

医学物理

Japanese Journal of Medical Physics

2024

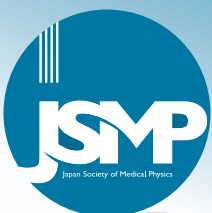
Vol. 44

2

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

JSMP

Japan Society of Medical Physics



令和6年
第44卷 2号



日本医学物理学会機関誌

目 次

技術報告

- 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—
津野隼人, 松林史泰, 佐々木浩二, 酒井孝志, 松本圭二, 竹内 清…………… 21
-

解 説

- 超高時間分解能検出器を用いた画像再構成不要陽電子放出イメージング
大田良亮, Sun Il Kwon, Eric Berg, 橋本二三生, 中島恭平,
小川 泉, 玉川洋一, 大村知秀, 長谷川智之, Simon R Cherry…………… 29
-

- 編集後記…………… 36

【複写される方へ】

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

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

著作物の転載・翻訳のような、複写以外の許諾は、直接本会へご連絡下さい。

CONTENTS

TECHNICAL NOTE

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

Hayato TSUNO, Fumiyasu MATSUBAYASHI, Koji SASAKI,
Takashi SAKAI, Keiji MATSUMOTO, Kiyoshi TAKEUCHI 21

REVIEW

Direct Positron Emission Imaging Using Ultrafast Timing Performance Detectors

Ryosuke OTA, Sun Il KWON, Eric BERG, Fumio HASHIMOTO,
Kyohei NAKAJIMA, Izumi OGAWA, Yoichi TAMAGAWA,
Tomohide OMURA, Tomoyuki HASEGAWA, Simon R CHERRY 29

EDITOR'S NOTE 36

技術報告

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—津野隼人^{*1}, 松林史泰², 佐々木浩二³, 酒井孝志⁴, 松本圭二⁴, 竹内 清⁴¹群馬県立県民健康科学大学 診療放射線学部²がん研究会有明病院 放射線治療部³群馬県立県民健康科学大学大学院 診療放射線学研究科⁴株式会社 川口電機製作所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 DosimetersHayato TSUNO^{*1}, Fumiyasu MATSUBAYASHI², Koji SASAKI³, Takashi SAKAI⁴, Keiji MATSUMOTO⁴, Kiyoshi TAKEUCHI⁴¹ School of Radiological Technology, Gunma Prefectural College of Health Sciences² Radiation Oncology Department, Cancer Institute Hospital, Japanese Foundation for Cancer Research³ Graduate School of Radiological Technology, Gunma Prefectural College of Health Sciences⁴ Kawaguchi Electric Works

(Received November 22, 2023; Accepted March 21, 2024)

Background: A new quality assurance and control method for electrometers using a new current source, different from the method published in the guidelines for electrometers, has been reported. This current source uses dry batteries and exhibits excellent performance in terms of voltage, temperature, and time characteristics. The electrometer sensitivity coefficient can be calculated by comparing the sensitivity of one electrometer with that of another on the electrometer calibration coefficient that has been calibrated by a calibration laboratory in advance in both methods. The guideline method requires two or more sets of ionization chambers and electrometers in the facility. In contrast, our method does not use ionization chambers; therefore, the sensitivity ratio of the electrometer can be measured in any facility. This study compared the uncertainty of the electrometer sensitivity factor calculated using the new current source method (current method) with that calculated using a linear accelerator (LINAC) and ionization chambers (LINAC method) described in the electrometer guidelines.

Method: In this study, we used a current source that we invented previously by Kawaguchi Electric Works in Japan. The sensitivity ratios of the electrometers were measured with three manufacture's electrometers. The electrometer sensitivity factor was calculated by multiplying the electrometer calibration coefficient. The ionization chamber was 30013 (PTW), and the current source was the current obtained from 10 MV TrueBeam X-rays under calibration conditions. The mean value, standard deviation, and coefficient of variation were calculated. The time required to set up the ionization chamber for calculating the sensitivity ratio of the electrometer was also measured. The accuracy was confirmed by calculating the expanded uncertainty of the electrometer sensitivity coefficients.

Results: The LINAC method had a maximum coefficient of variation of 0.072%. The gross time of the LINAC method was approximately 110 min. The current method had a maximum coefficient of variation of 0.0055% and took less than half the time taken by the LINAC method (35 min) because there was no waiting time for the ionization chamber to be set up and the applied voltage to stabilize under calibration conditions. The expanded uncertainties of the electrometer calibration coefficients were 0.36% and 0.36%, respectively.

Conclusion: The new cross-comparison method for electrometer sensitivity factors using a current source is more efficient and useful than the linear accelerator method described in the guidelines; furthermore, this method ensured accuracy for quality assurance and control of electrometers.

Keywords: measurement, electrometer, electrometer sensitivity, electrometer calibration coefficient, gross time

* 連絡著者 (corresponding author) 群馬県立県民健康科学大学 診療放射線学部 [〒371-0052 群馬県前橋市上沖町 323-1]
School of Radiological Technology, Gunma Prefectural College of Health Sciences, 323-1, Kamioki-machi, Maebashi, Gunma
371-0052, Japan
E-mail: hyt@gchs.ac.jp

1. はじめに

2018年から公益財団法人医用原子力技術研究振興財団(以下、医用原子力財団)によって電離箱線量計と電位計をそれぞれ個別に校正する方法(以下、分離校正)が開始され¹⁾、2023年4月から電離箱線量計と電位計の一体校正は廃止された。分離校正は計量法校正事業者登録校正サービス制度(Japan Calibration Service System: JCSS)の認証を受けた医用原子力財団等が実施している。本論文ではJCSS認証を受けた機関による校正をJCSS校正と表記する。電位計は3年に1度に分離校正を受け、分離校正を受けない期間は放射線治療施設の放射線治療品質管理を担当する者が電位計を点検しなければならない^{2,3)}。

外部放射線治療に用いられる電位計のガイドライン³⁾(以下、電位計ガイドライン)は電位計に関する品質管理の方法を示している。電位計ガイドラインで示された点検方法は、リニアックから出力される放射線を電離箱に照射したときに得られる電流を電流源として使用する方法である。問題点として、リニアックの出力のばらつきを排除するために電離箱と電位計が2セット以上必要であるため、1セットしか所有していない放射線治療施設は点検を実施できない点が指摘されている⁴⁾。

電離箱と電位計を1セットしか所有していない施設がこの問題を解決するために、電位計ガイドラインに記載されている方法とは異なる新しい電流源(以下、簡易電流源)を用いた方法が日本放射線技術学会雑誌に報告⁴⁾された。この方法はリニアックを使用しないことから電離箱を必要としない。加えて、交流電源を利用せず乾電池から得られる簡易的な直流電流を利用している。この簡易電流源は国産で安価であることからより簡便に入手できる特徴がある。2024年1月現在、この簡易電流源はおよそ20万円で販売されている。

これらの方法はあらかじめ校正機関によって校正を受けた電位計の電位計校正定数 k_{elec} を基準として、別の電位計の感度比 r_{elec} を計測できる共通点がある。このとき、校正機関によって3カ月^{3,4)}以内に校正を受けた電位計の k_{elec} を基準とする必要があり、この r_{elec} を k_{elec} に乗じることでより別の電位計を校正機関に校正を委託しなくても臨床利用できる⁴⁾。

過去の論文ではこれを「電位計の相互校正」として位置付けていた⁴⁾。この概念は標準計測法12の第7章に掲載されている「フィールド線量計の相互校正」⁵⁾を電離箱から電位計に置き換えた考え方⁴⁾である。つまり、この方法⁴⁾は「電位計の相互校正」ではなく「電位計の相互比較」によって感度比 r_{elec} を計測し k_{elec} に乗じることで電位計感度係数 $k_{elec,user}$ を計算により求める方法である。誤解がないように本論文では簡易電流源を用いて電位計の感度比を計測することを「電位計の相互比較」、LINACを用いて電位

計の感度比を計測することを「電位計の相互校正」と表記する。この電位計の相互比較による感度比の計測から $k_{elec,user}$ を求める方法は、実務的には「電位計の相互校正」と「電位計の相互比較」は電位計の感度比を求めるという観点で同じである。

これまでに、リニアックを用いた電位計の相互校正(LINAC法)と簡易電流源による電位計の相互比較(Current法)による電位計感度係数の不確かさを比べた報告はない。この研究の目的は、新しい簡易電流源を用いた電位計相互比較方法(Current法)の不確かさを、電位計ガイドラインに記載されたリニアックを用いた方法(LINAC法)と比較検討することである。

2. 方法

2.1 使用した電流源と電位計について

LINAC法にはファーマ形電離箱TN30013(PTW, Freiburg, Germany)と、TrueBeam(Varian Medical Systems, Palo Alto, CA)を使用した。水吸収線量を計測するための基準条件5)において10 MV X線を電離箱に照射して得られる電流を電流源とした。線量率は600 MU (monitor unit: MU)/minとした。また、Current法には簡易電流源SCG002(川口電機製作所, 東京, 日本)を用いた。

SCG002の電池電圧と電流値には高い直線性(決定係数が $R^2=1.00$)がある⁴⁾ことがわかっているため、電池の劣化による電流値のばらつきは無視できるほど小さいと考えてよい。恒温器を15°C, 18°C, 23°C, 35°Cに設定し、電流源を庫内に投入してから24時間後の温度特性による電流値の変化は、 5.968×10^{-5} nA, 1°Cの変化に対する相対電流値の変化は最大で0.013%である⁴⁾。60分経過時の相対電流値変化は最大-0.056%と報告されている⁴⁾。以上のように、SCG002の電池電圧と電流値の直線性は高く、温度特性、経時変化は無視できるほど小さい特徴がある。

この研究では、電位計ガイドラインに沿ってJCSS校正を受けてから3カ月以上経過していない電位計(以下、リファレンス電位計)の電位計校正定数(以下、 $k_{elec,JCSS}$)を基準とし、試験対象とする電位計(以下、試験電位計, electrometer under test: EUT)を相互比較することにより、感度比を計測し、 $k_{elec,JCSS}$ に乗じることで電位計感度係数を計算した。LINAC法およびCurrent法による電位計相互比較の詳細は、次の2.2項および2.3項に示し、それぞれの方法により計算した電位計校正定数、電位計感度係数を $k_{elec,LINAC}$ および $k_{elec,Current}$ と表記する。

RAMTECsolo(Toyo Medic, Tokyo, Japan)をリファレンス電位計とし、UNIDOS^{webline}(PTW)とSuperMAX electrometer(Standard Imaging, Middleton, WI, USA, 以下SuperMAX)を試験電位計とした。また、これらの電位計の最小入力電荷 Q_{min} 、最大入力電荷 Q_{max} 、 Q_{max} の半値 $Q_{0.5}$ を事前に校正事業者のホームページで確認した⁶⁾。

2.2 LINAC法による電位計相互校正について

2.2.1 $k_{elec,LINAC}$ の計算方法

WP1D型水ファントム (IBA dosimetry) の10cm深にファーマ形電離箱を配置した。電位計の電源投入後は、電位計内に配置された電気回路に電流が流れるため電気回路の温度が変化する。電気回路の温度が安定することで電位計の動作が安定するまでをウォームアップとして15分の時間をおいた。これは電位計の仕様書に記載されている時間で、一般的には10分から15分が必要であると言われて⁷⁾。下野らは使用間隔が異なることによるファーマ形電離箱の電荷量がそれぞれ安定するまでにかかる時間への影響について報告しており⁸⁾、安定時間は約9分間必要であるとしている。この約9分とは6 MVX線で2700 MU、線量率300 MU/minの照射によって電荷量のばらつきが $\pm 0.05\%$ 以内に安定するために必要な時間である。このため、ヒステリシス現象^{8,9)}への対策として線量率600 MU/minで2700 MUの事前照射を行った後、300 MUをプリセットとして電荷量の計測を行った。リニアックのビーム出力が安定するために必要な反復計測回数を事前に文献に示された方法により計算して¹⁰⁾、リニアックを用いた計測の反復回数を2回とした。この方法は繰り返し10回計測した電荷量の変動係数を利用した方法である。収集電荷の平均値 \bar{M}_{300MU} 、標準偏差 σ 、変動係数 CV (coefficient of variation)を計算した。式1に変動係数を計算するための式を示す。 \bar{M}_{300MU} はプリセットMU値が300 MUであるときの収集電荷の平均値である。

$$CV = \frac{\sigma}{\bar{M}} \times 100 (\%) \quad (1)$$

\bar{M} は電位計の表示値 \bar{M}_{raw} の平均値に温度気圧補正係数 k_{TP} を乗じた値である。 \bar{M}_{300MU} と300 MUを用いて電荷量が最小入力電荷 Q_{min} 、最大入力電荷 Q_{max} 、 Q_{max} の半値 $Q_{0.5}$ となるようなプリセット MU_{min} 、 MU_{max} 、 $MU_{0.5}$ を計算した。式2に MU_i ($i = min, max, 0.5$)を計算するための式を示す。

$$MU_i = \frac{300}{\bar{M}_{300MU}} \times Q_i \quad (i = min, max, 0.5) \quad (2)$$

ここで、 MU_i は Q_i ($i = min, max, 0.5$)を得るために必要なプリセットMU値で、電荷 Q_i が最小入力電荷と最大入力電荷に対して $\pm 10\%$ 以内であれば許容される³⁾ため小数部分を切り捨て整数とした。 MU_i は電位計固有である最小入力電荷 Q_{min} 、最大入力電荷 Q_{max} 、 Q_{max} の半値 $Q_{0.5}$ を電位計に入力するためのプリセットMU値である。よって、電位計1台あたり3つのプリセットMU値(MU_{min} 、 MU_{max} 、 $MU_{0.5}$)を計算し、 $MU_{ref,min}$ 、 $MU_{ref,max}$ 、 $MU_{ref,0.5}$ と定義した。リニアックに $MU_{ref,i}$ ($i = min, max, 0.5$)をセットして得られたリファレンス電位計の電荷量 M_{ref,MU_i} ($i = min, max, 0.5$)を計測し、それぞれの σ および CV を計算した。

リファレンス電位計と同様に、試験電位計の Q_{min} 、 Q_{max} 、および $Q_{0.5}$ における MU_i ($i = min, max, 0.5$)値を、 $MU_{EUT,min}$ 、 $MU_{EUT,max}$ 、 $MU_{EUT,0.5}$ と定義した。試験電位計においても電荷量 M_{EUT,MU_i} ($i = min, max, 0.5$)を計測し、 σ および CV を計算した。

電位計校正定数 $k_{elec,LINAC}$ は、 M_{ref,MU_i} ($i = min, max, 0.5$)と M_{EUT,MU_i} ($i = min, max, 0.5$)から計算する。まず、 M_{EUT,MU_i} に対する M_{ref,MU_i} の感度比を r_{elec,MU_i} ($i = min, max, 0.5$)と定義した (式3)。

$$r_{elec,MU_i} = \frac{M_{ref,MU_i}}{M_{EUT,MU_i}} \quad (i = min, max, 0.5) \quad (3)$$

次に、この試験電位計においても同様に r_{elec,MU_i} を計算し、式4により $k_{elec,LINAC}$ を計算した。

$$k_{elec,LINAC} = \bar{r}_{elec,MU} \times k_{elec,JCSS,i}^{ref} \quad (i = min, max, 0.5) \quad (4)$$

ここで、 $\bar{r}_{elec,MU}$ は各試験電位計の $r_{elec,MU_{min}}$ 、 $r_{elec,MU_{max}}$ 、 $r_{elec,MU_{0.5}}$ の平均値である。 $k_{elec,JCSS,i}^{ref}$ は、リファレンス線量計として使用したRAMTEC SoloのJCSS校正結果から得られた $k_{elec,JCSS,min}^{ref}$ 、 $k_{elec,JCSS,max}^{ref}$ 、および $k_{elec,JCSS,0.5}^{ref}$ である。

2.2.2 $k_{elec,LINAC}$ の精度の確認方法

この研究で対象としたすべての電位計はJCSS校正を受けており、 $k_{elec,JCSS}$ が与えられている。 $k_{elec,LINAC}$ と $k_{elec,JCSS}$ との差を次に示す方法で確認した。 $k_{elec,JCSS}$ の校正証明書には不確かさが表記されている。計算した試験電位計の電位計校正定数 $k_{elec,LINAC}$ の精度を確認するために $k_{elec,JCSS}$ に対する $k_{elec,LINAC}$ の相対誤差 d を式5から計算し比較した。

$$d = \left(\frac{k_{elec,LINAC}}{k_{elec,JCSS}} - 1 \right) \times 100 (\%) \quad (5)$$

2.3 Current法による電位計相互比較について

2.3.1 $k_{elec,Current}$ の計算方法

ここではCurrent法により $k_{elec,Current}$ を計算する方法について説明する。簡易電流源を電位計に接続し通電した。この測定に用いる通電時間 t_i は電位計に流れた電流値 I と Q_i を用いて式6から計算できる。

$$t_i = \frac{Q_i}{I} \quad (\text{sec}) \quad (i = min, max, 0.5) \quad (6)$$

t_i 時間に入力される電荷 Q_i は、電位計ごとに定められている最小入力電荷と最大入力電荷の $\pm 10\%$ 以内であれば許容される³⁾ため小数桁を切り捨て整数とした。リファレンス電位計に対して入力電流を通電する時間 $t_{ref,i}$ ($i = min, max, 0.5$)を式6により計算した。そして、簡易電流源により $t_{ref,i}$ ($i = min, max, 0.5$)時間通電して得られたリファレンス電位計の電荷量を q_{ref,t_i} ($i = min, max, 0.5$)と定義した。試験電位計の Q_i ($i = min, max, 0.5$)が q_{ref,t_i} の $\pm 10\%$ 以内であることを確認した後、試験電位計に簡易電流源から

$t_{ref,i}$ ($i = \min, \max, 0.5$) 時間通電し、得られた電荷量を $q_{EUT,t}$ ($i = \min, \max, 0.5$) と定義した。

試験電位計の電荷量 $q_{EUT,t}$ ($i = \min, \max, 0.5$) に対するリファレンス電位計の電荷量 $q_{ref,t}$ ($i = \min, \max, 0.5$) の感度比をそれぞれ $r_{elec,t}$ ($i = \min, \max, 0.5$) と定義し、式7より計算した。

$$r_{elec,t} = \frac{q_{ref,t}}{q_{EUT,t}} \quad (i = \min, \max, 0.5) \quad (7)$$

この試験電位計の $r_{elec,t}$ と $k_{elec,JCSS,i}^{ref}$ から $k_{elec,Current}$ を計算した (式8)。

$$k_{elec,Current} = \bar{r}_{elec,t} \times k_{elec,JCSS,i}^{ref} \quad (i = \min, \max, 0.5) \quad (8)$$

ここで、 $\bar{r}_{elec,t}$ は各試験電位計の $r_{elec,t_{min}}, r_{elec,t_{max}}, r_{elec,t_{0.5}}$ の平均値である。 $k_{elec,JCSS,i}^{ref}$ は、リファレンス線量計として使用した RAMTEC solo の JCSS 校正結果から得られた $k_{elec,JCSS,min}, k_{elec,JCSS,max}$ および $k_{elec,JCSS,0.5}$ である。

2.3.2 $k_{elec,Current}$ の精度の確認方法

式8を用いて計算した試験電位計の $k_{elec,Current}$ と $k_{elec,JCSS}$ との差を確認するために、JCSS校正による電位計校正定数 $k_{elec,JCSS}$ に対する $k_{elec,Current}$ の相対誤差 d を式9から計算し、校正証明書の不確かさを比較した。

$$d = \left(\frac{k_{elec,Current}}{k_{elec,JCSS}} - 1 \right) \times 100 (\%) \quad (9)$$

2.4 作業時間の記録

方法2.2項で示した LINAC 法の作業時間を次に示すように測定した。電位計のウォームアップの開始時刻を作業開始時間と定義した。式4によって $k_{elec,LINAC}$ を計算し、水ファントム、電離箱、電位計を保管された位置に戻し終わった時刻を作業終了時間と定義した。この研究では線量率を 600 MU/min に設定したことから、約5分 (2700 MU) を事前照射にかかる時間とした。

RAMTEC solo のユーザマニュアル¹¹⁾には、注意事項として電位計を最適な状態で使用するためには電離箱とケーブルに印加電圧をかけたあとに2時間のウォームアップが必要であると記載されている。ここでいう最適という表現は具体的に何が最適なのかどうか定義されておらず、なぜ2時間なのかどうかの根拠はマニュアル内に示されていない。UNIDOS^{webl ine} ユーザマニュアル¹²⁾は、精度の高い測定で小さな電流による測定を実施するために、電離箱に印加電圧をかけた後は、電離箱の表示値の安定を確保するために15分待機することを推奨しているが、具体的に電位計のどのレンジでどのような有感体積の大きさをもつ電離箱を接続した場合を指しているのかは曖昧である。IEC-60731では、電離箱に電位計から印加電圧をかけた後の15分から2時間の間の電離箱の電荷量の変動が、印加電圧をかけた後の1時間後に測定された電荷量の0.5%以下で

あることとしている¹³⁾。この研究では、RAMTEC solo, UNIDOS^{webl ine}, SuperMAX の3つの電位計を使用している。電圧を印加するタイミングは電離箱を電位計に接続するときで、電離箱を RAMTEC solo に接続したとき、電離箱を RAMTEC solo から UNIDOS^{webl ine} に接続し直すとき、および UNIDOS^{webl ine} から SuperMAX に接続しなおすときの3回である。この印加電圧をかけた後に待機時間が発生する。待機時間として IEC-60731 で示された2時間を採用すると、全部で4時間 (2時間が2回) となる。これは日常の品質管理を実施する中で、現実的ではないと判断した。以上の理由から、この研究では RAMTEC solo から電離箱に印加電圧をかけた後の待機時間を2時間とし、UNIDOS^{webl ine}, SuperMAX から電離箱に印加電圧をかけた後の待機時間を15分とした。

方法2.3で示した Current 法の作業時間を次に示すように測定した。電位計のウォームアップの開始時刻を作業開始時間と定義した。簡易電流源は電離箱と異なり印加電圧を0Vで使用するため、簡易電流源を電位計に接続した後、測定を開始した。式8によって $k_{elec,Current}$ を計算し、電位計を保管された位置に戻し終わった時刻を作業終了時間と定義した。

3. 結果

3.1 $k_{elec,LINAC}$ の計算結果と精度について

水吸収線量計測の基準条件におけるプリセット MU を 300 MU としたとき、RAMTEC solo の \bar{M}_{300MU} は 66.277 nC で、変動係数は 0.0053% であった。UNIDOS^{webl ine} の \bar{M}_{300MU} は 69.29 nC で、変動係数は 0.010% であった。SuperMAX の \bar{M}_{300MU} は 69.08 nC で、変動係数は 0.072% であった。変動係数の最大値は SuperMAX を使用した場合で、0.072% であった。

Table 1 に電位計ガイドラインの方法、つまり、電離箱とリファレンス電位計を用いた基準条件における 10 MV の X 線を照射して得た電流を電流源として、 $k_{elec,LINAC}$ を計算するためのパラメータを示す。

$MU_{min}, MU_{0.5}, MU_{max}$ はそれぞれ 23, 453, 905 MU であった。これらの MU を照射したときの電荷量 $M_{ref,MUmin}, M_{ref,MU0.5}, M_{ref,MUmax}$ はそれぞれ 5.081, 100.113, 200.006 nC であった。リファレンス電位計である RAMTEC solo の電位計校正定数は 1.0002 nC/rdg であった。

Table 2 に試験電位計を対象としたときの $k_{elec,LINAC}$ を計算するためのパラメータと $k_{elec,LINAC}$ を示す。

UNIDOS^{webl ine} を対象にした $MU_{min}, MU_{0.5}, MU_{max}$ はそれぞれ 23, 453, 865 MU であった。これらの MU を照射したときの電荷量 $M_{ref,MUmin}, M_{ref,MU0.5}, M_{ref,MUmax}$ はそれぞれ 5.081, 100.0, 199.8 nC であった。 $k_{elec,LINAC}$ は 1.0009 で校正機関によって校正された電位計校正定数は 0.9998 nC/rdg で、相対誤差 d は +0.11% であった。

SuperMAXを対象にした MU_{\min} , $MU_{0.5}$, MU_{\max} はそれぞれ23, 435, 869 MUであった。これらのMUを照射したときの電荷量 $M_{\text{ref},MU_{\min}}$, $M_{\text{ref},MU_{0.5}}$, $M_{\text{ref},MU_{\max}}$ はそれぞれ5.074, 100.150, 200.200 nCであった。 $k_{\text{elec},\text{LINAC}}$ は1.0002で校正

Table 1 The parameters and results for $k_{\text{elec},\text{LINAC}}$ calculations with the RAMTECsolo as a reference electrometer.

Parameters	RAMTEC solo
MU_{\min} [MU]	23
$MU_{0.5}$ [MU]	453
MU_{\max} [MU]	905
$M_{\text{ref},MU_{\min}}$ [nC]	5.081
$M_{\text{ref},MU_{0.5}}$ [nC]	100.113
$M_{\text{ref},MU_{\max}}$ [nC]	200.006
$k_{\text{elec},\text{JCSS},\min}^{\text{ref}}$	1.0002
$k_{\text{elec},\text{JCSS},0.5}^{\text{ref}}$	1.0002
$k_{\text{elec},\text{JCSS},\max}^{\text{ref}}$	1.0002

MU_{\min} : Monitor unit required to measure the minimum input charge of the reference electrometer.

$MU_{0.5}$: Monitor unit required to measure the half of maximum input charge of the reference electrometer.

MU_{\max} : Monitor unit required to measure the maximum input charge of the reference electrometer.

$M_{\text{ref},MU_{\min}}$: Charge amount of reference electrometer when LINAC set MU_{\min} .

$M_{\text{ref},MU_{0.5}}$: Charge amount of reference electrometer when LINAC set $MU_{0.5}$.

$M_{\text{ref},MU_{\max}}$: Charge amount of reference electrometer when LINAC set MU_{\max} .

$k_{\text{elec},\text{JCSS},\min}^{\text{ref}}$, $k_{\text{elec},\text{JCSS},0.5}^{\text{ref}}$, and $k_{\text{elec},\text{JCSS},\max}^{\text{ref}}$ are the three electrometer calibration factors reported on the calibration certificate for the reference electrometer.

Table 2 The parameters and results for $k_{\text{elec},\text{LINAC}}$ calculations with the UNIDOS^{webl ine} and SuperMAX as a electrometer under test (EUT).

Parameters	UNIDOS ^{webl ine}	SuperMAX
MU_{\min} [MU]	22	22
$MU_{0.5}$ [MU]	433	435
MU_{\max} [MU]	865	869
$M_{\text{EUT},MU_{\min}}$ [nC]	5.081	5.074
$M_{\text{EUT},MU_{0.5}}$ [nC]	100.0	100.150
$M_{\text{EUT},MU_{\max}}$ [nC]	199.8	200.200
$\bar{r}_{\text{elec},\text{MU}}$	1.0007	1.0000
$k_{\text{elec},\text{LINAC}}$	1.0009	1.0002
$k_{\text{elec},\text{JCSS}}$	0.9998	0.9987
d [%]	0.11	0.15

MU_{\min} : Monitor unit required to measure the minimum input charge of the reference electrometer.

$MU_{0.5}$: Monitor unit required to measure the half of maximum input charge of the reference electrometer.

MU_{\max} : Monitor unit required to measure the maximum input charge of the reference electrometer.

$M_{\text{EUT},MU_{\min}}$: Charge amount of reference electrometer when LINAC set MU_{\min} .

$M_{\text{EUT},MU_{0.5}}$: Charge amount of reference electrometer when LINAC set $MU_{0.5}$.

$M_{\text{EUT},MU_{\max}}$: Charge amount of reference electrometer when LINAC set MU_{\max} .

$\bar{r}_{\text{elec},t}$: Charge amount of $q_{\text{EUT},t}$ with respect to $q_{\text{ref},t}$.

機関によって校正された電位計校正定数は0.9987 nC/rdgで、相対誤差 d は+0.15%であった。

3.2 $k_{\text{elec},\text{Current}}$ の計算結果と精度について

Table 3にCurrent法で $k_{\text{elec},\text{user},t}$ を計算するためのパラメータを示す。RAMTECsoloの Q_{\min} , $Q_{0.5}$, Q_{\max} の電荷量を得るための通電時間 $t_{\text{ref},\min}$, $t_{\text{ref},0.5}$, $t_{\text{ref},\max}$ はそれぞれ, 3, 65, 128 secであった。 $q_{\text{ref},\min}$ と $q_{\text{ref},0.5}$ および $q_{\text{ref},\max}$ はそれぞれ4.699, 101.699, 200.310 nCであった。 $k_{\text{elec},\text{JCSS}}$ は校正機関による校正結果であるため、Table 1の $k_{\text{elec},\text{JCSS}}$ と同じ値であった。

試験電位計の $k_{\text{elec},\text{Current}}$ を計算するために求めた各パラメータをTable 4に示す。UNIDOS^{webl ine}の $q_{\text{ref},\min}$ と $q_{\text{ref},0.5}$ および $q_{\text{ref},\max}$ は、それぞれ4.708, 101.7, 200.7 nCであった。 $\bar{r}_{\text{elec},i}$ は0.9987であった。簡易電流源を用いてリファレンス電位計を基準に相互比較を実施した結果、 $k_{\text{elec},\text{Current}}$ は0.9989となった。UNIDOS^{webl ine}の校正機関による $k_{\text{elec},\text{JCSS}}$ は0.9998であったことから、 $k_{\text{elec},\text{JCSS}}$ に対する $k_{\text{elec},\text{Current}}$ の相対誤差 d は-0.090%であった。

SuperMAXにおける結果を次に示す。 $q_{\text{ref},\min}$ と $q_{\text{ref},0.5}$ および $q_{\text{ref},\max}$ はそれぞれ4.709, 102.1, 200.5 nCであった。 $\bar{r}_{\text{elec},i}$ は0.9977であった。簡易電流源を用いてリファレンス電位計を基準に相互比較を実施した結果、 $k_{\text{elec},\text{Current}}$ は0.9979となった。SuperMAXの校正機関による $k_{\text{elec},\text{JCSS}}$ は0.9987であったことから、 $k_{\text{elec},\text{JCSS}}$ に対する $k_{\text{elec},\text{Current}}$ の相

Table 3 The parameters and results for $k_{\text{elec},\text{Current}}$ calculations with the RAMTECsolo as a reference electrometer.

Parameters	RAMTEC Solo
$t_{\text{ref},\min}$ [sec]	3
$t_{\text{ref},0.5}$ [sec]	65
$t_{\text{ref},\max}$ [sec]	128
$q_{\text{ref},\min}$ [nC]	4.699
$q_{\text{ref},0.5}$ [nC]	101.699
$q_{\text{ref},\max}$ [nC]	200.310
$k_{\text{elec},\text{JCSS},\min}^{\text{ref}}$	1.0002
$k_{\text{elec},\text{JCSS},0.5}^{\text{ref}}$	1.0002
$k_{\text{elec},\text{JCSS},\max}^{\text{ref}}$	1.0002

$t_{\text{ref},\min}$: Energization time required to measure the minimum input charge of the reference electrometer.

$t_{\text{ref},0.5}$: Energization time required to measure the average of the the minimum input charge and the maximum input charge of the reference electrometer.

$t_{\text{ref},\max}$: Energization time required to measure the maximum input charge of the reference electrometer.

$q_{\text{ref},\min}$: Charge amount when the reference electrometer is energized for $t_{\text{ref},\min}$ second.

$q_{\text{ref},0.5}$: Charge amount when the reference electrometer is energized for $t_{\text{ref},0.5}$ second.

$q_{\text{ref},\max}$: Charge amount when the reference electrometer is energized for $t_{\text{ref},\max}$ second.

$k_{\text{elec},\text{JCSS},\min}^{\text{ref}}$, $k_{\text{elec},\text{JCSS},0.5}^{\text{ref}}$, and $k_{\text{elec},\text{JCSS},\max}^{\text{ref}}$ are the three electrometer calibration factors reported on the calibration certificate for the reference electrometer.

Table 4 The parameters and results for $k_{\text{elec,Current}}$ calculations with the UNIDOS^{webline} and SuperMAX as a electrometer under test(EUT).

Parameters	UNIDOS ^{webline}	SuperMAX
$q_{\text{EUT,min}}$ [nC]	4.708	4.709
$q_{\text{EUT,0.5}}$ [nC]	101.7	102.1
$q_{\text{EUT,max}}$ [nC]	200.7	200.5
$\bar{r}_{\text{elec,t}}$	0.9987	0.9977
$k_{\text{elec,Current}}$	0.9989	0.9979
$k_{\text{elec,JCSS}}$	0.9998	0.9987
d [%]	-0.090	-0.080

$t_{\text{EUT,min}}$: Energization time required to measure the minimum input charge of the EUT.

$t_{\text{EUT,0.5}}$: Energization time required to measure the average of the average the minimum input charge and the maximum input charge of the EUT.

$t_{\text{EUT,max}}$: Energization time required to measure the maximum input charge of the EUT.

$q_{\text{EUT,min}}$: Charge amount when the EUT is energized for $t_{\text{ref,min}}$ second.

$q_{\text{EUT,0.5}}$: Charge amount when the EUT is energized for $t_{\text{ref,0.5}}$ second.

$q_{\text{EUT,max}}$: Charge amount when the EUT is energized for $t_{\text{ref,max}}$ second.

$\bar{r}_{\text{elec,t}}$: Relative response ratio in the charge amount of $q_{\text{EUT,i}}$ with respect to $q_{\text{ref,i}}$.

対誤差 d は -0.080% であった。

Table 5に EUTの $k_{\text{elec,LINAC}}$ と $k_{\text{elec,Current}}$ を計算するまでの相対標準不確かさを示す。計測結果の相対標準不確かさは変動係数のワーストケースを代表値とした。 $k_{\text{elec,JCSS}}$ はリファレンス電位計が校正を受けたときに与えられた電位計校正定数の相対標準不確かさで、 0.080% であった。電荷量の測定結果の相対標準不確かさは、LINAC法は 0.0071% 、 0.051% で、Current法は 0.0035% 、 0.0039% であった。Current法の方が、電荷量の測定結果の相対標準不確かさは小さかった。 $k_{\text{elec,user}}$ の合成標準不確かさは、LINAC法とCurrent法で 0.18% であり、包含係数 $k=2$ 、信頼の水準が 95.4% での拡張不確かさは 0.36% で同じであった。

3.3 作業時間について

Table 6に EUTの $k_{\text{elec,LINAC}}$ と $k_{\text{elec,Current}}$ を計算するまでの作業時間を示す。電位計のウォームアップはRAMTECsolo, UNIDOS^{webline}, SuperMAXを同時に実施し、15分が必要であった。水ファントムの設置、水ファントムの片付けはLINAC法に必要な時間で、それぞれ25分、20分であった。また印加電圧を0Vにして電離箱に電位計を接続しなおし、印加電圧を電離箱にかける工程が2回あり、その都度15分¹³⁾待機したため、合計30分を要した。LINAC法は電離箱のプレドーズとして約5分を必要とした。

電荷量の測定に必要な時間は、LINAC法は15分で、Current法は20分であった。全ての工程を合計した合計の作業時間はLINAC法、Current法でそれぞれ110分、35分であった。Current法の作業時間はLINAC法の作業

Table 5 Estimate of the relative standard uncertainty associated with calculation $k_{\text{elec,LINAC}}$ and $k_{\text{elec,Current}}$ on the EUT (Electrometer under test).

Performance characteristic	Relative standard uncertainty [%]	
	Linac method	Current method
Display resolution	0.058	0.058
Zero drift	0.058	0.058
Stabilization time	0.12	0.12
Temperature response	0.044	0.044
Temperature zero drift	0.018	0.018
Mains voltage (Static)	0.039	0.039
Mains voltage (Variation)	0.015	0.015
u_c	0.0071	0.0035
U $k=2$	0.051	0.0039
$k_{\text{elec,JCSS}}$	0.080	0.080
u_c	0.18	0.18
U $k=2$	0.36	0.36

Linac method: electrometer calibrated with Linac

Current method: electrometer calibrated with current source

Display resolution: full scale in use.

Zero drift : residual leakage after zeroing.

Stabilization time: change in response per year.

Temperature response: change response per temperature.

Temperature zero drift: change in zero drift ± 2 °C change after zeroing.

Mains voltage (Static): assume change supply voltage diurnal variation.

Mains voltage (Variation): assume change supply voltage during measurement.

Table 6 Estimate of gross time to calculation of $k_{\text{elec,LINAC}}$ and $k_{\text{elec,Current}}$ on the EUT(Electrometer under test).

Process	Gross time to calibrate electrometer	
	Linac method	Current method
Electrometer warmup [min]	15	15
Water phantom setup [min]	25	0
Previous-irradiation [min]	5	0
Measurement [min]	15	20
Stability high voltage for chamber [min]	30	0
Water phantom clear [min]	20	0
Σ	110	35

時間の半分以下であった。

4. 考 察

Tsunoらは電荷量計測に関してリニアック12台の1050のサンプルサイズにおいて、反復計測回数10回の変動係数が 0.01% から 0.07% であったことを示し、2022年現在で普及しているリニアックを用いた校正条件におけるファーマ形電離箱を用いた電荷量測定データの変動係数は 0.1% 以下であることを報告している¹⁰⁾。この研究で実施したLINAC法およびCurrent法による電荷量測定の変動

係数はいずれも0.1%未満であったため、十分にばらつきの小さい電荷量の測定が実施できたと考えられる。

試験電位計がJCSS校正を受けて与えられた $k_{\text{elec,JCSS}}$ に対するLINAC法で計算した $k_{\text{elec,LINAC}}$ の相対誤差の最大値は+0.15% (Table 2のSuperMAX)であった。Table 5から、この研究の電位計校正定数 $k_{\text{elec,LINAC}}$ の合成標準不確かさは0.18%であり、拡張不確かさは0.36%であった。校正機関によって校正され電位計に付与された $k_{\text{elec,JCSS}}$ の拡張不確かさは同じ条件で0.16%である。Table 2のSperMAXで示した $k_{\text{elec,JCSS}}$ に対する $k_{\text{elec,LINAC}}$ の相対誤差の最大値である+0.15%が0.16%よりも小さいことと、合成標準不確かさが0.18% (拡張不確かさ0.36%)であることを考慮すると、 $k_{\text{elec,LINAC}}$ は、校正機関による校正結果の不確かさの範囲内であると考えられる。また、Current法 (Table 4)のUNIDOS^{webline}で示した $k_{\text{elec,JCSS}}$ に対する $k_{\text{elec,Current}}$ の相対誤差の最大値である-0.090%は0.16%よりも小さい。以上のことから、LINAC法とCurrent法により得られた電位計校正定数 $k_{\text{elec,LINAC}}$ と電位計感度係数 $k_{\text{elec,Current}}$ は、校正機関によって校正された $k_{\text{elec,JCSS}}$ の校正結果の不確かさの範囲内であり、いずれも精度が確保されていると考えられる。

Table 5のリファレンス電位計の電荷量 q_{ref} と試験電位計の電荷量 q_{EUT} の相対標準不確かさは、LINAC法よりもCurrent法で小さくなった。この理由は簡易電流源の電流出力の変動がリニアックのビーム出力の変動よりも小さかったためと考える。しかし、合成標準不確かさはいずれも0.18%と同じであり、電荷量の測定結果のばらつきによる不確かさ要因とは別の要因が存在していることが考えられる。

Current法での q_{ref} と q_{EUT} の相対標準不確かさがLINAC法よりも小さいにも関わらず、合成標準不確かさが一致した理由について考察する。JCSS登録及び認定の一般要求事項には、「校正証明書に記載する拡張不確かさの数値は、多くとも2桁の有効数字で表記すること。数値の丸め方については、数値の丸めた方に関する一般的な基準を用いること」と記載され、さらに、「その丸めにより不確かさの数値を5%以上低下させるなら、切り上げられた値とすること」とされている¹⁴⁾。一般的な基準としてJIS Z8401には、与えられた数値を丸める方法についての詳細が記されている¹⁵⁾。この研究では電位計校正定数の校正証明書の有効数字が2桁であることから、合成標準不確かさおよび拡張不確かさは有効数字3桁目を丸めて有効数字2桁で表記している。最も大きな不確かさの要因の相対標準不確かさを1とした場合、相対的に他の不確かさ要因が1/10未満となると、合成標準不確かさの計算で二乗することにより1/100となる。有効数字3桁目を丸めた場合、1/100の桁は切り捨てられることとなる。Table 5の q_{ref} と q_{EUT} の相対標準不確かさは最も大きな不確かさ要因の1/10未満であることから、Current法で q_{ref} と q_{EUT} の相対標準不確か

さがLINAC法よりも小さいにもかかわらず、合成標準不確かさが一致したのである。つまり、不確かさの要因を考える場合、最も大きな不確かさ要因の1/10未満となる要因は合成標準不確かさの計算結果に影響を与えないと考えられる。ただし、合成標準不確かさ、拡張不確かさを有効数字1桁で表記する場合で、丸めにより切り捨てられて不確かさの数値を5%以上低下させる場合には、切り上げを行わなければならないことに注意すべきである。

これらのことから、電位計の相互比較による計測では電荷量のばらつきを小さくしても、電位計校正定数および電位計感度係数の合成標準不確かさを小さくする要因とはならないことがある。すなわち、品質管理と品質保証のための計測を行う場合には、電荷量の変動係数を小さくすることに注目するのではなく、電荷量の変動に起因する不確かさが他の不確かさ要因と比較して1/10以下となり丸めにより切り捨てられるかどうかを確認することが重要である。簡便な方法として電荷量の変動係数が文献による変動係数¹⁰⁾よりも大きくなっていないかどうかを確認することも一例であると考えられる。

電位計には保護抵抗が入っているため、簡易電流源を電位計に接続することにより簡易電流源の抵抗と保護抵抗が直列に配置され、合成抵抗値が変化する可能性がある。ただし、電位計の仕様や設定変更および部品交換等がない限り保護抵抗は変化しない。加えて、この研究で使用した電位計においては保護抵抗による影響は検出されなかったことから、同一型式の電位計に対して本方法は適用可能である。しかし、他の型式の電位計における保護抵抗の影響は明らかではないため、簡易電流源を用いた感度比較の結果が妥当であるかどうかを校正機関による校正結果をもとに確認しておく必要がある。このように測定結果の妥当性を評価することは水吸収線量の精度を担保するために必要なプロセスの一つであり、簡易電流源を使用した相互比較の場合だけの特別な確認作業ではない。

本論文には、以下の限界がある。リファレンス電位計の電位計校正定数を基準に $k_{\text{elec,LINAC}}$ と $k_{\text{elec,Current}}$ を計算しているため、校正機関による校正結果に対するこの研究の計算結果の相対誤差の要因がリファレンス電位計、試験電位計のいずれに由来するのかを切り分けることはできない。

ここまで、 $k_{\text{elec,LINAC}}$ と $k_{\text{elec,Current}}$ の拡張不確かさに差がないことについて考察したが、ここからはTable 6に示した作業時間に焦点を絞って考える。電位計ガイドラインに記載されたLINAC法は標準計測法12に記載された基準条件に沿って水ファントム中に電離箱を設置する必要がある。米国医学物理学学会 (American Association of Physicists in Medicine: AAPM)のタスクグループ (Task Group: TG) 198では、水ファントムを用いた基準条件におけるビーム出力不変性試験を行うに必要なネットタイム (正味時間)を45~60分¹⁶⁾と見積もっており、LINAC法はAAPM

TG-198と同じ基準条件としていることから、同等の時間が必要であると予想される。使用するリニアックのビーム出力が安定している場合には、ビーム出力の変動による表示値のばらつきを考慮せず、ビーム出力補正用の外部モニタ用電離箱線量計も不要な場合がある。外部モニタ用電離箱線量計を用いない方法は、リニアックを用いた電位計相互比較の手順を簡素化する運用として報告¹⁷⁾されているが、作業時間がどの程度削減されるのかについては言及されていない。この研究では、作業工程の中で水ファントムの設置と片付けのための作業時間、および電離箱に電圧を印加した後に電離箱が安定するまでの待機時間によりCurrent法に比べてLinac法の作業時間が長くなったと考えられる。ブレドーズとして5 Gy程度の照射を実施することを推奨した報告⁹⁾もあるため、2700 MU (約5分)を500 MU (約1分)に変更することで時間短縮が可能ではあるが、全体の作業時間に対する効果はわずかである。また、水ファントムの設置時間は、校正条件に沿った電離箱等の設置確認作業があるため、片付けの時間よりも長くなったと考えられる。

LINAC法は、患者の照射業務や他の品質管理業務と重ならない時間を選択する必要がある。限られた時間の中で効率的に実施する必要がある。Current法はリニアックを使用しないため、通常の業務との重複を気にせずに任意の時間に実施できる利点がある。

以上のようにCurrent法は、LINAC法と拡張不確かさが同じであるだけでなく、LINAC法に比べて作業時間が半分以下に短縮でき、照射業務中に電位計の相互比較を実施することも可能であることから、作業効率の観点から有益であるといえる。

5. 結 論

この研究では、電位計相互比較に2つの方法を用い、電位計ガイドラインのリニアックを使用した方法から求めた電位計校正定数と新しい簡易電流源を用いた方法から求めた電位計感度係数の不確かさを検討した。これら2つの方法の不確かさは校正機関による校正結果の不確かさの範囲内であり、簡易電流源を用いた方法はガイドラインの方法と同じ精度であることを示した。

これに加えて、新しい簡易電流源を用いた方法では、リニアック、水ファントム、電離箱を用いる必要がないので作業時間を短縮でき、患者の照射業務中等任意の時間に電位計相互比較を実施することができるため、作業効率という観点から有益であると考えられた。

付記

本研究の要旨は第126回日本医学物理学会学術大会(広島)において報告した。

津野隼人と松林史泰は株式会社川口電機製作所から資源

供給を受けている。酒井孝志、松本圭二および竹内清は株式会社川口電機製作所の社員である。

本論文で示した電源と本電源を用いた電位計の点検方法、ならびに本電源を用いた感度比較による電位計校正定数算出方法に関して、津野隼人はがん研究会有明病院 放射線治療部(現 群馬県立県民健康科学大学 診療放射線学部)所属時に、松林史泰と酒井孝志、松本圭二および竹内清が所属する企業と共同で特許を出願し承認された。使用機器SuperMAXは株式会社千代田テクノから無償で借りたものを使用した。

参考文献

- 1) 高瀬信宏：分離校正サービスに関する進捗と留意点。公益財団法人 医用原子力技術研究振興財団 線量校正センター ニュース 6: 18-20, 2016
- 2) 清水森人：分離校正におけるリファレンス線量計の運用について。日本放射線治療専門放射線技師認定機構機関誌 13: 132-137, 2019
- 3) 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
- 4) 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。日本放射線技術学会雑誌 79: 166-176, 2023
- 5) 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(標準計測法12)。2012, 通商産業研究社, 東京
- 6) よくある質問 Q14. 公益社団法人医用原子力技術研究振興財団ホームページ。https://www.antm.or.jp/03_activities/pdf/list_002.pdf (アクセス日: 2023.10.1)
- 7) Chao KSC, Apisarnthanarax S, Ozyigit G: Practical essentials of intensity modulated radiation therapy. 2nd edn. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins, 2005
- 8) 下野哲範, 南部秀和, 松原孝祐, 他：電離箱形状や使用頻度の違いによる事前照射の測定値への影響。日本放射線技術学会誌 68: 986-996, 2012
- 9) 保科正夫, 小川仁司, 笹森浩司, 他：放射線治療ビームにおける電離箱線量計のヒステリシス現象。日本放射線技術学会誌 56: 1348-1356, 2000
- 10) Tsuno H, Sasaki K, Matsubayashi F, et al.: New idea for determining the optimal number of measurements in absorbed dose-to-water measurement of high-energy photon beam. Radiat. Prot. Dosimetry 199: 246-253, 2022
- 11) RAMTEC solo/Duo: ユーザマニュアル第5版。東洋メディック
- 12) UNIDOS^{webline}: ユーザマニュアル firmware 2.05 or higher. PTW.
- 13) British Standards Institution (BSI): "Medical electrical equipment—Dosimeters with ionization chambers as used in radiotherapy", IEC 60731: 2011-02
- 14) 独立行政法人製品評価技術基盤機構認定センター：JCSS登録及び認定の一般要求事項(第23版), 改正: 2022年5月13日
- 15) JIS Z 8401: 数値の丸め方, 2019
- 16) Hanley J, Dresser S, Simon W. et al.: AAPM Task Group 198 Report: An implementation guide for TG 142 quality assurance of medical accelerators. Med. Phys. 48(10): e830-e885, 2021
- 17) 津野隼人, 佐々木浩二, 清水森人, 他：電位計相互校正における電位計校正定数計測法の簡素化。医学物理 Supplement 38(3): 43, 2018

解説

超高時間分解能検出器を用いた画像再構成不要陽電子放出イメージング

大田良亮^{*1,†}, Sun Il Kwon^{2,†}, Eric Berg^{2,†}, 橋本二三生¹, 中島恭平³, 小川 泉³, 玉川洋一³,
大村知秀¹, 長谷川智之⁴, Simon R Cherry²

¹ 浜松ホトニクス株式会社中央研究所

² Department of Biomedical Engineering, University of California, Davis, USA

³ 福井大学学術研究院工学系部門

⁴ 北里大学医療衛生学部

[†] These authors contributed equally to this work.

Direct Positron Emission Imaging Using Ultrafast Timing Performance Detectors

Ryosuke OTA^{*1,†}, Sun Il KWON^{2,†}, Eric BERG^{2,†}, Fumio HASHIMOTO¹, Kyohei NAKAJIMA³, Izumi OGAWA³,
Yoichi TAMAGAWA³, Tomohide OMURA¹, Tomoyuki HASEGAWA⁴, Simon R CHERRY²

¹ Central Research Laboratory, Hamamatsu Photonics K.K.

² Department of Biomedical Engineering, University of California, Davis, USA

³ School of Engineering, University of Fukui

⁴ School of Allied Health Sciences, Kitasato University

[†] These authors contributed equally to this work.

This is an explanatory paper on Sun Il Kwon et al., Nat. Photon. 15: 914–918, 2021 and some parts of this manuscript are translated from the paper. Medical imaging modalities such as X-ray computed tomography, Magnetic resonance imaging, positron emission tomography (PET), and single photon emission computed tomography, require image reconstruction processes, consequently constraining them to form cylindrical shapes. However, among them, only PET can use additional information, so called time of flight, on an event-by-event basis. If coincidence time resolution (CTR) of PET detectors improved to 30ps, which corresponds to spatial resolution of 4.5mm, directly localizing electron-positron annihilation point is possible, allowing us to circumvent image reconstruction processes and free us from the geometric constraint. We call this concept direct positron emission imaging (dPEI). We have developed ultrafast radiation detectors by focusing on Cherenkov photon detection. Furthermore, the CTR of 32ps being equivalent to 4.8mm spatial resolution is achieved by combining deep learning-based signal processing with the detectors. In this article, we explain how we developed the detectors and demonstrated the first dPEI using different types of phantoms, how we will tackle limitations to be addressed to make the dPEI more practical, and how dPEI will emerge as an imaging modality in nuclear medicine.

Keywords: direct positron emission imaging, Time of Flight, Cherenkov photons, microchannel plate photomultiplier tube

1. はじめに

本稿はKwon SI et al., Nat. Photon. 15: 914–918, 2021¹⁾の解説記事であり、本稿の2章の第1段落、3章の第7～11段落、4章は文献1)よりそれぞれ翻訳されている。加えて本稿では、文献1)で使用されている検出器の開発背景の解説を第2章の前半で述べることで、文献1)で実証された画像再構成不要イメージングの物理的背景について網羅的に解説する。

2. 背 景

X線コンピュータ断層撮影 (X線 Computed Tomography, X線 CT), 磁気共鳴画像法 (Magnetic Resonance Imaging, MRI), 陽電子断層撮影 (Positron Emission To-

mography, PET), 単一光子放射コンピュータ断層撮影 (Single Photon Emission Computed Tomography, SPECT) 等に代表される医療イメージング装置は放射線やラジオ波を利用して被写体の三次元形態画像もしくは機能画像を取得することができる医療装置である。これら装置の役割はそれぞれ異なるものの、物理的な視点に立ってみるといくつかの共通項が存在する。いずれの装置もセンサで取得されるデータは画像空間上の情報ではなく、例えばX線CTの場合は主にサイノグラム空間上の、MRIでは周波数空間上の情報を収集しており、これらの情報は画像再構成を用いることで初めて画像空間上へ変換され、人間が認知できる断層画像が生成される。画像再構成の研究は古くから行われており、断層撮影においてはラドン変換や最尤推定などの逐次近似法がよく利用されている^{2,3)}。近年では画

* 連絡著者 (corresponding author) 浜松ホトニクス株式会社中央研究所第5研究室 [〒434-8601 浜松市浜名区平口5000]
The 5th research Group, Central Research Laboratory, Hamamatsu Photonics K.K., 5000 Hirakuchi, Hamana-ku, Hamamatsu-shi, Shizuoka 434-8601, Japan
E-mail: ryosuke.ota@crl.hpk.jp

像再構成に深層学習を利用する研究も多く進められており、その技術は急速に発展している^{4,5,6}。MRIの場合はフーリエ変換によって画像再構成が行われる⁷。いずれの装置の場合においても計測データ空間を十分に埋めなければ画像再構成が正しく行われず、画像上にノイズやアーチファクトとして現れる。したがって、特にX線CT、PET、SPECT等はすべての角度からのサンプリングを実施するためにリング形状を取らざるを得なくなる。

上記で述べた通り、各装置において検出されるイベント(放射線やラジオ波)の一つ一つは空間情報を持たず、多数のイベントを検出して計測データ空間を十分に埋め、それらがある一定の統計量をもって初めて画像再構成が実施される。しかしPETにおいては消滅ガンマ線の飛行時間差(Time-of-Flight, TOF)を利用して各イベントの質を向上させる技術があり、2010年代以降TOF-PETとして広く普及している。従来のPETでリング上に配置された検出器のうち、対角にある検出器で同時に消滅ガンマ線を検出することで、検出器対を結ぶ線(Line-of-Response, LOR)上に陽電子放出位置があることがわかる。これにTOF情報を加えることによって、被写体内における陽電子放出位置をLOR上の一部に限定することが可能であり、時間分解能が良いほど陽電子放出位置を局所的に限定できる。重要なことは、TOF情報はそれぞれのもので陽電子放出位置を特定するのではなく、LORを限定することに利用される点である。TOF-PETの概念はFig. 1(a), (b)に示されるように、本来同時計数される検出器間を結ぶLORの長さがTOF情報により局所的に限定されるため、シグナルノイズ比(Signal to noise ratio, SNR)は向上する。しかしTOF情報によってLOR画像空間上の一点に限定されるわけではなく、LORは依然“線”であるため画像再構成が必要となる。TOF-PETによるSNRの向上については40年以上前から研究されており⁸、以下の式で表される。

$$SNR_{TOF-PET} = \sqrt{\frac{2D}{c\Delta t}} SNR_{nonTOF-PET} \quad (1)$$

ここで D , c , Δt はそれぞれ被写体の直径、光速、時間分解

能である。商用化されているTOF-PET装置の同時計数分解能(Coincidence Time Resolution, CTR)は半値全幅(Full width at half maximum, FWHM)で200-400ピコ秒程度である⁹。これはLORを30-60mmの範囲に限定することを意味し、式(1)に当てはめると $D=300$ mmの時2-3倍ほどのSNRの向上が期待される。

CTRが更に向上するとどうなるだろうか？ 当然SNRは式(1)に従って向上することが期待されるが、実際にはそれ以上の恩恵を受けることができる。例えばCTRが30(ピコ秒)psにまで向上するとLORは4.5mmまで制限できる。この空間的制限は商用PET装置が画像再構成を経て得られる空間分解能と同等程度の情報量を持つ。すなわち一つのイベントで十分な空間情報を持つことができるため画像再構成処理が不要になり、更なる画質向上が期待される⁸。このような原理でTOF情報を利用することは超音波検査の原理にも通ずる。しかし本研究では、我々は音速ではなく光速を利用してイメージングで実現する。また、繰り返しになるが各同時計数イベントが空間情報を持つため、装置がリング形状である必要がなくもはやTomographyではない。そこで我々は、この手法をdirect Positron Emission Imaging (dPEI)と呼ぶ¹⁾。

では、このdPEIというコンセプトを実現するために、CTRが30psという究極的な値を一体どのようにして実現できるのか。次節以降でその手法について紹介する。

3. 方法

本章では高時間分解能を達成するために行った以下の三つの取り組みについて解説する。1. チェレンコフ光利用、2. チェレンコフ輻射体と光検出器の一体化、3. 深層学習の利用である。

近年のTOF-PET装置に搭載されるPET検出器の多くはLutetium (-yttrium) oxyorthosilicate (LYSO)のようなルテチウムを含むシンチレータと半導体光検出器であるSilicon Photomultiplier (SiPM)で構成される。ルテチウムは原子番号が71と高く、またシンチレータとしても

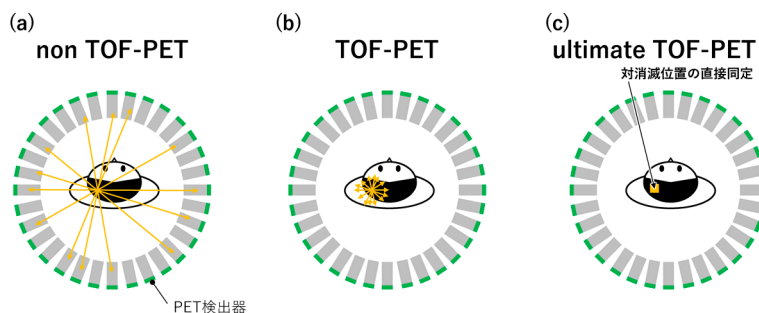


Fig. 1 (a)従来のTOFを利用しないPET装置。LORが同時計数された検出器間を一様に通る。(b)TOF-PET装置。TOF情報により、LORを局所的に限定することが可能となり、PET画像のSNRが向上する。ただし、例えばTOF-PET装置のCTRが200ピコ秒であったとしても限定されたLORは30mmの長さを持つため、LORは未だ線であり画像再構成が必要となる。(c)CTRが30ピコ秒程度以下になった場合の究極のTOF-PET装置。TOF情報で被写体内での対消滅位置が4.5mm程度の精度で同定できるため画像再構成が不要となり、更なるSNRの向上が期待される。

7.4 g/cm³と高密度な結晶化が可能であるため、消滅ガンマ線に対する高い阻止能が得られることが特徴である。発光の減衰時間も40ナノ秒(ns)程度と比較的速く、これに検出効率と単一光子時間分解能(Single Photon Time Resolution, SPTR)が高いSiPMを組み合わせることで、装置レベルで~200 psという高時間分解能を達成している。シンチレータとSiPMを組み合わせた検出器の時間分解能は、理論的、実験的に非常に詳細な研究がなされている^{10,11}。例えばGundackerら¹²によるとCeドープLSOシンチレータを想定し(減衰時間40ns, 発光量40,000 photon/MeV), SiPMの検出効率を33% (2016年時点での現実的な値)とした場合、シンチレータの立ち上がり時間やSPTRをどれだけ改善できたとしても達成可能なCTRには限界があることがわかる(Gundackerら¹²)の図32, 33等)。この限界の主な理由は、シンチレーション光がナノ秒スケールの発光現象であるからであり、より高時間分解能を達成するためにはシンチレーション光以外の即発的な発光メカニズムを利用する必要があるだろう。

即発的な発光メカニズムとしてチェレンコフ放射が選択肢として考えられる¹³。チェレンコフ光は電子などの荷電粒子が、ある媒質中をその媒質における光速よりも速い速度で進行した場合に放出される光である。数百keV程度のエネルギーの電子はシンチレータなどの結晶中で即座に多重散乱を起こしエネルギーを失うため、511 keVのガンマ線が結晶と相互作用することによって生じる(光)電子が結晶中での光速を超えている時間は極めて短く、チェレンコフ光は1 psのオーダーで放射されシンチレーション光よりも高い時間分解能が期待できる。高時間分解能化が期待できる一方で、チェレンコフ光の発光量は以下の式で表され、

$$\frac{d^2N}{dx d\lambda} = 2\pi\alpha \frac{1}{\lambda^2} \left(1 - \frac{1}{(n\beta)^2} \right) \quad (2)$$

その光量はシンチレーション光と比べるとおおよそ3桁程度低い。ここで $N, x, \lambda, a, n, \beta$ はそれぞれ放射光子数、荷電粒子の進行距離、光子の波長、微細構造定数、媒質の屈折率、荷電粒子の速度である。式(2)より、紫外領域まで透明であり屈折率が高い媒質が好まれることがわかる。例えばBGOシンチレータは $n=2.15$ でカットオフ波長(ここではカットオフ波長を透過率がほぼ0になる波長として大まかに定義する。)も310 nmと比較的透明な媒質である。しかし、そのような媒質でも実際に検出されるチェレンコフ光の数は数光子程度である¹⁴。数光子しかない情報をいかに劣化させずに引き出すかを考えた場合、時間分解能という観点では光検出器に求められる性能は検出効率よりもSPTRのほうが重要視される。そこで我々は、SPTRが最も優れている光検出器としてマイクロチャンネルプレート内蔵光電子増倍管(Microchannel Plate Photomul-

tiplier Tube, MCP-PMT)に着目した。MCP-PMTとチェレンコフ放射体(フッ化鉛)の組み合わせによるCTRの評価自体は2011年にKorparらによって実験が行われ、30.4 ps σ のCTRが得られている¹⁵。この時用いられたMCP-PMTのSPTRは27 ps σ である。その後Otaらは、よりSPTRの優れたMCP-PMTとフッ化鉛を用いて46.9 ps FWHMのCTRを得た¹⁶。フッ化鉛のような高屈折率材料($n \sim 1.8$)はチェレンコフ放射体として優れている反面、接合される光検出器の窓材(合成石英など、 $n \sim 1.4$ から1.5程度)との間に光学的な界面を生じてしまう。この光学界面が放射体中の光の伝播を広げ、時間分解能の低下を招く。更には光学界面が光の取り出しを困難にし、検出効率が低下するという問題も生じうる。

上記の問題を解決するべく、Otaらはチェレンコフ放射体である鉛ガラス($n \sim 1.5$)をMCP-PMTの窓材として利用し光学界面を取り除くことを試みた¹⁷。しかし、鉛ガラスに直接光電面を蒸着すると化学反応により光電面が黒くなり、光検出器として利用できない。そこで、鉛ガラスと光電面の間にAl₂O₃の膜を数nmの厚みで堆積(原子堆積法)し保護膜として利用することで化学反応を防いだ。この一体化により光学界面による光の伝播の広がりを抑えつつ、高い光の収集効率が期待される。更にその後MCPの材料の最適化を行い、SPTRで22 ps FWHM, CTRで35.4 ps FWHMが得られている¹⁸。Otaらは、このチェレンコフ放射体が内蔵されたMCP-PMTをCherenkov-radiator-integrated MCP-PMT (CRI-MCP-PMT)と名づけた。

近年の深層学習の発展により、PET検出器の性能も向上できることが報告されている。Bergらはオシロスコープで同時計数された検出器ペアの波形を2次元画像と見立て、畳み込みニューラルネットワーク(Convolutional Neural Network, CNN)へ入力し、TOFを推定するネットワークを構築し、従来の信号処理法と比べて23%のCTRが向上したことを報告している¹⁹。CNNの利点は、検出器内で起こる物理現象をモデル化することなしに検出器内で起こるわずかな物理的変化を検出し、TOF推定に利用することができる点である。

我々は、Bergら¹⁹の手法をOtaら¹⁸の検出器に適用することでCTRを10%程度改善し、31.8 ps FWHMまで向上させることに成功した。なお、CTR=31.8 ps FWHMは空間分解能で4.77 mm FWHMに相当するし、画像再構成処理が不要になる4.5 mmをほぼ達成している。CNNのトレーニングには100万以上のTOFの真値が既知の同時計数イベントを利用している。次段落以降の実験では、上記CRI-MCP-PMTとCNNによる信号処理の両方を採用している。

上述のCRI-MCP-PMTを用いてdPEIの実証実験を行った。被写体はNEMA NU-4ファントム、空間分解能ファントム、ホフマンファントムの3種類のファントムを用い

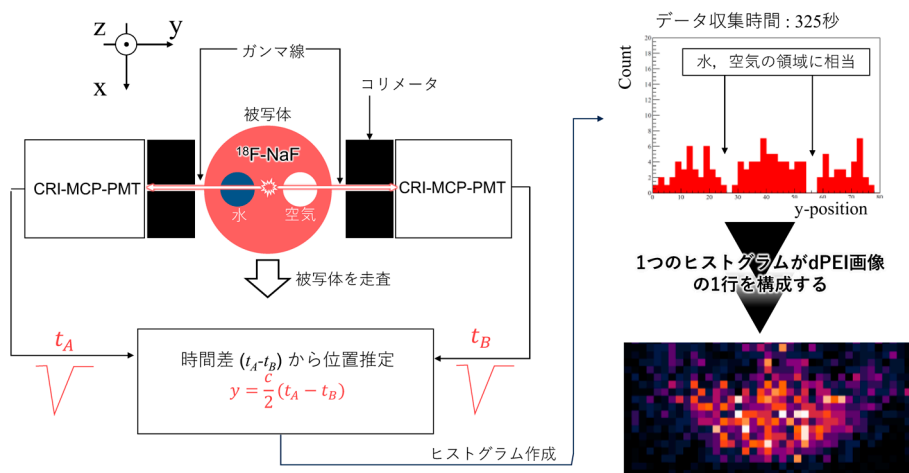


Fig. 2 dPEIの実証実験のセットアップ. CRI-MCP-PMTの前面にコリメータを配置し対向配置する. 陽電子放出核種を含む水溶液で満たされたファントムを検出器間に配置し, 一定時間同時計数データ収集を行った後にx軸方向に走査する. 収集された同時計数データから時間差を算出し, その時間差から陽電子放出位置を推定する. 走査位置毎の推定位置のヒストグラムを積層させることでdPEI画像が生成される. 文献1)の図3より転載, 一部改変.

た. 実験は二拠点で行われ, NEMA NU-4ファントムは浜松ホトニクス中央研究所と Department of Biomedical Engineering, University of California, Davis (UC Davis)それぞれで, 空間分解能ファントム, ホフマンファントムはUC Davisで行われた. NEMA NU-4のような径30 mmφの小さなファントムからホフマンファントムのような径184 mmφのスケールまでそれぞれ実証結果を示し, dPEIの拡張性について示す.

イメージングの実験手順は, Fig. 2に示すようにいずれの実験も同様である. CRI-MCP-PMTが対向配置されており, その前面にコリメータが設置されている(コリメータサイズは後述). まず, 被写体となるファントムを陽電子放出核種である¹⁸Fを含む¹⁸F-NaFもしくは¹⁸F-FDG溶液で満たし, コリメータの視野外に配置する. その後ファントムをFig. 2に示されているx軸方向に対してステップごとに走査する. ファントム内の陽電子放出位置はランダムであるため, ファントムがコリメータの視野内に入るとCRI-MCP-PMTで同時計数されるイベントの時間差ヒストグラムがファントムの形状を表すようになり, 一定時間のデータ収集後に時間差ヒストグラムがdPEI画像の一行を構成する. ファントムの下段がコリメータの外にある状態から, 反対に, ファントムの上段がコリメータの外にある状態までファントムを走査し, すべてのヒストグラムを一行に並べることで二次元のdPEI画像が生成される.

浜松ホトニクス中央研究所の実験では, NEMA NU-4ファントムに¹⁸F-NaF溶液を2.04 GBq注入した. ファントム内部にある二つの8 mmφのボイドには非放射能領域としてそれぞれ水と空気を封入している. ファントムはステージコントローラーで0.5 mm刻みでx軸方向に70回走査し, ファントムの全形状をカバーした. コリメータは50 mm×2 mmφの鉛コリメータを片側のCRI-MCP-PMT

にのみ配置した. 同時計数された波形データは20ギガサンプリング毎秒, 帯域4.2 GHzのオシロスコープで収集され, そこからTOF情報を計算し対消滅位置の推定を行った. ¹⁸Fの半減期が110分であることを考慮し, 各走査点での対消滅回数が同一になるように各走査点でのデータ収集時間を段階的に引き延ばした. 70走査で5.5時間のデータ収集時間である.

次に, UC Davisでの測定を順に述べる. NEMA NU-4ファントムでは847 MBqの¹⁸F-FDG溶液を用い, 同様に各走査点でのデータ収集時間を増やしながらかみ35ステップとして画像を得た. コリメータは38.1 mm厚のタンゲステンで開口は2 (x軸)×10 (z軸) mm²とした. 同時計数イベントは50ギガサンプリング毎秒, 12.5 GHzの帯域のオシロスコープで収集された. 空間分解能ファントムは外径102 mmφで, 内部は高さ9.53 mmで, 直径がそれぞれ2, 3, 4, 5, 6, 7 mmφのロッドで構成されている. 各ロッドに総放射能が1025 MBqとなる¹⁸F-FDG溶液で満たし, 1 mm刻みで82回走査した. コリメータサイズはNEMA NU-4ファントムと同様であり, データ収集時間は8時間である. ホフマンファントムは184 mmφであり, 灰白質: 白質: 脳室 = 4:1:0となるように850 MBqの¹⁸F-FDG溶液を注入した. コリメータサイズは8 (x軸)×10 (z軸) mm²とし4 mmステップで44回走査した. この4 mmステップ44回走査を8回繰り返す, 合計約40,000同時計数イベントを48時間かけて取得した.

取得したdPEI画像は生のデータであるため, 画像生成後に吸収補正および平滑化を行っている. マニュアルでファントムの材質をセグメント化し, 水, アクリルそれぞれの線源弱計数を0.0969, 0.1120 cm⁻¹として補正を行った. NEMA NU-4ファントムとホフマンファントムは一樣に水で満たされているとし, 空間分解能ファントムはア

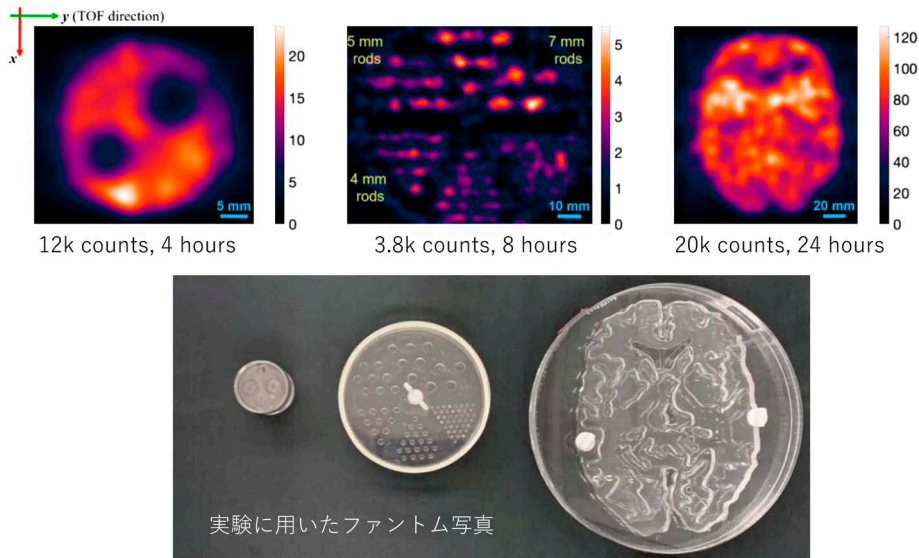


Fig. 3 3種類のファントムを用いて得られたdPEI画像およびそのファントムの実物。左からNEMA NU-4ファントム(30 mmφ), 空間分解能ファントム(102 mmφ), ホフマンファントム(184 mmφ)である。X軸がファントムの走査方向で, Y軸が検出時間差から推定された陽電子放出箇所である。画像再構成プロセスは一切使用していない。約850~1000 MBq程の¹⁸F-FDG溶液でファントムを満たし, 4~24時間かけて計測した。ただしホフマンファントムは6時間計測ごとに850 MBqの溶液に置き換えて, それを4回行った。得られた生データに対して吸収補正, ガウシアンスムージング, アップサンプリングを行っている。文献1)の図4より転載, 一部改変。

Table 1 各ファントムでの実験条件¹⁾。ホフマンファントムの放射能, 測定時間, およびステップ回数×8は8回実験を繰り返したことを意味している。

ファントム	NEMA NU-4		空間分解能 ファントム	ホフマン ファントム
実験場所	浜松ホトニクス	UC Davis	UC Davis	UC Davis
外径 (mmφ)	30		102	184
帯域 (GHz)	4.2	12.5	12.5	12.5
サンプリングレート (GS/s)	20	50	50	50
放射能 (MBq)	2040	847	1025	~850×8
測定時間 (h)	~5.5	~4	~8	~6×8
コリメータサイズ	2 mmφ	2×10 mm ²	2×10 mm ²	8×10 mm ²
ステップサイズ (mm)	0.5	1.0	1.0	4.0
ステップ回数	70	35	82	44×8
検出イベント数	~5400	~12000	~3800	~40000

クリルのディスクとした。なお偶発同時計数や散乱線の補正は無視できるものとして行っていない。吸収補正を行った後, NEMA NU-4ファントムと空間分解能ファントムに対しては $\sigma=1.4$ ピクセル(1.4mm相当)の, ホフマンファントムは $\sigma=0.8$ ピクセル(3.2mm相当)ガウシアンフィルタで平滑化処理を施した。最後にバイキュービックによる補間で画像サイズを4倍にした。

4. 結果と考察

Fig. 3に各ファントムのdPEI画像を示す。なお, ホフマンファントムの画像は20000イベントのみを用いた画像である。これらの画像は画像再構成を一切行わず, 陽電子放出核種の二次元分布を示した世界初の画像である。dPEI画像のy軸(LOR)方向の空間分解能は検出器ペアのCTRで決まり, $CTR=32\text{ps FWHM}$ であることから

4.8mm FWHMとなる。一方, X軸(走査軸)方向の空間分解能はおおよそコリメータのサイズの半分値となる。今回の実験では1対の検出器ペアを1つの軸に対して走査したため得られる画像は二次元であるが, 原理上はもう一軸(z軸)走査方向を増やすことで三次元画像を得ることが可能である。

dPEIのコンセプト実験は成功したが, 実用化までに解決すべき課題は山積している。以下にその解決策および展望を示す。本実験ではデータの収集時間が4~24時間とかなり長く, 更に放射能も約1 GBqと高いため, 医療装置としては非現実的である。これは検出器の検出効率の低さや実験のセットアップに大きく影響を受けている。この点についてHounsfieldが最初期に行ったCT画像実験に立ち返ってみたい。Hounsfieldの初期の原理実験では, CT再構成に必要なデータを取得するために検出器の移動と回転

が行われており (Translate/Rotate方式), 更にデータ収集時間はおよそ9日であったとされる²⁰⁾. しかし今日ではCTスキャンは低線量でかつ1秒以内に行われていることが常識となっている.

さて, dPEI検出器の感度や装置のジオメトリを改善できる方法はいくつかあり, チェレンコフ輻射体材料の最適化, 輻射体の厚みの増加, マルチチャンネルシステムの採用などが挙げられる. 今回使用したCRI-MCP-PMTは, 鉛ガラスがチェレンコフ輻射体として使用されているが, 鉛ガラスは他のチェレンコフ輻射体と比べて光学特性が優れているわけではない. 近年ではBGOシンチレータをチェレンコフ輻射体とみなして高時間分解能化を図る研究が進められており^{21, 22)}, dPEI検出器において, BGOをチェレンコフ輻射体として採用することで高い発光量(チェレンコフ光)や高阻止能が期待できる. 輻射体厚も現行の3.2mmを4~5mm程まで厚くすることで阻止能が向上する. 更にはマルチチャンネルのMCP-PMTを採用することで, 被写体から見た検出器の立体角が増加し検出効率が向上する. また, あらゆる角度の消滅ガンマ線を検出できるようになり走査回数を低減できる. これらすべてを組み合わせることで, 今回行った実装実験と比べて 10^3 倍以上の検出効率が予想できる. これにより現行で24時間かかっていた実験を1分程度の時間で実施, もしくは放射能を1MBqまで減らすことも可能となるかもしれない.

dPEIの強みは装置の形状に制約がないことである. dPEIは被写体の関心領域を挟むだけでイメージングが可能であるため, 従来の断層像で問題となるトランケーションアーチファクトは原理的に発生しない. また, 医療現場においては患者に対して小型で開放感のある形状を採用することもできる. さらに, コンパクトさを担保しながらもCT不要で吸収補正を行う手法も提案されている²³⁾. dPEIは上記のようなメリットを持ちながらも高いSNRとリアルタイムイメージングの可能性を秘めた全く新しいモダリティとなり得るであろう.

5. 結 論

CTRが30 ps FWHMの高時間分解能検出器を用いることで, 画像再構成を使用しない陽電子放出核種の二次元イメージングが実現できる. CTR=31.8 ps FWHMとなるCRI-MCP-PMTおよび深層学習を用いた信号処理法を開発しdPEIの実証実験を行った. サイズの異なる3種類のファントムを用い, すべてのファントムの二次元画像を画像再構成無しで得ることができた. dPEIは装置形状に制約がなく, これまでの核医学装置とは全く異なる新しい装置となり得る.

謝辞

今回の実証実験を行うにあたり浜松ホトニクスの大庭弘

行氏, 金澤奨勝氏, 西山新吾氏に技術的なサポートをいただきました. UC DavisのG. Burkett氏, S. Lucero氏には空間分解能ファントムとそのホルダーを製作していただきました. 本研究はNational Institutes of HealthのR35 CA197608とR03 EB027268の支援を受けています.

付記

この研究の一部はIEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (2021年11月ヴァーチャル横浜) および第63回日本核医学会学術大会 (2023年11月大阪府大阪市) にて発表された.

参考文献

- 1) Kwon SI, Ota R, Berg E, et al.: Ultrafast timing enables reconstruction-free positron emission imaging. *Nat. Photon.* 15: 914–918, 2021
- 2) Clackdoyle R, Defrise M: Tomographic reconstruction in the 21st Century. *IEEE Signal Proc. Mag.* 27: 60–80, 2010
- 3) Lange K, Carson R: EM reconstruction algorithms for emission and transmission tomography. *J. Comput. Assis. Tomogr.* 8: 306–316, 1984
- 4) Gong K, Guan J, Kim K, et al.: Iterative PET image reconstruction using convolutional neural network representation. *IEEE Trans. Med. Imag.* 38: 675–685, 2018
- 5) Haggstrom I, Schmidtlein C, Campanella G, et al.: DeepPET: A deep encoder-decoder network for directly solving the PET image reconstruction inverse problem. *Med. Imag. Anal.* 54: 253–262, 2019
- 6) Hashimoto F, Onishi Y, Ote K, et al.: Deep learning-based PET image denosing and reconstruction: A review. *Radiol. Phys. Technol.* 17: 24–46, 2024
- 7) Wright G: Magnetic resonance imaging. *IEEE Signal Proc. Mag.* 14: 56–66, 1997
- 8) Budinger TF: Time-of-flight positron emission tomography: Status relative to conventional PET. *J. Nucl. Med.* 24: 73–78, 1983
- 9) Surti S, Karp JS: Update on latest advances in time-of-flight PET. *Phys. Med.* 80: 251–258, 2020
- 10) Seifert S, van Dam HT, Vinke R, et al.: A Comprehensive model to predict the timing resolution of sipm-based scintillation detectors: Theory and experimental validation. *IEEE Trans Nucl. Sci.* 59: 190–204, 2012
- 11) Seifert S, van Dam HT, Schaart DR: The lower bound on the timing resolution of scintillation detectors. *Phys. Med. Biol.* 57: 1797–1814, 2012
- 12) Gundacker S, Auffray E, Pauwels K, et al.: Measurement of intrinsic rise times for various L(Y)SO and LuAG scintillators with a general study of prompt photons to achieve 10 ps in TOF-PET. *Phys. Med. Biol.* 61: 2802–2837, 2016
- 13) Lecoq P, Auffray E, Brunner S, et al.: Factors influencing time resolution of scintillators and ways to improve them. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 57: 2411–2416, 2010
- 14) Brunner SE, Gruber L, Marton J, et al.: Studies on the Cherenkov effect for improved time resolution of TOF-PET. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 61: 443–447, 2014
- 15) Korpar S, Dolenc R, Krizan P, et al.: Study of TOF PET using Cherenkov light. *Nucl. Inst. Meth. A* 654: 532–538,

- 2011
- 16) Ota R, Nakajima K, Hasegawa T, et al.: Timing-performance evaluation of Cherenkov-based radiation detectors. *Nucl. Inst. Meth. A* 923: 1–4, 2019
 - 17) Ota R, Nakajima K, Ogawa I, et al.: Coincidence time resolution of 30 ps FWHM using a pair of Cherenkov-radiator-integrated MCP-PMTs. *Phys. Med. Biol.* 64: 07LT01, 2019
 - 18) Ota R, Nakajima K, Ogawa I, et al.: Lead-free MCP to improve coincidence time resolution and reduce MCP direct interactions. *Phys. Med. Biol.* 66: 064006, 2021
 - 19) Berg E, Cherry SR: Using convolutional neural networks to estimate time-of-flight from PET detector waveforms. *Phys. Med. Biol.* 63: 02LT01, 2018
 - 20) Hendee, WR: Cross sectional medical imaging: A history. *RadioGraphics* 9: 1155–1180, 1989
 - 21) Kwon SI, Gola A, Ferri A, et al.: Bismuth germanate coupled to near ultraviolet silicon photomultipliers for time-of-flight PET. *Phys. Med. Bio.* 61: L38, 2016
 - 22) Brunner SE, Schaart DR: BGO as a hybrid scintillator / Cherenkov radiator for cost-effective time-of-flight PET. *Phys. Med. Biol.* 62: 4421–4439, 2017
 - 23) Onishi Y, Hashimoto F, Ote K, et al.: Whole reconstruction-free system design for direct positron emission imaging from image generation to attenuation correction. *IEEE Trans. Med. Imag.* 43: 1654–1663, 2024

編集後記

私はこのたび、日本医学物理学会の編集委員長に就任いたしましたことを大変光栄に思っております。前委員長であった長谷川智之先生のご尽力に深く感謝申し上げますとともに、新たな任務に対し、謙虚に取り組みたいと思っております。本誌が重要なコミュニケーションツールかつ交流の場となれるよう、編集委員長として積極的に、新たな視点やアイデアを取り入れ、学術的な探求を促進し、学会員の皆さまにとって有益な情報源となるよう努めてまいります。最後に、編集に携わる全ての皆さまに心からの感謝を申し上げます。皆さまの専門知識と熱意に支えられ、学会の発展に向けて共に歩んでいけることを楽しみにしております。皆さまのご支援とご協力を心よりお願い申し上げます。

(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ル	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

技術報告

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—
津野隼人, 松林史泰, 佐々木浩二, 酒井孝志, 松本圭二, 竹内 清…………… 21

解 説

超高時間分解能検出器を用いた画像再構成不要陽電子放出イメージング
大田良亮, Sun Il Kwon, Eric Berg, 橋本二三生, 中島恭平,
小川 泉, 玉川洋一, 大村知秀, 長谷川智之, Simon R Cherry…………… 29

編集後記…………… 36

【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。