

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  $\pm 2.5\%$  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。

【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

橋 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。
- ・ 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 として計算した。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】

##### 1. 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。

##### 2. 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。

##### 3. 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。

#### 4. 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、Sep 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、Sep 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ので、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)

1. 特許取得  
なし
2. 実用新案登録  
なし
3. 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 )	

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 2. 患者 Plan information

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

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

