

高精度放射線治療の精度管理の均てん化を目指した小照射野用検出器の感度補正係数に関する多施設評価

愛知県がんセンター

放射線治療部 放射線技術科 技師 北川 智基

主任 清水 秀年

主任 青山 貴洋

1. 研究の背景・目的

高精度放射線治療は患者に理想的な線量を投与できる反面、照射精度が十分でないと重大な照射事故を引き起こす可能性がある¹。照射精度を担保し、安全な放射線治療を提供するためには正確な線量計測が必要不可欠である。高精度放射線治療では小さな照射野が形成されることが多いため、小照射野の線量計測が重要となる。小照射野の線量計測の精度改善は高精度放射線治療の治療効果と安全性を高めることにつながる。

Das らは小照射野の線量計測における市販放射線検出器（フィルム、電離箱検出器、固体検出器など）の特徴をまとめた²。フィルムは分解能に優れ、小照射野の線量を正確に測定できるが測定に時間を要するため、小照射野の線量計測には電離箱検出器や固体検出器などが一般的に使用されている。しかしながら小照射野の線量計測においては、検出器ごとに計測される値が異なる²。これは、荷電粒子平衡の不成立や線質の変化、また検出器の有感体積の大きさ、組成、密度による検出器の感度変化に起因する。この問題を解決するために、Alfonso らは検出器に感度補正係数を適用することで小照射野の線量計測精度を改善する方法を提案した³。その後、複数の検出器に対して同様の研究報告が多くなされてきた。これを受けて、国際原子力機関 (International Atomic Energy Agency ; IAEA) の technical report series (TRS)-483 では、感度補正係数に関する複数の研究報告をレビューし、各検出器の感度補正係数を提示した⁴。われわれは自施設で所有している複数の検出器に対して、提示された感度補正係数を適用することですべての検出器の計測値が 1.0%以内で一致することを確認し、IAEA TRS-483 の感度補正係数が有用であることを報告した。しかし、われわれの報告は単一の放射線治療装置における検証結果であり、小照射野線量計測に対する感度補正係数の汎用性は十分に保証されていない。本研究の目的は、複数の放射

線治療装置を使用した出力係数の計測により，IAEA TRS-483 で提示された感度補正係数の汎用性を評価することであった。

2. 研究の方法

本研究では Exradin W1 シンチレータ（Standard Imaging 社，W1）を基準検出器として使用した。W1 は検出器による放射線場の擾乱が極めて小さい検出器であり，IAEA TRS-483 において， $0.4 \times 0.4 \text{ cm}^2$ の照射野まで感度補正が不要とされている。

感度補正係数の汎用性を評価するために 3 台の放射線治療装置 [TrueBeam™ (Varian 社) 2 台，Synergy™ (Elekta 社) 1 台] の出力係数を計測した。計測には W1 の他に 3 種類の小照射野用検出器 [microDiamond (PTW 社，MD)，PinPoint 3D Ion Chamber (PTW 社，PC)，Dosimetry Diode P (PTW 社，DP)] を使用した。電位計は SuperMax Electrometer (Standard Imaging 社) を使用した。各検出器は設置用治具 TRUFIX® (PTW 社) を用いて 3 次元水ファントム MP3-XS (PTW 社) に固定した。各検出器の設置条件は，線源検出器間距離が 100 cm で測定深が 10 cm とした。使用する光子線のエネルギーは 6 MV および 10 MV とした。出力係数は公称照射野サイズで $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ から $10 \times 10 \text{ cm}^2$ まで測定し，基準照射野サイズは $10 \times 10 \text{ cm}^2$ とした。Table 1 に本研究で使用した感度補正係数 ($k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$) の値を示す。 $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ の f_{clin} および f_{msr} はそれぞれ実験条件および基準条件の照射野サイズであり， Q_{clin} および Q_{msr} はそれぞれ実験条件および基準条件の線質を示す。IAEA TRS-483 では， $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ が $\pm 5\%$ 以下の照射野サイズを各検出器の最小照射野サイズとして推奨している。本研究では $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ までの照射野で各検出器の推奨最小照射野までを計測した。

Table 1 IAEA TRS-483 で各検出器に与えられた $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$

検出器	エネルギー (MV)	正方形照射野サイズ (cm)					
		6.0	4.0	3.0	2.0	1.0	0.5
W1	6	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
	10	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
MD	6	1.000	1.000	1.000	0.997	0.984	0.962
	10	1.000	1.000	1.000	0.997	0.984	0.962
PC	6	1.000	1.000	1.001	1.004	1.039	—
	10	1.000	1.000	1.001	1.004	1.039	—
DP	6	1.000	0.999	0.995	0.984	—	—
	10	1.000	0.999	0.995	0.984	—	—

各検出器の出力係数 $\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ は以下の式を用いて計算した.

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} \quad (1)$$

ここで, $M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}$ および $M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$ はそれぞれ実験条件および基準条件における各検出器の表示値を示す. 各放射線治療装置において基準検出器である W1 で測定された出力係数とその他の検出器で計測された出力係数の相対誤差を以下の式により算出した.

$$relative\ difference = \frac{\Omega_{det, Q_{clin}}^{f_{clin}} - \Omega_{w1, Q_{clin}}^{f_{clin}}}{\Omega_{w1, Q_{clin}}^{f_{clin}}} \times 100 [\%] \quad (2)$$

ここで, $\Omega_{det, Q_{clin}}^{f_{clin}}$ および $\Omega_{w1, Q_{clin}}^{f_{clin}}$ は, それぞれ実験条件の照射野サイズにおける各検出器および W1 の出力係数の値を示す.

すべての検出器について出力係数計測の相対標準不確かさを照射野サイズ毎に算出した. W1 の相対標準不確かさと各検出器の相対標準不確かさを照射野サイズ毎に合成し, 包含係数を 2 として拡張不確かさを算出した. 不確かさのバジェット表を Table 2 に示す.

Table 2 不確かさのバジェット表

要因	タイプ	相対標準不確かさ
測定の繰り返し性	A	繰り返し測定の平均値の実験標準偏差
SSD 設定	B	0.10%
深さ設定	B	0.17%
照射野サイズ設定	B	0.10%
リニアック安定性	B	0.05%
$k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$	B	IAEA TRS-483 Table 37 を引用

本研究ではすべての放射線治療装置において (2) 式で算出した相対誤差が拡張不確かさの範囲内であれば $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ が汎用的であるとして, $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ の汎用性を評価した.

3. 研究結果

MD の相対誤差は, 6 MV および 10 MV とともに, 最小照射野以外ではすべての放射線治療装置において拡張不確かさの範囲内であった. 一方, 最小照射野では拡張不確かさの範囲を超える相対誤差となる放射線治療装置が存在した (Figure 1). PC の相対誤差は, 最小照射野以外では 6 MV の Synergy のみ相対誤差が拡張不確かさの範囲をわずかに超えたが, 残りの 2 つの装置では拡張不確かさの範囲内であった. 最小照射野では 6 MV および 10 MV とともに拡張不確かさの範囲を超える装置が存在した. DP の相対誤差は, 6 MV および 10 MV とともに, すべての照射野で拡張不確かさの範囲内であった.

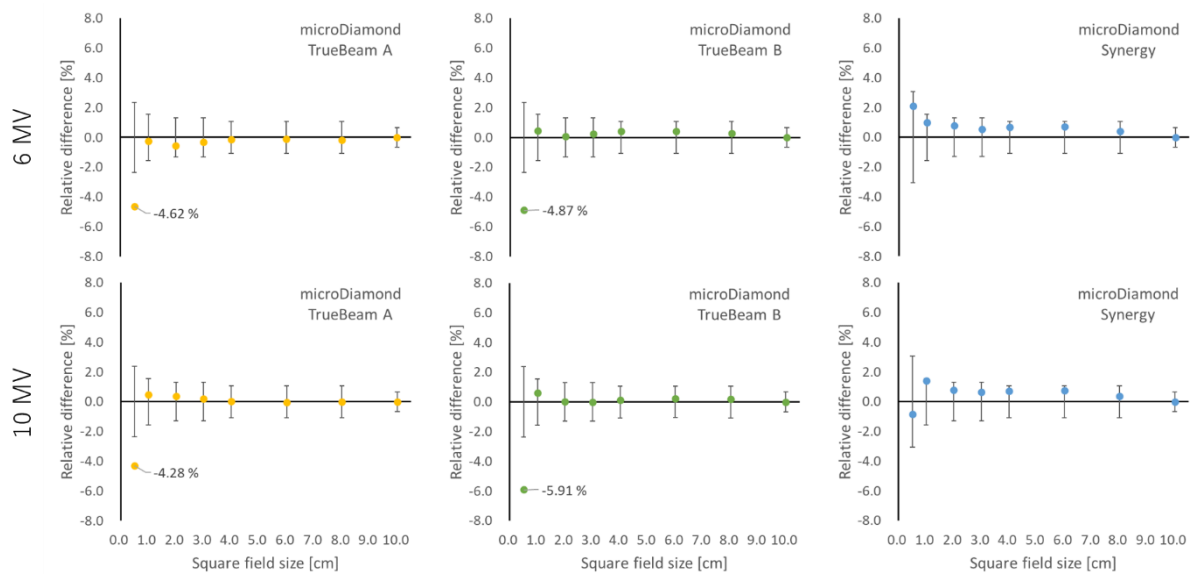


Figure 1 W1 に対する microDiamond の相対誤差. エラーバーは W1 と MD の相対標準不確かさを合成した拡張不確かさ (包含係数 $k=2$).

4. 考察

最小照射野以外では各検出器で測定した出力係数は W1 で測定した出力係数とよく一致した. 一方で, MD と PC の最小照射野では相対誤差が拡張不確かさの範囲を超える放射線治療装置が存在した. 本研究では照射野サイズを公称値で決定しており, 実際の照射

野サイズは計測していない。Kairnらは公称照射野サイズと実照射野サイズのわずかな違いによる出力線量への影響は $1.0 \times 1.0 \text{ cm}^2$ 以下の照射野で顕著であり、 $2.0 \times 2.0 \text{ cm}^2$ 以上の照射野では無視できることを報告した⁵。本研究においてMDおよびPCの最小照射野で相対誤差が大きくなった原因のひとつは装置間の実照射野サイズの差によるものだと推察される。また、DPの相対誤差がすべての照射野で不確かさの範囲内であったことは、DPの推奨最小照射野が $2.0 \times 2.0 \text{ cm}^2$ であり、装置間の実照射野サイズの差による影響がなかったためだと考えられる。これらから、感度補正係数は各検出器の推奨最小照射野以外の照射野、もしくは、推奨最小照射野が $2.0 \times 2.0 \text{ cm}^2$ 以上であれば感度補正係数は汎用的に使用可能だと考えられる。

本研究では複数の放射線治療装置を使用した出力係数の計測により、感度補正係数を汎用的に使用可能な照射野サイズを明らかにした。感度補正係数は容易に測定結果へ適用可能である。汎用的に使用可能な範囲で感度補正係数を適用することにより、小照射野線量計測の精度改善が可能となり、ひいては、高精度放射線治療の治療効果・安全性が改善されるとともに、放射線治療の質が均てん化されることが期待される。

5. 文献

1. Derreumaux S, Etard C, Huet C, Trompier F, Clairand I. Lessons from recent accidents in radiation therapy in France. *Radiat Prot Dosimetry*. 2008;131(1):130-135. doi:10.1093/rpd/ncn235
2. Das IJ, Ding GX, Ahnesjö A. Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry. *Med Phys*. 2008;35(1):206-215. doi:10.1118/1.2815356
3. Alfonso R, Andreo P, Capote R, Saiful Huq M, Kilby W, Kjäll P, Mackie T. R, Palmans H, Rosser K, Seuntjens J, Ullrich W, Vatnitsky S. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. *Med Phys*. 2008;35(11):5179-5186. doi:10.1118/1.3005481
4. Palmans H, Andreo P, Huq MS, Seuntjens J, Christaki KE, Meghzifene A. Dosimetry of small static fields used in external photon beam radiotherapy: Summary of TRS-483, the IAEA–AAPM international Code of Practice for reference and relative dose determination. *Med Phys*. 2018;45(11):e1123-e1145. doi:10.1002/mp.13208
5. Kairn T, Asena A, Charles PH, Hill B, Langton C. M, Middlebrook N. D, Moylan R, Trapp J.V.

Field size consistency of nominally matched linacs. *Australas Phys Eng Sci Med.* 2015;38(2):289-297. doi:10.1007/s13246-015-0349-2

6. 論文発表

論文発表なし.

謝辞

本研究の実施にあたり、藤田医科大学病院 放射線部の皆様の協力をいただきました。厚く御礼申し上げます。