

原 著

## 小照射野サイズにおける MU 独立検証時の 計算グリッドサイズの検討

多根総合病院 医療技術部 放射線治療部門

中原 隆太 川 守 田 龍 岸 本 瞬 中 坂 優 太  
草 別 真 行

### 要 旨

小照射野を用いた脳定位照射の治療計画によって算出された Monitor Unit (MU) の独立検証 (以下, MU 検証) において業務の効率化を考慮した線量計算グリッドサイズの検討を行った。最適な計算グリッドサイズの検討を行うために実際の治療に用いる治療計画装置 (以下, TPS) にて算出された MU と異なる TPS を用いて同一条件で MU 計算を行い治療計画 MU の精度検証を実施した。この際, MU 検証に使用する TPS の計算グリッドサイズを 2.5 mm から 1.0 mm に変化させ検証を行った。計算グリッドサイズが最も小さい 1.0 mm を用いた場合にエラー値が最も低くなった一方で, 計算時間が最も長い結果となった。計算グリッドサイズ 1.5 mm では計算精度が若干低下するが短い時間で計算を行えることから, 効率性と安全性を考慮し矩形照射野面積 320 mm<sup>2</sup> 以上の MU 検証に計算グリッドサイズ 1.5 mm の使用を推奨する。

Key words : MU 独立検証 ; 脳定位照射 ; 計算グリッドサイズ

### はじめに

Monitor Unit (MU) とは外部放射線治療装置の装置内に搭載されているモニター線量計のカウント値のことであり, 一部の特別な症例を除き放射線治療計画装置 (Treatment Planning System : 以下, TPS) を使用して算出される値である。“Monitor Unit (MU) 独立検証” (以下, MU 検証) とは実際の治療を行うために使用する TPS とは独立したシステムで MU を算出し, TPS で計算された MU と比較することで, TPS の計算精度や治療計画から患者への線量投与までの一連の過程にエラーが含まれていないかを検証することである。MU 検証は, 2000 年前後に相次いで起きた放射線治療の過誤照射に関する報告書<sup>1,2)</sup> において, MU 検証を行うことで防げた事故があったと報告され, その重要性が高まった。MU 検証で用いられる独立したシステムとは, スプレッドシートを用いて

計算する方法や, 治療計画を行った TPS と異なる TPS で再計算する方法などがある。当院では 3 次元原体照射 (以下, 3D-CRT) を用いた脳定位照射を行う場合に, 異なる TPS を用いて行っている。

MU 検証では TPS の計算精度や一連の過程で発生したエラーの発見のために許容範囲を設定する必要がある。許容範囲の設定方法には, 過去のデータから設定する方法や, ガイドラインを参照する方法, 実測との比較から設定する方法などがあげられる。当院はガイドライン等を参考にしながら 3D-CRT による脳定位照射の MU 検証の許容範囲を ±5% としており, これを逸脱した場合は 2 次的な検証として水ファントムと電離箱を用いた実測による検証を行っている。MU 検証の精度は, 計算グリッドサイズを小さくすることで向上することが予想できるが, 同時に計算時間が長くなることが予測される。

そこで, 本研究では小照射野にて治療を行う脳定位



照射におけるMU検証において、MU検証に用いるTPSで異なる計算グリッドサイズを用いた場合の線量計算時間とMU検証の精度を確認し、より効率的なMU検証を行うための計算グリッドサイズについて検討を行った。

## 方 法

放射線治療装置として直線加速器のNovalis Tx (Varian Medical Systems, CA and BrainLAB, Germany) を用いた。Novalis Txは複雑な腫瘍形状に合った照射野を形成するために矩形照射野を形成するupper jawとlower jawの下に60対の高精細なmulti-leaf collimator (以下、MLC) が搭載されており、中央に配置した幅2.5 mmのMLCが32対と、その外側に幅5.0 mmのMLCが28対配置されている。各MLCがサブミリ単位で駆動することにより様々な形の照射野を形成することができ、最小5.0 mm×5.0 mm (25 mm<sup>2</sup>) の照射野を形成することができる (図1)。

当院では3D-CRTを用いた脳定位照射に使用するTPSには、iPlan (Brainlab, Feldkirchen, Germany) を使用し、線量計算アルゴリズムにはPencil Beam Xが用いられている。また、MU検証にはTPSとしてEclipse (Varian Medical Systems, Palo Alto CA, USA) が使用され、計算アルゴリズムにはAnalytical Anisotropic Algorithmが用いられている。

MU検証の検討を行う前にiPlanとEclipseの小照射野に関する計算精度を検討するために、正方形小照射野サイズ、5.0 mm×5.0 mm (25 mm<sup>2</sup>) から50 mm

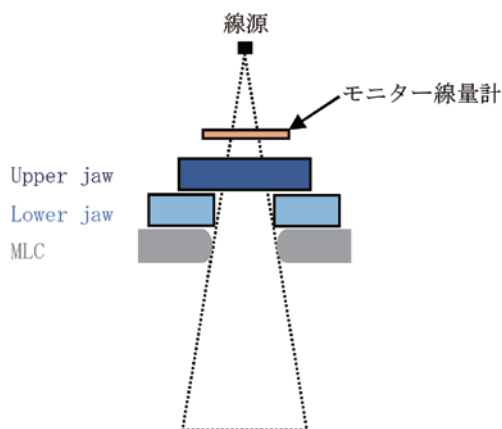


図1 直線加速器の照射野形状の整形システム構造  
線源から円錐状に照射された放射線は、互いに直交するupper jawおよびlower jawで矩形照射野に整形される。その後、MLCにて照射野は様々な形に整形される。モニター線量計のカウンタ値がMonitor Unit (MU) となる。

※ MLC : multi-leaf collimator

(電子版カラー掲載)

×50 mm (2500 mm<sup>2</sup>) にて、200 MU一定に設定した時のアイソセンターの線量 (cGy) を各計画装置で計算した。計算グリッドサイズはiPlanでは日常治療計画を実施する際の設定2 mm一定とし、Eclipseでは1 mm, 1.5 mm, 2 mm, 2.5 mmを用いた。小照射野では線源の大きさから、半影の影響を大きく受けることが報告されている<sup>3)</sup>。これにより測定に誤差が生じるため、Akinoらの報告<sup>4)</sup>を参考に、測定する正方形照射野5.0 mm×5.0 mmから50 mm×50 mmをMLCで形成し、jawの設定については、5.0 mm×5.0 mmの照射野に対して一辺が8.0 mmの正方形を、10 mmから40 mmの照射野では、それぞれMLC照射野から2 mm広げたjawサイズとした。そして、前述の同一条件 (各照射野サイズ, 200MU) にて照射したときのアイソセンター線量 (cGy) を実測にて求め、計算線量 (cGy) との比較を行った。

実測には電離箱線量計として幅1 mm×長さ2.5 mmのマイクロ電離箱線量計PTW 31014 (PTW-Freiburg, Germany)、電位計としてRAMTEC Smart (Toyo Medic, Japan) を用い、固体ファントムにImRT Phantom (IBA Dosimetry, Germany) を用いた。図2のようにアイソセンターに固体ファントムを設置し、ファントム中心に電離箱線量計を設置した。小照射野の測定では、荷電粒子平衡の不成立や検出器の組成、密度による検出器の感度変化が原因となり、使用する検出器ごとに計測される値が異なる傾向にある。Alfonsoらはこれらの小照射野の測定精度を改善するために、国際原子力機関のTechnical Reports Series no. 483 (TRS-483) にて感度補正係数を提案した<sup>5)</sup>。本研究においてもこの感度補正係数を用いて測定値の補正を行った。測定値と計算値との比較するために、以下の式 (1) を用いて算出した。

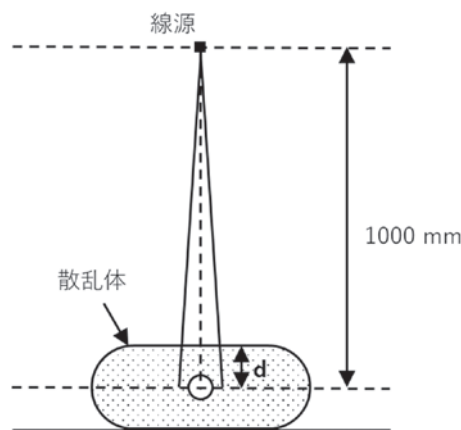


図2 小照射野の実測時の幾何学的配置  
線源から測定中心 (アイソセンター) までの距離は1000 mmとし、測定深dは110 mmとした。

$$\text{実測値との差(\%)} = \frac{(\text{計算値} - \text{実測値})}{\text{実測値}} \dots (1)$$

MU 検証の検討は、実際の臨床で用いた症例にて比較を行った。対象症例は、2019年4月1日から2022年2月1日までに3D-CRTを用いて脳定位照射を開始した35症例（計150アーク：アークとは線源とMLCを含む絞りを搭載するユニットの回転軌道をさす）とした。すべての症例はiPlanで治療計画され、MRI画像とCT画像の融合画像上で肉眼的腫瘍体積および計画標的体積（PTV）を作成した。計算グリッドサイズに2mmを使用し、症例により3アークから5アークで作成された。治療計画の概要を表に示す。本検討ではjawで形成された面積を矩形照射野面積として定義し、MLCで形成された不整形な面積をMLC照射野面積と定義した。なお、3D-CRTは治療装置を回転させながらMLC形状をPTV形状に合うように動的に変化させる照射技術のため、照射角度ごとにMLC照射野面積が変化する（図3）。アークの照

表 治療計画の概要

	最大値	中央値	最小値
矩形照射野面積 [mm <sup>2</sup> ]	1976	374	216
PTVサイズ [mm <sup>2</sup> ]	1298	104	32
一回線量 [cGy]	2000	1250	600
アーク数	5	4	3
MLC照射野面積 [mm <sup>2</sup> ]	863	183	69
Monitor Unit	1194	415	154

※ PTV：計画標的体積，MLC：multi-leaf collimator

射にて動的に変化する照射野サイズを平均面積にて比較するため、プログラミング言語：Pythonで作成した自作プログラムを用いて、DICOMデータから各コントロールポイントの面積を算出した。最終的なMLC照射野面積は全コントロールポイントでの平均面積を求め、MLC照射野面積に対して、MU検証結果の評価を行った。Eclipseにて算出されたMUとiPlanで算出されたMUとの差を比較するために以下の式（2）を用いてエラー値を算出した。

$$\text{エラー値(\%)} = \frac{(\text{Eclipse MU} - \text{iPlan MU})}{\text{iPlan MU}} \dots (2)$$

Eclipse MUはEclipseで算出されたMU、iPlan MUはiPlanで算出されたMUを示す。両者の差をiPlan MUで除することによって、エラーの割合を算出し、一回線量が異なる症例でも同一に評価が行える値を評価値とした。

MU検証には前述の通りEclipseにて行い、計算グリッドサイズには1.0mm、1.5mm、2.0mm、2.5mmを用いるが、計算時間は計算グリッドサイズによって異なる。そこで、効率的なMU検証を行うため、計算精度に加えて計算時間も評価項目とした。計算グリッドサイズ毎にかかる計算時間についてはストップウォッチを用いて計測した。なお、線量計算に必要な時間の定義として、線量計算を開始させてから計算工程がすべて終了するまでの時間とした。

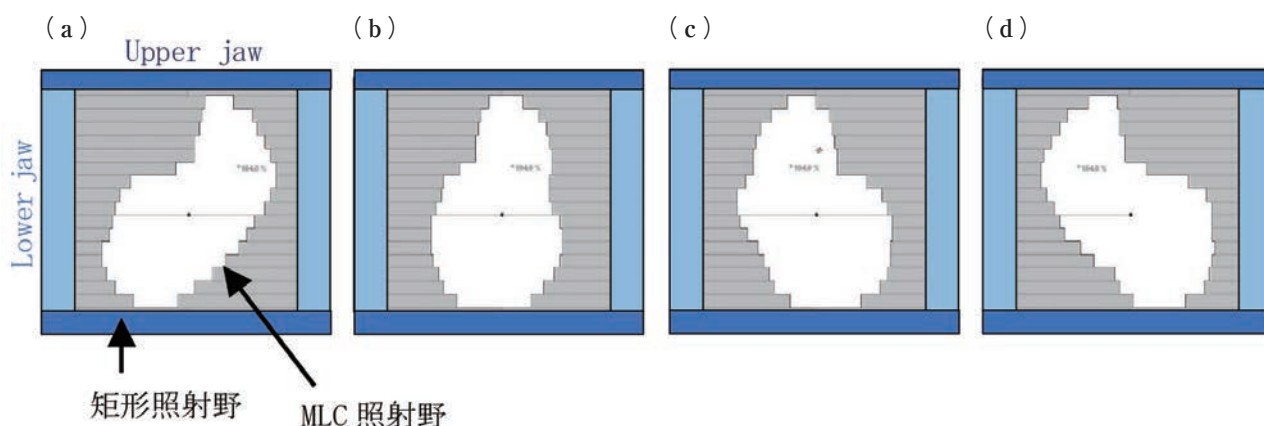


図3 3D-CRT時の照射野形状の変化

3D-CRTにおける1アークの照射野形状の変化を示す。(a)照射開始時の照射野形状から(b),(c)と変化し、照射終了時には(d)の形状となっている。図中の不整形の照射野を構成している灰色の長方形がMLCを示している。細い黒線で四角形に区切られた範囲が矩形照射野であり、MLCに囲まれた範囲がMLC照射野となる。

※ MLC：multi-leaf collimator

結 果

iPlan と Eclipse の小照射野に関する計算精度を検討するために、200 MU 一定の照射にて、各正方形小照射野サイズの実測と治療計画装置の計算結果の比較を図4に示す。すべての照射野サイズにおいて実測線量が最も高い値となった。MU 検証の計算をする Eclipse で計算グリッドサイズ 2.5 mm において最も精度が低い値となった。Eclipse の計算グリッドサイズが小さくなるほど、そして照射野面積が大きくなるにつれて実測値との差は小さくなり、照射野面積 625 mm<sup>2</sup> (矩形では 25 mm × 25 mm) 以上ですべての条件で実測値との差は 2% 以下となった。照射野面積 625 mm<sup>2</sup> 未満では iPlan の結果が最も実測値に近い値であったが、それ以上の照射野面積では Eclipse の計算グリッドサイズ 1 mm が最も実測値に近い値となった。

3D-CRT を用いて脳定位照射を開始した 35 症例 (150 アーク) における、MLC 照射野面積と MU 検証のエラー値を図5に示す。すべての計算グリッドサイズにおいて MLC 照射野面積が小さくなるほどエラー値は大きくなる傾向にあり、MLC 照射野面積 200 mm<sup>2</sup> (矩形では約 14 mm × 14 mm) 以下から急峻に MU 検証のエラー値は大きくなった。全体的にエラー値はプラス側に偏りがあるが、計算グリッドサイズが小さくなるほど小さくなった。また、許容値 5% を超えたアークは、計算グリッドサイズ 1.0 mm で 1

症例の 1 アークのみ、1.5 mm では 5 症例の 7 アーク、2.0 mm では 9 症例の 23 アーク、2.5 mm で 17 症例の 44 アークであった。計算グリッドサイズが大きいと MLC 照射野が小さくなるにつれてエラー値は大きくなった。一方で、計算グリッドサイズが大きくなるに

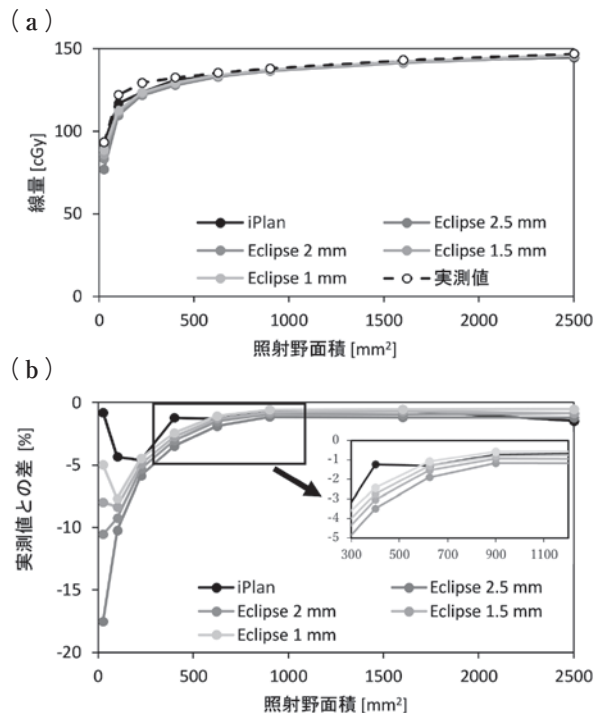


図4 実測値と計算値の結果  
正方形照射野、200MU 値照射時の (a) 実測値と各計算条件での計算線量結果、(b) 実測値との差を示す。図中の凡例 2.5 mm, 2 mm, 1.5 mm, 1 mm は Eclipse の計算グリッドサイズを示す。

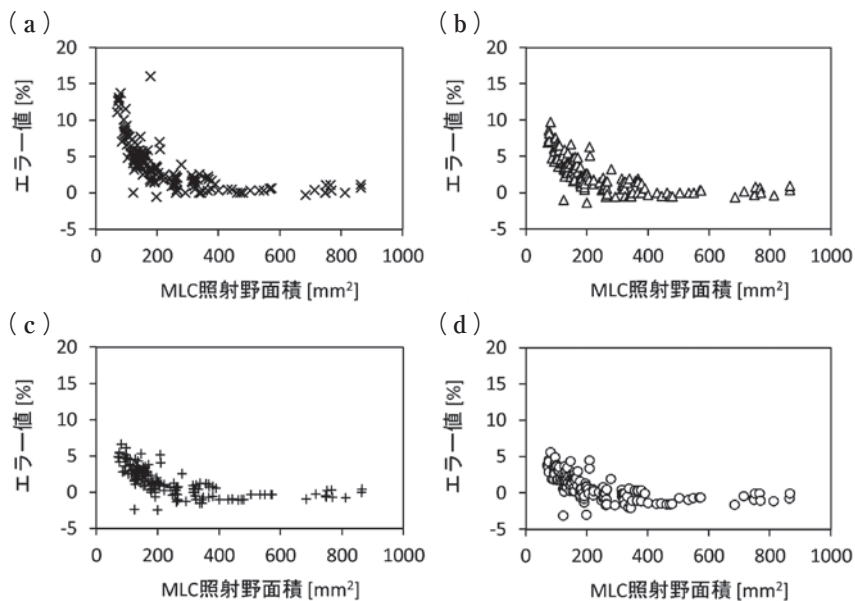


図5 Eclipse による各計算グリッドサイズにおける MLC 照射野面積と MU 独立検証のエラー値の関係  
(a) 計算グリッドサイズ 2.5 mm, (b) 計算グリッドサイズ 2 mm, (c) 計算グリッドサイズ 1.5 mm, (d) 計算グリッドサイズ 1 mm  
※ MLC : multi-leaf collimator

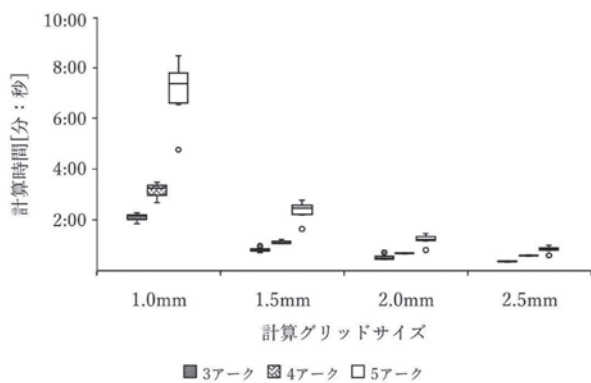


図6 線量計算に必要な時間

各計算グリッドサイズおよびアークの計算時間を示す。箱の底辺は第一四分位，上辺は第三四分位である。箱の中の線は中央値を示し，上下のヒゲはそれぞれ最大値と最小値を示す。また，四分位範囲の1.5倍を超えた値を外れ値として○で示す。

つれて計算時間は短くなる傾向にあった(図6)。またアーク数が多くなるほど計算に必要な時間は長くなり，かつ計算グリッドサイズによる計算時間の延長の影響も大きくなる傾向があった。特に計算グリッドサイズ1.0mmでは4アークでの計算時間の中央値が3分17秒であったのに対し5アークでは7分26秒であった一方で，計算グリッドサイズ1.5mmでは1分6秒と2分30秒の計算時間の増加であったことから，計算グリッドサイズ1mmと1.5mmでは急激な計算時間の増加がみられた。また，図7に矩形照射野面積とMLC照射野面積の関係を示すが，決定係数0.925と強い相関があったため，この近似式を用いて，MLC照射野から矩形照射野に換算することができる。と考える。

考 察

本研究では，小照射野サイズにおけるMU独立検証時の計算グリッドサイズによる計算精度と計算にかかる時間について検討を行った。図5および図6に示すように計算グリッドサイズを小さくすることでエラー値が小さくなる利点はあるが，一方で計算時間が長くなる欠点があることが示された。MU検証における許容値は米国医学物理学会のTask Group 114の報告で小照射野のMU検証において，異なる計算アルゴリズムを用いた場合は4%と提案している<sup>6)</sup>。しかしながら，同報告内において提案している許容値の値は著者らの経験や期待値を込めていると記されており，値の扱いは慎重になる必要がある。特に小照射野に関する取り扱いが難しく，Akinoらは当院と同様のMLCを搭載した装置の施設間の小照射野のビームデータのばらつきを調査し，そのばらつきが大きいこ

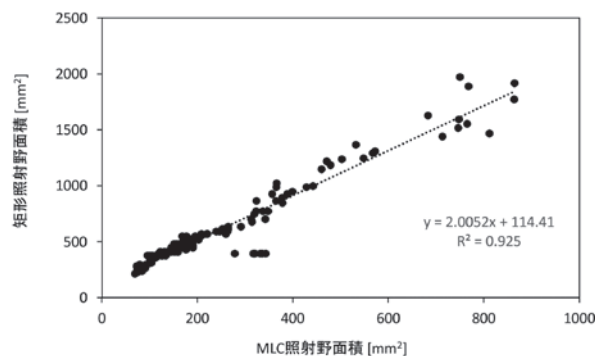


図7 MLC照射野面積と矩形照射野面積の相関  
グラフ内の直線は全データの回帰直線であり，式は近似式を示す。また， $R^2$ は決定係数を示している。  
※MLC：multi-leaf collimator

とを報告している<sup>7)</sup>。当院ではMU検証における許容値を5%と設定しているが，iPlanおよびEclipseのビームモデリングに使用しているビームデータのサイズが異なることや，比較に使用している線量計算アルゴリズムが異なる世代<sup>8)</sup>であるため計算による差が出やすく，これらを考慮すればMU検証の許容値5%は妥当な値と考える。そのため，MU検証に用いるEclipseの計算グリッドサイズを1.0mmに設定することで，計算精度が向上しMU検証結果を許容値以内に収めることができ，実測による検証を省略することができる。一方で，全症例において計算グリッドサイズを1.0mmとすると計算時間が長くなることによって業務効率が低下する恐れがある。ここで，計算グリッドサイズ1.5mmに注目するとMLC照射野面積が100mm<sup>2</sup>(矩形で10mm×10mm)以上であれば1症例を除いて許容値の範囲内に収まっていたことから，MLC照射野面積が100mm<sup>2</sup>以下のアークがある場合の症例にのみ計算グリッドサイズを1.0mmとし，その他を1.5mmとすることで，検証精度と計算時間を考慮した効率のよいMU検証の運用が可能と考える。また，実際の臨床ではMLC照射野面積を求めることは煩雑な作業になってしまうため，図7からMLC照射野面積100mm<sup>2</sup>に対応する矩形照射野面積320mm<sup>2</sup>以下の場合に計算グリッドサイズ1.0mmを用い，それ以上の場合には計算グリッドサイズ1.5mmを使用することを推奨する。

iPlanとEclipseの計算精度については図4の実測値との比較から，照射野面積400mm<sup>2</sup>以下(矩形では20mm×20mm)のような小さな照射野ではiPlanの計算精度が高く，照射野面積625mm<sup>2</sup>(矩形では25mm×25mm)より大きくなるとEclipseの計算グ

リッドサイズ 1.0 mm での計算精度が高いことがわかった。実際に臨床で 3D-CRT を用いた脳定位照射で頻回に使用される照射野面積は 625 mm<sup>2</sup> 未満では、iPlan がもっとも実測値に近い値となっていた。

放射線治療技術は年々進歩しており、強度変調放射線治療や画像誘導放射線治療など、従来と比較してより複雑で高度な治療を行うことが可能となってきた。そのため、治療装置や治療計画装置などの高度化により、品質管理や精度管理に関する業務が多くなってきている<sup>9)</sup>。そのため、業務の効率化は重要な課題である。また、各検査技術の向上により、発見できる腫瘍もより小さくなってきており、今後も小照射野を用いた放射線治療の需要は増加すると考えられる。そのため、安全性を担保しつつ効率的な MU 検証の運用は重要と考える。

本研究の限界として、小照射野の測定において TRS-483 では一辺が 12 mm 以下の正方形に対しては係数を提供していないことがあげられる。これは、TRS-483 では感度補正係数として 5% 以上の補正を行うことは推奨しておらず、それを用いることで微細ながら不確かさが大きくなるからである。しかしながら、Akino らは 2018 年の報告<sup>7)</sup>において、5% 以上の補正を行う感度補正係数を外挿値から求めて使用しており、推奨される方法ではないが参考として使用可能な値としている。本研究においても TRS-483 が提供している値から外挿を用いて一辺が 10 mm, 5.0 mm の正方形の感度補正係数を求めて使用しているため、実測値の結果に微細な不確かさを含んだ値となっている。

## 結 語

高度化する放射線技術の中で、放射線治療の安全性を担保する MU 検証はより重要度を増している。一方で、高度な品質管理や複雑な工程が増加している中でも限られた人員や設備で検証を行うことが求められ、より効率的な検証作業が必要となってきている。本研究がそれらの一助になれば幸いである。また、MU 検証の精度は検証方法や照射野の複雑さなどに依存するため、本研究結果を参考に各施設で検討を行う必要があると考える。

## 文 献

- 1) Scottish Executive : Unintended overexposure of patient Lisa Norris during radiotherapy treatment at the Beatson Oncology Centre, Glasgow in January 2006, [https://www.aapm.org/government\\_affairs/documents/glasgowEvent10-06.pdf](https://www.aapm.org/government_affairs/documents/glasgowEvent10-06.pdf) (参照 2022. 10. 13)
- 2) 放射線治療かたろう会ワーキンググループ : 放射線治療計画におけるリスクマネジメント, 2010, <http://katarou-kai.kenkyuukai.jp/images/sys/information/20130606152638-057A136C5AEC3B2B92E7DEBBC28992C2DAB1F7014CA77E40E9BDA421315CBC97.pdf> (参照 2022. 10. 13)
- 3) Ding GX, Duggan DM, Coffey CW : Commissioning stereotactic radiosurgery beams using both experimental and theoretical methods. *Phys Med Biol*, 51 (10) : 2549-2566, 2006
- 4) Akino Y, Mizuno H, Isono M, et al : Small-field dosimetry of TrueBeam<sup>TM</sup> flattened and flattening filter-free beams : A multi-institutional analysis. *J Appl Clin Med Phys*, 21 (1) : 78-87, 2020
- 5) International Atomic Energy Agency : Technical Report Series No. 483, Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy : an International Code of Practice for reference and relative dose determination, 2017, [https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/D483\\_web.pdf](https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/D483_web.pdf) (参照 2023. 3. 13)
- 6) Stern RL, Heaton R, Fraser MW, et al : Verification of monitor unit calculations for non-IMRT clinical radiotherapy : report of AAPM Task Group 114. *Med Phys*, 38 (1) : 504-530, 2011
- 7) Akino Y, Mizuno H, Tanaka Y, et al : Inter-institutional variability of small-field-dosimetry beams among HD120<sup>TM</sup> multileaf collimators : a multi-institutional analysis. *Phys Med Biol*, 63 (20) : 205018, 2018
- 8) 平井奈々子, 佐藤清香 : 外照射治療計画における線量計算アルゴリズムの進化. *医物理*, 36 (3) : 137-147, 2016
- 9) 中川恵一, 野沢勇樹 : 放射線治療の高度化と医学物理士. *日本原子力学会誌 ATOMOS*, 62 (1) : 16-17, 2020

## Editorial Comment

中枢神経腫瘍や頭頸部癌の治療において強度変調放射線治療 intensity-modulated radiation therapy (IMRT) は目覚ましい進歩をもたらした。すなわち、周囲の重要構造（正常脳、眼球など）に対する放射線量を最小限に抑えながら、複雑な形状をもつターゲット（腫瘍）に最大線量を照射することが可能になった。ターゲット形状に合わせた3次元的な照射野を用いる放射線治療は conformal radiotherapy (CRT) と呼ばれる。形容詞「conformal」はラテン語に由来し、con-, formal（同様に、形造られた）という意味を持ち、ターゲットの形状に合致していることを指す。歴史を紐解くと、もともと日本発の技術であったようである<sup>1)</sup>。1957年に梅垣らが腫瘍形状に一致した照射野を形成するために「可変絞り」を導入し、これが今日のマルチリーフコリメータ multi-leaf collimator (MLC) の原型となった。1961年には高橋らが同手法を高エネルギー X 線治療に応用し原体照射 conformation radiotherapy と名付けた。しかし、広く普及するには至らず、30年後、小生の専門医受験生時代（1990～1991年頃）に原体照射を教科書で学んだ記憶はあるが、当時、私が在籍する大阪医科大学（現：大阪医科薬科大学）病棟の脳腫瘍の治療は古典的な外照射法である固定式対向2門だった。毛髪が抜けた頭部に照射野がピオクタンニン（青い色素）でマークされていた。院内の廊下で患者とすれ違ふと、病名は脳腫瘍で、放射線治療中ですという事情が誰の目にも明らかだった。その多くは悪性腫瘍であり、神経膠芽腫の余命は約12か月前後という専門知識があれば、宣告された余命を公開しているようにも思われ、やむを得ないが、気の毒に思ったことを覚えている。話を戻す。残念ながら、他分野と同様に商業化ベースでは欧米に後れを取り、1988年にスウェーデン Karolinska 研究所の Brahme<sup>2)</sup> から IMRT が提唱され、ガントリ固定型 IMRT が始まり、2008年にはカナダ Vancouver がんセンターの Otto<sup>3)</sup> から volumetric modulated arc therapy (VMAT) が提案され、同年にバリアン社、エレクタ社から治療装置が発表された。これはガントリ回転型 IMRT の最新型で、回転アークの位置と速度、MLCの位置と速度、線量率を変数として変化させながら理想的な照射野が形成される。全方向（360度）からの照射は不要で、少数のアーク数でも複雑な3次元線量分布を実現でき、照射時間も短い。当院では2011年に新病棟移転と時期を同じくして高精度放射線治療棟が建設され、バリアン社とブレインラボ社の治療装置 Novalis Tx が導入された。VMAT 開発（2008年）から僅か3年後のことである。

一方で、VMATによるIMRTは放射線治療装置の複雑な動作が必要であるため、原体照射（conformation radiotherapy）に比べて線量計算に不確実性が生じる可能性がある。さらに、現代のMLC最小幅は2.5mmであり、小さな腫瘍（例えば10mm以下）に対してIMRTを用いた場合、原体照射と同様の照射法になってしまうことがあり、そのため腫瘍サイズによっては不確実性が比較的少ない原体照射を用いることもある。精度検証の重要性については、多根総合病院医学雑誌10巻に掲載された中坂らの姉妹論文「強度変調放射線治療（IMRT）における患者個別検証システムの検出能」<sup>4)</sup> の editorial comment に詳細に記載しているので、興味ある読者は参考にしてください。本論文の考察でも述べられているが、脳腫瘍のサイズは小さくなり、年齢は高齢化しているというのが近年の世界的トレンドである。前庭神経鞘腫（いわゆる聴神経腫瘍）を例にとると、デンマークから悉皆性の高い前向き疫学研究<sup>5)</sup> が報告されている。罹患率は人口100万人あたり年間3人以下（1976年）から23人（2004年）に増加し、発見時の腫瘍サイズは1970年代後半は35mmあったものが、30年後（2003～2012年）に10mmまで縮小している。同時に患者年齢は48歳（1976年）から57歳（2011年）に上昇したという。サイズ縮小は、MRIや耳鼻科医へのアクセスが改善され、より早期に発見されるようになったためといわれる。ターゲットが小さくなれば、より高い照射精度が求められるのは当然だが、高齢者も治療期間の短縮（寡分割化）が求められ、間接的に精度向上が求められることになる。すなわち、分割回数を減らすことは単回線量の増加を意味し、一回により多くの線量を高い精度で照射する必要がでてくる。放射線治療計画の作成に用いられるiPlan（ブレインラボ社）は、脳腫瘍の術前計画、術中ナビゲーションでも用いられる共通ソフトであり、術後の小さな残存腫瘍や、フォローアップ中に発見された小さな早期再発病変に対する放射線治療にも役立っている。脳腫瘍の術後照射は治療計画も含めて放射線治療科に丸投げという施設も多いのが現状だが、当院ではiPlanという共通の言語で放射線治療科と脳神経外科が結ばれている。診療科の垣根を越えた連携と、本論文中で論じられているきめ細やかな精度検証が貢献し、小生が今まで在籍した施設の中で、難治性の再発脳腫瘍のコントロールは当院が最も優れていると感じている。

神経・脳卒中センター 脳神経外科  
小川竜介

文献：

- 1) 名和要武, 中川恵一：強度変調放射線治療 (IMRT) の現状と今後の展望 VMAT による IMRT の実際. INNERVISION, 31 (11) : 28-30, 2016
- 2) Brahme A : Optimization of stationary and moving beam radiation therapy techniques. Radiother Oncol, 12 (2) : 129-140, 1988
- 3) Otto K : Volumetric modulated arc therapy : IMRT in a single gantry arc. Med Phys, 35 (1) : 310-317, 2008
- 4) 中坂優太, 川守田龍, 中原隆太, 他：強度変調放射線治療 (IMRT) における患者個別検証システムの検出能. 多根病医誌, 10 (1) : 7-12, 2021
- 5) Stangerup SE, Caye-Thomasen P : Epidemiology and natural history of vestibular schwannomas. Otolaryngol Clin North Am, 45 (2) : 257-268, 2012

放射線治療技術の進歩は著しく, VMAT (強度変調放射線治療) や IGRT (画像誘導放射線治療) など, 従来と比較して高度な治療を行うことが可能となった. この背景には, 治療装置や治療計画装置などの高度化があり, より複雑な品質管理やより高い精度管理が求められている.

また, CT 装置や MRI 装置の技術向上に伴い頭蓋内のミリ単位の小さな脳腫瘍も発見できる時代になり, より早期発見, 早期治療ができるようになってきた. 特に, 脳転移に対する放射線治療は, 全脳照射から定位照射へと適応拡大され, 転移性脳腫瘍が 10 個程度までであれば治療効果と認知機能の温

存に対するエビデンスが示されるようになった. そのため, より小さな照射野を用いた脳定位放射線治療の需要の増加も見込まれることから, これらの照射前の品質管理の重要性は増している.

本論文は, 脳定位照射における MU 検証システムにおいて, 安全を担保しつつ効率性をあげる検討が行われ, 放射線治療における質や業務改善の視点から適切な考察がなされている.

医療技術部 放射線診断部門  
赤崎 勉

放射線治療における品質保証 (quality assurance : 以下, QA) とは, 安全に最良の治療が行われることを患者に保証することを指すが, 強度変調放射線治療 (IMRT) や定位放射線治療に代表される高精度放射線治療を実施するにあたって特に重要であることは論を俟たない. 近年, 高精度放射線治療の件数は急速に増加しており, 個々の症例に対する QA には正確性に加えて効率性も求められる. ここで述べられている “MU (モニターユニット) 独立検証” も, その QA の一環であり, 治療計画の過程で発生する問題を検出することを目的としている. 実際の治療に用いる治療計画に対して, 放射線治療装置が出す放射線の出力数 (モニターユニット) を異なる

2 種の治療計画装置を用いて計算し, 両者の差が許容範囲内であることを確認する作業であるが, その最適な方法は明らかではない. この論文では, 客観的なデータをもとに, その最適化を試みており, 非常に実践的な内容となっている. 些末なことと感じられる方もおられるかもしれないが, このような地道ともいえる作業の積み重ねにより, 高精度放射線治療の品質は担保され, その治療成績向上に寄与していることに留意されたい.

放射線治療科  
石井健太郎