

MU 独立検証の基礎 - MU 独立検証の意義と MU 計算の仕組みの理解 -

新潟大学医学部保健学科 ○早川 岳英(Hayakawa Takahide)

【はじめに】

MU独立検証は、治療計画装置 (RTPS) で計算される①一次MUと、RTPSと独立した手法による②検証MUの2種類のMUを比較する。適切にコミショニングされたRTPSとMU独立検証の方法を用いると、①と②の間の差異は一定の範囲に収まる。その差異を、例えば±2%までは照射を容認できる許容レベル、±5%を超えると是正が必要な介入レベルのような評価基準を設定し評価することで、照射ビームごとの安全性をチェックする。RTPSの計算アルゴリズムの進化と高精度照射法の増加に伴い、MU独立検証の計算条件が多様になり結果の評価が複雑になっている。本稿では、AAPM Task Group 114¹⁾ (以下、TG-114)の内容を中心にMU独立検証について概要をまとめる。

【MU独立検証の概要】

MU独立検証の定義

TG-114でMU独立検証は、単一の点に許容可能な不確かさの線量で投与されるか検証するもの(線量分布をチェックするものではない)、と定義されている。また、計算アルゴリズムの違い、輪郭の違い、不均質性の違いなどを考慮して評価基準(許容範囲)を設定する、QAの一部として行う(他の継続的なQAと併せて行う)、検証の独立性のために治療計画に関与していない者が行うことが望ましい、と記述されている。

MU独立検証の意義

MU独立検証の意義は、過去の誤照射事故等の報告で、「RTPSによって示される結果はチェックが必要であり、選択した点の線量や治療時間のマニュアル計算による検証を含むべきである。この検証はQAプログラムの一部としてあるべきである」(IAEA²⁾)、「RTPSと独立したシンプルで2次のMU計算が、線量投与における重大なエラーを防止するための十分なツールになることは長い経験で証明されている」(ICRU³⁾)と記述されている。

MU独立検証の方法

検証MUを求める方法には(a)ファントムを用いた測定、(b)市販の独立計算検証ソフトウェアやExcelシートを用いた計算、(c)異なる機種別のRTPSを用いた計算などがある。以下に(b)に関するMU計算について概要を述べる。

(1)光子線のMU計算

基準条件の吸収線量D(基準深で基準照射野の線量)はMUとDMU(通常は1cGy/MU)の積で得られる(Fig.1)。任意の計算条件での吸収線量は、Fig.1の矢印のように基準条件から出力、減弱、および散乱線の変化を修正する式(1)で計算できる。式(1)を変形して、吸収線量Dの投与に必要なMUを求めることができる。

$$D = MU \cdot DMU \cdot S_c(r_c) \cdot S_p(r_d) \cdot TPR(d, r_d) \cdot \left(\frac{SSD_0 + d_0}{SPD} \right)^2 \cdot OAR(d, x) \cdot TF \cdot WF(d, r, x) \cdot CF \quad \text{式(1)}$$

$$MU = \frac{D}{DMU \cdot S_c(r_c) \cdot S_p(r_d) \cdot TPR(d, r_d) \cdot OAR(d, x) \cdot TF \cdot WF(d, r, x) \cdot CF} \cdot \left(\frac{SPD}{SSD_0 + d_0} \right)^2 \quad \text{式(2)}$$

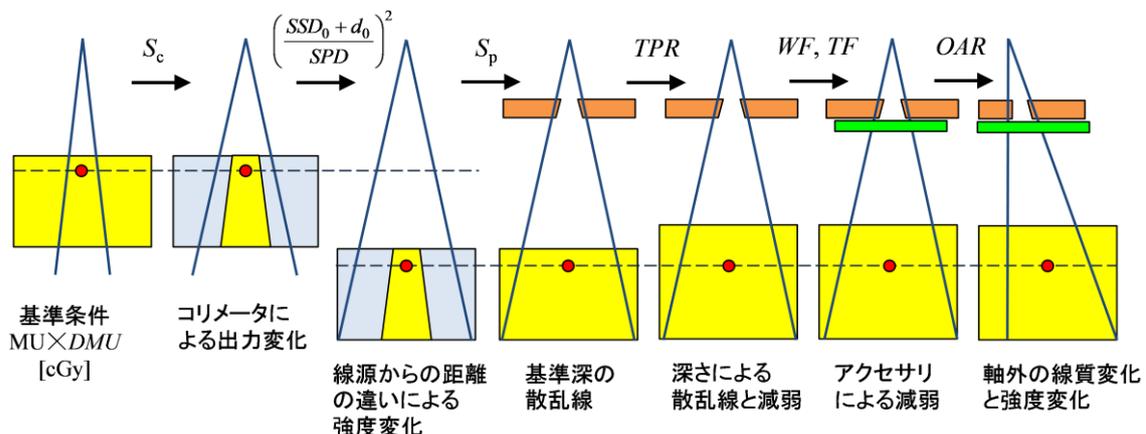


Fig.1 光子線の MU 計算の説明 (TG-114 の Fig.1 を改変)

(1-1) コリメータ散乱係数 S_c

S_c はコリメータ照射野サイズ(r_c)による出力変化を補正し、ガントリヘッドのコリメータ構造に依存する係数である。測定は混入電子の影響を除去できるミニファントムや金属製ビルドアップキャップの使用が推奨されている⁴⁾。 S_c にはコリメータ構造に依存してコリメータ反転効果(幅 $X=a$ 、高さ $Y=b$ の照射野と、幅 $X=b$ 、高さ $Y=a$ の照射野で S_c が異なる現象)があるため、等価正方形照射野 L の算出に X と Y と補正係数 k を使ったKimら⁵⁾の式(4)による補正方法がある(Fig.2、3)。また、他のコリメータ反転効果の補正方法として、笠原ら⁶⁾の S_c 表を用いる方法も提案されている(Fig.4)。

$$S_c(r_c) = \frac{D(r_c)}{D(r_c = 10 \times 10)} \quad \text{式(3)}, \quad L = \frac{(1+k) \cdot X \cdot Y}{1 \cdot X + Y} = \frac{2 \cdot X \cdot Y}{X + Y} \quad \text{式(4)}$$

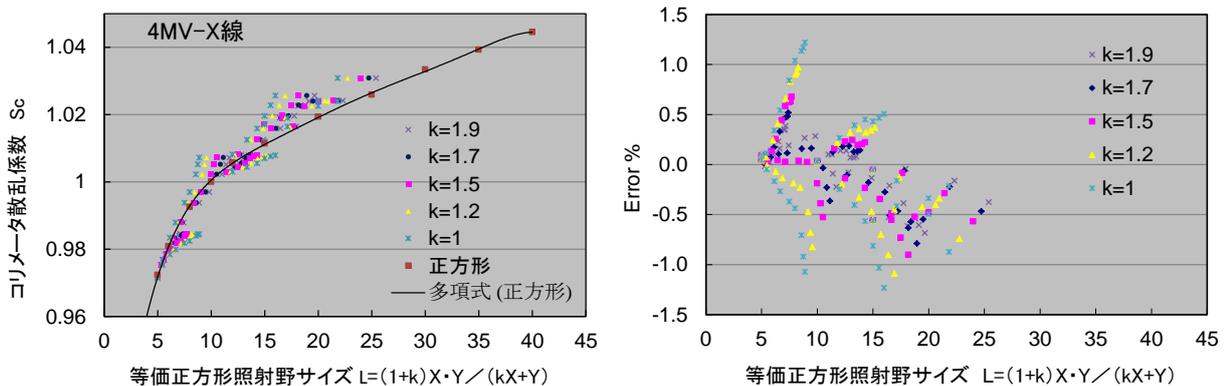


Fig.2 Kimらのコリメータ反転効果の補正(左:補正後の S_c (プロット), 右: k 値の違いによる誤差)

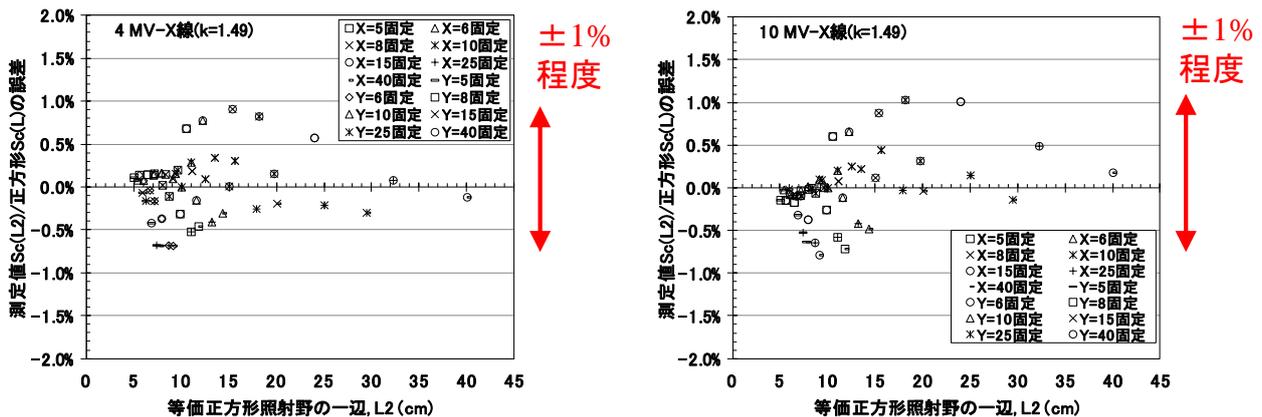


Fig.3 k 値によるコリメータ反転効果の補正による S_c の誤差(左:4 MV-X線, 右:10 MV-X線)

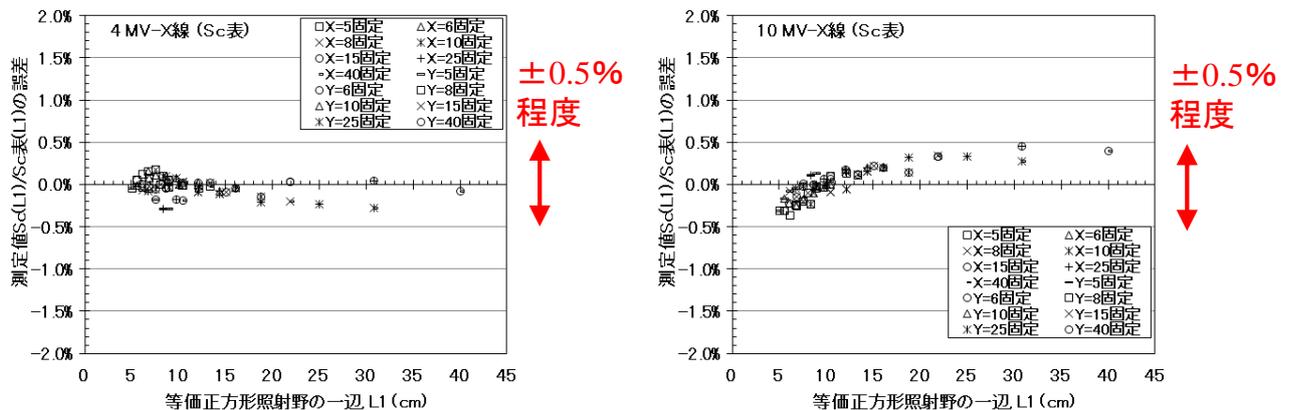


Fig.4 S_c 表によるコリメータ反転効果の補正による S_c の誤差(左:4 MV-X線, 右:10 MV-X線)

(1-2) ファントム散乱係数 S_p

S_p は主にファントムの散乱線の基準条件との違いを補正し、MLC照射野では等価正方形照射野 r_d に依存する係数である。矩形照射野ではDay法やA/P法などの等価正方形照射野を用いることが多い⁷⁾。 S_p は直接測定で

きないため、式(5)の全散乱係数 $S_{c,p}$ の測定値と式(3)のコリメータ散乱係数 S_c の測定値から、式(6)で得られる算出値である。

$$S_{c,p}(r_d) = \frac{D(r_d)}{D(r_d = 10 \times 10)} \quad \text{式(5)}, \quad S_p(r_d) = \frac{S_{c,p}(r_d)}{S_c(r_c)} \quad \text{式(6)}$$

(1-3)組織ファントム線量比 TPR

TPR (TMR) はファントムでの深さによる減弱と散乱線の基準条件との違いを補正し、MLC照射野サイズから推定される等価正方形照射野 r_d に依存する係数である。任意の深さ d 、照射野サイズ r の TPR や S_p の推定にExcelの近似式の機能を利用する方法がある⁸⁾。例えば TPR や S_p の測定データにフィットする多項式近似では、式(7)の回帰係数 $a_4 \sim a_0$ 、や式(8)の $b_4 \sim b_0$ を求める (Fig.5)。

$$TMR(d, r) = a_4(d)r^4 + a_3(d)r^3 + a_2(d)r^2 + a_1(d)r + a_0 \quad \text{式(7)}$$

$$S_p(r) = b_4r^4 + b_3r^3 + b_2r^2 + b_1r + a_0 \quad \text{式(8)}$$

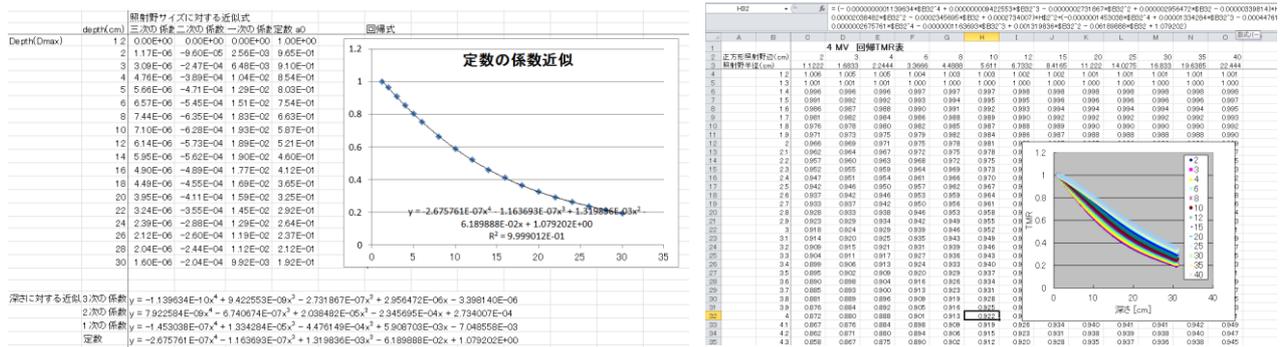


Fig.5 Excelによる近似式(左:多項式近似の回帰係数を求めた例,右:近似式による TMR の推定)

(1-4)MLC照射野の TPR や S_p の推定

円半径 r と正方形辺 L の関係を表すBjörngårdら⁹⁾の式(9)を用いたClarkson法¹⁰⁾で TPR や S_p を推定する。

$$r = 0.5611 \times L \quad \text{式(9)}$$

MLC照射野は扇形に分割し (Fig.6)、その各扇形の半径 r_i ($i=1 \sim n$) をパラメータとして TPR や S_p の近似式から各扇形の TPR や S_p を求め、式(10)、式(11)で照射野全体の平均を求める⁸⁾。

$$TMR(d, r_d) = \frac{\sum_i [TMR(d, r_i) \times S_p(r_i)]}{\sum_i S_p(r_i)} \quad \text{式(10)}$$

$$S_p(r_d) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n S_p(r_i) \quad \text{式(11)}$$

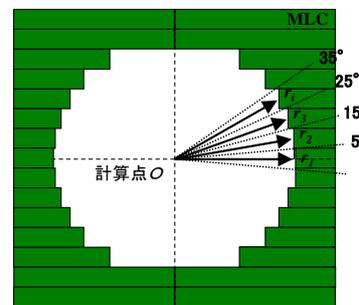


Fig.6 Clarkson 法による TPR や S_p の推定

(1-5)補正係数 CF

接線照射における組織欠損や組織の不均質性など、患者の形状に対する補正は CF で考慮する。 CF には (a)不均質補正、(b)散乱線補正がある。

(1-5-1)不均質補正

不均質補正は式(12)のように定義され、実効深さ(水等価深)をを求めるRTAR法(TAR比法)や、Bathoべき乗法が知られている。これらの単純な比率法は、不均質性の横方向の次元の影響を考慮していないことに注意する必要がある。

$$CF = \frac{\text{不均質媒質中の吸収線量}}{\text{均質媒質中の同一点の吸収線量}} \quad \text{式(12)}$$

(1-5-2)散乱線補正

散乱線補正は、患者の計算条件から均一な立方体ファントムの条件への散乱線の変化を考慮して、異なる照射野サイズ r_d と r'_d による式(13)で表される。 r'_d は実効照射野サイズで、BEV (beam's eye view) による組織欠

損の領域をMLCの下にあるように考慮することや、BEV平面の平均の投影照射野幅を推定することにより実効照射野サイズを得るなど、さまざまな方法が乳房接線照射などの照射条件で報告されている。

$$CF = \frac{S_p(r'_d)TPR(d, r'_d)}{S_p(r_d)TPR(d, r_d)} \quad \text{式(13)}$$

(2)MU独立検証の評価基準

TG-114の評価基準は、投与線量の不確実性の目標値5%に基づくガイドラインであり、各施設の事情を考慮して設定する必要がある。評価基準は、組織の不均質性の考慮の有無で大きく2つの表に分かれる (Table 1、Table 2)。さらに、計算アルゴリズムの違い、ジオメトリの違い、一次計算MUのジオメトリの違いで分かれる。

(2-1)均質条件の評価基準

患者の密度が均質と想定される場合に適用される。

Table 1 均質条件の評価基準 (TG-114のTable IIより引用)

Primary calculation geometry	Similar calculation algorithms			Different calculation algorithms		
	Same patient geometry (%)	Approx. patient geometry (%)	Uniform cube phantom approx. (%)	Same patient geometry (%)	Approx. patient geometry (%)	Uniform cube phantom approx. (%)
Minimal field shaping	2	2.5	3	2.5	3	3
Substantial field shaping and/or contour change	2.5	3	4	3	3.5	4
Wedged fields, off-axis	2	2.5	3	3.5	4	5

(2-2)不均質条件の評価基準

不均質補正の計算が行われる場合に適用される。

Table 2 不均質条件の評価基準 (TG-114のTable IIIより引用)

Primary calculation geometry	Similar calculation algorithms		Different calculation algorithms	
	Same patient geometry (%)	Approx. patient geometry (%)	Same patient geometry (%)	Approx. patient geometry (%)
Large field	2	3	2.5	3.5
Wedged fields, off-axis	2	3	3.5	4.5
Small field and/or low-density heterogeneity	3	3.5	4	5

【まとめ】

TG-114の内容を中心にまとめた。報告当時からの時間経過はあるが、臨床例を示して具体的にMU計算した結果やその解釈についても説明されている。基本の再確認として一読されるとよいと考える。

【参考文献・図書】

- 1) Stern RL et al.: Verification of monitor unit calculations for non-IMRT clinical radiotherapy: AAPM Task Group 114, Med Phys, 2011.
- 2) Investigation of an accidental exposure of radiotherapy patients in Panama, IAEA, 2001.
- 3) P. Ortiz et al.: Preventing Accidental Exposures from New External Beam Radiation Therapy Technologies, ICRP 39, 2009.
- 4) Zhu TC, et al.: AAPM Task Group 74: in-air output ratio, S_c for megavoltage photon beams, Med Phys, 2009.
- 5) Kim S, et al.: An equivalent square field formula for determining head scatter factors of rectangular fields, Med Phys, 1997.
- 6) 笠原敏文, 他: 飽和モデルによる矩形照射野のコリメータ散乱係数 S_c の推定. 日放技学誌64(10), 2008.
- 7) 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 付録17, 東京, 2012.
- 8) 保科正夫 他: 放射線治療標準テキスト, 日本放射線治療専門放射線技師認定機構監修. 医学書院, 2019.
- 9) Bjärngard BE et al. A note on equivalent circles, squares, and rectangles. Med Phys, 1982.
- 10) J. R. Clarkson: A Note on Depth Doses in Fields of Irregular Shape. Br J Radiol, 1941.