

3. MU の検証

熊本市立熊本市民病院 大崎 貴之

Commentator：保科正夫

1.はじめに

外部照射を開始するにあたり治療装置あるいは照射照合装置へ MU 値が一旦登録されると治療期間中に処方線量との食い違いがあっても気づかれ難く重大な事故になり得る。現実には過去の過剰照射あるいは過少照射の事故例では RTPS の計算結果を検証せずして使用され大きな問題となったことは周知のことである。

RTPS における入力データの種類と収集方法、データ入力の実際およびコミショニングについては前述の先生方々が詳細と問題点を挙げられおり、要点を踏まえて取り扱えば精度の高い MU 値を得ることであろう。

しかし、3D 水ファントム等により求めたビームデータ、各散乱係数や CT 値相対電子密度変換等の実測値登録は、総合的な精度確認は使用開始以前に行わなければならない。使用開始後は、日常的な独立検証の並行処理が必須であり、頻度の少ない特殊な治療計画を実施する場合には特に注意を払った検証を実施する必要がある。

現在 CT 画像を基に計画することにより標的形状に即して絞り込むことが可能になったことにより、複雑な照射野形状を用いる頻度が高くなった。その結果、不整形照射野に対する出力係数や TMR 等の深部線量関数の推定法を確立していなければならない。また、線量評価点の位置も十分注意して計算結果の妥当性を見極める必要がある。また照射角度設定の自由度も高いので多門照射も多用され、より複雑な要因が増してくる。

治療計画と同じ人体構造を再現することができれば、その線量評価点に線量計を配して実測することにより、RTPS の計算結果の精度を推し量ることができる。しかし、実際に全く同一のモデル作成は困難であることが多く、個々の臨床例における忠実な実測は現実的ではない。

臨床においては単純化したモデルによって計画 MU 値の実測検証を行うことが容易であり、物質の厚さや評価点の幾何学的再現性を確保しやすい。このことによって、不均質や表面形状(曲面等)の再現は失われる。

そのような制限の中で実測された線量との比較をする際、計算によって求められた MU 値をどのように評価するかが問題となる。当院では、主に手計算による MU 値を治療には使用しており RTPS の MU 値を補足的に利用してきた。

今回、3 ヶ月間における臨床例の計画を RTPS に全て登録し MU 値を求め、合わせて水等価固体ファントムによる実測を行い、両者の間の相違を調査した。その結果に基づき、線量測定法に

関する注意点、照射対象形状等の再現性による問題点、不整形照射野に起因する誤差の問題点等について報告する。

CT 計画装置と RTPS との連携で、当院固有であるかもしれないが、データ変換により depth 参照の際支障をきたしたケースについてここでも触れたい。

また、現在多くの症例がある乳房温存療法における放射線照射（以下乳房温存照射）について実際の患者形状を寒天により作成し、線量計算法の検討を行い、また RTPS ではアルゴリズム別の特徴や結果の差異について比較検討を行った。

2. 実測による MU 値の誤差分布

- ・対象：平成 16 年 11 月下旬から平成 16 年 3 月初旬までの期間中の外部照射例 164 門
- ・照射法内訳および使用機器等

固定照射 6MV、10MV X 線

1 門照射：前方、後方、斜入

対向 2 門：前後、左右、斜入 55%

多門照射：3 門、4 門 12%

接線照射：乳房温存照射 33%

但し、この誤差測定については乳房温存照射、回転照射および原体照射例は除外した。

- ・主な照射野形状

MLC 不整形照射野、非対称照射野、中心部分ブロック、くさびフィルタ等である。

- ・治療装置：MEVATON KD2/67 東芝
- ・照合装置：MLC-20A
- ・CT シミュレータ：CT-Port
- ・RTPS：FOCUS Ver.2.6.1 (CMS Japan)
- ・電離箱：FARMER 2570A、PTW23333 cm^3 、PTW31002 0.125 cm^3
- ・水等価ファントム：Mix-Dp
- ・線量評価：標準測定法 86

治療計画から実測までの流れ

CT 撮影 後 CT-Port 上でプラン作成し、治療計画システム FOCUS へ変換データを転送する。その後、FOCUS 上で輪郭作成や照射条件を設定した。実測値との比較を考慮して、FOCUS における線量計算では不均質補正は行わなかった。計算アルゴリズムは Clarkson 法を用いた。

治療計画システムから出力される Source Index に示された深さを測定深として、Mix-Dp 中に電離箱を配置し、架台角度 0 度にて整数化した MU 値を照射する。今回用いた RTPS である FOCUS におけるモニタ単位計算式は次式である。

$$MU = \frac{\text{Dose/fraction}}{\frac{\text{Dose output}}{PSCF(ec)} \left(\frac{SCD}{SWD} \right)^2 \left[\frac{TPR(d_{eff}, bes) \cdot PSCF(bes)}{PSCF(0)} \right]_{eff} PSCF(0) \cdot WF \cdot TF} \quad (1)$$

2-a 結果

Fig.1 は治療計画部位に対する実測誤差の分布図である。2.0%以上の誤差を示す例があるが、この他、大きな誤差が測定された例も存在した。

2-b 誤差要因

誤差要因として、(1)線量計の容積と照射野の大きさ、(2)測定点と照射野形状、(3)線量勾配、(4)遮蔽による基準点の選択、(5)その他、等が考えられる。以下で個々の要因について述べる。

1) 線量計の容積と照射野の大きさ

Fig.1 に示す結果は 0.6 cm³ の Farmer 形電離箱を用いている。比較的小さな照射野では均一な線量領域内に電離容積部分が十分含まれないために測定値が低くなる。このことが RTPS の結果との間の相違を大きくした一つの要因であった。したがって、実測検証においては照射野サイズに応じた線量計の選択が必要である。少なくとも、Farmer 形 (0.6 cm³) のみでは臨床症例の実測検証を行うには無理がある。

矩形小照射野 (3 cm × 5 cm)

に対して、PTW23333 と PTW31002 の 2 種類の電離箱を用いたときの測定配置を Fig.2 に示す。この例では短辺に対してそれぞれの電離箱の長軸を平行 (Fig.2.a)

と直交配置 (Fig.2.b) して、

RTPS と実測における線量の比較を行った。電離空洞の長軸の長さが長い PTW23333 では、長軸を短辺に平行に配置した場合には長辺に平行とした場合に比して約 2 倍弱の相違 (-4.3%) となった。一方、小型の電離箱である PTW31002 の場合には、いずれの配置においても RTPS との相違は 0.2% と一定である。

さらに小さな照射野になれば側方電子平衡が成立するサイズにも注意が必要である。側方電子平衡幅の目安として、Table 1 に示すような最小正方形照射野の辺の長さが示されているので参

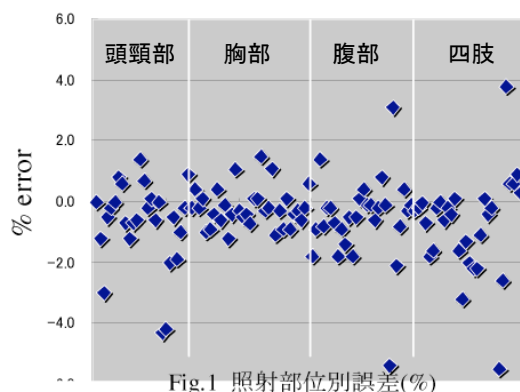


Fig.1 照射部位別誤差(%)

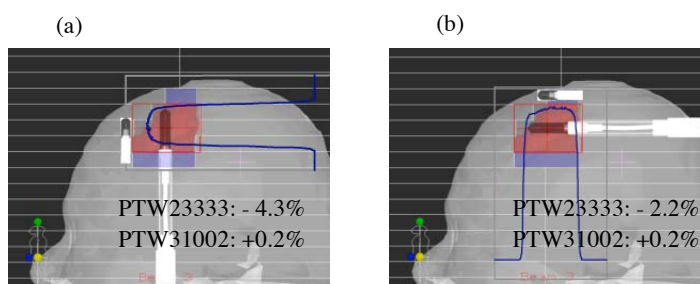


Fig.2 照射野サイズに対する電離箱電離体積の影響.

照すると良い。

Table 1. 側方電子平衡が成立する照射野サイズの見安

公称エネルギー(MV)	$r_{\text{LEE}}(\text{g/cm}^2)$	最小正方形照射野の辺
4	1.12	2.3 cm 水中
6	1.32	2.6
10	1.65	3.3
15	1.93	3.9

2) 測定点と照射野形状

不整形照射野で基準点をアイソセンタにした場合、照射野辺縁の近傍に基準点がくる場合がある。一般的に、照射野辺縁は線量勾配が急峻となり測定に適していない領域である。このことは RTPS における線量計算においても同様であり、線量勾配が低い領域に比して潜在的に誤差を含んだ MU 値を返す可能性がある。

Fig.3 に DRR 画像でその例を示す。この種の症例ではアイソセンタでの比較評価は精度に問題を含む可能性があるため、アイソセンタ以外の点を基準点とした評価を行う必要がある。

3) 線量分布勾配

非対称絞りを使用する場合、ハーフビームでの線量分布はビーム中心側において急峻な落ち方をする。またオフセットの量によりその程度は変化するので安定領域がどの位置であるのかを 3D 水ファントムやフィルム法等によって取得して評価点が適正であるかを判断する。

また、くさびフィルタを用いた照射野の場合は、線量計の長軸はくさび角度方向に直交する方向に一致させなければならない。

4) 遮蔽による基準点の選択

遮蔽ブロックの位置によっては Fig.4(a)と(b)に示すように、アイソセンタ以外の点が基準点となる。その場合にも、線量プロファイルと基準点の関係については留意しなければならない。

リニアックの場合、通常の照射野でも平坦化フィルタによる平坦化処理がなされているが、深部（通常の治療深部である 10 cm 程度の深さ）で平坦なプロファイルを得るために、浅い領域では照射野周辺部が凹形の分布（“ホーン horn”と呼ぶ）をしている。また、遮蔽ブロック近傍ではブロック体下部からの散乱線の寄与がないので線量の落ち込みが見られる。例えば、Fig.4(a)に示

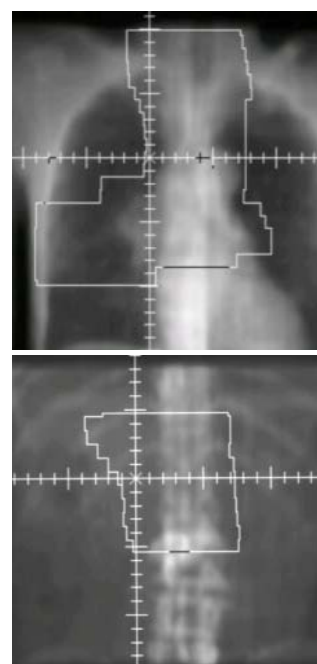


Fig.3 不整形照射野とアイソセンタの関係。

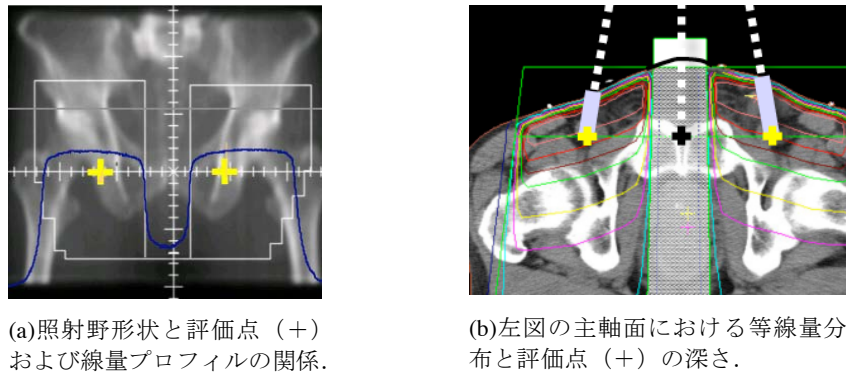


Fig.4 骨盤領域における中央遮蔽照射野.

す点は平坦な線量領域ではなく、線量分布に傾きをもつ。基準点の位置によっては線量分布勾配の急峻な領域に変位している場合もあるので、計算結果の妥当性を評価する場合には留意しなければならない。

5) その他

今回用いた治療計画の流れにおいて、治療計画上の幾何学的情報（ビーム方向、照射野や基準点の位置）の決定に CT-port を用いている。その情報に基づいて FOCUS 上で線量計画を行っている。このような構成の場合、例えば、CT-port 側に非対称照射野で Weight point 座標の任意設定の概念がないため、CT 上の深度と Focus 上の深度に相違が発生する場合がある。このような相違は、いずれの情報を利用するかによっては手計算と RTPS との MU 値にも相違が生じる。当然のことであるが、検証においてはこのようなシステムの機能の相違についても十分な配慮が必要である。

2-c まとめ

このように、単純モデル化による実測においても結果は誤差を含むものとなる。線量分布の状態や測定点が適正かどうかを把握は重要な要素であり、単純に幾何学的見地のみによって実測評価点を決定してはならない。

AAPM では放射線治療における線量評価の不確定度を、全不確定度 5%以下、ファントム内出力線量評価 2.5%以下、患者への投与線量の計算 4.3%以下としている。したがって、確度の高い MU 値計算と実測が要求される。

3. 乳房温存照射の MU 検証

対向 2 門照射の特殊なものとして接線照射法がある。特に乳房温存療法における乳房接線照射が近年多く用いられ重要な役目を果たしている。しかし、乳房温存照射はビームの入射角度、半影、くさびフィルタの角度等の照射条件、またビーム軸方向の照射野内全方向の組織欠損など不確定要素も多く、計算 MU 値による線量と処方線量の合致に関する検証が難しい例である。

乳房温存照射の検証における留意点として下記のことが挙げられる。

- 1) 凸状の乳房形状
- 2) 照射部分の構造：乳腺 胸壁 肺野 空気層
- 3) ビーム軸接線方向
- 4) 照射野内に物質(人体)が満たされていない
- 5) 線量評価点の設定

3.1.1 モデルファントムによる実測検証

ファントム中の評価点に 100cGy を投与する MU 値求め、PTW31002 0.125 cm³ 電離箱による実測値による検証を行った。照射条件は 6MV X 線、矩形照射野 18×6 cm² 及び 18×8 cm² オープン照射野、15 度及び 30 度くさびフィルタの 3 種類、ガントリ 90 度である。

MU 値の手計算は以下の 2 通りを用いた。

手計算式 1：コリメータ散乱係数とファントム散乱係数を用いた計算

$$MU_1 = \frac{D(d,s)}{DMU \cdot TMR((d,s) \cdot S_c(c) \cdot S_p(s) \cdot WF}$$

ここで $D(d,s)$ は基準点処方線量であり、この例では 100 cGy である。 DMU は 10×10 cm² の最大線量深における線量率 (cGy/MU)、 $S_c(c)$ はコリメータ開度 c におけるコリメータ散乱係数、 $S_p(s)$ は投影照射野 s におけるファントム散乱係数、 WF はくさび係数である。

この乳房ファントムにおける「投影照射野 s 」とは、

Fig.5 に示すように乳房輪郭に沿って得られた形状を照射野とするものである。この照射野サイズに対して等価正方形処理をして S_p と TMR のための照射野サイズとした。

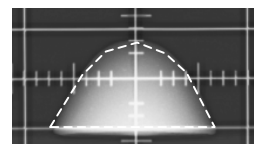


Fig.5 組織欠損における投影照射野の決定。

手計算式 2：全散乱係数で計算

$$MU_2 = \frac{D(d,s)}{DMU \cdot TMR((d,s) \cdot S_{cp}(s) \cdot WF}$$

ここで、 $S_{cp}(s)$ は投影照射野サイズ s における全散乱係数 (= 出力係数) である。

手計算 1 の $S_p(s)$ の評価にはファントム投影平面面積より求める。 $S_c(c)$ は矩形照射野全体の面積による係数値である。

RTPS の計算アルゴリズムは Superposition 法と Clarkson 法を用いた。

実測に用いた乳房ファントム (Fig.6) は円錐状に成形した Mix-DP 製の乳房単純化モデルである。乳房先端あるいは全体が照射野に含まれる二通りの照射野サイズによって照射することになる。頂上の穴から線量計の先端が内部へ向くように挿入し評価点で固定する。したがって、くさび照射野において電離箱長軸はくさび角度方向に平行となる配置とせざるを得なかった。しかし、

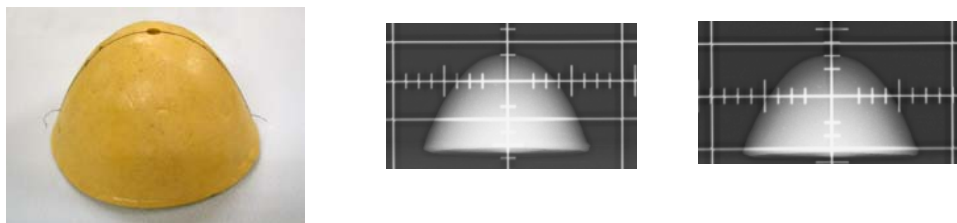


Fig.6 乳房 Mix-Dp ファントム (左) と X 線シミュレータ写真 (中央 : $6 \times 18 \text{ cm}^2$ 、右 : $8 \times 18 \text{ cm}^2$)

用いた電離箱は PTW31002 で長軸の長さは 6.5mm と短いものを使用することで誤差の最小化を図った。

3.1.2 結果および考察

処方線量 100 cGy に対する種々の計算法で得た MU 値で照射したときの測定線量との誤差%を Table 2 と 3 に示す。また、くさび照射野の場合には線量計の位置における等線量曲線の傾きが測定値に影響するので、Fig.7 と 8 にファントム内の等線量分布曲線も合わせて示す。

Table 2. Mix-Dp 乳房ファントムに対する $6 \times 18 \text{ cm}^2$ 照射野で基準点に 100 cGy 処方されたときの種々の計算法で得た MU 値で照射したときの実測線量と誤差%.

計算法		MU 値	測定線量 cGy	誤差%
Superposition	オープン	110	102.12	2.1
$c_{eq}=9.0 \text{ cm}$	15° くさび	159	101.67	1.7
	30° くさび	209	101.39	1.1
Clarkson	オープン	106	98.41	- 1.6
$c_{eq}=9.0 \text{ cm}$	15° くさび	156	99.75	- 0.2
	30° くさび	205	99.45	- 0.4
手計算 1	オープン	109	101.19	1.2
$s_{eq}=5.8 \text{ cm}$	15° くさび	160	102.12	1.2
	30° くさび	210	101.45	1.5
手計算 2	オープン	105	97.48	- 2.5
	15° くさび	154	98.41	- 1.9
	30° くさび	202	97.73	- 2.3

c_{eq} : 絞りによる照射野サイズの等価正方形の辺

s_{eq} : 体表面に投影された照射野形状からの等価正方形の辺

Fig.7 $6 \times 18 \text{ cm}^2$ 照射野、くさび角度 15° (左) と 30° (右) の等線量曲線.

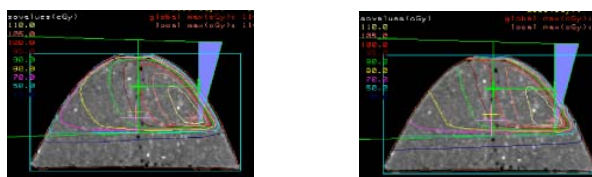


Table 3. Mix-Dp 乳房ファントムに対する $8 \times 18 \text{ cm}^2$ 照射野で基準点に 100 cGy 処方されたときの種々の計算法で得た MU 値で照射したときの実測線量と誤差%.

計算法		MU 値	測定線量 cGy	誤差%
Superposition $c_{eq}=9.0 \text{ cm}$	オープン	110	102.03	2.0
	15° くさび	159	101.42	1.4
	30° くさび	209	100.53	0.5
Clarkson $c_{eq}=9.0 \text{ cm}$	オープン	106	98.32	- 1.7
	15° くさび	156	98.87	- 1.1
	30° くさび	205	98.60	- 1.4
手計算 1 $s_{eq}=5.8 \text{ cm}$	オープン	109	101.11	1.1
	15° くさび	160	101.42	1.4
	30° くさび	210	101.45	1.5
手計算 2	オープン	105	98.32	- 1.7
	15° くさび	154	98.87	- 1.1
	30° くさび	202	98.68	- 1.3

Fig.8 $8 \times 18 \text{ cm}^2$ 照射野、くさび角度 15° (左) と 30° (右) の等線量曲線

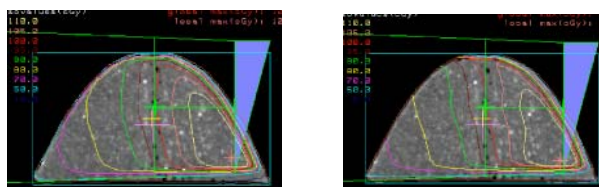


Table1 と 2 に示す結果から、

- (1) 照射される物質の三次元的形状を考慮した計算が行われるであろう superposition 法による MU 値によって得られる吸収線量においても、実測線量との間に 1%~2% 程度の相違がある。この差は RTPS に登録されたデータに依存するのか、あるいはアルゴリズムそのものによるのかは、今後の調査が必要である。
- (2) 一般的に経験する乳房照射における RTPS と手計算による MU 値との間には 4%~5% の相違がみられる。今回の研究でも、例えば superposition 法と手計算 2 との間では 5% 程度の相違がみられる。しかし、手計算 1 との間では 1% 程度である。
- (3) Clarkson 法による結果は手計算 2 の結果に近い。これは Clarkson 法における照射野の認識は絞りや遮蔽ブロックなどによる照射野端であって、媒質の存在する辺縁ではないことによる。したがって、Clarkson 法における照射野を手計算 1 で行ったように媒質の存在する辺縁によって形成される不整形として入力すれば、ここに示した結果より大きく改善されることが予想される。
- (4) 以上のことを踏まえると、乳房照射における MU 計算では乳房輪郭に相当する形状を照射野とすることで線量評価の精度は 2% 程度まで改善される。手計算 2 による結果が最も精

度の劣る結果となったのは、出力係数の S_c と S_p への分離がされていないことも一つの要因としてある。

くさび照射野においては Fig.7 と 8 から分かるように、くさびフィルタによる組織欠損の補償は完全ではないので、組織内の等線量曲線は平坦ではなく傾きを残している。したがって、実測に用いた電離箱の長軸の長さの影響が危惧される。しかし、オープン照射野との比較、あるいはくさび角度による比較からみる限り、有意な相違はなかった。これは用いた電離箱の長軸長が 6.5 mm と短かったことが幸いしたものと考えられる。

保科コメント

この報告ではさらに、人体形状も出るファントムによる実測が行われているが、示された結果のモデル番号と照射野サイズの関係が混乱しており内容を検討することができなかった。よって、人体モデルによる検証については、ここでは触れない。