

図 1 理論値に対する実効深の違い

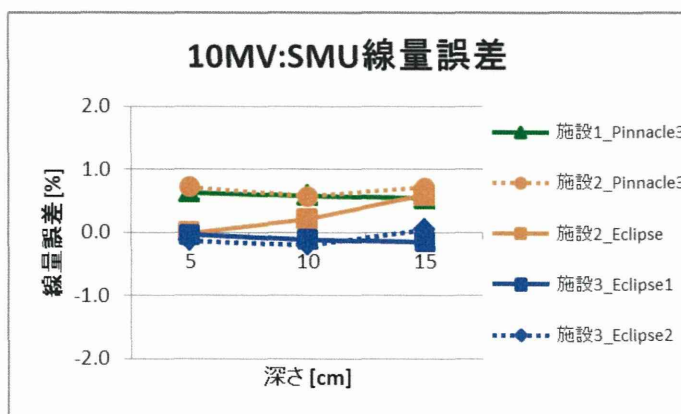


図 2.1 水における実測値と TPS の線量誤差

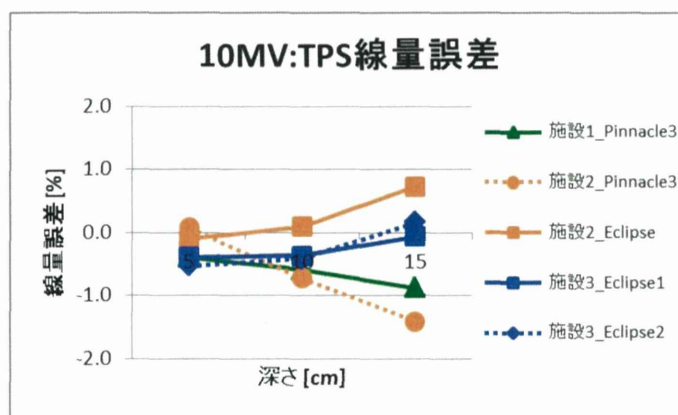


図 2.2 水における実測値と SMU の線量誤差

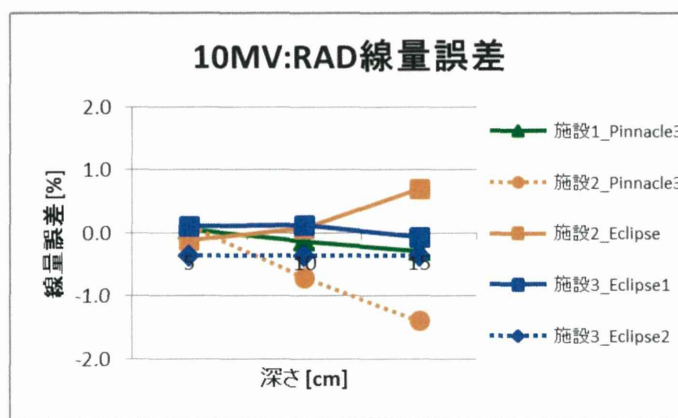


図 2.3 水における実測値と RAD の線量誤差

表 3.1 各施設の実測値に対する線量誤差

[ % ]	施設 1 Pinnacle <sup>3</sup>	施設 2 Pinnacle <sup>3</sup>	施設 2 Eclipse	施設 3 Eclipse 1	施設 3 Eclipse 2	全施設平均
TPS	0.6±1.2	0.1±0.6	-0.4±0.7	-0.5±0.3	-0.5±0.5	-0.2±0.8
SMU	1.5±0.6	1.5±0.5	0.7±0.8	0.0±0.5	-0.3±1.0	0.7±1.0
RAD	1.4±0.6	-0.1±0.9	1.4±0.7	0.0±0.6	0.0±0.6	0.5±1.0

表 3.2 各 TPS 別の実測値に対する線量誤差

[%]	Eclipse			Pinnacle3		
	TPS	SMU	RAD	TPS	SMU	RAD
検証 1 頭部	-0.5±0.5	0.0±0.4	0.2±0.7	0.0±0.3	0.9±0.1	0.1±0.9
検証 2 頭頸部	-0.2±0.6	-0.4±1.6	0.1±1.0	1.4±2.0	1.5±0.1	0.2±1.1
検証 3 喉頭	-0.4±0.5	-0.1±0.4	0.5±1.2	0.9±0.1	1.0±0.1	0.6±0.1
検証 4 乳房	-0.9±0.2	-0.4±0.5	0.5±0.9	0.5±0.8	1.1±0.3	0.3±0.7
検証 5 肺	-0.5±0.2	1.2±1.0	1.4±0.4	0.7±0.3	2.3±0.4	2.0±1.2
検証 6 食道	-0.4±0.6	0.1±0.4	0.5±0.8	-0.2±0.8	1.4±0.6	1.1±1.0
検証 7 骨盤	-0.3±1.0	0.7±0.4	0.5±1.3	-0.3±0.7	2.1±0.4	0.5±1.2
検証 8 骨	-0.4±0.3	-0.1±0.5	-0.1±0.9	0.0±0.5	1.4±0.4	0.5±1.1
平均	-0.5±0.5	0.1±0.1	0.5±0.5	0.3±0.3	1.5±1.5	0.7±0.7

表 3.3 部位別の TPS 算出値に対する線量誤差

[%]	Eclipse		Pinnacle3	
	SMU	RAD	SMU	RAD
検証 1 頭部	1.3±0.5	1.2±0.4	2.6±0.5	1.4±0.6
検証 2 頭頸部	0.7±1.0	0.0±0.2	2.7±0.3	0.5±0.7
検証 3 喉頭	0.7±0.4	0.6±3.1	3.2±0.3	0.8±0.2
検証 4 乳房	2.7±0.5	3.0±0.5	2.9±0.4	2.0±0.7
検証 5 肺	4.5±0.8	4.6±0.7	5.5±1.2	4.1±1.6
検証 6 食道	1.7±0.7	1.7±1.0	3.2±1.9	2.5±1.5
検証 7 骨盤	0.0±0.9	0.0±0.4	1.5±0.9	0.4±1.6
検証 8 骨	1.6±0.2	1.2±0.4	1.2±2.5	2.3±0.9
平均	1.7±1.5	1.5±1.9	2.8±1.7	1.8±1.6

表 4.1 施設別の臨床症例数

[件数]	施設 1	施設 2	施設 2	施設 3
	Pinnacle <sup>3</sup>	Pinnacle <sup>3</sup>	Eclipse	Eclipse
頸部	26	28	102	46
食道・肺	64	82	94	43
乳房	108	50	-	60
腹部	39	6	20	67
前立腺	196	4	100	14
骨盤	103	50	10	74
椎体・骨	44	41	31	41
総件数	580	261	357	345

表 4.2 施設別の TPS 算出値に対する線量誤差

[%]	施設 1	施設 2	施設 2	施設 3	全体平均
	Pinnacle <sup>3</sup>	Pinnacle <sup>3</sup>	Eclipse	Eclipse	
Simple MU	2.2±2.0	1.8±2.3	1.1±2.1	1.6±1.8	1.7±2.1
RADCALC	1.1±1.8	0.9±3.5	0.3±1.7	1.3±1.7	0.9±2.2

表 4.3 部位別の TPS 算出値に対する線量誤差

[%]	Eclipse		Pinnacle <sup>3</sup>	
	SMU	RADCALC	SMU	RADCALC
頸部	1.0±1.4	0.8±1.6	2.2±1.7	2.3±2.0
食道・肺	2.6±2.6	1.3±2.1	2.9±2.5	1.5±3.7
乳房	4.4±0.7	3.9±1.0	4.3±2.1	3.1±1.9
腹部	0.6±1.3	0.2±1.1	0.8±1.4	0.3±0.8
前立腺	0.0±0.7	-0.4±0.6	1.2±0.8	-0.1±0.8
骨盤	0.7±0.7	0.3±0.6	1.1±1.0	-0.2±1.8
椎体・骨	0.6±1.5	0.2±1.1	0.8±1.6	0.6±0.9
平均	1.3±2.0	0.8±1.8	2.0±2.1	1.0±2.4

脳定位治療法における部位別の許容値の決定および問題点の把握、解消

西山 史朗

埼玉県厚生連 久喜総合病院 放射線科 診療放射線技師

【研究要旨】

脳定位治療法は Stereotactic Radiosurgery (SRS) や Stereotactic Radiotherapy (SRT) が行われる。SRS、SRT では照射装置を回転させながらの照射する場合があります、独立計算は行われておらず測定等で品質保証していた。本研究では小照射野である SRS、SRT に対応した独立計算システムを用い、独立計算における許容値を評価した。その結果、脳定位 Arc 照射における患者 CT 画像を用いた独立計算検証において、Confidence limit は±2.5%であり、系統誤差 2% 含めると 4.5%である。しかし、精度の高い散乱係数を採用することで、Confidence limit の減少は可能であるといえる。

【研究協力者および所属施設】

眞壁 耕平 久喜総合病院 放射線科

石橋 悟 佐世保市立総合病院 中央放射線室

高橋 良 がん研究会有明病院 放射線治療部

橘 英伸 国立がん研究センター東病院臨床開発センター粒子線医学開発分野

【背景】

- ・ 近年複雑な Plan (IMRT, VMAT, small field SRT, Arc field) が出現してきており、従来の独立計算検証で投与線量を担保出来るとはいえない<sup>1)</sup>。
- ・ 高精度照射である脳定位照射 (SRS・SRT) は回転照射であり品質保証は実測定で行っているが、独立計算検証は実施されていない。
- ・ 脳定位照射に関する独立計算検証の許容値が明確に決定されていない。

【目的】

- ・ Add-on micro multi-leaf collimator (mMLC) を使用した脳定位 Arc 照射の独立計算検証の有用性を検討し、治療計画装置に対する許容値を決定した。

【使用機器と方法】

mMLC を使用して脳定位照射を行っている国内 2 施設を対象とした。使用機器・測定器具の

一覧を表 1 に示す。施設 1 の治療計画装置 ( Radiation treatment planning system ; RTPS ) は Ergo++ ver. 1. 7. 5 ( Elekta, Stockholm, Sweden )、照射装置は Synergy ( Elekta, Stockholm, Sweden )、mMLC は APEX ( Elekta, Stockholm, Sweden ) であり、施設 2 の RTPS は iPLAN RT 4. 1. 2 ( BrainLAB, Feldkirchen, Germany )、照射装置は ONCORE ( Siemens, Munich, Germany )、mMLC は m3 ( BrainLAB Feldkirchen, Germany ) であった。計算アルゴリズムは 2 施設とも、Pencil Beam Convolution を使用し、不均質補正有りで計算した。独立計算検証で用いたソフトウェアは、SimpleMU Analysis ( Triangle products, Wajima, Japan ) の Clarkson method を使用した。今回検証した患者データの概要を表 2 に示す。

### 1. Non-Arc plan

ガントリー角度を  $0^\circ$  で固定し、照射野を  $1 \times 1 \text{cm}^2$ 、 $2 \times 2 \text{cm}^2$ 、 $3 \times 3 \text{cm}^2$ 、 $5 \times 5 \text{cm}^2$ 、 $8 \times 8 \text{cm}^2$ 、 $10 \times 10 \text{cm}^2$  とし、深さを使用エネルギーの  $d_{\text{max}}$ 、5cm、10cm、15cm、20cm と変化させて、水等価としたバーチャルファントム ( 相対電子密度 : 1.0 ) の各 SAD100cm のアイソセンターが 1Gy になる MU を RTPS で計算させ、また校正用水ファントムを用いて実測も行った。実測は、 $3 \times 3 \text{cm}^2$  以下の小照射野では、0.015cc Pinpoint ion chamber ( PTW-TN30014, Freiburg Germany ) を使用し、それ以上は 0.6cc farmer ion chamber ( PTW-TN30013, Freiburg Germany ) を使用した。さらに、RTPS から DICOM RT ( Plan, Structure ) 及び CT 画像ファイルを出力し、SimpleMU Analysis ( indp ) にて取り込み、RTPS と独立して線量を求めた。また、測定した実測値と RTPS、Indp でそれぞれ

求めた値を比較した。式(1)は RTPS の誤差  $E_{\text{RTP}}(\%)$ 、式(2)は Indp の誤差  $E_{\text{indp}}(\%)$  を示す。

$$E_{\text{RTP}} = ((D_{\text{RTP}} - D_{\text{meas}}) / D_{\text{meas}}) \times 100 \quad (1)$$

$$E_{\text{indp}} = ((D_{\text{RTP}} - D_{\text{meas}}) / D_{\text{meas}}) \times 100 \quad (2)$$

$D_{\text{RTP}}$  は、RTPS が計算した線量 ( Gy )、 $D_{\text{meas}}$  は実測値 ( Gy ) を表す。

### 2. 患者 Plan ( 患者 CT )

脳定位 Arc 照射を施行した 38 名の患者 Plan の DICOM RT ( Plan, Structure ) 及び CT 画像ファイルを出力し、Indp で取り込み、RTPS と独立して線量を求め、RTPS との線量を比較した。式(3)は Indp の RTPS に対する誤差  $E'_{\text{indp}}(\%)$  を示す。

$$E'_{\text{indp}} = ((D_{\text{indp}} - D_{\text{RTP}}) / D_{\text{RTP}}) \times 100 \quad (3)$$

$D_{\text{indp}}$  は Indp が計算した線量 ( Gy )、 $D_{\text{RTP}}$  は RTPS が計算した線量 ( Gy ) を表す。

### 3. 患者 Plan ( 実測 )

脳定位 Arc 照射を施行した 38 名の患者 Plan を RT3000-New ( TOYO Medic, Tokyo, Japan ) に移し込み、の RT3000-New の CT 値を強制的に 0 に割り当て、相対電子密度を 1.0 とし計算した。RTPS が計算した線量は、Pinpoint ion chamber の電離体積の平均値ではなく、Iso center 線量とした。さらに、移し込んだ Plan の DICOM RT ( Plan, Structure ) 及び CT 画像ファイルを出力し、Indp で取り込み、RTPS と独立して線量を求めた。実測に使用し

た Ion chamber は、施設 1 は、Pinpoint ion chamber、施設 2 は、0.125cc ion chamber (PTW-TM31010, Freiburg Germany)を用いた。方法 1 と同様に実測に対する RTPS の誤差と Indp の誤差を算出した。さらに RTPS に対する Indp の誤差も算出した。

#### 4. Sc の決定

SimpleMU Analysis には、Sc の決定に際して、“Field size for Sc”と言われるアルゴリズムが搭載されている。これは、Jaw で形成した照射野サイズが MLC で形成した照射野の 2 倍以上である場合、MLC の照射野の等価正方形の Sc を採用するアルゴリズムである。脳定位 Arc 照射を施行した 20 名の患者 Plan を用いて、方法 3 と同様に Indp で線量を求める時に、Field size for Sc の ON、OFF で実測に対する Indp の誤差を算出した。

#### 【結果】

#### 13. Non-Arc plan

表 3 に実測に対する TPS と Indp の線量誤差を示す。APEX、m3 共に RTPS、Indp の誤差の平均値は、±1%未満であった。誤差の最大値は、APEX では Indp にて 4.53%、m3 では Indp にて、3.83%であった。これは、1×1cm<sup>2</sup> の極小照射野の結果が反映している。2 施設のまとめでは、RTPS の平均値±2SD (%)は、-0.17±2.32、Indp の平均値±2SD (%)は、0.45±3.34 であった。

#### 14. 患者 Plan (患者 CT)

表 4 に各施設における RTPS に対する Indp の誤差を示す。Apex 及び m3 の平均値±2SD (%)は 0.89±0.89、3.04±1.36 であった。2 施設の平均値±2SD (%)は 1.97±2.45 であり、Indp

が RTPS に対して系統的に 2%程度高く算出していた。

#### 15. 患者 Plan (実測)

表 5 に各施設における患者 Plan を RT3000-New に移し込んで実測した線量に対する RTPS と Indp の計算線量の誤差を示す。Indp における Apex と m3 の各平均値±2SD (%)は 1.1±1.34、1.17±1.9 であった。各施設の RTPS の平均値は実測値に対して±1%未満であった。2 施設の平均値±2SD (%)は、RTPS が 0.05±2.28、Indp が 1.15±1.61 であった。Indp が RTPS に比較して、系統的に 1%程度高く算出していた。

#### 16. Sc の決定

図 1 に各施設における実測に対する Field size for Sc の使用の有無による Indp の計算誤差を示す。Apex は、Field size for Sc を OFF にすると ON 時に比較して誤差が約 5%増大した。m3 は不変であった。

#### 【考察】

Non-Arc plan では、1×1cm<sup>2</sup>の極小照射野においては、RTPS、Indp 共に誤差が大きくなった。RTPS、Indp に登録された極小照射野における Sc、Scp の値が大きく影響している可能性がある。登録する為の Sc、Scp の測定の為には、最適な電離体積を持った測定器具を選択する必要がある。極小照射野では、大きな電離体積を持った Ion chamber では、Dose falloff の影響が大きく受ける可能性がある<sup>2)</sup>。

患者 CT 画像を使用した Indp は RTPS に比較して 2%程度高く算出していた。これは、Indp に登録された Sc、あるいは Sp の値が RTPS に登録された散乱係数に対して小さいことが影響

していると思われた。特に iPLAN に登録する散乱係数は Scp のみであり、Indp に登録する散乱係数は、Sc と Sp であるので、iPLAN で計算に使用されている Sc と Indp に登録されている Sc の違いが測定値に系統的に表れている可能性がある。逆を言えば、RTPS の散乱係数と Indp の散乱係数の一致度を高めれば、系統的な誤差は減少可能だと思われる。RTPS に登録されたビームデータと独立計算検証に使用するビームデータの整合性を確認することは重要である。

患者 Plan の実測においては、Indp が実測値あるいは RTPS に対して 1% 程度高く算出していたが、系統的な誤差としては非常に小さいといえる。これは Arc 照射で約 60 個の Segment を一つ一つ正確に計算出来ていると思われた。

脳定位照射における SRS、SRT では小照射野を使用する為、値の勾配が大きい Sc の決定が重要な因子である。方法 4 での Field size for Sc を OFF にすると、Apex では誤差が RTPS に比較して 5% 程度増大した。これは Apex の Jaw の設定に関係している。Apex は、mMLC で照射野を形成しても Jaw は常に  $12 \times 14 \text{cm}^2$  と一定である。Field size for Sc を OFF にすると、 $12 \times 14 \text{cm}^2$  の等価正方形の Sc を選択する。一方、m3 の場合は、mMLC で形成した照射野の最大開度の MLC に対して Jaw は常に 2mm の間隔をあけてフィットする機構である。その為、Jaw の照射野が mMLC の照射野が 2 倍になることはない、Field size for Sc の ON、OFF によって線量値の違いはない。このことから脳定位照射の SRS、SRT における Sc の決定因子として Simple MU Analysis に実装されているアルゴリズムである Field size for SC は ON で使用するべきである。

#### 【結論】

Add-on mMLC を使用した脳定位 Arc 照射における患者 CT 画像を用いた独立計算検証において、Confidence limit は  $\pm 2.5\%$  であり、系統誤差 2% 含めると 4.5% である。しかし、精度の高い散乱係数を採用することで、Confidence limit の減少は可能であるといえる。

#### 【参考文献】

- 1 Stern et al. : Verification of monitor unit calculations for non-IMRT clinical radiotherapy : Report of AAPM Task Group 114 , Medical Physics, Vol. 38, No. 1, January 2011
- 2 S. N. Rustgi and D. M. D. Frye : Dosimetric characterization of radiosurgical beams with a diamond detector Med. Phys. 22 (12), December 1995

#### 【研究発表】

西山史朗、眞壁耕平、石橋悟、橘英伸 ” Add-on micro multi-leaf collimator を使用した脳定位 Arc 照射の独立計算検証の有用性 ”, 日本放射線腫瘍学会第 27 回学術大会(横浜市)、2014 年 12 月

#### 【知的財産権の出願・登録状況】

(予定を含む)

19. 特許取得  
なし
20. 実用新案登録  
なし
21. その他  
なし



表 1. 使用機器と測定器具

Institution	Kuki general hospital	Sasebo city general hospital
RTPS	Ergo++ ver 1.7.5 ( Elekta )	iPLAN RT 4.1.2 ( BrainLAB )
Accelerator	Synergy ( Elekta )	ONCOR ( SIEMENS )
Add-on mMLC	APEX ( Elekta )	m3 ( BrainLAB )
Algorithm		PBC
Water phantom	Type1233 1D Scanner	PTW MP3
Dosimeter	RAMTEC Smart	PTW UNDOS
Ion chamber	PTW-TN30013	PTW-TM30013
	PTW-TN30014	PTW-TM31010
Phantom		RT3000-New
Analysis	SimpleMU Analysis ver1. 1. 9 ( Triangle Products )	

表 2. 患者 Plan information

Institution	Kuki general hospital	Sasebo city general hospital
Number of patients	19	19
Number of arc	4.9 ( 4 – 5 )	5.7 ( 4 – 7 )
Number of segment	56 ( 54 – 58 )	63.8 ( 44 – 70 )
PTV volume ( cc )	9.5 ( 0.5 – 27. 6 )	11. 5 ( 0.4 – 44.4 )
Mean of field size ( cm2 )	2.5 ( 1.1 – 5.4 )	3.2 ( 1.5 – 5.0 )
Prescribe dose ( Gy )	8 ( 1.8 – 13 )	4 ( 2.5 – 6.25 )

表 3. Non-arc における実測に対する TPS と Indp の誤差の比較

Calculator	Ave (%)		Max (%)		1SD (%)		2SD (%)	
	Apex	m3	Apex	m3	Apex	m3	Apex	m3
TPS	0.29	-0.62	2.36	-3.01	0.92	1.21	1.83	2.42
Indp	0.58	0.31	4.53	3.83	1.58	1.77	3.17	3.53

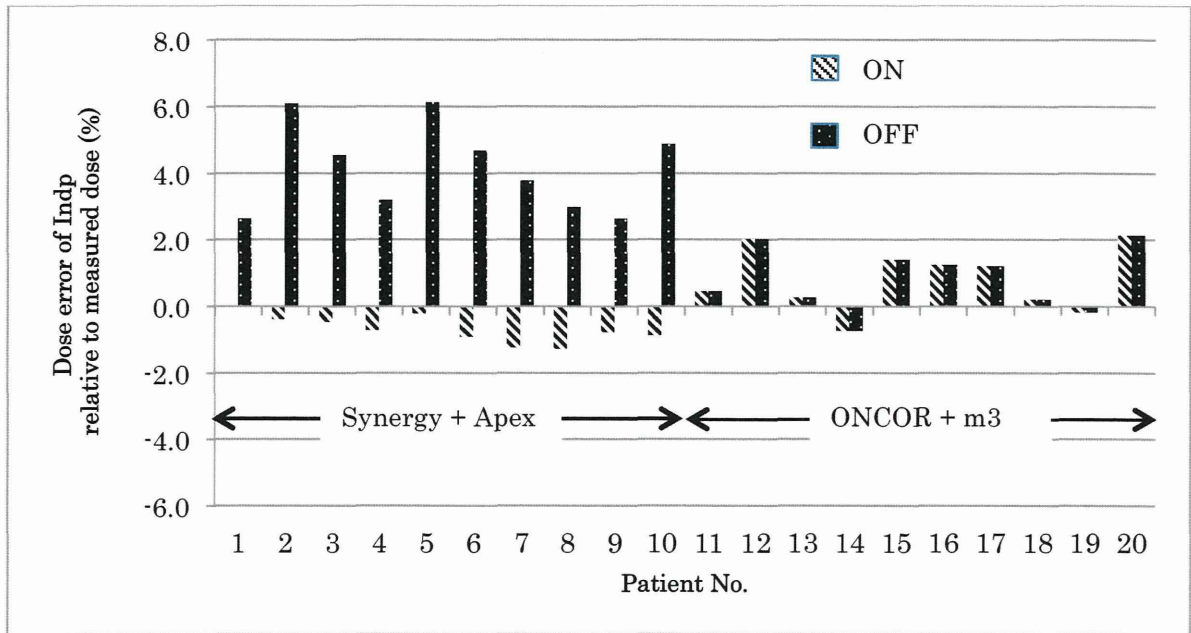
表 4. Patient の CT 画像を用いた TPS に対する Indp の誤差の比較

mMLC	Ave (%)	Max (%)	1SD (%)	2SD (%)
Apex	0.89	1.47	0.44	0.89
m3	3.04	4.35	0.68	1.36

表 5. 患者 Plan の実測に対する TPS と Indp の誤差

Calculator	Ave (%)		Max (%)		1SD (%)		2SD (%)	
	Apex	m3	Apex	m3	Apex	m3	Apex	m3
TPS	0.83	-0.8	2.28	-1.75	0.83	0.66	1.66	1.33
Indp	1.1	1.17	1.84	2.89	0.67	0.95	1.34	1.9

図 1. 実測値に対する Field size for Sc の ON、OFF による Indp の誤差



厚生労働科学研究委託費（革新的がん医療実用化研究事業）

委託業務成果報告（業務項目）

肺がん定位治療法における部位別許容値の決定および問題点の把握、解消  
－ 独立計算検証ソフトウェアプログラムによる肺がん SBRT の線量評価の検討 －

河合 大輔 神奈川県立がんセンター 放射線治療技術科 診療放射線技師

### 【研究要旨】

放射線治療にて治療計画装置（RTPS）から出力された線量を、別途に検証する事は重要である。肺体幹部定位放射線治療は、不均質の影響が多いため RTPS の線量計算アルゴリズムの影響を受けやすい。そこで国内の 5 施設のデータをもとに線量計算アルゴリズム別（AAA、PBC、AC）に、許容レベル値からみた介入レベル（AL）値が算出可能かの検討を行った。方法は、不均質ファントムを使用して RTPS と独立検証ソフト（クラークソン区分求積法）の検証を行った後、臨床プランにて AL 値を算出した。得られた AL 値は、AAA、PBC、AC でそれぞれ  $7.72 \pm 6.02 \%$ 、 $4.69 \pm 3.85 \%$ 、 $5.32 \pm 3.25 \%$  であった。RTPS と独立検証ソフト間のアルゴリズムの相違を考慮し、系統誤差を含めた運用が必要である。

### 【研究協力者および所属施設】

高橋 良	がん研究会有明病院
上間 達也	がん研究会有明病院
馬場 大海	国立がん研究センター東病院
橘 英伸	国立がん研究センター東病院
山本 鋭二郎	国家公務員共済組合連合会大手前病院
久保 容子	国家公務員共済組合連合会大手前病院
樋口 義洋	佐世保市立総合病院
石橋 悟	佐世保市立総合病院

## 【背景】

- ・ 放射線治療計画装置 (RTPS) から出力された MU (線量) 値の検証は重要である<sup>1</sup>
- ・ 肺体幹部定位放射線治療 (SBRT) は 1 回線量の大きな治療であり、不均質な領域を多く含む
- ・ 不均質領域は RTPS の線量計算アルゴリズムの種類により計算精度が異なる
- ・ 独立検証の許容値を提示した AAPM TG114<sup>2</sup>内にもアルゴリズム別の AL (Action Level) 値は提示していない

## 【目的】

- ・ 国内 5 施設の SBRT プランより 3 種のアルゴリズム別に CL (Confidence Limit) 値からみた AL 値を決定する
- ・ 臨床プランにおける問題点の把握をする
- ・ 臨床運用の際の新たな提案をする

## 【方法】

### 16. 不均質ファントムを使用した実測線量評価

#### (ア) 実測線量と RTPS の線量比較

国内 5 施設において、図.1 に示すような外観の不均質ファントムと模擬腫瘍 (30mm φ) を使用して、不均質な領域における RTPS のコミッションングの精度を確認した。使用した CT 撮影の条件は、各施設が実際に SBRT を行う際に使用する条件に準じた。国内 5 施設での RTPS の不均質補正を考慮した線量計算アルゴリズムと X 線のエネルギー、治療装置 (リニアック) を施設別に表.1 に示す。ここで AAA は Analytic Anisotropic Algorithm、PBC は Pencil Beam Convolution、AC は Adaptive Convolve を示す。

全ての施設において、実測の際に使用した電

離箱 (PTW TN31016 0.015cc) と電位計

(UNIDOS Weblin) は同じであった。

はじめに、肺野を想定した位置 (Plan.1) と胸壁を想定した位置 (Plan.2) に模擬腫瘍を挿入して (図.2-a と図.2-b 参照)、表.2 に示すような条件にてそれぞれプランを立案した。その後、肺門部を想定した位置 (Plan.3) に模擬腫瘍を挿入し (図.2-c 参照)、各施設で実際に治療を行ったプランを 3 症例任意に選択し、実際の治療時と同じ幾何学的条件 (同じガントリ角度、コリメータ角度、寝台角度) にて表.2 に示すような条件でプランを立案した。また、立案したプラン全てにおいて模擬腫瘍より 5mm の 3 次元マージンを付加したものを PTV マージンとし、MLC マージンはリーフ幅中心点で PTV 外接から 5mm とした。

各施設において RTPS から出力された線量とリニアックを使用して得られた実測線量の比較をアルゴリズム別に行った。また、比較の際の基準は実測とした。

#### 1.2 RTPS と独立線量計算ソフトの線量比較

線量独立計算ソフトの違いによる線量計算依存を排除する為に、全ての施設において、線量独立計算ソフトには、Triangle product 製の Simple MU Analysis (SMU) Ver.1.1.9 を使用した。ソフトの外観図を図.3 に示す。

SMU に使用されている計算アルゴリズムは、クラークソン区分求積法<sup>3</sup>であり、(1)式によって線量値は導出される。ここで、 $DMU$  は基準深の線量 (1MU=1cGy)、 $S_c(r_d)$  はコリメータ散乱係数、 $S_p(r_d)$  はファントム散乱係数、 $TMR(d, r_d)$  はある深さ  $d$  での照射野  $r$  における組織最大線量比、 $OAR(d, x)$  はある深さ  $d$  にてビーム中



心軸からの距離  $x$  における空中軸外線量比、 $SSD_0$  は線源からファントム表面までの距離、

$SPD$  は線源から線量計算点までの距離、 $WF(d, r, x)$  は、

$$D = MU \cdot DMU \cdot Sc(r_c) \cdot Sp(r_d) \cdot TMR(d, r_d) \cdot OAR(d, x) \cdot WF(d, r, x) \cdot \left( \frac{SSD_0 + d_0}{SPD} \right)^2 \quad (1)$$

物理ウェッジファクタまたは非物理ウェッジファクタ、 $d_0$  は正規化した深さを示す。SMU にはこれらのビームデータ以外にも CT-電子密度の変換テーブルや、Transmission Factor、Dosimetric Leaf Gap 等も事前に登録しておく必要がある。これらのパラメータにより、強度変調放射線治療 (IMRT) や回転型強度変調放射線治療 (VMAT) への独立検証が可能となる。

今回、他施設試験を行うにあたり、登録したビームデータの確認や模擬プランを作成した Credentialing によって RTPS から出力される線量、SMU、また均質条件下での実測線量との相違に問題がないことを事前に確認した。

SMU を用いて解析を行う際には、使用した RTPS より、RT Plan、Structure 情報、CT 画像の DICOM ファイルを読み込む。また RTPS の種類によっては別途、線量の情報も読み込む事も可能である。また、従来の手計算や他のコンピュータを使用した独立計算ソフトと異なる点としては、登録した CT-電子密度の変換テーブルを用いて、実効深 (放射線経路長) を自動で算出する。通常、多くの独立検証ソフトではこの実効深の算出においては、RTPS より出力されたプランレポートの値を使用している。このような観点から SMU は完全独立検証ソフトということができる。更なる利点として、

Structure 情報をもとにして、CT 値を書き換える事も可能である。これは、従来独立計算検証では不可能であったカウチモデリングや、ファントムを使用したプランを検証する際のスケールリング補正にも対応が可能である。

各施設において 1.1 にて立案した DICOM プラン情報を SMU へ転送し、RTPS から出力された線量と SMU より取得した線量をアルゴリズム別に比較した。その際、RTPS 線量を基準とした。

### 1.3 実測線量と独立線量計算ソフトの線量比較

1.1 で得られた実測線量と、1.2 で得られた SMU 線量を施設ごとかつアルゴリズム別に比較を行った。その際、実測線量を基準とした。

## 2 各施設における臨床プランを使用した評価

### 2.1 臨床プランを使用した水置換プランの解析

今回、国内 5 施設より得られた SBRT プランは、77 名、計 547 ビームであった。アルゴリズム別に示すと、AAA は 15 名 (126 ビーム)、PBC-B は 37 名 (260 ビーム)、AC は 25 名 (161 ビーム) である。今回各施設において、肺がん SBRT で使用された 3~8 cm<sup>2</sup> 程度の照射野のコミッショニングの精度を不均質の影響を除外する目的で、全ての施設の臨床プランのアルゴリズムで不均質補正をオフにして均質条件下にて

計算を行い、SMUにて転送後、患者プランのCT画像の外輪郭のStructure内のCT値を水等価（CT値=0）として、線量検証を行い、アルゴリズム別に各門と全門評価における系統誤差と標準偏差を算出し、比較した。比較の際は、RTPSを基準とした。

## 2.2 臨床プランにおけるAL値設定の検討

各施設にて実際に治療を行ったプランを使用して、アルゴリズム別にCL（2SD）からみたALが設定可能かを検討した。また、AAAにて治療を行った施設においては、全症例PBC-B（不均質補正：Batho Power Low法）にて、PBC-Bを使用して治療を行っている施設ではAAAにて再計算を行い、それぞれで得られた値も解析値に含めた。よってAAAとPBC-Bにおいては52例（386ビーム）よりAL値を算出した。AAAとPBC-Bにおいて解析に使用した臨床プランのPTV体積は中央値で17.2 cc（5.2～78.2 cc）であり、ACはPTV体積の中央値は、40.4 cc（14.2～141.9 cc）であった。

これら臨床プランの評価を各門と全門にて評価を行い、系統誤差と標準偏差を算出し、その後、AL値を算出した。評価の際には基準値をRTPSとした。

### 【結果】

#### 17. 不均質ファントムを使用した実測線量評価

##### (ア) 実測線量とRTPSの線量比較

不均質ファントムを使用して立案したプランの実測線量とRTPS線量との評価の結果を表.3に示した。表.3内の各X線エネルギーの横の括弧内の英字は施設を表す。Plan.3においては、各施設でランダムに選択した3つの臨床プランの結果の平均値±標準偏差の値を示した。肺野中心に腫瘍があると想定したPlan.1では、

模擬腫瘍をコルク中心部に配置しているため、各ビームがコルク部（不均質部）を通過する距離は長い。表.3より、AAAは他のアルゴリズムと比較して、全てのX線エネルギーにおいて実測値に対して、RTPSの出力線量との乖離が見られる。胸壁に腫瘍があると想定したPlan.2も同様に、他アルゴリズムと比較してAAAに実測値との乖離が見られた。また、AAAの10MV X線を使用した時が最も乖離が大きかった。更にPlan.1とPlan.2ではそれぞれ10MV X線では実測値の方が大きな値を示した。PBC-Bにおいては、2施設がおおよそ同様の傾向を示した。一方で3つのPlan全てにおいて、実測値と最も近かった線量計算アルゴリズムはACであった。模擬腫瘍の位置を肺門部にあると仮定し、各施設において実際に治療を行ったプランと同様の幾何学的な条件を使用して立案したPlan.3では、任意に選択した3症例の全門評価における相違値の平均値±標準偏差を表している。Plan.3においても実測値との相違は、系統誤差、標準偏差共にAAAが大きかった。

##### (イ) RTPSと独立線量計算ソフトの線量比較

不均質ファントムを使用して立案したプランのRTPSとSMUの線量を比較した値を表.4に示す。Plan.3においては、上記と同様に任意に選択した3症例の全門評価における相違値の平均値±標準偏差の値を示している。Plan.1において最もRTPS線量との相違が大きかったのは、ACであった。

Plan.2とPlan.1を比較すると、1施設のPBC-Bにおいては、同等の系統的な相違を示したが、それ以外の施設では、Plan.2の方が相対的な相違は小さくなった。また、すべてのプランにおいて、RTPSとSMUとの系統的な相違は5%程度であった。

#### (ウ) 実測線量と独立線量計算ソフトの線量比較

不均質ファントムを使用して立案したプランの RTPS と SMU の線量を比較した値を表.5 に示す。Plan.3 においては先に述べた事と同様の解析を行った。

今回使用した 3 つの線量計算アルゴリズムの中では、AAA の標準偏差が最も大きくなった。

#### 18. 各施設における臨床プランを使用した評価

##### (ア) 臨床プランを使用した水置換プランの解析

国内 5 施設において得られた結果を、各門と全門にわけて、表.6 に示す。表.6 内の値の相違値は、RTPS 線量を基準として得られた値である。水置換を行ったプランでは、AAA においては系統的な相違はほとんどなかったが、PBC では SMU よりも計算線量が高く、RTPS 線量を基準とすると、-2 %程度となった。一方で、AC では SMU よりも線量が低く、RTPS 線量を基準とすると系統的な相違は 1 %程度となった。また、各門評価に比べて全門評価の標準偏差の値は小さくなった。

##### (イ) 臨床プランにおける AL 値設定の検討

SBRT プランにおける各門検証での結果と全門検証での結果の CL 値（平均値±2SD）を表.7 に示す。表.7 に示した値は、RTPS 線量を基準とした。各門評価、全門評価共に AAA で最も系統的な相違と標準偏差が大きくなる結果となり、各門評価においては、ある門で最大 45 % の系統的な相違を示した。また、全門評価において症例別にみると、最も SMU との相違の大きかった症例は、24.5 %であり、相違の小さかった症例は、1.43 %であった。一方で全門検証の値は、PBC と AC にて約 5 %程度の系統的な相違はあったものの、2 SD の値はそれぞれ 4 %

1.1 との比較を行うと、AAA の 10MV X 線を除いた全てのプランで SMU の方が実測値との相違が大きかった。また、Plan.3 においては PBC も AAA においてもそれぞれ 2 施設における系統誤差、標準偏差共に同様の傾向を示した。

程度であり、TG114 が提示した 5%という基準内に収まっていた。

#### 【考察】

AAA を通常使用している施設(b)は、4MV と 10MV の X 線を組み合わせて治療を行っている。不均質ファントムを使用した Plan.1 と Plan.2

の実測結果より、AAA の 10MV の X 線において

は実測線量の方が、RTPS が出力した線量よりも

大きな値となったが、4MV の X 線と混合して使用することで、6MV の X 線を使用して治療を行っている施設(a)と、RTPS に対する系統的な相違は 1%以内また、相標準偏差に大きな差がないことが Plan.3 よりわかった。

Plan.2 の結果より、単純なファントムプランにおいては、胸壁に接している腫瘍の方が肺野の中心部に腫瘍があるよりも RTPS、SMU 共に実測値に近い事がわかった。これは、肺野の中に孤立性に存在する腫瘍は周囲からの散乱が少ないため、より線量計算アルゴリズムによる計算線量の不確かさが大きくなるのに対し、胸壁部では、胸壁からの散乱が十分なために実測値との相違が少なくなったと考えられる。

実測値に対する SMU と RTPS の相違は、AAA の 10MV X 線を除いて、SMU 線量との方が乖離は大きかった。これは、SMU に使用し

ている計算アルゴリズムがクラークソン区分求積法のため、ファントム散乱係数の算出が MLC (Multi Leaf Collimator) 照射野の形状で計算され、照射野内にて腫瘍のような実質部と肺組織の不均質部を考慮していないためである。SMU からの線量は、完全散乱が成立している条件下にて計算を行っているために、系統的に RTPS 線量よりも大きくなる。今回、不均質ファントムを使用した検証においてその相違値は 5 %程度であり、これは臨床プランにおいても系統的な相違を考慮した運用を行う事が必要であると考えられる。

不均質ファントムを使用した検証プランでは、アルゴリズムに AC を使用した場合が最も実測と近い結果となった。Carrasco らの報告<sup>4</sup>では、肺の SBRT プランで使用される計算アルゴリズムの中で Superposition/Convolution が最もよいと論じている。Pinnacle<sup>3</sup>内に搭載されている AC は Superposition/Convolution と同等な線量計算アルゴリズムであることから、他のアルゴリズムと比較してこの結果は妥当であると考えられる。

臨床プランを水に置換したプランでは、RTPS と SMU 間の臨床の SBRT で使用する 3~8 cm 程度の大きさの照射野におけるコミッショニングの精度がわかる。今回、国内 5 施設にてアルゴリズム別に評価した結果より、各門・全門評価共に系統的な相違は 2%以内であり、2SD でも 2%程度であった。プラン別に評価を行っても、小照射野に近い程、系統的な相違が大きくなった。これは、SMU は実測ベースのデータに基づいたアルゴリズムであるため、小照射領域におけるコリメータ散乱係数や全散乱係数の取得時による測定の不確かさの影響によるものと考えられる。

また、我が国の報告内<sup>5</sup>では、不均質領域や小照射野領域のコミッショニングがなされているのを前提に、SBRT プランでは、臨床プランを水に置換し、検証を行う事を推奨している。

SBRT の実際の臨床プランにおいて、TG114 は、十分に電子平衡が成立する領域内では 5 %を AL 値として提示している。PBC と AC を使用したプランより算出した全門評価の CL 値の 2SD は、それぞれ 3.85 %、3.25 %であり、TG114 が提示した AL 値を満たしていた。このことから、算出された CL 値は AL 値として十分に使用が可能であると考えられる。またこれら 2 つの計算アルゴリズムに関して RTPS と SMU 間の系統的な相違は、ファントムプラン、臨床プランともに 5 %程度と同等の結果となった。これらのアルゴリズムにおいて今回設定された AL 値を超えたプランが各 1 例ずつ存在した。PBC で AL 値を超えた症例の Coronal 断面の CT 画像と線量評価点の位置を図.4 に示す。この症例では、線量評価点が肺に接しているようなプランであった。この症例において、線量評価点の位置を腫瘍の中心に移動した後に、SMU にて検証した全門評価での値は、8.18 %となり、今回設定した AL 値の範囲に収まっていた。AC において AL 値を超えた症例の Axial 断面の CT 画像と線量評価点の位置 (IC) を図.5 に示す。このプランにおいても、線量評価点に設定された位置が気管支壁にあり、この位置では側方散乱の付与が十分でないために AL 値を超える結果となったと考えられる。線量評価点の位置を腫瘍中心に移動し、再検証を行った結果、全門評価にて 6.38 %となり、今回設定した AL 値の範囲内に収まった。これらの結果より、独立検証を行う上で線量評価点の位置が重要であることがわかる。