

原著

RTPSを用いた全身照射におけるMU値及び補償物質の検討

寺島真悟¹⁾ 駒井史雄²⁾ 菅原大夢³⁾
高橋由佳⁴⁾ 木村直希²⁾ 横山昂生²⁾
岩崎晃¹⁾ 細川洋一郎¹⁾ 須崎勝正²⁾

抄録 一般に放射線治療計画装置 (RTPS) は、線源回転軸間距離 (SAD) を100 cmとして製作されており、長い線源回転軸間距離 (Long SAD) が設定できないため、全身照射 (TBI) ではRTPSは利用できないことが多い。本研究では、自施設のRTPSの限界であるSAD 300 cmで算出されたデータ等を利用し、簡便にSAD 350, 400 cmでの処方MU値及び補償物質の厚さを決めることが可能かを検討した。Long SADでの線量特性を取得し、SAD 300 cmでのRTPSの計算結果がLong SADの条件で測定される値になるように補正を行った。本手法のMU値と患者に照射されたMU値との相対誤差は最大で3.6%であった。大腿部及び下腿部で算出された補償物質の厚さは良い結果を示したが、その他の部位では実際よりも誤差が大きかった。一部改善の必要はあるが、RTPSを利用して推定された処方MU値及び補償物質の厚さはTBIのセットアップに利用可能であることが示唆された。

弘前医学 70 : 47—55, 2019

キーワード : 全身照射 ; Long SAD 法 ; RTPS ; Monitor Unit 値 ; 補償物質.

ORIGINAL ARTICLE

A study of MU and compensators in total body irradiation using RTPS

Shingo Terashima¹⁾, Fumio Komai²⁾, Hiromu Sugawara³⁾,
Yuka Takahashi⁴⁾, Naoki Kimura²⁾, Koki Yokoyama²⁾,
Akira Iwasaki¹⁾, Yoichiro Hosokawa¹⁾, and Katsumasa Suzaki²⁾

Abstract Commercial radiation treatment planning system (RTPS) cannot be used in total body irradiation (TBI) using long source-axis distance (SAD) in many cases, mainly due to the treatment distance outside RTPS specification. We have considered whether it is possible to determine the prescribed MU and the thickness of the compensators at SAD 350 cm, 400 cm, using data calculated at SAD 300 cm which is the limit of RTPS of our own facility. The dose characteristics at long SAD were acquired and corrections were made so that the calculation result of RTPS at SAD 300 cm would be the value measured under the condition of long SAD. The maximum difference between the MU of this method and the MU irradiated to the patient was 3.6%. We got a good result of thickness of the compensators calculated for the femur and lower leg showed, however the differences were greater in other parts. Although some improvement is necessary, it was suggested that the prescribed MU and the thickness of the compensators presumed using RTPS can be used for TBI setup.

Hirosaki Med. J. 70 : 47—55, 2019

Key words: TBI; Long SAD; RTPS; Monitor Unit; compensator.

¹⁾ 弘前大学大学院保健学研究科 放射線技術科学領域

²⁾ 弘前大学医学部附属病院 医療技術部 放射線部門

³⁾ 東京都立墨東病院 診療放射線科

⁴⁾ 岩手県立胆沢病院 放射線技術科

別刷請求先 : 寺島真悟

平成31年3月20日受付

令和元年8月2日受理

¹⁾ Department of Radiation Science, Hirosaki University
Graduate School of Health Sciences

²⁾ Department of Radiology, Hirosaki University Hospital

³⁾ Department of Medical Radiology, Tokyo Metropolitan
Bokutoh Hospital

⁴⁾ Department of Radiation Technology, Iwate Prefectural
Isawa Hospital

Correspondence: S. Terashima

Received for publication, March 20, 2019

Accepted for publication, August 2, 2019

1. 緒 言

全身照射(total body irradiation: 以下, TBI)とは全身に放射線を照射する治療法のことであり, 造血幹細胞移植の前処置に用いられている。TBIの造血幹細胞移植の前処置としての役割は, 腫瘍細胞を死滅させること, 加えて宿主の免疫担当細胞を不活性化させ免疫抑制状態としドナーからの造血幹細胞に対する拒絶を予防することである^{1,2)}。通常の腫瘍などをターゲットとした照射とは異なり, TBIでは全身に放射線を照射する必要があり, 照射方法は施設の要件などにより様々な手法が開発されている^{3,4)}。線源回転軸間距離(source-axis distance: 以下 SAD)を長くとり広い照射野を確保する Long SAD 法, ガントリーが焦点を中心として回転し治療寝台の患者を照射するスイープビーム法, ガントリーがアイソセンタを中心として回転し, 床に近いレベルの患者を照射するビーム移動法, ガントリーを固定し仰臥位の患者を乗せた治療寝台が移動する治療寝台移動法などの照射法が知られている。また, 回転照射で強度変調放射線治療を行う volumetric modulated arc therapy を利用し, より体内の線量分布の均一性を図った TBI も報告されている^{5,6)}。これらの照射方法の中で, Long SAD 法は特殊な追加設備を要さず長い SAD を確保できる照射室があれば実施可能であることから広く用いられている⁴⁾。

国立大学法人弘前大学医学部附属病院(以下, 当大学病院)での TBI は, Fig.1 に示すように患者の身長に応じ 300~400 cm の SAD をとった Long SAD 法で患者にとって楽な体位で再現性のある仰臥位, 左右対向 2 門照射を採用している。TBI では, 患者の全身に均一な線量を照射する必要があり, Long SAD 法では体の各部の体厚を補正するためアクリル及び鉛板などを用いて各部の線量を補正する必要がある。通常照射と異なり, TBI では一つの基準として体軸中心で $\pm 10\%$ の線量均一性が許容されていることが多い^{2,7,8)}。当大学病院では, TBI 寝台に患者の体型に応じ人体に見立てた板状の水等価ファントムを配置し, ファントムの中心で線量を測定し処方線量の $\pm 3\%$ 以内に収めることを目標とし, 体の各部位

毎に補償物質の厚さを決定している。Long SAD 法では照射距離の延長により距離の逆二乗則による放射線のフルエンスの減弱率が減少し, 通常の放射線治療における SAD 100 cm と比較し深部方向の線量分布及び側方向の線量分布が異なることがわかっている⁹⁾。さらに通常の使用法における放射線治療計画装置(Radiation Treatment Planning System: 以下, RTPS)では Long SAD 法の距離に対応していない³⁾。本研究で用いた RTPS は, SAD の最大距離が 300 cm である。上記理由から, 処方 Monitor Unit 値(以下 MU 値)及び補償物質の厚さを決め, 適切な照射条件を決定するまでには複数回の実測を行わなければならない治療計画には多くの時間を要するため治療計画に携わる医療スタッフの負担も大きい。

そこで本研究では, TBI の治療計画における処方 MU 値の決定及び補償物質の厚さを決定する作業時間の短縮を目的とし, RTPS で算出されたデータ等を利用し処方 MU 値及び補償物質の厚さを決めることが可能かを検討した。

2. 使用機器及び実験方法

本研究は国立大学法人弘前大学大学院保健学研究科倫理委員会より承認を得て行った(整理番号: 2017-020)。

2-1. 使用機器

放射線治療装置は Clinac -iX (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA)を用い, X線のエネルギーは 10 MV を使用した。測定の際には, ガントリー角度を 90 度, コリメータ角度を 45 度とした。照射野は SAD 100 cm の時に $40 \times 40 \text{ cm}^2$ となるように設定し SAD 300 及び 400 cm における照射野は, それぞれ $120 \times 120 \text{ cm}^2$, $160 \times 160 \text{ cm}^2$ となっている。ファントムはサイズが $30 \times 30 \text{ cm}^2$ の Tough Water Phantom (以下 TWP) (WD 型, 京都科学, 京都, 日本)を水等価物質として扱い, 線量計及び電位計は PTW 社製の 0.6 ml 指頭型電離箱線量計 TN 30013, UNIDOSE weblin (PTW, Freiburg, Germany)をそれぞれ使用した。RTPS は XiO ver4.80 (Elekta, Stockholm, Sweden)を使用した。XiO における SAD の最大距離は 300 cm

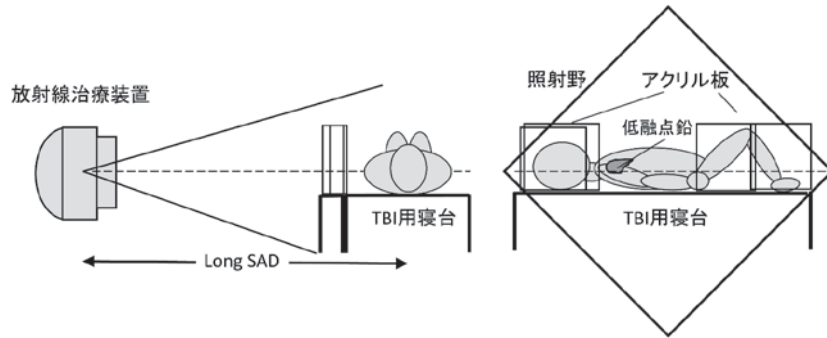


Fig.1 Long SAD 法における TBI の模式図

である。XiO での線量計算アルゴリズムは superposition 法を用い、計算グリッドサイズは 0.3 cm とした。

2-2. 対象

対象は、平成24年4月から平成29年10月までで当大学病院で SAD 350 もしくは 400 cm で TBI が実施された患者で、全身の CT が撮影されており SAD 300 cm における XiO の線量計算において頭部を除いた全身が照射野に入った 6 症例とし、P1~P6 とした。

2-3. TPR の測定

はじめに、Long SAD における中心軸上の線量分布を把握するために Tissue-Phantom Ratio (TPR) の測定を行った。TWP にて SAD 300 cm と 400 cm における TPR を取得した。線源検出器間距離は SAD 300, 400 cm において同様に 300, 400 cm とした。測定の深さによっては、Phantom が足りなくなるため後方散乱補正係数を利用した。測定点の後方に TWP を 1 cm ずつ順次増やして TPR 測定と同様の照射条件で照射し、測定値が飽和するまで測定を行った。飽和した時の測定値を電離箱線量計後方に Phantom が 1 cm 存在する時の測定値で除することで後方散乱補正係数を求めた。電離箱線量計後方には TWP を 1 cm 配置し、後方散乱補正係数を測定値に乗ずることで補正を行った。TPR 算出における基準深 d_r は 10 cm とした。SAD 100 cm における TPR データとの比較を行った。Fig.2(a) に TPR 測定の配置図を示す。

2-4. 軸外線量比 (Off-Center Ratio : OCR) の測定

次に、Long SAD における側方向の分布を把握するためにコリメータ角度を 45° 回転させた最大照射野における対角方向の線量プロファイルとして OCR の測定を行った。一般的な SAD 100 cm における OCR の測定方法とは異なり、Fig.2(b) に示すように測定する軸外距離 R とともに TWP も R cm 移動させ線量測定を行った。照射の条件は、TPR 測定時と同様とした。電離箱線量計は、各 SAD におけるビーム軸と垂直な平面上に配置し、深さは Long SAD における代表的なプロファイルとして 10 cm を選択した。測定範囲は、 $R = -80 \sim +80$ cm とし、10 cm ステップで測定を行った。また XiO に TWP の CT 画像を取り込み同様の条件で SAD 100, 300 cm における OCR を算出させ、側方向のプロファイルの比較も行った。

また、SAD 400 cm においては深さ 10 cm だけでなく、線源から phantom 表面までの距離を 400 cm とし 2.5, 5, 10, 15, 20 cm の深さで 0 ~ +80 cm までの軸外距離で OCR のデータも取得した。得られた OCR は軸外方向を spline 補間で補間し、そのデータを深さ方向に直線近似することにより、軸外距離は 1 cm ステップで 0 ~ 80 cm まで、深さは 0 ~ 20 cm までの任意の OCR を求められるようにした。

2-5. 収線線量の測定及び処方 MU 値の推定

Long SAD 法における TBI の一般的な一回処方線量 2 Gy となるような中心軸上の MU 値を検

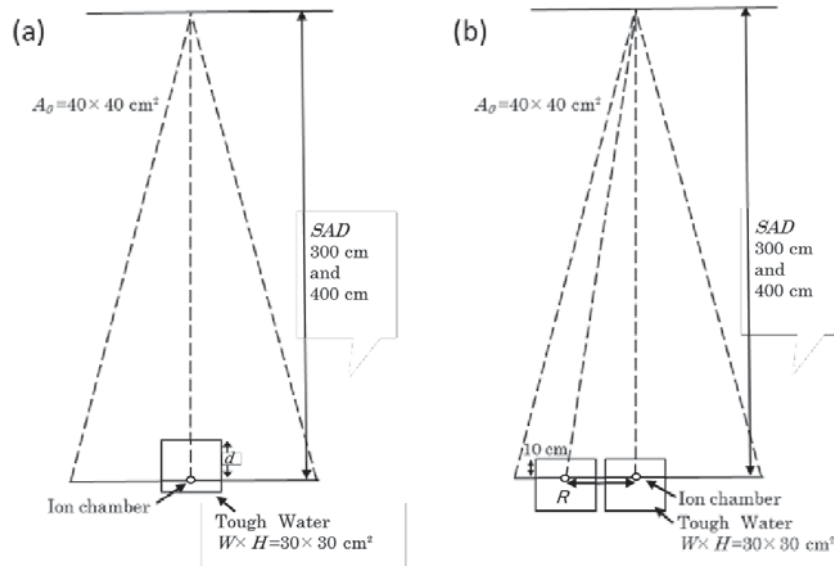


Fig.2 Long SAD 法における線量特性の取得のための幾何学的配置図
(a) TPR の測定, (b) OCR の測定

討した. XiO の SAD 設定限界である 300 cm の条件で算出された MU 値と Long SAD 300 及び 400 cm における実測値で 2 Gy となる MU 値の比較を行った. 線量評価は, 実際に TBI が行われた患者の体厚を参考にし, 深さを 15 cm とした. 後方散乱による放射線の影響が飽和する厚さ 28 cm の TWP の CT データを XiO に取り込み MU 値を計算させた. XiO で算出した MU 値を使用し, 線量計算と同条件で X 線を照射し, 電離箱線量計で測定を行い, 式 1 より吸収線量を算出した.

$$D \left(\bar{M}_Q^{raw} k_{TP} k_{pol} k_s k_{elec} \right) N_{D,w} k_Q h_{pl} \quad (\text{式 1})$$

D は吸収線量, \bar{M}_Q^{raw} は測定値の平均値, k_{TP} は温度気圧補正係数, k_{pol} は極性効果補正係数, k_s はイオン再結合補正係数, k_{elec} は電位計補正係数, $N_{D,w}$ は水吸収線量校正定数, k_Q は線質変換係数, h_{pl} はフルエンススケーリング係数である.

実験結果より XiO における中心軸上の MU 値の誤差を距離による出力の違いと捉え, Long SAD 法における出力の補正係数 CF_{MU} とした. 式 2 に CF_{MU} を算出する式を示す. TWP の線量結果より算出されたこの補正係数を乗ずることで SAD 300 cm での RTPS により算出された MU 値が Long SAD の条件で実測される MU 値になるように補正を行っている.

$$CF_{MU} = \frac{\text{実測 (SAD 350 cm あるいは 400 cm) で 2Gy となる MU 値}}{\text{XiO (SAD 300 cm) で処方線量 2Gy と設定し算出された MU 値}} \quad (\text{式 2})$$

CF_{MU} を SAD 300 cm の条件で XiO により算出された MU 値に乘じ得られた値を推定処方 MU 値とした.

2-6. 補償物質による減弱率測及び補償物質の厚さの推定

電離箱線量計にアクリルビルドアップキャップ (直径 5 cm) を装着し, SAD 400 cm におけるアクリルと低融点鉛の減弱率を取得した. 減弱率データを以下の自然定数 e を底とする補償物質の厚さ T (cm) の指数関数式で近似することで補償物質の実効線減弱係数 μ_{eff} (cm^{-1}) を算出した. D/D_0 は補償物質なしの初期線量 D_0 に対する補償物質追加後の線量 D における減弱率である.

$$\frac{D}{D_0} = e^{-\mu_{eff} \cdot T} \quad (\text{式 3})$$

SAD 300 cm における XiO で算出した吸収線量 D_{XiO} (Gy) を実験 2-4 の SAD 400 cm で取得した $OCR_{LongSAD}(d, r)$ 及び XiO の SAD 100 cm の登録データから算出した $OCR_{XiO}(d, r')$ により補正し初期線量 (式 3 の D_0 に相当) とし, 式 4 により補償物質の最適な厚さが可能か検討した. 深さ d

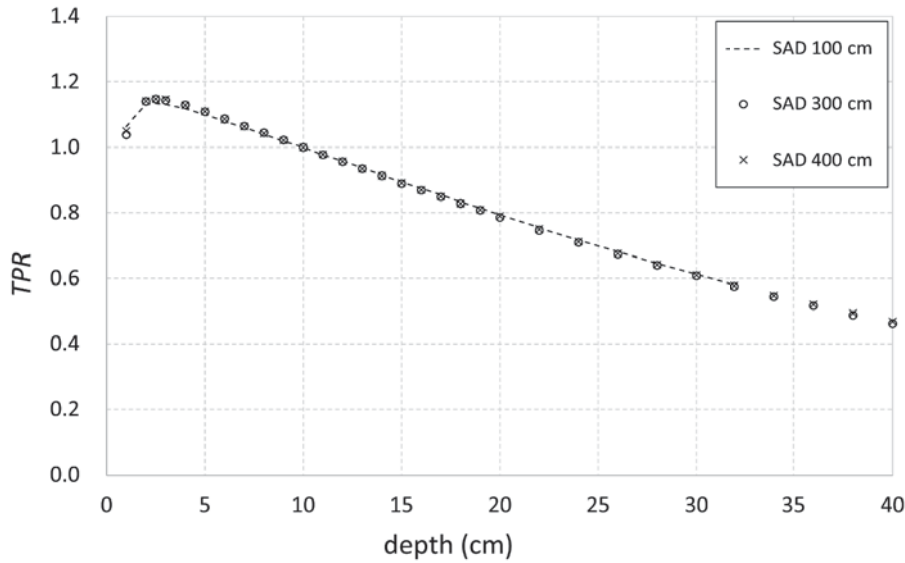


Fig.3 SAD による TPR の変化

(cm)は XiO で得られた患者皮膚表面から線量評価点までの不均質補正された実効深のデータである。軸外距離 r (cm)は照射野中心から線量評価点までの距離であり、 r' は軸外距離 r を SAD 100 cm における平面上に投影した際の相対距離(以下、相対軸外距離)である。SAD 300 cm における XiO の線量計算ではほとんどの患者において頭部は照射野の外にあったため除外し、頸部、胸部、大腿部、下腿部を補償物質の厚さを推定する対象とした。XiO で設定する線量評価点は基本的には体幹部の中心としたが、大腿部、下腿部で左右が離れ中心で線量評価ができない場合は、左右それぞれで線量評価を行い、その平均値を用いた。胸部では肺線量を抑えるため処方線量ではなく、その1/2もしくは1/3が目標線量であった。

示す。SAD 100 cm と Long SAD (SAD 300, 400 cm) の TPR をそれぞれ比較するとビルドアップ領域では若干の誤差が観察されたが、それ以降は概ね 1%以内の誤差に収まった。SAD 300, 400 cm の TPR は、精度よく一致した。

Long SAD 法において取得した OCR において、測定により求めた SAD 300, 400 cm における OCR を比較すると同様の分布が得られていることが確認され、深さ10 cm 程度では両者間での距離の逆二乗則によるフルエンスの変化は極めて小さいことがわかった(Fig.4)。また中心軸に対する線量分布の左右の対象性は概ね相対誤差0.5%以内に収まり精度よく一致した。一方、XiO により求めた SAD 100 cm と 300 cm の OCR はほぼ同様の分布が得られた。しかしながら、SAD 300 cm における実測により求めた OCR と XiO により求めた OCR の相対誤差は軸外距離が大きくなる程増加していることから、SAD 300 cm での XiO の計算結果は軸外距離が大きくなるにつれ過小評価されることが示唆された。

Fig.5 には SAD 400 cm における深さに応じた OCR のデータと SAD 100 cm における XiO の登録データより取得した OCR を比較したデータを示す。Fig.4 の結果から XiO では SAD 100 cm と SAD 300 cm で同様の OCR が得られると仮定している。SAD 400 cm における実測による OCR と

$$T = \ln \left(\frac{D_{XiO} \times \frac{OCR_{LongSAD}(d,r)}{OCR_{XiO}(d,r')}}{D} \right) \cdot \mu_{eff}^{-1} \tag{式 4}$$

3. 実験結果

3.1. Long SAD 法における線量特性

Long SAD 法において取得した TPR を Fig 3 に

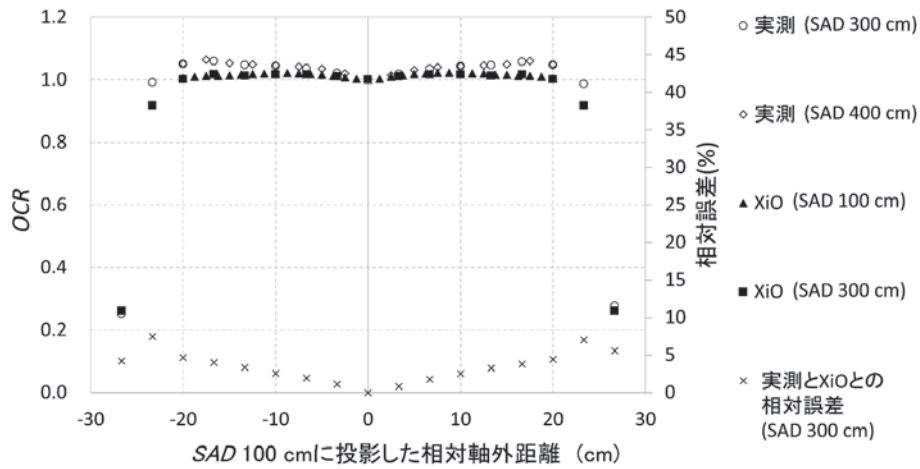


Fig.4 実測及び XiO の計算による OCR の比較
縦軸第 1 軸, 第 2 軸はそれぞれ OCR, 相対誤差を示している. OCR のデータは深さ 10 cm で取得している.

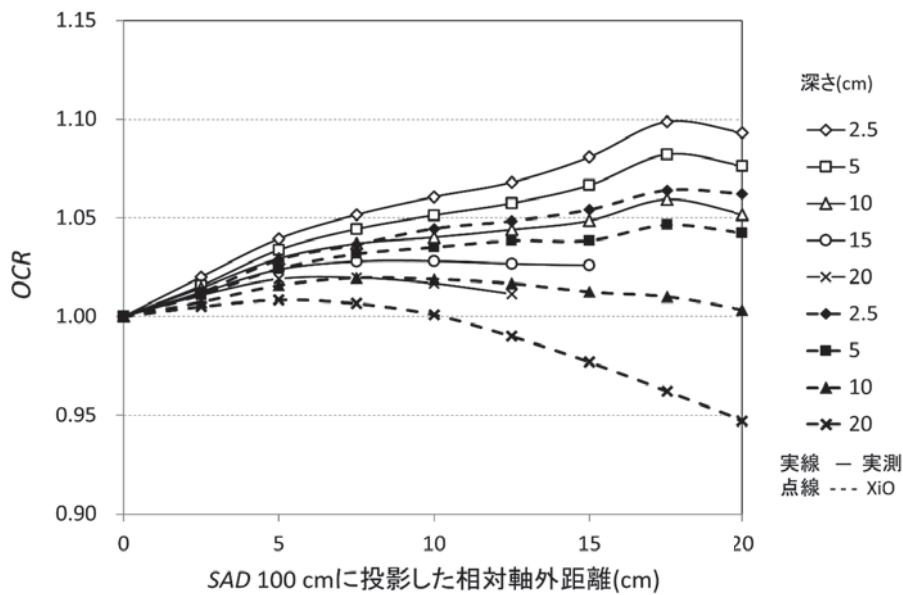


Fig.5 実測及び XiO の計算による各深さにおける OCR
実線は SAD 400 cm における実測による OCR, 点線は SAD 100 cm における XiO の登録データより取得した OCR である.

SAD 100 cm における XiO の OCR は相対軸外距離が増加するにつれ差が拡大し相対軸外距離 20 cm で約 4.5% の誤差が観察された。

3.2. 処方 MU 値の推定

XiO で処方線量 2 Gy とした SAD 300 cm における MU 値を計算すると結果は 2116 MU となった。この MU 値を使用して実際に照射した時の吸収線量は 1.950 Gy となり、実測値は 2 Gy より

2.5% 小さい値となった。吸収線量の実測値が 2 Gy となる様に比を用いて計算した MU 値は 2166 MU と算出され、この値を用いて実際に照射した時の吸収線量は 2.002 Gy となりほぼ 2 Gy と一致した。SCD 400 cm における MU 値は距離の逆二乗則より $(400/300)^2$ を 2166 に乗じて 3851 MU と算出された。この MU 値で実際に照射した時の吸収線量は 1.995 Gy となり、2 Gy より 0.5% 小さい値となり、Long SAD 法での 300~400 cm の中心軸

Table 1 本手法により推定された処方 MU 値

ID	処方線量 (Gy)	SAD (cm)	XiO で算出された MU 値 (SAD 300 cm)	患者に処方された MU 値	MU 値 (本手法で算出)	相対誤差
P1	2	400	2332	4094	4156	1.5%
P2	1.5	400	1764	3209	3200	-0.3%
P3	1.5	400	1653	2962	2982	0.7%
P4	1.5	400	1913	3315	3344	0.9%
P5	1.5	350	1647	2200	2280	3.6%
P6	2	400	2505	4100	4243	3.5%

Table 2 補償物質の厚さの推定及び比較

表の実際, 計算, 枚数差の項目は, それぞれ実際に TBI が行われた際に使用された補償物質の厚さ, 本手法により推定された補償物質の厚さ, 実際と計算の補償物質の厚さの差もしくは枚数差 (1 枚あたり 0.5 cm のアクリルで換算) を示している.

	実際 (cm)	計算 (cm)	枚数差	実際 (cm)	計算 (cm)	差 (cm)	実際 (cm)	計算 (cm)	枚数差	実際 (cm)	計算 (cm)	枚数差
ID	頸部			胸部			大腿部			下腿部		
P1	8	10.5	5	2.6	2.7	0.1	0	0.4	1	3.5	3.2	-1
P2	9	10.8	4	4.4	3.6	-0.8	2.5	1.7	-2	7	6.1	-2
P3	8	9.0	2	4.5	3.9	-0.6	2	1.4	-1	5	4.7	-1
P4	9	2.6	-13	4	3.3	-0.7	2	2.3	1	7	6.7	-1
P5	7	8.6	3	4.5	3.9	-0.6	2.5	2.1	-1	7	5.1	-4
P6	8.5	6.9	-3	4	3.8	-0.2	2.5	2.6	0	7.5	6.3	-2

での線量はほぼ距離の逆二乗則に則ることがわかった. SAD 350 cm における実測値が 2 Gy となる MU 値は SAD 300 及び 400 cm の結果から逆二乗則より算出した値の平均値から 2948 MU とした.

これらの結果より, 式 4 にて算出された補正係数 CF_{MU} は SAD 350 及び 400 cm でそれぞれ 1.363, 1.782 であった. これらの補正係数を処方線量に乗じて RTPS より計算された MU 値を Table 1 に示す. 本手法で算出した MU 値と実際に患者に照射された MU 値との相対誤差は最大で 3.6% だった.

3.3. 補償物質の厚さの推定

減弱データより, アクリル及び低融点鉛の μ_{eff} はそれぞれ 0.0394, 0.331 cm^{-1} と算出された. Long SAD 300 cm の条件で XiO により算出した線量を, 実測及び XiO より得られた OCR のデータを用いて線量を補正し, 補償物質の μ_{eff} を用いて照射に必要な補償物質の厚さを推定した (Table 2). 胸部では補償物質として低融点鉛を使用している

ため, 枚数差の項目は作成していない. 頸部では実際と推定されたアクリル板の枚数差は -13 ~ 3 枚 (当大学病院で使用しているアクリル板 1 枚の最小の厚さ 0.5 cm で換算) であり大きな誤差が観察された. 大腿部では概ね ± 1 枚, 下腿部に関しては最大で 4 枚のアクリル板を少なく過小評価していたが -2 枚もしくは -1 枚の差で概ね良好に推定されていたと考えられる. 胸部において使用する補償物質である低融点鉛では実際とは最大で -0.8 cm の差が観察され, P1 を除きすべて過小評価されていた.

4. 考 察

Long SAD 法において, 全身に均一に放射線を照射するため補償物質を用いて線量を補正することが必要であり, また主に距離的な問題により処方 MU の決定は RTPS を使用することができないことが多い³⁾, TBI のセットアップは線量

検証も含め多大な時間を要する。当大学病院での、TBIの処方MU値の決定及び補償物質の推定、その線量検証など一連の作業は通常の業務終了後に行われるが、4日間にわたり8~12時間程度の時間を要している。本研究は、TBIにおけるセットアップの簡略化を目的とし、RTPSでのSAD 300 cmまでの線量結果を利用し処方MU値及び補償物質の厚さが算出可能かを検討した。

はじめにLong SAD法における線量特性を取得した。Long SAD法におけるTPRはFig.3に示すとおりSAD 100, 300, 400 cmにおいてほぼ一致しており、過去のTMRやTPRの報告とも一致する^{9,10}。これは中心軸におけるX線のエネルギーや深さに対するX線の物質との相互作用による減弱の程度がSADにほとんど依存していないことを示している。一方、軸外距離における線量特性としてOCRを取得したが、SAD 300 cmにおいて実測より得られたOCRとそれと同様の条件で取得したXiOのOCRは、軸外距離が大きくなるほど誤差が増加する傾向が観察された(Fig. 4)。しかしながら、XiOで取得したSAD 300 cmにおけるOCRの分布は、SAD 100 cmで取得したOCRの分布とほぼ一致しており、Long SAD法によるOCRの変化は反映されていなかった。軸外方向における実測とRTPSのOCRの結果の比較について、データの取得条件や使用した線量計算アルゴリズムは異なるが、ほぼ一致する報告、誤差が観察された報告の両方が存在する^{11,12}。本研究では、RTPSでの計算結果を直接的に用いることはなかったが、Long SADでRTPSが使用できる場合は臨床条件のデータではなく、Long SAD法でのコミッショニングが必要になり、十分な検証が必要になると考えられる。

取得データをもとに放射線治療装置での距離における出力の変化を補正しSAD 300 cmにおけるXiOでの処方MU値をSAD 350, 400 cmに対する処方MU値に変換できるかを検討した。深さ15 cmのデータのみを用いて作成した単純な補正係数ではあるが、推定されたMU値は実際に照射されたMU値と比較し4%以内の誤差となり良い結果を示している。誤差の傾向が一定ではなかったことから、SADの距離だけの単一パラメータによる補正だけでは不十分であることがわ

かった。照射されるMU値は医学的処方であり、推定されたMU値も検証が必要になることから、セットアップの初期値として用いるには十分な精度と考えられる。

MU値の推定に加え、TBIでは全身に均一な線量を照射するため補償物質の厚さを決定する必要がある。本研究ではSAD 300 cmにおけるXiOでの各部位での線量計算の結果を補正し、その結果を用いての補償物質の厚さ推定を試みた。大腿部及び下腿部におけるアクリル補償物質の枚数差は概ね±2枚の範囲に収まっており、良い結果を示している。大腿部や下腿部で使用する範囲のアクリル厚による減弱率はほぼ線形と近似でき、アクリル板2枚の1 cmあたりでX線の量は約3%減弱した。したがって、アクリル板2枚の差では当大学病院での許容範囲内に収まることが想定され、またセットアップでの補償物質の厚さ推定の初期値として本手法では利用可能であると考えられる。

胸部の線量補償では低融点鉛を利用し、肺野の形状に合わせて低融点鉛を作成しているが、本推定法では実効線減弱係数を用い胸部に対し均一に線量を補正していることになる。しかしながら、実際は低融点鉛を透過しない放射線が照射される肺周囲の組織から肺野部への散乱線が増加することが考えられる。さらに低融点鉛を透過した放射線は線質硬化によりTPRを増加させる¹³。これらの要因が線量の過小評価に繋がり、結果として補償物質の厚さの過小評価をもたらしていると考えられる。またNarayanasamyらは低融点合金を補償物質として用いたとき、補償物質で生成された混入電子が線量評価に影響を及ぼすと報告しており¹⁴、本研究で取得した低融点鉛の実効線減弱係数も影響を受けていることが考えられた。一方、頸部で推定された補償物質の厚さの誤差は、アクリル板で2~13枚の大きな誤差が観察された。アクリル板が過小評価されたP4, P6において、SAD 300 cmではX線が肩部を経て頸部に入射しており、頸部の実効深さが大きく算出されてしまったことが原因である。P4, 6以外ではアクリル板を過大に評価していたが、これはXiO上で算出された線量が過大に評価されていることを示している。大腿部や下腿部では比較的良好な結

果が得られていることから、肩部から頸部にかけて急激に変化する体積の減少による散乱線の影響を正しく評価出来ていないことが示唆された。したがって、頸部及び胸部における補償物質の厚さの推定においては、本手法では作業時間の短縮は見込めず手法の改善が必要であった。

今回の研究で、RTPS での SAD 300 cm までの線量結果を利用し処方 MU 値及び補償物質の厚さが算出された。頸部における補償物質の厚さの推定や、胸部で使用する低融点鉛に対する実効線減弱係数の精度など改善が必要な部分もあったが、本手法での推定された処方 MU 値、大腿及び下腿部で推定された補償物質の厚さは当大学病院での TBI セットアップに利用可能であった。

利益相反

全ての著者に、本研究内容に関する利益相反はありません。

引用文献

- 1) 日本放射線腫瘍学会. 放射線治療計画ガイドライン 2016年版. 東京: 金原出版; 2016. p.347-349.
- 2) Wolden SL, Rabinovitch RA, Bittner NH, Galvin JM, Giap HB, Schomberg PJ, Rosenthal SA. American College of Radiology (ACR) and American Society for Radiation Oncology (ASTRO) Practice Guideline for the Performance of Total Body Irradiation (TBI). *Am J Clin Oncol*. 2013;36: 97-101.
- 3) Nelligan R, Bailey M, Tran T, Baldwin Z. ACPSEM ROSG TBI working group recommendations for quality assurance in total body irradiation. *Australas Phys Eng Sci Med*. 2015;38;205-15.
- 4) Giebel S, Miszczyk L, Slosarek K, Moukhtari L, Ciceri F, Esteve J, Gorin NC. Extreme heterogeneity of myeloablative total body irradiation techniques in clinical practice: a survey of the Acute Leukemia Working Party of the European Group for Blood and Marrow Transplantation. *Cancer*, 2014;120;2760-5.
- 5) Tas B, Durmus IF, Okumus A, Uzel OE, Gokce M, Goksoy HS, Ozsahin EM. Total-body irradiation using linac-based volumetric modulated arc therapy: Its clinical accuracy, feasibility and reliability. *Radiother Oncol*. 2018;129;527-33.
- 6) Springer A, Hammer J, Winkler E, Track C, Huppert R, Böhm A, Kasparu H, et al. Total body irradiation with volumetric modulated arc therapy: dosimetric data and first clinical experience. *Radiat Oncol*, 2016;11:46.
- 7) Khan FM, Gibbons JP. Khan's the physics of radiation therapy, 5th ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 2014. p. 405-412.
- 8) AAPM TG29. The physical aspects of total and half body photon irradiation: a report of task group 29 radiation therapy committee. New York: American Institute of Physics; 1986. p.4-9.
- 9) 栗栖孝一. 骨髄移植の前処置としての全身照射法に関する基礎的ならびに臨床的研究. *日本医放会誌*. 1991;51:799-809.
- 10) 福田篤志. Long SSD 法における全身照射用 TMR, 吸収線量測定と TPS の計算精度. *医学物理*. 2009;29:23-8.
- 11) Lavallée MC, Gingras L, Chrétien M, Aubin S, Côté C, Beaulieu L. Commissioning and evaluation of an extended SSD photon model for PINNACLE3: an application to total body irradiation. *Med Phys*. 2009;36:3844-55.
- 12) Lamichhane N, Patel VN, Studenski MT. Going the distance: validation of Acuros and AAA at an extended SSD of 400 cm. *J Appl Clin Med Phys*. 2016;17:63-73.
- 13) 荒木不次男, 熊谷孝三, 井芹卓見, 河野孟. リニアック 10 MV X 線を用いた前後左右 4 門による全身照射法. *日放技学誌*. 1993;49:1999-2006.
- 14) Narayanasamy G, Cruz W, Saenz DL, Stathakis S, Papanikolaou N, Kirby N. Effect of electron contamination on in vivo dosimetry for lung block shielding during TBI. *J Appl Clin Med Phys*. 2016; 17:486-91.