため、事前照射や一定時間をおいて計測するなどの対応があるが、大切なのは計測値の変動計数の変化とグラフ上で見られるトレンドの有無を参考にして判断することである。計測値は連続したデータの平均値を用いるが、変動係数はあらかじめ設定した値を満たし、外れ値を含まずトレンドを示さないランダムに分布した状態を見極めることが大切である。

7. リニアック標準計測法24の水吸収線量計測の実際

7.1 計測手順における注意点

3.1節で述べられたようにユーザーは、標準機関の線質で与えられた水吸収線量校正定数から自施設の線質に対する水吸収線量校正定数を内挿または外挿で求める必要がある。図7.1および図7.2は、標準機関からの校正証明書に参考値として提供された近似関数および数値データを示している。ユーザーは提供されたデータをそのまま使用するのではなく、このように図示するなどの方法でその値を検証して使用することが推奨される。

リニアック標準計測法24の基準条件(リニアック標準計測法24:表4.1および表5.1を参照)は、大部分が標準計測法12と同条件となっているが、電離箱の基準点の変更が必要である。リニアック標準計測法24では、円筒形電離箱の基準点が光子線と電子線の両方で、電離空洞の幾何学的中心とされ、測定の有効点に対する補正はすべて水吸収線量校正定数に含まれることになった。これにより電子線の水吸収線量計測を円筒形電離箱で実施している施設で手順の変更が必要となり、リニアック標準計測法24へ切り替えを実施する場合には手順書改定や水吸収線

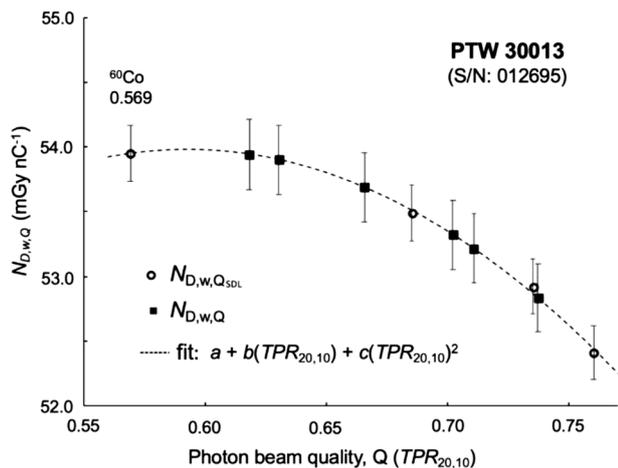


図7.1 高エネルギー光子線の水吸収線量校正結果の例。破線がリニアック標準計測法24の式(4.2)による曲線近似を示す。N_{D,w,Q}は、自施設のリニアックの線質に対して近似曲線から内挿された値である。エラーバーは標準不確かさを示している。

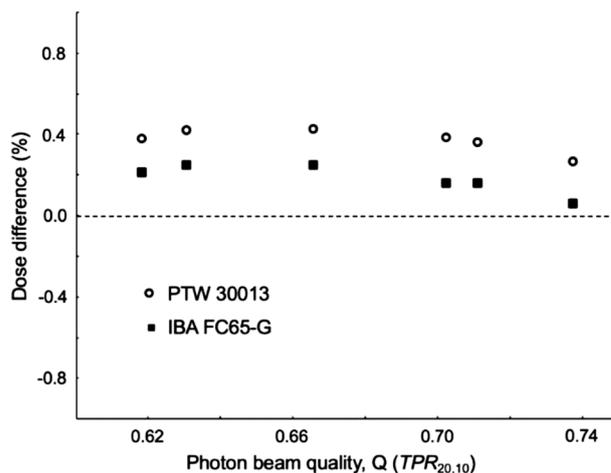


図7.3 光子線における標準計測法12とリニアック標準計測法24で決定した水吸収線量の比較。線量差は、2つの電離箱タイプでそれぞれに対して標準計測法12で決定した水吸収線量を基準とした時の相対偏差を示している。

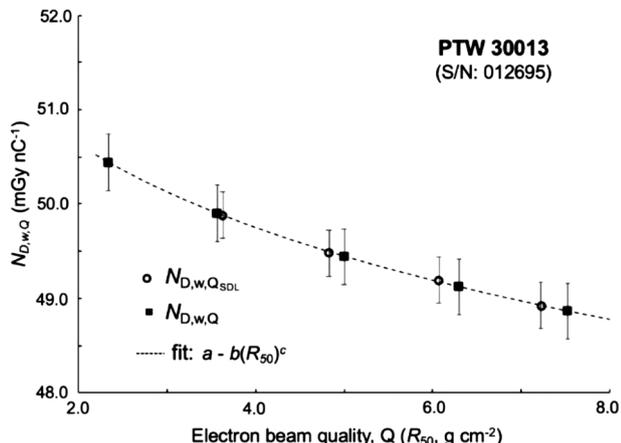


図7.2 高エネルギー電子線の水吸収線量校正結果の例。破線がリニアック標準計測法24の式(5.2)による曲線近似を示す。N_{D,w,Q}は、自施設のリニアックの線質に対して近似曲線から内挿または外挿された値である。エラーバーは標準不確かさを示している。

表7.1 使用機器および測定条件

リニアック	TrueBeam (Varian Medical Systems)
公称エネルギー (MV)	4, 6, 8, 10, 6-FFF, 10-FFF
公称線量率 (MU min ⁻¹)	250, 600, 600, 600, 1400, 2400
線質 (TPR _{20,10})	0.618, 0.665, 0.711, 0.737, 0.630, 0.702
電離箱モデル	30013型ファーマ形電離箱 (PTW) FC65-G型ファーマ形電離箱 (IBA)
電位計モデル	RAMTEC Duo (東洋メディック社)
水ファントム	水平ビーム用水ファントム (MUラボ社)

*FFF: Flattening filter free.

量計の指示値を求める必要がある。円径6mm程度の円筒形電離箱では極性効果は少ないため¹³⁾、施設の円筒形電離箱の特性を確認し、⁶⁰Coガンマ線の水吸収線量校正では一方の極性で校正を受けている施設もある。このような施設では、リニアック標準計測法24への切り替えの際に注意が必要とされる。

量計測に関わるスタッフへの周知を実施する。平行平板形電離箱に対して施設のリニアックの電子線で相互校正を実施している場合にも、円筒形電離箱を使用するため、同様の対応が必要となる。また、リニアック標準計測法24で新たに追加された内容として、水ファントムの水温を22°C±4°Cの範囲内で関することを推奨している。測定の前日等、事前に使用する水を照射室内に準備することでこの条件は満たされると考えられるが、水温変化の影響を低くするために加温・冷却機能を有する循環式恒温槽を使用することも有効である。

基準条件で計測された電離量から水吸収線量の決定手順は、標準計測法12から変更はないが、3.2節で述べられたように、高エネルギー光子線の電離箱線量計の測定において極性効果補正およびイオン再結合補正を行った電離箱線

7.2 光子線における水吸収線量計測結果の一例と標準計測法12との比較

標準計測法12とリニアック標準計測法24で決定した水吸収線量は不確かさの範囲内で一致しており、光子線においてはその差は小さい傾向がある。図7.3は、表7.1の機器および測定条件で2つの線量計測プロトコルで計測した水吸収線量の差を示している。PTW 30013では、平均0.37% (範囲: 0.26-0.43%) の差を示し、リニアック標準計測法24で決定した水吸収線量が高い傾向を示した。また、IBA FC65-Gでは、平均0.18% (範囲: 0.10-0.25%) の線量差を示し、同様にリニアック標準計測法24で決定した水吸収線量が高い傾向を示した。Taniらは、施設への訪問による出力線量測定においてリニアック標準計測法24で決定された水吸収線量がわずかに高い傾向を報告し

ている¹⁴⁾。自施設での経験例であり、電離箱の個体差等の影響で必ずしも同じ傾向の結果とならない可能性があることには注意していただきたい。

表7.2 使用機器および測定条件

リニアック	TrueBeam(Varian Medical Systems)
公称エネルギー (MeV)	6, 9, 12, 15, 18
公称線量率	全てのエネルギーで1000MU min ⁻¹
線質 (R_{50} : g cm ⁻²)	2.34, 3.57, 5.00, 6.30, 7.52
電離箱モデル	30013型ファーマ形電離箱 (PTW) 34001型平行平板形電離箱 (PTW) NACP型平行平板形電離箱 (IBA)
電位計モデル	RAMTEC Duo (東洋メディック社) UNIDOS webline (PTW)
水ファントム	水平ビーム用水ファントム (MUラボ社)

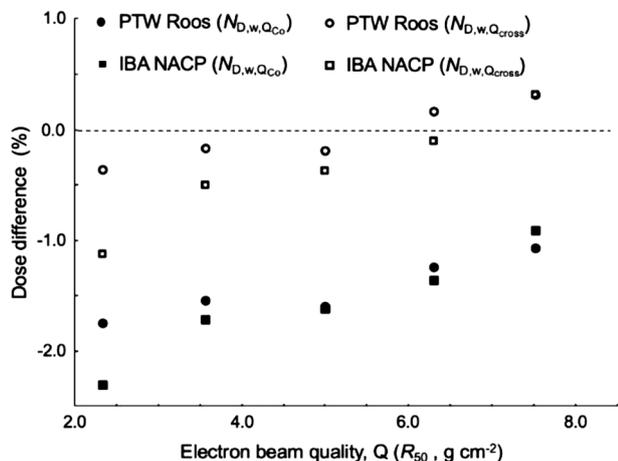


図7.4 電子線における標準計測法12とリニアック標準計測法24で決定した水吸収線量の比較
線量差は、2つの平行平板形電離箱でそれぞれに対して標準計測法12で決定した水吸収線量を基準とした時の30013型ファーマ形電離箱に対してリニアック標準計測法24で決定した水吸収線量の相対偏差を示している。 $N_{D,w,Q_{Co}}$ は、⁶⁰Coガンマ線の線質における水吸収線量校正定数、 $N_{D,w,Q_{cross}}$ は、相互校正により決定された高エネルギー電子線の線質における水吸収線量校正定数である。

7.3 電子線における水吸収線量計測結果の一例と標準計測法12との比較

標準計測法12とリニアック標準計測法24で決定した水吸収線量は不確かさの範囲内で一致しているが、相互校正を実施していない平行平板形電離箱を使用している施設では大きな線量差を経験する可能性がある。図7.4は、表7.2の機器および測定条件で2つの線量計測プロトコルで計測した水吸収線量の差を示している。図7.4の結果は、電子線の線量計測では平行平板形電離箱を基準に使用している施設が多いと仮定し、2つの電離箱タイプの平行平板形電離箱の計測値を基準とした線量差を示している。また、比較対象とするリニアック標準計測法24で決定した水吸収線量はPTW 30013で決定した水吸収線量とした。相互校正を実施していないPTW Roosでは、平均-1.4% (範囲: -1.8--1.1%) の差を示し、リニアック標準計測法24で決定した水吸収線量が低い傾向を示した。また、IBA NACP-02では、平均-1.6% (範囲: -2.3--0.91%) の線量差を示し、同様にリニアック標準計測法24で決定した水吸収線量が低い傾向を示した。これに対して、ユーザーのリニアックの電子線で相互校正を実施したPTW Roosでは、同様にリニアック標準計測法24で決定した水吸収線量が低い傾向を示したが、線量差が平均-0.10% (範囲: -0.36-0.32%) となり、乖離が小さくなる結果を示した。また、IBA NACP-02においても同様に、線量差が平均-0.36% (範囲: -1.1-0.32%) となり、乖離が小さくなる結果を示した。この結果はTaniらの報告においても同様で、相互校正を実施することでプロトコル間での水吸収線量の差が小さくなる結果を示している¹⁴⁾。標準計測法12の平行平板形電離箱に対する $k_{Q,Q_{Co}}$ は、モンテカルロ計算と系統的な乖離を示すこと (図7.5) が知られており、この原因は⁶⁰Coガンマ線の線質における平行平板形電離箱の空洞補正係数を1.0としたことが要因であると解析されている¹⁵⁾。電子線で有用である平行平板形は⁶⁰Coガンマ線の線質に対しては擾乱補正係数の不確かさが大きく、標準計測法12では平行平板形電離箱を用いる場合に

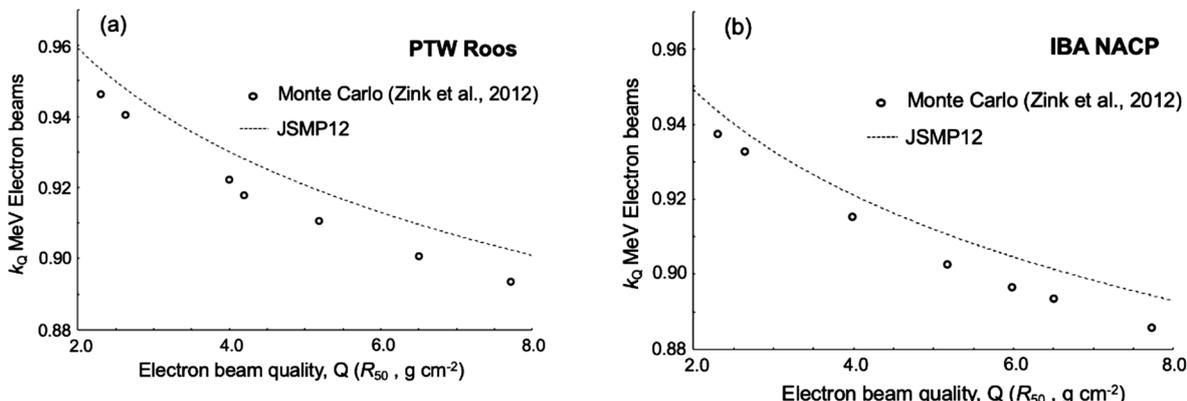


図7.5 電子線に対する線質変換係数 $k_{Q,Q_{Co}}$ の比較

は相互校正を推奨している。このため、相互校正を実施している施設では、リニアック標準計測法24への移行による影響は小さいと考えられる。

8. おわりに

リニアック標準計測法24へ移行することの最大の利点は計測値の水吸収線量の不確かさを大きく低減できることである。光子線に対する相対標準不確かさは、標準計測法12では1.5%であったが、リニアック標準計測法24では0.96%と見積もられている。また、電子線に対する相対標準不確かさは、標準計測法12では平行平板形電離箱に対して1.7%であったが、リニアック標準計測法24では相互校正を実施した場合でも1.1%と見積もられている。リニアック標準計測法24により、AAPM Report No. 85¹⁶⁾で示された水吸収線量計測の目標値である相対標準不確かさ1%以下がほぼ達成されることになる。リニアック標準計測法24への移行において、図7.3および図7.4に示したように線量差に対する懸念点は小さく、手順も標準計測法12に準拠する形となっているため、移行のためのユーザー側の労力は小さい。リニアック標準計測法24発刊当初は一次線量標準機関である産総研のみで校正サービスが開始されており、本稿もそれを反映して、主に産総研の校正サービスを利用することを想定した文章になっている。しかしながら、2025年4月にJCSS校正事業者が二次線量標準機関として高エネルギー電子線に対する平行平板形電離箱の校正サービスを開始したことから、本計測法におけるフィールド線量計の相互校正の位置づけが大きく変わっている点にご留意いただきたい。今後、本計測法が広く利用されることを期待している。

参考文献

- 1) 日本医学物理学会：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）。2012, 通商産業研究社
- 2) 清水森人：医療用加速器を用いた放射線治療用線量計の水吸収線量校正。医学物理41: 134-142, 2021
- 3) 医療用リニアック装置によって校正された放射線治療用線

- 量計による水吸収線量の標準計測法（リニアック標準計測法24），2024, 日本医学物理学会
- 4) IEC: IEC 60731:2011 Medical electrical equipment- Dosimeters with ionization chambers as used in radiotherapy, 2011
- 5) McEwen M, DeWerd L, Ibbott G, et al.: Addendum to the AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon beams. Med. Phys. 41: 20, 2014
- 6) 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（電位計ガイドライン17），2017, 日本医学物理学会
- 7) Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy, 2001, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Vienna
- 8) Erazo F, Lallena AM: Calculation of beam quality correction factors for various thimble ionization chambers using the Monte Carlo code PENELOPE. Phys. Medica-Eur. J. Med. Phys. 29: 163-170, 2013
- 9) Muir BR, McEwen MR, Rogers DWO: Measured and Monte Carlo calculated k(Q) factors: Accuracy and comparison. Med. Phys. 38: 4600-4609, 2011
- 10) Muir BR, Rogers DWO: Monte Carlo calculations of electron beam quality conversion factors for several ion chamber types. Med. Phys. 41, 2014
- 11) Burns DT, Ding GX, Rogers DWO: R(50) as a beam quality specifier for selecting stopping-power ratios and reference depths for electron dosimetry. Med. Phys. 23: 383-388, 1996
- 12) Tanaka M, Girard G, Davis R, et al.: Recommended table for the density of water between 0°C and 40°C based on recent experimental report. Metrol. 38: 301-309, 2001
- 13) Svensson H, Pettersson C, Hettlinger G: Commercial thimble chambers for absorbed dose measurements at high energy electron radiation. Acta Radiol. Ther. Phys. Biol. 10: 504-512, 1971
- 14) Tani K, Wakita A, Tohyama N, et al.: Dosimetric impact of calibration coefficients determined using linear accelerator photon and electron beams for ionization chamber in an on-site dosimetry audit. J. Radiat. Res. 2024
- 15) 河内 徹, 片寄哲朗：線質変換係数。医学物理33: 186-191, 2013
- 16) Papanikolaou N, Battista JJ, Boyer LA, et al.: AAPM Report No. 85: Tissue Inhomogeneity Corrections For Megavoltage Photon Beams, 2004, Report of Task Group No. 65 of the Radiation Therapy Committee of the American Association of Physicists in Medicine

著者紹介



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

日本の放射線量の計量標準の開発に従事し、高エネルギー光子線および高エネルギー電子線の特定標準器(日本の一次標準器)を開発した。リニアック標準計測法24および電位計ガイドラ

イン17の代表著者を務めた。



小口 宏 (おぐち・ひろし)
(現職名) 飯田市立病院 医学物理士
(専門分野) 高エネルギー放射線計測学
主に電子線の相互校正に関する研究やその普及のための講義・実習を行なっている。



藤田 幸男 (ふじた・ゆきお)
(現職名) 駒澤大学 准教授
(専門分野) 放射線治療物理学
学部および大学院では放射線治療技術学に関する講義を担当している。



歳藤 利行 (としとう・としゆき)
(現職名) 名古屋市立大学医学部附属西部医療センター 陽子線治療物理科 主幹
(専門分野) 粒子線治療に関する医学物理学

意見記事

「新しい電流源を用いた電位計の相互比較による感度比の不確かさの検証—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の方法と比較して—」へのコメント

清水森人*

産業技術総合研究所 計量標準総合センター

Comments on “Verification of Response Uncertainty in Electrometers through Cross-Comparison with a Novel Current Source: A Comparative Study with Guidelines for Electrometers Used in Radiation Therapy Dosimeters”

Morihiro SHIMIZU*

National Metrology Institute of Japan, AIST

1. はじめに

津野らは、自身の提案した簡易電流源を用いて電位計の相互比較を行う手法によって決定された電位計の感度比の不確かさを検討し報告を行った¹⁾ (相互比較と表現しているが、事実上の電位計の相互校正であるため、以下、相互校正と呼ぶ)。しかし、津野らが最初に簡易電流源について提案した日本放射線技術学会雑誌の資料記事には、簡易電流源に関する技術的な詳細はいっさい記載されておらず、そもそも津野らが提案した手法が技術的に妥当なものであるかを判断することはできなかった²⁾。そして、今回の医学物理誌に掲載された技術報告においても、それは同様であった。

清水はこの手法で用いられている電流源の特許情報³⁾にもとづいて検討を行い、試験対象の電位計によって出力が変化してしまうという根本的な欠陥があるため、電位計の点検や試験には適さないという指摘を行った⁴⁾。日本医学物理学会の電位計ガイドラインWGは、試験対象によって出力が変化する電流源は電位計の試験には用いることができないことを明確にする改定を2024年7月に行った⁵⁾。

この記事では標準の観点から津野らが提案した電流源の問題点を整理したうえで改めて指摘し、ユーザーにはこの電流源を使用しないよう注意喚起を行う。

2. 標準が備えるべき基本的要件

計測を適切に行い、正しい測定値と不確かさを結果として報告するためには、測定に用いる測定器と測定方法が明確に定まっている必要がある。これは科学論文において、研究に用いた道具や研究方法を詳細に記述しなければならないことと同じである。そして、測定器にも測定方法にもそれぞれ標準が存在し、前者を「測定標準」(仏語: エタロン, étalon) と呼び、後者を「標準規格」(仏語: ノルム,

norme) と呼ぶ。英語や日本語では単一に「standard」, 「標準」という単語を用いるのが一般的であるが、本来の標準という単語には異なる二つの意味があるのである。そして、点検や校正などの試験を行う場合に、この二つの標準に沿って試験を実施することで、不確かさを伴った測定値を誰でも得ることができるようになっている。

測定標準について説明する。著者らの所属する産業技術総合研究所(以下、産総研)は一次標準機関であり、いわゆる一次標準(国家標準、特定標準)を開発し、その維持と供給を行っている。一次標準は単位の定義に基づいて厳密な意味でその単位の量を具現化した物(発生源または測定装置)であり、その値と不確かさを基準として計測器の試験や校正に用いられる。放射線分野においては、いずれも測定装置が一次標準となっており、X線空気カーマの一次標準である自由空気電離箱、ガンマ線空気カーマの一次標準であるグラフナイト壁空洞電離箱、水吸収線量の一次標準であるグラフナイトカロリメータがこれにあたる。単位の定義を具現化する一次標準は、必要な設備や機材、技術をそろえることさえできれば、どこでも、誰にでも、具現化することができ、かつ同じ値を再現できるものでなくてはならない。

当然のことながら、実際にはユーザーが測定を行う現場において、一次標準のように一から標準を組み立てて試験や測定を行うのは現実的ではない。そこで、多くの場合は上位の標準機関において校正された実用標準器を用いてその量を具現化し、これを参照標準として試験を行うこととなる。放射線治療施設で行われる医療用リニアック装置のモニタ線量計校正がまさにこれにあたる。この場合、JCSS校正事業者において校正された放射線治療用線量計が参照標準となり、参照標準の線量計で計測された水吸収線量を基準として、モニタ線量計が校正される。

もう一つの標準である標準規格についても説明をする。

* 連絡著者(corresponding author) 産業技術総合研究所 計量標準総合センター [〒305-8568 茨城県つくば市梅園1-1-1] National Metrology Institute of Japan, AIST, Umezono 1-1-1, Tsukuba, Ibaraki 305-8568, Japan E-mail: morihito-shimizu@aist.go.jp

測定標準や測定器だけでは、ユーザーが測定した値が適切なものか、どの程度の不確かさを持つか評価することはできない。測定値や不確かさは、測定というユーザーによる操作が伴ってはじめて決まる値であるからである。これらを適切に評価するには、測定方法や用意すべき機材、環境などの要件をまとめた文書、すなわち「標準規格」が必要となる。国際的な標準規格としてはISOやIECがよく知られているが、放射線治療分野における標準計測法¹²⁾や電位計ガイドライン⁵⁾もこの標準規格の一種にあたる。正しく試験（測定）を行い、不確かさとともにその量を決定するには、標準規格にしたがって必要な機材や環境を用意し、校正された測定標準によって参照標準となる量を具現化し、これを基準として試験を行うことが重要なのである。

これらを踏まえて、測定標準と規格の観点から、津野らが提案した電流源を用いた電位計の試験について整理を行う。まず、津野らの提案した電位計の相互校正の方法は電位計ガイドラインに記述された電位計の点検の手順に則っており、電位計ガイドラインが標準規格としての役割を果たしている。次に、どの装置が測定標準にあたるのかを考える。電位計ガイドラインでは、JCSS校正事業者によって校正された電位計を参照標準とし、医療用リニアック装置などからの放射線を電離箱に照射した際に発生する電荷を参照標準の電位計と試験対象の電位計でそれぞれ測定して、その値を比較することで電位計の点検を行っている。この手順をもう少し噛み砕いて書くと、はじめに電離箱の出力する電荷を参照標準のJCSS校正済の電位計で校正し、次に、校正された電離箱の出力を試験対象の電位計に入力して試験対象の電位計を校正しているということになる。この時の電離箱のように、参照標準から試験対象へ、作業時に値を仲介する役目を果たす装置も測定標準（作業用標準）としての役割を果たしている。津野らの簡易電流源を用いた電位計の相互校正の方法は、電位計ガイドラインにおける作業用標準器の電離箱を簡易電流源に置き換えただけであるため、電位計ガイドラインに書かれた方法を

適用するには、津野らが提案した簡易電流源の出力が電離箱の出力と同等のものであり、正しく作業用標準器としての役割を果たせることが必要となる。

3. 津野らが提案した簡易電流源の問題

津野らが提案した簡易電流源を作業用標準器として見た場合に、この電流源が抱える問題について解説する。図1に津野らが提案した簡易電流源の概略図を示す³⁾。図からわかるように、簡易電流源は乾電池と高抵抗器、スイッチを組み合わせただけのものであり、これが電位計の入力端子に接続される。電位計の二つの入力端子は仮想短絡されているため、スイッチを閉じることで電位計には乾電池の電圧と高抵抗器の抵抗に応じた電流が入力される。そして、スイッチの開閉をタイマーで制御することで、電位計に入力される電荷を調整できるようになっている。

まずはっきりとさせないといけないことは、津野らの提案した簡易電流源は直流電流源ではなく、直流電圧源であるということである。直流電流源とは、出力対象によらず、設定された直流電流を出力する装置のことであり、電流発生基準となる抵抗器の両端にかかる電圧が一定となるようにサーボ回路を備えるのが普通であるが、津野らの提案した簡易電流源にはそれがない。津野らが提案した簡易電流源を正しく表現するのであれば、出力インピーダンスの極端に大きい直流電圧源である（よって、以下は直流電圧源と呼ぶ）。これに対して電離箱の出力は、出力インピーダンスが無限大に近い理想的な直流電流源であり、両者は全く異なるものである。当然、直流電圧源で電位計ガイドラインの点検方法にある電離箱の出力（直流電流源）を置き換えることはできない。そして、この時点で読者の多くは気づいていると思うが、「直流電圧源」を標準として、異なる量の測定器である「直流電流計」と「電荷測定器」を校正するという、物理学上の整合性がとれないことを津野らは提案しているのである。

直流電圧源で直流電流計や電荷測定器を校正した場合に、

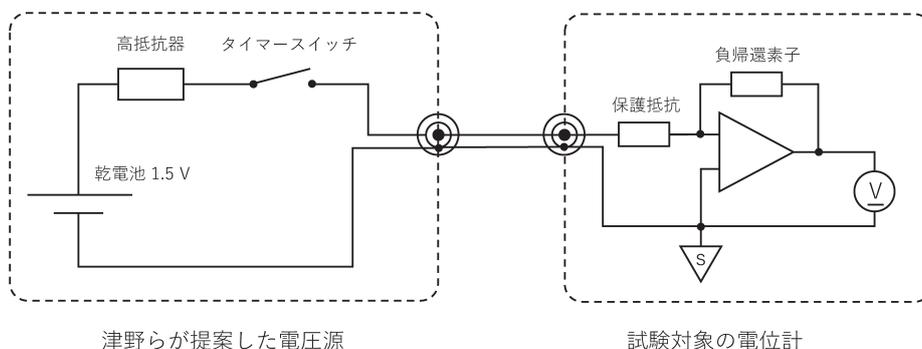


図1 津野らが提案した簡易電流源の概略図。津野らの簡易電流源は乾電池を用いた直流電圧源と高抵抗器、タイマースイッチを組み合わせたものであり、高抵抗器と保護抵抗の両端にかかる乾電池の電圧1.5Vにしたがった電流が電位計に入力される仕組みとなっている。電位計の保護抵抗の大きさや負帰還回路のゲインは製造事業者によって全く保証されていないため、実際、どの大きさの電流や電荷が試験対象の電位計に入力されているか、ユーザーは知ることがいっさいできない。

何が起きるかを考えてみる。まず、普通の直流電圧源を直流電流計に直接接続すると、直流電流計には過剰な電流が流れ、電流計は破損する恐れがある。津野らの直流電圧源は高抵抗器によって過剰な電流が流れないようにしているが、高抵抗器が破損して短絡した場合には電位計にダメージを与えるリスクがあるということをユーザーは理解しておく必要がある。高抵抗器が機能していたとしても、日本放射線技術学会雑誌において清水が指摘したように、直流電圧源で電位計の試験を行った場合、電位計内部の保護抵抗（入力インピーダンス）の値によって、電位計に入力される電流の大きさが変化してしまう。また、電位計の初段オペアンプのゲインによっては、正負の入力端子間の仮想短絡が完全ではなくなるため、高抵抗器の両端にかかる電圧が小さくなり、入力される電流の大きさが変化する。したがって、この直流電圧源は試験対象の電位計によって、肝心の電流出力が変化してしまうという根本的な欠陥がある⁴⁾。

仮に、高抵抗器とスイッチの開閉時間を調整することで、その時だけ、参照標準と試験対象の電位計にほぼ同じ電流や電荷の値が再現性良く表示されるかもしれない。しかし、参照標準と試験対象の電位計に同じ電流や電荷が入力されている保証はどこにもなく、ただその時に二つの電位計の表示が同じだったというだけで、この結果になんの意味もない。また、同一個体の電位計であっても、次に点検や校正を行うまでに、電位計内部の保護抵抗と電位計の感度に変化が生じていれば、その影響が互いに相殺して、感度変動を見逃す可能性もある。当たり前のことの再確認であるが、直流電圧源は電位計（直流電流計、電荷測定器）の校正や点検にはいっさい使えないのである。

これが、JCSS校正事業者が校正に用いている直流電流源（Keithley Inc., Model 6430等）を使った試験であれば、保護抵抗の状態によらず決まった電流と電荷が電位計に入力されるため、電位計の感度変化を見逃すことなく、確実に検出することができる。

最後にユーザーへの注意喚起として、電位計ガイドラインはユーザーが電荷発生源を用いて電位計の点検や校正を行うことを推奨していないことを強調しておく。これは電位計ガイドラインが執筆されたときにユーザーが簡便に使用できる電荷発生源がなく、粗悪な電荷発生源を用いてユーザーが電位計を誤って校正したり、電位計の異常を見逃したり、最悪の場合、電位計を破損してしまうことを恐れたためである。津野らの直流電圧源のような問題がいっさいない、非常に高精度な電荷発生源も市販されているが、電荷発生源を用いた電位計の点検は例^{7,8)}が少なく、今後も引き続き、現場での運用を想定した研究が必要である。

4. ま と め

ここまで述べてきたように、津野らの提案した直流電圧

源（津野らは電流源と称している）を用いて電位計（直流電流計、電荷測定器）の点検や相互校正を行うことはできない。直流電流計の校正は直流電流源を用いて行うのが当たり前であり、津野らは物理学上の整合性がとれない提案を行っている。津野らの直流電圧源は誤った結果を導き出す懸念があるだけでなく、接続した電位計が破損してしまうリスクもある。よって、津野らの直流電圧源を電位計の点検や相互校正に使用することは全く推奨されない。ユーザーにはくれぐれも注意するようお願い申し上げます。

附記

著者は日本医学物理学会の「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」の代表執筆者である。

利益相反

過去3年以内に著者および著者の所属グループは次の企業、団体から共同研究契約、受託研究契約、技術コンサルティング契約に基づき、資金提供を受けている。

東洋メディック株式会社

EMF ジャパン株式会社

株式会社 千代田テクノ

ユーロメディテック株式会社

公益財団法人 医用原子力技術研究振興財団

株式会社 川口電機製作所

参考文献

- 1) 津野隼人, 松林史泰, 佐々木浩二, 他: 新しい電流源を用いた電位計の相互比較による感度比の不確かさの検証—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の方法と比較して—. 医学物理 44: 21–28, 2024
- 2) 津野隼人, 松林史泰, 佐々木浩二, 他: 新たに開発した電流源を用いたユーザによる電位計点検の実施可能性についての検討. 日放線技会誌 79: 166–176, 2023
- 3) 松林史泰, 津野隼人, 松本圭二, 他: 電位計の精度管理用電流発生装置, 精度管理システム, 及び校正方法. 特許 6989834, 2021, 日本
- 4) 清水森人: 「新たに開発した電流源を用いたユーザによる電位計点検の実施可能性についての検討」へのコメント. 日放線技会誌 80: 403–406, 2024
- 5) 清水森人, 河内 徹, 木下尚紀, 他: 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 (電位計ガイドライン 17), 2017, 日本医学物理学会
- 6) 日本医学物理学会編: 外部放射線治療における水吸収線量の標準計測法 (標準計測法 12), 2012, 通商産業研究社
- 7) Kawashima M, Varnava M, Ozawa S, et al.: Assessment of a self-inspection method and reporting measured electrometer correction factors for reference-class electrometers in radiotherapy. J. Appl. Clin. Med. Phys. 24: e14082, 2023
- 8) Kinoshita N, Oguchi H, Shimizu M, et al.: Examining electrometer performance checks with direct-current generator in a clinic: Assessment of generated charges and implementation of electrometer checks. J. Appl. Clin. Med. Phys. 22: 306–312, 2021

開催報告

KAMPiNA-KSMP-JSMP Joint Symposium 開催報告

林 直樹^{*1,2}, 小澤修一^{3,4}¹藤田医科大学医療科学部臨床教育連携ユニット医学物理学分野²日本医学物理学会国際交流委員長³広島がん高精度放射線治療センター⁴日本医学物理学会編集委員長

Report of KAMPiNA-KSMP-JSMP Joint Symposium

Naoki HAYASHI^{*1,2}, Shuichi OZAWA^{3,4}¹Division of Medical Physics, School of Medical Sciences, Fujita Health University²Chairperson of International Affairs Committee of JSMP³Hiroshima High-Precision Radiotherapy Cancer Center⁴Editor-in-Chief of JSMP

The Japan Society of Medical Physics (JSMP) held a joint symposium with the Korean Association of Medical Physicists in North America (KAMPiNA) and the Korean Society of Medical Physics (KSMP) on July 26, 2025, at the venue of the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Annual Meeting in Washington, DC. This symposium originated from a joint symposium held with the AAPM by the organizing committee during the 2021 Korea-Japan joint meeting on Medical Physics (KJMP), which was held online because of the COVID-19 pandemic. Building on this collaboration, the JSMP International Affairs Committee consulted with KSMP and, with the cooperation of the AAPM International Affairs Committee, held the first symposium in a hybrid online and in-person style at the 2022 AAPM Annual Meeting. Since then, it has been held at the annual meeting, with 2025 marking its fourth iteration. This paper presents a record of these events.

Keywords: Joint Symposium, KSMP, KAMPiNA, JSMP, AAPM

1. はじめに

2025年7月27日から30日にかけて米国ワシントンDCにて開催された米国医学物理学会 (American Association of Physicists in Medicine: AAPM) の第67回学術大会において、北米韓国人医学物理士会 (Korean Association of Medical Physicists in North America: KAMPiNA) と韓国医学物理学会 (Korean Society of Medical Physics: KSMP) および日本医学物理学会 (Japan Society of Medical Physics: JSMP) とのジョイントシンポジウムが開催された。当シンポジウム開催にあたり、JSMP国際交流委員会としてその企画と運営に関わったので報告する。

2. シンポジウムの概要

当シンポジウムは、AAPMの国際交流委員会との共同企画として学術大会初日の2025年7月27日にInternational Symposiumという名のもと、KAMPiNAとKSMP、そしてJSMPからそれぞれ2名の研究者が登壇した (表1)。いずれの演題もそれぞれの団体から推薦された研究者であり、AAPMのプログラム委員会で受理されて発表が行われている。今回のシンポジウムでは、京都大学の岸上先生は画像誘導放射線治療における臓器標的の自動輪郭描出ア

ルゴリズムの開発とその成果について、また国立がん研究センター東病院の中岡先生はViPETゲル線量計を用いた陽子線治療ビームの計測理論とその技術について発表された。シンポジウムは2時間半の枠であり、ほかのプログラムも並行して進行されていたため、シンポジウム会場の人の入れ替わりは多かったように見受けられたが、結果としてKAMPiNA, KSMP, JSMPからの参加者のみならずAAPM会員も含め、のべ150名を超える参加者であったと記録されている。シンポジウムの座長は各団体からYoung-Bin Cho (Cleveland Clinic), Jin Sung Kim (Yonsei University), 林が担当した (写真1)。シンポジウムの終了後には集合写真撮影とコミュニケーションの時間があり、写真撮影後に会場にて各研究者が積極的に研究談義を行っていた (写真2)。

シンポジウムのコーディネータはKAMPiNA代表のJae Won Jung先生であり、1月下旬のKAMPiNA, KSMP, JSMPの代表者によるキックオフミーティングから始まり、その後複数回のオンラインミーティングを経てプログラムが構築された。オンラインミーティングにはJSMPから福田会長、小澤、林が参加した。当会議での決議事項の伝達や会場の確保など関してはJae Won Jung先生からAAPM学術大会運営事務局へ交渉を行っていただいた。発表者に

* 連絡著者 (corresponding author)
Email: hayashi@fujita-hu.ac.jp

表1 KAMPiNA-KSMP-JSMP joint symposium 2025のタイムスケジュール

	Title	Speakers
10:30AM	Welcome Address	Jae Won Jung (President of KAMPiNA)
10:40AM	Organ-Contour-Driven Auto-Matching Algorithm in Image-Guided Radiotherapy	Yukako Kishigami (Kyoto University)
11:00AM	Precision Radiotherapy: Advancements in AI-Driven Personalized Radiation Therapy	HanJoo Chae (Oncosoft)
11:20AM	TOPAS-Imaging: A TOPAS Extension for Modeling Medical Imaging Systems	Hoyeon Lee (University of Hong Kong)
11:40AM	Proton Measurement By Vipet Gel Dosimeter	Ai Nakaoka (National Cancer Center Hospital East)
12:00PM	Optimizing Clinical Efficiency: Innovations in Radiotherapy Workflow Management	James J. Sohn (University of Chicago)
12:20PM	PCA-Based Future Frame Prediction for Real-time MRI-guided Radiotherapy	Gawon Han (University of Alberta)
12:40PM	Photo session	All

表2 KAMPiNA-KSMP-JSMP joint symposium 2022のタイムスケジュール

	Title	Speakers
1:00PM	Welcome Address	William Song
1:15PM	KSMP introduction	Se Byeong Lee
1:30PM	JSMP introduction	Shigekazu Fukuda
1:45PM	Q&A	
1:55PM	International Activities of JSMP	Naoki Hayashi
2:15PM	Global Research Collaboration in South Korea	Tae Suk Suh
2:35PM	Break	
2:50PM	Pretreatment Prediction of Radiation Pneumonitis Based on Radiomics and Deep Learning after Lung Cancer Stereotactic Body Radiation Therapy	Taka-Aki Hirose
3:05PM	Cross-modality Auto-contouring on Onboard MRI Exploiting Bidirectional Information of CycleGAN for Real-time Adaptive Radiotherapy	Jaehee Chun
3:20PM	Junior Investigator Presentation	KAMPiNA
3:35PM	Development of medical X-Band(9.3 GHz) Linear Accelerator for Radiotherapy	Young-Nam Kang
3:55PM	Enhance Creative Thinking from Studying Abroad	Daisuke Kawahara
4:15PM	Proton Flash Therapy	Eunsin Lee
4:35PM	Radiotherapy Cutting-Edge Technology from Japan	Mitsuhiro Nakamura
4:55PM	Group Discussion and Group Photo	



写真1 シンポジウムの様子（発表者は岸上先生）

は記念の盾が贈られたが、これらの準備に関する交渉もしていただいた。Jae Won Jung先生をはじめ、KAMPiNA関係諸氏にこの場をお借りしてお礼を申し上げたい。

3. シンポジウムの歴史

当シンポジウムの企画は2021年に開催された第9回韓日合同医学物理学術大会（Korea-Japan Joint Meeting on Medical Physics: KJMP）に由来する。第9回KJMPは本来2020年に済州島で開催する予定であったが、2020年春より蔓延した新型コロナウイルスの影響を受けて開催が延期され、翌年にオンラインでの開催となった。この第9回KJMPでは、AAPM会長やAOCMP会長の基調講演やKAMPiNAからの演題発表などがあり、オンライン開催であることを逆に利用してグローバルな企画が満載であった。この第9回KJMP後の実行委員会会議において、AAPM学術会場での合同企画のプランが浮上した。その後1年をかけて企画が練られ、2022年のワシントンDCで開催されたAAPM学術会議においてAAPM国際交流委員会認証のもと、第1回のJoint-Symposiumが開催された。



写真2 AAPM2025にて開催された第4回シンポジウムでの集合写真



写真3 AAPM2022でのシンポジウム会場前でオーガナイザーのWilliam Song先生と



写真4 ハイブリット開催となった第1回シンポジウムの会場風景

2022年はまだコロナ禍が収束していなかったため、日韓ともに海外渡航が厳しい状況であったため、対面とリアルタイムオンラインでのハイブリッド開催であった。林は第1回ミーティングのオーガナイザーのWilliam Song先生と共に運営するために現地参加をした。AAPM 学術大会前日の土曜日の開催であったが、会場はAAPM 学術会議でのシンポジウム会場と同様の場所で、シンポジウムは4時間の枠を確保されていた。シンポジウムではKAMPiNA, KSMP, JSMPのそれぞれから3名ずつの発表が行われたが、会場でのネット回線の開通に難渋したことや、日韓との時差があったことから、ほとんどが事前に発表者に依頼していた予備の動画再生での対応となった。これについては欧米とハイブリッド開催をする難しさを実感した(写真3, 4)。

第1回のシンポジウムはこのような形で終えたが、2023年の第2回シンポジウム(Houston) (写真), 2024年の第3回シンポジウム(Los Angeles)と回を重ねるごとに現地での参加者は増えていった(写真5, 6)。

4. シンポジウムを通しての感想と今後について

これまでに4回のシンポジウムを開催して感じることは、韓国から米国に渡って医学物理士として活躍する人材が日本人と比べて多いこと、その文化から形成されたKAMPiNAというコミュニティを通して韓米間の研究を進展させているということである。これまでのプログラムを振り返ると、国際的Grantを取得して実施している大規模プロジェクトの例や、そのプロジェクトを通しての人材交流という事例も確認された。現在は米国での就労のためには、CAMPEPプログラム認証の医学物理士養成コースでの修学からの米国医学物理士認定が重要視される傾向にある。しかしこのようなコミュニティが存在すれば、若手研究者であっても韓国からの出国から米国での就労に至るまで情報を容易に習得できるとのことである。林は米国ミネソタ大学にFellowとして滞在した経験、小澤はフロリダ大学での医学物理レジデンシーの経験を持つが、もし筆者らが米国に留学する際にこのようなコミュニティがあるともっと米国滞在期間中のアクティビティを上げることが



写真5 AAPM2023に行われた第2回シンポジウムでの集合写真



写真6 AAPM2024に行われた第3回シンポジウムでの集合写真

できたのではないかと考える。

AAPM2026はカナダ・バンクーバーでの開催であり、詳細はまだ決まっていないが今回もシンポジウムの開催を

予定している。AAPM2026に参加される方は、ぜひ足を運んでいただければ幸いである。

論文紹介

〈連載：RPT誌特集〉

最近のRPT誌レビュー論文から

Title: PET Detectors with Depth-of-interaction and Time-of-flight Capabilities
 Author: Eiji YOSHIDA, Taiga YAMAYA
 Radiol. Phys. Technol. 17(3): 596–609, 2024

和訳タイトル：相互作用深度と飛行時間機能を備えたPET検出器
 著者：吉田英治, 山谷泰賀

本文¹⁾は、陽電子放出断層撮影 (PET) の画質向上に寄与する depth-of-interaction (DOI) と time-of-flight (TOF) 機能を備えたPET検出器に関する研究の歴史的経緯と最近の動向をまとめたもので、PETの初学者にもお勧めできる。

PETでは、消滅放射線が検出器素子と相互作用した際のDOI情報と同時計数のTOF情報が重要である。DOI情報は視差誤差を低減して空間分解能を向上し、TOF情報は消滅放射線の到着時間差の測定により画像ノイズを低減するからである。かつてDOI情報をもたらすDOI検出器の時間特性は良好でなかったが、TOF検出器が200 ps台の同時計数時間分解能を達成するようになると、より良いDOIおよびTOF情報を得るための方法が種々考案されてきた。その結果、TOF情報とDOI情報の両者を活用できるDOI-TOF検出器の研究開発が、近年盛んになってきた。

本文では、TOF検出器が研究開発されてきた歴史を概説し、TOF-PET装置について、1980年代を第1世代、1990年代を第2世代、2000年代を第3世代に分類し、それぞれの時代の特徴を紹介している。特に、第3世代では光電子増倍管に代わってシリコン光電子増幅素子が新たな受光素子として登場し、特定用途向け集積回路 (ASIC) の技術が導入されてきたことが強調されている。これによりデータ処理系 (DAQ) が大幅に改善され、コスト削減も期待できるという。

DOI検出器は、多層検出素子配列型と単層検出素子配列型に分けられる (Fig. 1)。多層検出素子配列型ではさらに、蛍光減衰時間や波長などの発光特性が異なるシンチ

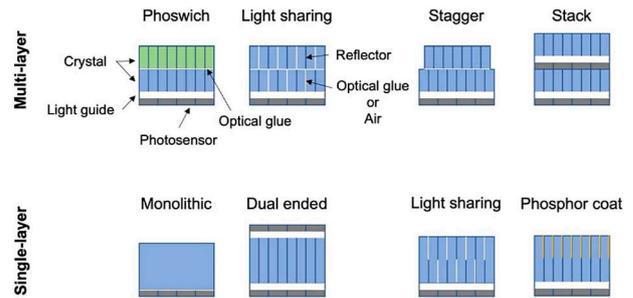


Fig. 1 視差誤差を低減するために考案された様々なDOI検出器 (参考文献¹⁾より転載)

レータで構成する Phoswich 式、光分配および交互配列式、多積層式などの方式に分類できる。単層検出素子配列型でも、モノリシック式、両端読み出し式、光分配および蛍光体の塗布式などの方式に分類できる。本文では、これらの方式の特徴をわかりやすく説明し性能を評価している。

DOI-TOF検出器も、両端読み出し式、モノリシック式、多積層式、光分配式の4方式に分けて説明がなされている。DOI-TOF検出器に関する数多くの研究がなされているが、代表的な20編の研究発表に基づき、それらの検出方式、検出素子の種類と大きさ、受光素子の種類、DAQの方式、DOI性能、時間分解能を一覧表にまとめており、大いに参考となる。具体例として著者らが近年開発したDOI-TOF検出器²⁾を紹介している。DOI-TOF検出器は光分配式に属するが、独創的な十字形光分配法を考案した。ライトガイドを使用せず検出素子間に反射材・光学窓を適宜設ける工夫により、 $1.45 \times 1.45 \times 15 \text{ mm}^3$ のFast-LGSOシンチレータを用いてDOI性能3.1 mm、時間分解能219 psのDOI-TOF検出器を実現した。

参考文献

- 1) Yoshida E, Yamaya T: PET detectors with depth-of-interaction and time-of-flight capabilities. Radiol. Phys. Technol. 17: 596–609, 2024
- 2) Yoshida E, Obata F, Yamaya T: Timing estimation of the exponential energy-weighted average crosshair light sharing TOF-DOI PET detector. Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. Sect. A Accel. Spectrom. Detect. Assoc. Equip. 1059: 168949, 2024

執筆著者：村山秀雄 (元放射線医学総合研究所)

Author: Hideo Murayama

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

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

論文紹介

〈連載：RPT誌特集〉

最近のRPT誌レビュー論文から

Title: Deep learning-based PET image denoising and reconstruction: A review
 Author: Fumio HASHIMOTO, Yuya ONISHI, Kibo OTE, Hideaki TASHIMA, Andrew J. READER, Taiga YAMAYA
 Radiol. Phys. Technol. 17(1): 24-46, 2024

和訳タイトル：PET画像における深層学習を用いたノイズ除去および画像再構成法に関するレビュー
 著者：橋本二三生，大西佑弥，大手希望，他

本論文は、陽電子断層撮像(positron emission tomography: PET)のノイズ除去および画像再構成における深層学習(deep learning)技術の最新動向を体系的に解説したものである。PET画像の品質は、放射性医薬品からの信号を正確に測定することで保証されるが、測定データにはノイズ成分や散乱成分が多く含まれるため、画質や定量性が劣化し、診断精度に悪影響を及ぼす。このため、ノイズの低減処理技術や補正法の開発がPETイメージングの重要課題として取り組まれてきた。近年、深層学習技術の急速な進展により、病変の検出、臓器のセグメンテーション、撮像時間の短縮、放射性医薬品の投与量削減、更には画像再構成への応用といったブレイクスルーが起きている。PET分野においても深層学習技術が急速に普及し、商用PET/CT、PET/MRIシステムへの実装が進む中で、臨床現場への応用が拡がりつつある。

本論文では、PET画像に対する後処理ノイズ除去および画像再構成の深層学習技術の発展に焦点を当て、初期の解析的PET画像再構成から最新の深層学習ベースの手法に至るまで、その進展を詳細に論じている(Fig. 1)。また、深層学習の技術をノイズ除去、直接画像再構成、反復画像再構成に組み込まれたハイブリッドアプローチの三つに分類し、それぞれを詳述に解説している(Fig. 2)。

ノイズ除去技術では、ノイズ推定の基礎的な考え方から、自己教師あり学習や教師なし学習を活用した最近のアプローチが紹介されている(文献¹⁾のFig. 5「教師なし学習による¹⁸F-florbetapir PET画像のノイズ除去」を参照)。直接画像再構成では、サイノグラムから直接画像を生成する手法や、リストモードデータから画像をtime-of-flight情報を用いて再構成する革新的な技術が説明されている(Fig. 3)。ハイブリッドアプローチに関しては、逐次近似再構成法における二つの異なる深層学習の組み込み方が詳述されている。一つ目は、再構成の各反復ステップに深層学習を等式制約として組み込み、ノイズ除去や画質向上を反復的に補助する方法である(文献¹⁾のFig. 16「ハイブリッドアプローチによる画像再構成」を参照)。二つ目は、従来の逐次近似再構成法の目的関数に罰則項として深層学習モデルを追加

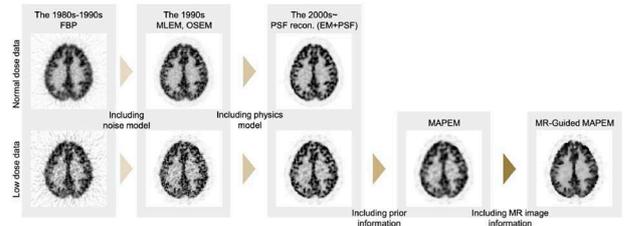


Fig. 1 PET画像再構成の歴史 (文献¹⁾より転載(CC BY 4.0))

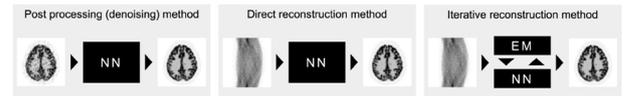


Fig. 2 深層学習ベースPET画像再構成の概略 (文献¹⁾より転載(CC BY 4.0))

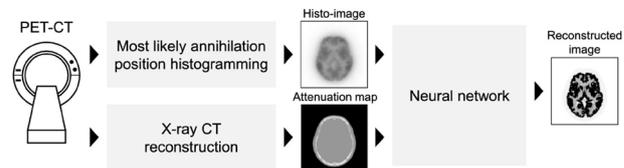


Fig. 3 Time-of-flight情報を用いた直接画像再構成フレームワーク(文献¹⁾より転載(CC BY 4.0))

し、再構成結果が物理モデルや測定データと整合するように調整する方法である。PET画像における深層学習技術の発展は、PET装置の進化と連携しており、ハードウェアと深層学習技術の進化の相乗効果により従来手法の限界を押し上げる可能性を秘めている。深層学習は、PETイメージングの発展に極めて重要な役割を果たしている。

核医学では、使用する放射性医薬品の種類や撮像プロトコルによって画像特性が大きく変化するため、深層学習技術の効果を最大限に発揮するためには、システムの仕組みと背景に関する理解が不可欠である。深層学習による後処理ノイズ除去および画像再構成は、すでにPET分野での臨床応用が進んでおり、今後も発展が期待される。本論文は、多様な深層学習ベースの画像再構成技術について解説しており、PET画像処理の基礎から最新の応用までを学ぶうえで重要な知見を提供する内容である。更に、現在の技術動向に加えて、将来的な臨床応用の可能性についても展望を示している。

参考文献

- 1) Hashimoto F, Onishi Y, Ote K, Tashima H, Reader AJ, Yamaya T: Deep learning-based PET image denoising and reconstruction: A review. Radiol. Phys. Technol. 17: 24-46, 2024

執筆：三輪建太，山尾天翔
 (福島県立医科大保健科学部診療放射線科学科)

Author: Kenta Miwa, Tensho Yamao

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

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

論文紹介

〈連載：RPT誌特集〉

最近のRPT誌レビュー論文から

Title: Compton imaging for medical applications
 Authors: Hideaki TASHIMA, Taiga YAMAYA
 Radiol. Phys. Technol. 15(3): 187–205, 2022

和訳タイトル：医療用コンプトンイメージング
 著者：田島英朗，山谷泰賀

放射線源のイメージングではピンホールや多孔コリメータを用いる手法が広く用いられているが、これらの手法ではコリメータが必要となる。特に高エネルギーのγ線が多い環境下では、それらを遮蔽するための大きな金属製コリメータが必要となる。

コンプトンカメラは、散乱体と吸収体と呼ばれる2種類の位置敏感型検出器を使用した放射線源のイメージング装置であり、入射γ線が散乱体でコンプトン散乱を起こし、吸収体で光電吸収されることによって検出される (Fig. 1)。それぞれの検出エネルギーから散乱角を計算し、測定位置の情報をもとに線源位置を推定することができるため、コリメータが不要となる。

コンプトンカメラはその特殊なイメージング方法を活かし、さまざまな応用が期待されている。医療分野への応用も50年以上前に提案されていたが、未だ研究課題が多く、残念ながら実用化には至っていない。しかし、さまざまな種類の検出器の出現や回路技術の発展によりコンプトンカメラの性能が向上し、核医学診断分野以外にも応用の期待される分野が増えてきたことなどから、近年は盛んに研究開発が進められている。

この論文¹⁾はコンプトンカメラの医療応用に注目したレビュー論文であるが、まずコンプトンカメラに使用される

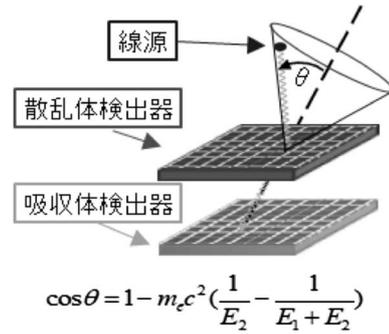


Fig. 1 コンプトンカメラの測定原理

検出器の種類や画像再構成手法などの原理的な紹介から始まるため、初学者にも理解しやすくなっている。応用事例として、核医学診断・内用療法・粒子線治療における飛程測定・ホウ素中性子捕捉療法が取り上げられ、その具体的な実験内容についても紹介されている。またそれぞれの論文から重要な画像が引用掲載されており、どのような研究が行われているかを理解しやすい構成となっている。

更に、これまでのコンプトンカメラの医療応用に関する研究が幅広く網羅されており、紹介されている論文は200近くに上る。コンプトンカメラは検出器の種類や画像再構成手法、測定対象等の組み合わせによって課題がそれぞれ異なってくることから、全体像を把握しづらいが、それらが整理して記述されている。コンプトンカメラの医療応用に関する研究の流れを理解する上で、非常に役立つ論文と言えるだろう。

参考文献

- 1) Tashima H, Yamaya T: Compton imaging for medical applications. Radiol. Phys. Technol. 15: 187–205, 2022

執筆：酒井真理 (九州大学大学院 医学研究院)

Author: Makoto Sakai

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

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

国際学会参加記

AOCMP 2024 参加報告

藤原日菜多*

東京都立大学大学院人間健康科学研究科放射線科学域 博士前期課程2年

Report of AOCMP 2024

Hinata FUJIWARA*

Department of Radiological Sciences, Graduate School of Human Health Sciences, Tokyo Metropolitan University

1. はじめに

2024年10月10日～13日に開催されたAsia-Oceania Congress of Medical Physicsにてポスター発表を行った。今回はリゾート観光地としても知られるマレーシアのペナン島で開催された。自身の発表とともにペナン島の観光名所にも触れながら報告を行う。

2. AOCMP概要

Asia-Oceania Congress on Medical Physics (AOCMP) は、医学物理学の知識を世界中で共有・強化することを目的とし、医学物理学、放射線治療、核医学、放射線防護等に関する研究者が集まり研究報告が行われる国際学会である。

3. 自身の発表について

私は、“Basic study of 3-mm dose equivalent measure-

ment technique using the stacked TLD method” というタイトルでポスター発表を行った。熱蛍光体(TLD)を積層させることで入射光子エネルギーを推定するという内容である。水晶体の被ばく評価には、3 mm線量当量が用いられており、これは空気カーマに3 mm線量当量換算係数を乗じることで算出される。この換算係数は入射光子エネルギーに依存しており、～100 keVまでの低エネルギー領域において最大で14倍もの差がみられる。しかしながら既存の線量計では入射光子エネルギーの測定が困難であるため、最大値を使用して線量評価をしており過大評価のおそれがある。水晶体の線量限度の引き下げに伴い、より正確な被ばく線量評価が求められているため、積層TLDによる入射光子エネルギーの推定法について研究成果を発表した。

言語が変わるだけで思うように伝えられないもどかしさもあったが、私の慣れない英語に真剣に耳を傾けてくださった方々のお陰で、充実した発表となった。また、普段接する機会の少ない他分野の研究者から貴重な意見をもらい、新たな気づきが得られたとともに、本研究に興味を持



図1 会場内にて指導教員の眞正浄光教授と記念の1枚



図2 Senior Professor Michael Lerch への説明の様子 (University of Wollongong Australia)

* 連絡著者 (corresponding author) 東京都立大学大学院人間健康科学研究科放射線科学域 [〒116-8551 東京都荒川区東尾久7-2-10] Department of Radiological Sciences, Graduate School of Human Health Sciences, Tokyo Metropolitan University, 7-2-10 Higashi-Ogu, Arakawa-ku, Tokyo 116-8551, Japan E-mail: hina.ta.th12@gmail.com

たれた方がいたことを嬉しく感じた。スムーズにコミュニケーションをとるためにも、もっと英語力を身につけていきたい。

4. 会場の様子・雰囲気

発表後は質疑応答が盛んに行われており、プログラムの予定時刻が過ぎても活発な意見交換が行われている場面が多々目にした。幅広い分野において最新の研究成果を知ることができたと同時に、参加者の方々の研究に対する積極的な姿勢、意欲を目の当たりにして自身の勉強不足を痛感し、もっと勉強しようとモチベーションが上がった。

5. 観 光

ジョージタウンのストリートアートや、伝統的な水上家屋が集まる棧橋、ペナンの街を一望できるペナンヒルなどがあったが、なかでも私が特に印象深く感じたのはレッドガーデンのホーカー（屋台村）である。多種多様な屋台が並び、中央のステージでは大音量でパフォーマンスが繰り広げられていた。夜にはカラフルなネオンカラーのライトやライブミュージックでにぎわっており、日本では感じられない「異国感」「東南アジア」を感じることができた。今回が初海外だった私にとって、見るもの全てが新鮮で非常に印象深い思い出となった。

謝辞

今回AOCMP2024に参加して、自分の研究に関連する新たな知識を得ることができたのはもちろん、自身の課



図3 レッドガーデン

題・目標が明らかになりました。また、他国の方々と出会い、伝えたいことがうまく伝わらないなど言語面において苦労する部分もありましたが、日本国内の学会では得られない貴重な経験を積むことができました。当たり前とっていたことが当たり前ではなかったこと、知らないだけで世界には様々な文化があり異なる視点や考えが存在することを実感しました。それを認識したうえで、研究においても日常でも、もっと外の世界に目を向けていきたいと思えます。

最後になりますが、研究成果発表の支援をいただきました日本医学物理学会はじめ、発表に至るまで指導して下さった先生方に心より御礼申し上げます。ありがとうございました。

国際学会参加記

AOCMP 2024 参加報告

田川 颯辰*

藤田医科大学大学院

Report of AOCMP 2024

Souta TAGAWA*

Graduate School of Medical Sciences, Fujita Health University

私は2024/10/10~10/13に開催されたAOCMP SEA-COMP 2024に参加いたしました。アジアを中心に世界各国の医師、医学物理士、放射線技師の方々が集まり、多種多様なプレゼンテーションと白熱したディスカッションが行われました。2日目に開催されたオープニングセレモニーではペナン島の伝統的な踊りで出迎えがあり、国や文化にとらわれずつながりを広げていくNetworkingを積極的に行おうという意向が示されていました。私は後悔のないよう、積極的にセッションに参加し、国際交流を行うことができましたと感じています。

一つ紹介いたしますと、自分があまり知らない生物分野で、ゼブラフィッシュを使用した研究がありました。ゼブラフィッシュの成分構成が人と同じという理由で研究に使用されていましたが、私は、人間は直立して、また治療対象の範囲が限られているのに対して、ゼブラフィッシュは全体が曲がっており、レーザーの対象も全体であるため、違いや影響が生じるのではないかと思います。プレゼンターの方に質問いたしました。まずはほとんど同じ構成を持つ生物で試験的に細胞の動きをみて、その際にもできるだけ構成に近い生物を照射対象に採用したと回答をいただき、とても基礎的な質問であったかもしれませんが、ディスカッションを交わすことができました。

3日目には国際交流の機会としてAOCMPの参加者全体で食事会がありました。各国がそれぞれ伝統的な舞踊や医学物理に関連する出し物を披露し、国際間の交流を深めていました。日本からはJSMPのマスコットキャラクターであるメドビーの絵描き歌から始まり、実際にメドビーの仮装などを行い、とても好評であったと感じています。

最終日は自分自身の発表がありました。発表内容は、頭頸部放射線治療における2step法において化学放射線治療に使用される薬剤が組織の放射線感受性に影響を与えることで組織の $\alpha\beta$ 値に変化が生じると仮定し、その値の変化によって生物線量がどれだけ変化し、治療計画において影響を与えるのかを明らかにすることでした。頭頸部領域の2step法の症例を使うにあたって、体型変化が著しいため

に二つの治療計画間で非剛体レジストレーションによる画像の変形が必要であり、同時に線量合算も必要であるため、公開されているフリーソフトウェアを使用して変形と線量の合算を行いました。特筆する事項としては、生物線量変換に用いたツールではPTV領域とその他の領域（正常組織）の2つに対して $\alpha\beta$ 値を設定することが可能ですが、それぞれの輪郭ごとに設定することはできません。結果としては、PTV領域の $\alpha\beta$ 値を変更したときにはほとんど影響がなく、正常組織の $\alpha\beta$ 値を変更したときにはある程度の変化がみられたことを報告いたしました。当初は腫瘍細胞に対しても感受性が上がることを予見して進めていましたが、実際には生物線量の変化は微弱なものであり、治療計画における影響はあまり考えられませんでした。対する正常組織はDVHにおける変化が著しく、放射線感受性を考慮した治療計画を立案することには意義があるのではないかと考えました。会場からの質問は残念ながらありませんでしたが、座長からは「使用する薬剤によって放射線増感効果の作用機序は異なるが、薬剤ごとに $\alpha\beta$ 値は変えるべきだと思うか」という質問がありました。生物学的、または遺伝子学的な放射線増感効果の作用機序による違いと $\alpha\beta$ 値の違いに相関があるのかについては文献を読んだ



図1 AOCMPメインパネル

* 連絡著者 (corresponding author) 藤田医科大学大学院 [〒470-1192 愛知県豊明市沓掛町田楽ヶ窪198]
Graduate School of Medical Sciences, Fujita Health University, 1-98 Dengakugakubo, Kutsukake-cho, Toyoake, Aichi 470-1192, Japan
E-mail: sota.tagawa@fujita-hu.ac.jp



図2 オープニングでの伝統的な踊り

ことがなく根拠を持って返答することはできませんでしたが、仮に変化があるとすれば変更する必要があると思うと返答しました。放射線治療における個別化にも結び付けることができると私は思います。

今回の経験から、自分の発表、研究に対して過去文献に基づくエビデンスを確立することの大切さを学ぶことができました。自分の研究をよりわかりやすく周りの人に理解していただくためには、文献などを活用して導入をしっかり構築していくことが大切だと感じました。発表に関しては時間も短く、完全に内容を理解していただくのは困難であるとは思いますが、背景にあたる部分の資料は今後の理解度に関わると強く感じました。

最後に私の最初の国際学会であるAOCMP SEACOMP 2024から学んだことを記します。この4日間で、言語の壁を度外視してあきらめずに自らコミュニケーションをとることが大切だと感じました。初日は日本の学会との雰囲気



図3 発表の様子

気の違いに若干困惑し、コミュニケーションを自らとりにいくことは難しかったです。しかし、自己紹介など簡単な身の回りの話からでもコミュニケーションをとりにいくことで、自然に研究の話やその国の医療の実態などの話ができるようになりました。国際交流の機会では他国の文化や伝統に触れながらコミュニケーションをとることで、自分の発表を見に来てくれたり、互いのことをより深く知ることができたりと予想を超える収穫があったと感じています。

このたびは普段体験することができない国際学会という機会に支援をしてくださり、誠にありがとうございました。この機会に学んで得たものを自分の研究活動や人生に生かしていきたいと思っています。

編集後記

本号では、教育委員会・計測委員会企画として「リニアック標準計測法 24」の解説記事を掲載いたしました。本学会が示す新たな標準が、臨床現場における線量計測のさらなる信頼性向上につながることを期待しております。また、国際委員会企画による国際合同シンポジウムの報告や国際学会参加報告、ならびに意見記事やレビュー論文紹介を通じて、学術誌としての多様な情報発信を試みました。

一方で、近年は投稿論文数が極めて少ない状況が続いており、和文誌のあり方そのものが問われていると感じております。第45巻以降は内容の刷新を進め、会員の皆様に進んで読んでいただける学会誌を目指していきたいと考えております。

本号の発行にあたり、ご執筆ならびに編集・査読にご尽力いただいたすべての皆さまに心より御礼申し上げます。

(編集委員長 小澤修一)

Japanese Journal of Medical Physics

Editorial Board

S. Ozawa (Chief)
N. Kadoya
R. Kohno
T. Sakae
S. Sato
S. Sugimoto
Y. Takahashi
A. Nohtomi
M. Hashimoto
T. Hasegawa
T. Magome
N. Matsufuji
N. Mukumoto
Y. Murakami
Y. Mori
R. Yada
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

小澤 修一 (広島がん高精度放射線治療センター)

編集委員

角谷 倫之 (東北大学)
河野 良介 (国際医療福祉大学)
榮 武二 (筑波大学)
佐藤 清香 (エレクトラ株式会社)
杉本 聡 (理化学研究所)
高橋 豊 (大阪大学)
納富 昭弘 (九州大学)
橋本 成世 (北里大学)
長谷川 智之 (北里大学)
馬込 大貴 (駒澤大学)
松藤 成弘 (量子科学技術研究開発機構)
椋本 宜学 (大阪公立大学)
村上 祐司 (広島大学)
森 祐太郎 (筑波大学)
矢田 隆一 (浜松医科大学)
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	株式会社日立ハイテク

目 次

解 説

リニアック標準計測法24の概要と実際 清水森人, 小口 宏, 藤田幸男, 歳藤利行	61
--	----

意見記事

「新しい電流源を用いた電位計の相互比較による感度比の不確かさの検証 —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の方法と比較して—」への コメント 清水森人	70
---	----

開催報告

KAMPiNA-KSMP-JSMP Joint Symposium 開催報告 林 直樹, 小澤修一	73
--	----

〈RPT 誌特集〉

論文紹介

最近のRPT誌レビュー論文から：相互作用深度と飛行時間機能を備えたPET検出器 村山秀雄	77
最近のRPT誌レビュー論文から：PET画像における深層学習を用いたノイズ除去および 画像再構成法に関するレビュー 三輪建太, 山尾天翔	78
最近のRPT誌レビュー論文から：医療用コンプトンイメージング 酒井真理	79

国際学会参加記

AOCMP 2024 参加報告 藤原日菜多	80
AOCMP 2024 参加報告 田川颯辰	82

編集後記	84
------	----

【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。