

【原著】

Monte Carlo 法で取得したビームデータを用いた Long SAD 法の全身照射の処方 MU 値及び補償物質厚の推定

寺島 真悟^{*1} 中野 雄基^{*2} 駒井 史雄^{*3} 木村 直希^{*3}

2025 年 1 月 16 日受付, 2025 年 3 月 13 日受理

要旨: Long SAD 法における全身照射 (Total body irradiation; TBI) は, 一般に放射線治療計画装置では対応していない。そのため, ファントムを用いて実際に線量計測を行い処方 MU 値及び体厚を補正する補償物質の厚さを推定する必要がある。本研究では, Monte Carlo 法を用いた線量計算で Long SAD 法におけるファントム測定の実効線減弱係数の算出及びファントムサイズが吸収線量に及ぼす影響を評価した。本研究により, 処方 MU 値を実際の $\pm 1\%$ の精度で推定し, また推定した補償物質厚を用いた線量が施設基準値内である $\pm 3\%$ に収まった。施設における推定値の初期値として本法が利用され, TBI の準備時間の短縮及びそれによる治療スタッフの負担軽減に貢献できた。

キーワード: TBI, Monte Carlo, Long SAD 法, 放射線治療

I. はじめに

造血幹細胞移植は血液腫瘍性疾患や再生不良性貧血などの根治療法として大きな役割を担っている。造血幹細胞移植では, 移植片の拒絶を防ぐ (免疫抑制), 生着環境を確保する (造血抑制), また腫瘍細胞の根絶 (抗腫瘍効果) の 3 つを目的とし, 前処置として化学療法および全身照射 (Total body irradiation; TBI) が行われている¹⁾。TBI は全身に放射線を照射する治療法であり, 照射法は施設の装置や規模などの制約から様々な手法が考案されている^{2,3)}。弘前大学医学部附属病院 (以下, 本学大学病院) は, 線源回転軸間距離 (Source to axis distance; SAD) を患者の身長に応じて 350, 400 cm と長く取り大照射野を形成し全身を照射する Long SAD 法 (左右対向 2 門照射) で TBI が行われる。患者の体位は比較的安楽かつ再現性のある膝屈曲位の仰臥位を採用している。TBI は全身が標的体積であることから, 全身に均一に線量を照射する必要がある。しかしながら, 全身の体厚のばらつき及び不均質組織の存在により均一な照射は難しい。そのため本学大学病院では図 1 のように補償物質 (アクリルや低融点鉛) を治療装置-患者間に部位別に適当な厚さ配置し, 放射線を減弱させることで線量を補正している。このように Long SAD 法による TBI は特殊な追加設備を要さず, 施設の大きさが十分であれば比較的導入することが容易である³⁾。

本学大学病院の TBI はアイソセンタを骨盤部中心とし,

頭部, 頸部, 胸部, 大腿部, 下腿部に補償物質を配置する。線量測定は, TBI 用寝台に板状の水等価ファントムを設置し, ファントムの中心に設置した Farmer 型電離箱を用いて行われる。測定において, ファントムは体の各部位の体厚に相当する厚さのファントムを, 患者の部位に応じたビーム中心の軸外位置に配置される。本学大学病院では準備の段階で各部位の体軸中心で吸収線量が投与線量の $\pm 3\%$ 以内となるよう処方 MU (monitor unit) 値及び補償物質の厚さを決定している。一般的には, TBI 実施時の in vivo 線量測定において $\pm 5\%$ や $\pm 10\%$ 以内などの基準で均一な線量を達成することを目指して行われる^{4,5)}。本学大学病院では, in vivo 線量測定において $\pm 10\%$ 以内を基準としている。

しかし実施にあたり, 処方 MU 値及び補償物質の厚さの決定は一般的に放射線治療計画装置 (Radiation treatment planning system; RTPS) が SAD を長く取る Long SAD に非対応なことから^{2,6)}, 実際に線量測定を行い決定する必要がある。適切な処方 MU 値及び補償物質の厚さを推定するために複数回の長時間の測定が必要となり, TBI に関わる医療スタッフに負担がかかっている。本学大学病院では, 処方 MU 値決定後の補償物質の厚さを決定する際は, 最初に測定時間短縮のため実際の TBI で使用される線量率 (例えば 100 MU/min) の 3 倍の線量率を用い, 処方 MU 値の 1/3 を照射し測定が行われる。補償物質厚を検討し, 適切な線量 (処方線量の 1/3) となるまで測定を繰り返し, 最後に実際の線量率と処方 MU 値を用いて線量の確認を行っている。MU 値の決定及び骨盤部を除く 5 部位 (低融点鉛を用いる胸部含む) の補償物質の厚さを決定する必要があるが, ファントムや線量計のセッティング等の時間等も考慮すると膨大な時間となる。これらの一連の準備は 4 日間にわたり 8 ~ 12 時間程度の時間を要している。本学大学病院ではこれまで様々な手法から推定値を算出することで, 算出値を基

*1 弘前大学 Hiroaki University

〒036-8564 青森県弘前市本町 66-1

66-1, Hon-cho, Hirosaki, Aomori, 036-8564, Japan

*2 札幌厚生病院 Sapporo Kosei General Hospital

〒060-0033 北海道札幌市中央区北 3 条東 8-5

8-5, Kita3-jo Higashi, Chuo-ku, Sapporo-shi, Hokkaido, 066-0033, Japan

*3 弘前大学医学部附属病院 Hirosaki University Hospital

〒036-8563 青森県弘前市本町 53

53, Hon-cho, Hirosaki, Aomori, 036-8564, Japan

Correspondence Author s-tera@hirosaki-u.ac.jp (Shingo Terashima)

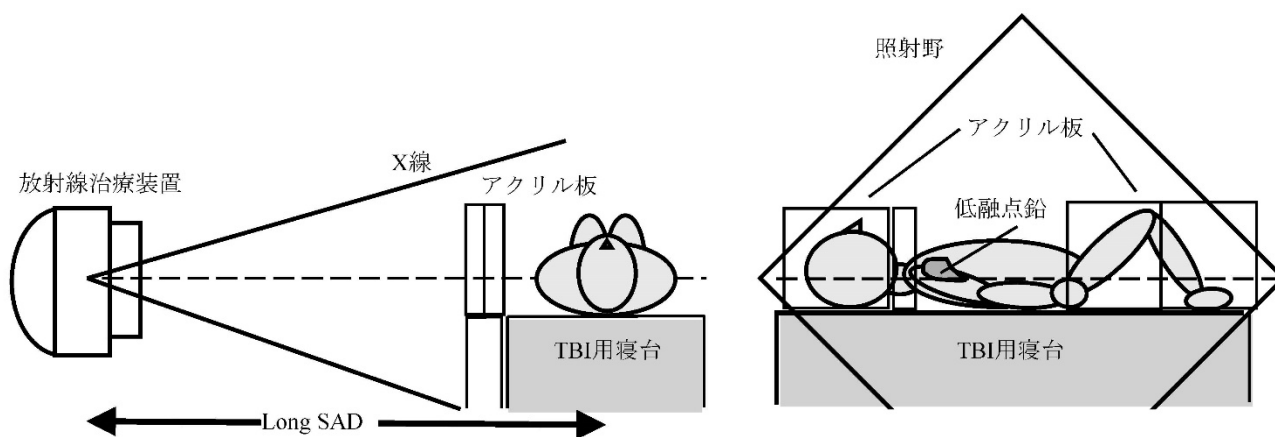


図1 Long SAD 法における TBI での患者、補償物質（アクリル、低融点鉛）、TBI 用寝台の位置関係

に測定を行い、測定回数を減らす検討を行っていた。

商用の RTPS は TBI の線量分布算出に対応していないが、近年では Monte Carlo (MC) 法を用いて精度の良い線量分布が取得可能となっている。臨床現場において治療機のマシンタイムは限られているが、MC 法で再現された精度の良いビームデータを用いることで臨床業務を阻害することなく、大量のデータを取得することが出来た。本研究では、MC 法によるシミュレーションで事前に得られた Long SAD における線量分布を用いて、簡便に処方 MU 値及び補償物質の厚さを精度よく推定可能かを検討した。また TBI の実際の測定における限界であるファントムのサイズによる線量の影響についても検討した。

II. 方法

1. 放射線治療装置のビームモデリング

MC シミュレーションには、医療分野で gold-standard の MC コードツールキットである EGSnrc を用いた。治療装置のビームモデリングをする際に効率よく X 線ビームを作成できる EGSnrc/BEAMnrc を利用し⁷⁾、本学大学病院の TBI で使用される Clinac-iX (Varian Medical Systems, Inc. Palo Alto, CA) の 10 MV X 線用の加速器ヘッドを構築した。加速器ヘッドは Varian 社の Monte Carlo Data Package にしたがってモデリングを行った。モデリングの妥当性は、効率よく線量分布データを取得できる EGSnrc/DOSXYZnrc を用いて以下の条件で行った⁸⁾。Source surface distance (SSD) = 100 cm, 照射野 $A_0 = 40 \times 40$ cm における percent depth dose (PDD) 及び off-axis ratio (OAR) を $64 \times 64 \times 50$ cm の水ファントム (物質: 水, 密度: $\rho = 1.0 \text{ g/cm}^3$) で取得した。最大照射野サイズ (40×40 cm) での測定のため照射野辺縁部が水ファントムの辺縁に近接してしまうため、ビーム中心軸を水ファントム中心から cross-line 方向 (transverse 方向) に -15 cm オフセットして OAR を取得した。計算ボクセルサイズは、計算効率とボクセルサイズの影響による

実測の線量分布の再現性を考慮し決定したため、統一していない。試行粒子数は、ビルドアップ領域や照射野辺縁の分布が急峻な変化をする領域を除きボクセルの相対標準偏差 (以下、統計誤差とする) が 1% 以内となるよう設定した。BEAMnrc での計算効率を向上させる variance reduction テクニックとして光子を分割する directional bremsstrahlung splitting で光子分割数を 1000、追跡中の電子において現在の計算領域外に移動するエネルギーがない場合に、その場で粒子の追跡を中止する electron range rejection では varying ECUTRR (ECUTRR は electron range rejection における電子のエネルギーカットオフの閾値) オプションを選択した。Electron range rejection が適用される最大エネルギーである ESAVE (制動放射線の生成を考慮して決定) は、ターゲットで 0.7 MeV、他の加速器ヘッドの構成部品では 2 MeV とした。粒子の追跡を行う下限値である電子及び光子のカットオフエネルギーはそれぞれ 0.7, 0.01 MeV とした。得られた線量分布は、RTPS に登録されている実測された PDD, OAR の線量分布と比較し、一致するように BEAMnrc の加速電子のパラメータを加速電子の平均エネルギー、サイズは full width at half maximum (FWHM)、平均広がり角度を mean angular spread (MAS) で調整した。また加速電子のエネルギースペクトルは正規分布でエネルギーの平均値の FWHM の 3% 以内とし、範囲外のエネルギーの電子はカットした。線量分布の評価は 1 次元ガンマ解析ソフト (in-house) を用いて global 正規化において criteria (判定基準) を 2%/2 mm とし、pass rate (合格率) 100% を達成するようコミッショニングを行なった。ガンマ解析とは線量誤差を評価する線量相違と位置誤差を評価する等線量曲線精度を 1 つの指標で表したものである⁹⁾。決定した加速電子パラメータを用いて粒子情報を記録したデータファイルである phase space files (PSF) を SAD100 cm において取得した。以降の Long SAD におけるシミュレーションでは、PSF を用いてシミュレーションを高速化した。

2. TBI で使用する Long SAD における MC 線量 data table の取得

放射線における距離の逆自乗則では、線源からの距離に応じてそのフルエンスが減弱する。例えば 100 cm から 110 cm 位置で考えると、10 cm の変位によりフルエンスは距離の逆自乗則により $(100 \div 110)^2 \approx 83\%$ に減じる。これを 400 cm から 410 cm 位置で考えると、10 cm の変位によりフルエンスは距離の逆自乗則により $(400 \div 410)^2 \approx 95\%$ に減じる。このように Long SAD においては、距離の逆自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 と比較し深部方向及び側方向の線量分布が異なることが考えられる^{6,10)}。MC 法では、実際の Long SAD 法の条件に基づいてコリメータ角度は 45° とし、水等価ファントム WD (京都化学, 京都, 日本) を用いた。ファントムの組成は京都科学のカatalogを参考に作成した (1.018 g/cm^3)。SAD = 350 cm, 400 cm の条件で任意の軸外距離における任意の厚さのファントム中心線量を、軸外距離及びファントム厚をパラメータとして、図 2 のようにシミュレーションにて取得した。軸外距離は 10 cm 毎、水等価ファントム厚は 5 cm 毎に、SAD = 350 cm, 400 cm それぞれで、軸外距離は 0~70 cm, 0~80 cm まで、ファントム厚は 5~35 cm, 5~40 cm までを取得した。ファントムの中心のボクセルサイズは、 $1.0 \times 1.0 \times 0.5 \text{ cm}$ (ビーム軸方向を 0.5 cm) に設定した。入射粒子数は統計誤差が 0.5% 以下となるようにした。Long SAD 法における MC データの妥当性の検証には以前の研究で取得した SAD = 400 cm の深さ 5~20 cm までの OAR のデータを利用した¹⁰⁾。これらのデータは、後方散乱の影響が SAD = 400 cm では 10 cm 程度で飽和するため、深さによらずファントム全体の厚さを 34 cm と一定としていた。比較において深さ 5 cm でシミュレーションのデータに対して後方散乱の影響により 0.3% 程度の過大評価することが予想されるが、その他の深さのデータへの影響は極めて低く、比較対象として問題はない。

ここで EGSnrc によるシミュレーション結果は 1 粒子あたりの吸収線量 (以下、シミュレーション線量を MC 線量とする) として算出される。線量の規格化には以下の式を用いた。

$$F_{MC} = \frac{D_{exp}}{D_{MC} \times MU} \dots (1)$$

F_{MC} は校正係数 (particle/MU), D_{MC} は EGSnrc により算出された MC 線量 (Gy/particle), MU は D_{exp} を処方する MU 値 (MU), D_{exp} は MU により処方されたファントム中心での吸収線量 (Gy) を示す。この校正定数は、SAD = 400 cm, $30 \times 30 \times 28 \text{ cm}$ の直方体水ファントムを用いた線量測定で以前の研究で取得した実測¹⁰⁾ 及び EGSnrc のシミュレーション結果より取得した。

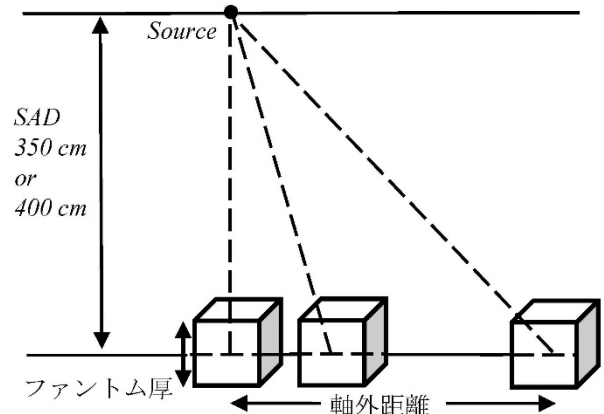


図 2 Long SAD 法における
中心線量取得のための幾何学的配置図

軸外距離と、患者を想定したファントム厚をパラメータとした MC 法で取得されたファントム中心線量のデータ群を、ファントム厚 0.1 cm, 軸外距離 0.5 cm ステップで補間し、線量分布の data table を作成した (以下、MC 線量 data table)。これらの二次元データに対する平滑化及び補間は、SciPy の RectBivariateSpline を用いて行った¹¹⁾。

3. 処方 MU 値の推定と補償物質（アクリル）厚の推定

MC 線量 data table より、中心軸の骨盤部の厚さにおける MC 線量 (D_{MC}) を抽出し、(2) 式を用いて処方 MU 値を推定した。ここで MU_{pre} は D_{pre} を処方する MU 値 (MU), D_{MC} は MC 線量 data table より抽出された MC 線量 (Gy/particle), D_{pre} は投与線量 (Gy) を示す。

$$MU_{pre} = \frac{D_{pre}}{D_{MC} \times F_{MC}} \dots (2)$$

MU_{pre} , F_{MC} を (3) 式に用いることで、MC 線量 data table 上の全ての値が、その処方 MU 値における 1 MU あたりの吸収線量の data table へと変換される。この data table を用いて患者の各部位の軸外距離及び厚さを入力することで、各部位における処方 MU 値より投与される吸収線量を算出した。(4) 式より、アクリルの実効線減弱係数を用いて各部位について投与線量にするための補償物質の厚さを算出した。ここで D は MU_{pre} より投与される吸収線量 (Gy), T は補償物質の厚さ (cm), μ_{eff} は補償物質の実効線減弱係数 (cm^{-1}) を示す。

$$D = F_{MC} \times D_{MC} \times MU_{pre} \dots (3)$$

$$T = \frac{1}{\mu_{eff}} \ln\left(\frac{D_{pre}}{D}\right) \dots (4)$$

本研究では、頭部、頸部、大腿部、下腿部に使用する補償物質であるアクリル (物質密度: $\rho = 1.186 \text{ g/cm}^3$) のみを検討し、実効線減弱係数は事前に先行研究で取得されたアクリルの減弱曲線より得られた 0.0394 cm^{-1} を採用した¹¹⁾。取得された処方 MU 値及び各部位の補償物質の厚さの推定精度は、本学大学病院の TBI で実際に患者別に採用した処

方 MU 値及び補償に使用されたアクリル厚との比較で評価した。対象は平成 24 年から平成 30 年 9 月までの本学大学病院で実施された TBI が実施された患者 14 症例とし、P1-P14 とした。データの取り扱い、国立大学法人弘前大学大学院保健学科研究科倫理委員会より承認を得て行なった（整理番号：2017-020）。

4. 実効線減弱係数の評価

また、TBI が行われた患者 14 症例の部位別の水等価ファントムによるアクリル厚決定のための測定結果より、軸外距離別にアクリルの線減弱係数を算出し、評価を行った。簡潔に記載すると、 30×30 cm のファントムを患者の体格に合わせた厚さで配置し、指頭型電離箱で測定したファントムの中心軸線量と、アクリル配置後のファントム中心線量の比の自然対数でとり、アクリル厚で除した値を実効線減弱係数とした。ここで SAD = 350 cm において算出されたアクリルの各実効線減弱係数を SAD = 400 cm に投影することで、SAD = 400 cm における軸外距離の実効線減弱係数とした。

5. 仮想サイズのファントムを用いた線量評価

臨床現場における線量測定では、取り扱いやすい 30×30 cm サイズの水等価ファントムを用いることが多い。しかし、例えば下腿部などの高さが無い部位ではこれら 30×30 cm ファントムでは再現は難しい。臨床では用意しにくい幅及び高さに合わせた直方体水等価ファントムをシミュレーション内で作成し、 30×30 cm サイズのファントムを用いたシミュレーション結果との比較を行った。厚さを 20 cm 一定とし、患者体軸方向を 10, 15, 20 cm 及び背腹方向 20, 30 cm と変化させたファントムを用意し、その中心部の線量をシミュレーションにて取得し比較した。測定を取得するボクセルのサイズは $1.0 \times 1.0 \times 0.5$ cm（ビーム軸方向を 0.5 cm）とし統計誤差が 0.5% 以下になるまで計算させた。

III. 結果

1 ビームモデリングの評価

加速電子のパラメータであるエネルギー、FWHM, MAS は、それぞれ 10.65 MeV, 0.135 cm, 0.0585 deg とし、シミュレーション結果は実測値と精度よく一致した。PDD, OAR（深さ 10 cm）の線量分布を図 3, 4 に示す。PDD のビルドアップ領域で線量の過小評価が観察された。ガンマ解析の評価範囲は PDD ではビルドアップ以降の 4 cm から 33 cm まで、OAR ではビーム中心軸（0cm）から軸外距離 23 cm までとし、PDD, OAR（深さ $d = 2.5, 10$ cm）共に criteria 2%/2 mm をクリアし 1%/1 mm まで Pass Rate 100% を達成した。

SSD = 400 cm の深さ 5, 10, 15, 20 cm における実測と

EGSnrc の OAR の比較結果を図 5 に示す。測定した全ての深さ、軸外距離で相対誤差は 0~2% 以内に収まった。全ての結果で線量分布が過小評価されていたため、MC 線量 data table の値を SAD = 350, 400 cm においてそれぞれ +1.5, +2% として若干の補正を行った。SAD = 350, 400 cm における OAR の補正值の決定には、MC 線量 data table と同様の測定となる実際の患者の TBI 準備で得られた線量との比較結果を参考にした。ただし、線量分布の比較は中心軸で正規化しており相対誤差は 0% であったため、(2) 式の処方 MU の算出に関しては上記補正は行われなかったようにした。図 6 に一例として P8 の MC 線量 data table を利用し、軸外距離とファントム厚をパラメータとした線量分布のカラーマップを示す。

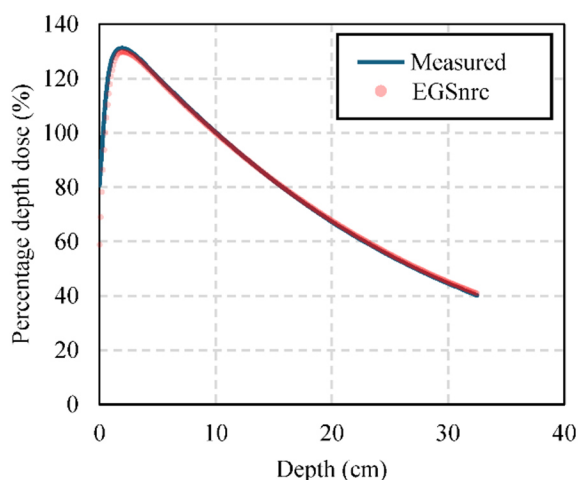


図 3 実測 PDD と EGSnrc で取得した PDD の線量分布 A = 40×40 cm, SSD = 100 cm, 10 cm 深さで規格化。EGSnrc でのボクセルサイズ (X × Y × Z cm) は深さ 3 cm まで $1 \times 1 \times 0.2$ cm, それ以降は深さ 33 cm まで $1 \times 1 \times 0.5$ cm に設定した。

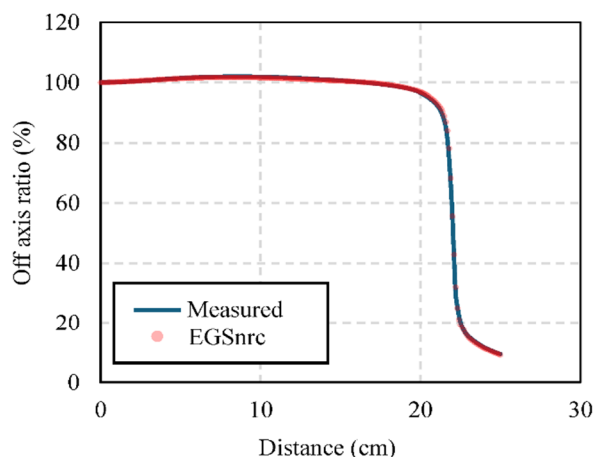


図 4 深さ 10 cm における実測 OAR と EGSnrc で取得した OAR の線量分布

A = 40×40 cm, SSD = 100 cm。EGSnrc でのボクセルサイズ (X × Y × Z cm) は、ビーム中心軸から 19 cm まで $0.5 \times 1 \times 0.5$ cm, それ以降は 25 cm まで $0.2 \times 1.0 \times 0.5$ cm とした。

2. 処方 MU 値及び補償物質の厚さの推定と比較

表 1 に実際に処方された MU 値と本手法で得られた推定処方 MU 値の比較結果を示す。実際の処方 MU に対する本手法で算出された MU 値の相対誤差は±1%以内に収まった。MC 線量 data table を使用した補償物質の厚さにおける比較結果を表 2 に示す。ここで補償物質の厚さについて、本学大学病院における TBI に使用するアクリル厚の最小値

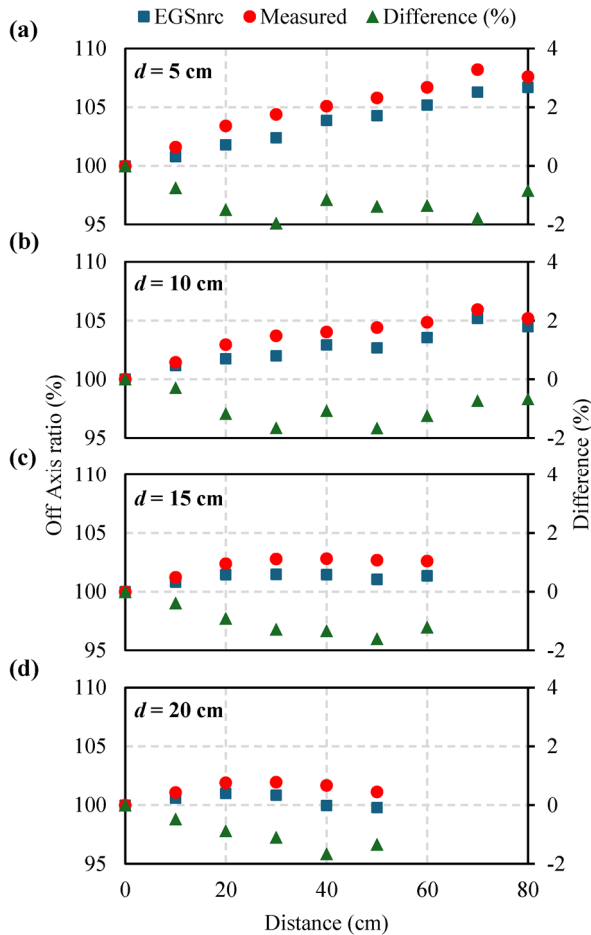


図 5 SSD = 400 cm における実測 OCR と EGSnrc の OAR の比較 (第 1 軸) 及び実測値に対する相対誤差 (第 2 軸) ファントム中心までの深さは (a) 5 cm, (b) 10 cm, (c) 15 cm, (d) 20 cm。

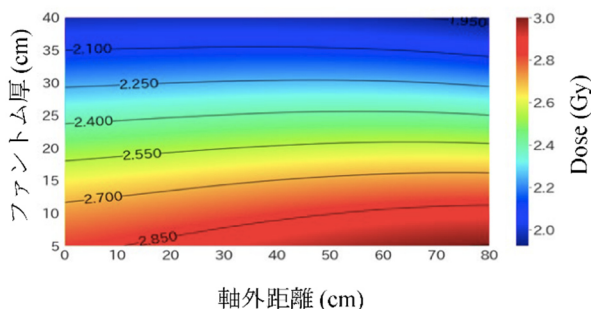


図 6 P8 (処方 MU 値 4153 MU, 投与線量 2 Gy) における MC 線量 data table (カラーマップ表示)

表 1 実際に処方された MU 値と本手法で得られた推定処方 MU 値の比較

SAD	患者 No	投与線量 (Gy)	骨盤部の厚さ (cm)	実際の処方 MU 値	本手法での推定処方 MU 値	相対誤差 (%)
350 cm	P1	2	26	2810	2811	0.04
	P2	1	22.6	1361	1352	-0.66
	P3	2	32.6	3048	3044	-0.13
	P4	2	23	2722	2716	-0.22
	P5	1	21	1330	1329	-0.08
	P6	1.5	19.6	1954	1964	0.51
	P7	2	23	2718	2716	-0.07
400 cm	P8	2	36	4153	4148	-0.12
	P9	2	32.6	3961	3976	0.38
	P10	2	34	4039	4045	0.15
	P11	2	35	4094	4096	0.05
	P12	1.5	38	3209	3190	-0.59
	P13	2	37	4182	4200	0.43
	P14	1.5	32	2962	2960	-0.07

が 0.5 cm であることから 0.5 cm を 1 単位すなわち 1 枚として実際の枚数差を比較した。補正有りの MC 線量 data table を使用した比較結果では SAD = 400 cm の大腿部で最大 3 枚の枚数差が一症例で見られた。最終的には、表 2 の結果に基づき 0.5 cm 単位で補償物質の厚さを切り上げて出力する手法が採用された。SAD = 400 cm の大腿部で最大 2 枚の枚数差が見られるが、その後は概ね枚数差 0 枚となり良く一致する結果となった。

3. 実効線減弱係数の評価

14 症例の TBI におけるアクリル厚決定のための測定より取得されたアクリルの実効線減弱係数の算出結果を図 7 に示す。中心軸付近は変動が大きいですが、軸外距離の増加に依存して実効線減弱係数の値も大きくなる傾向が観察された。

4. ファントムサイズが線量に与える影響

ビーム入射軸方向のファントムの厚さ 20 cm 一定としファントムのサイズが線量にどのような影響を与えるか評価を行った。実際使用するファントムのサイズ 30 × 30 cm を基準とし、サイズを変更した仮想のファントムとのファントム中心線量との相対誤差を表 3 に示す。表 3 より、患者体軸方向を 30 cm とし、背腹方向を 20, 15, 10 cm と変化させたとき、サイズ依存的に中心線量の低下が観察された。

表 2 実際に TBI に使用された補償物質の厚さと本手法で推定された厚さ及びそのファントムの枚数差 (0.5 cm 厚を 1 枚と換算)

SAD	患者 No	頭部			頸部			大腿部			下腿部		
		実際の厚さ (cm)	推定厚 (cm)	枚数差	実際の厚さ (cm)	推定厚 (cm)	枚数差	実際の厚さ (cm)	推定厚 (cm)	枚数差	実際の厚さ (cm)	推定厚 (cm)	枚数差
350 cm	P1	5	5	0	6	5.5	-1	4	4	0	5	5	0
	P2	4	4	0	5.5	5	-1	3.5	3.5	0	4	4.5	1
	P3	6.5	7	1	8	8	0	5.5	5	-1	7.5	7	-1
	P4	4	4	0	5.5	5	-1	3.5	3.5	0	4	4.5	1
	P5	3	3	0	4.5	4.5	0	3	3	0	3.5	3.5	0
	P6	2.5	2.5	0	4	4	0	2.5	2.5	0	3.5	3.5	0
	P7	4	4	0	4.5	4.5	0	2	2	0	3.5	4	1
400 cm	P8	7	7.5	1	9	9	0	6	5	-2	8	7.5	-1
	P9	7	7	0	8	7.5	-1	5.5	5	-1	7	7	0
	P10	7.5	7.5	0	8.5	8	-1	4	3	-2	7.5	7.5	0
	P11	7.5	7.5	0	8	8	0	0	1	2	3.5	3.5	0
	P12	8	8.5	1	9	9	0	2.5	2.5	0	7	7.5	1
	P13	7	7.5	1	8.5	8.5	0	3	2	-2	4.5	4.5	0
	P14	6.5	6.5	0	8	7.5	-1	2	2	0	5	5.5	1

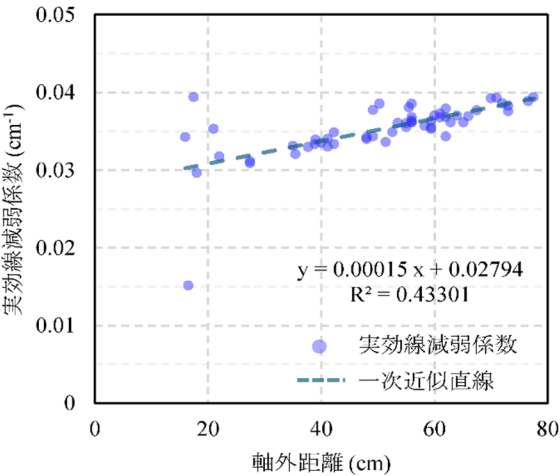


図 7 TBI の準備の結果から取得されたアクリルの線減弱係数

IV. 考察

Long SAD 法を用いた TBI は, RTPS では想定しておらず, 処方 MU 値及び線量を補正するための補償物質の厚さを決め, 実測によりそれらを確認する必要があるため, 準備に非常に長い時間がかかる。本研究では MC 法を用いて Long SAD における線量分布を事前に計算し, そのデータに基づいて処方 MU 値と補償物質の厚さを簡便かつ精度良く推定可能かを検討した。本研究では SSD = 100 cm における実測データを使用し, コミッショニングを行なった。ガンマ解析結果より一般の放射線治療を行う位置ではビームデータ

表 3 ファントムサイズが線量に与える影響
30 × 30 cm のファントムサイズを基準とした場合の相対誤差 (SAD = 400 cm)

		体軸方向の厚さ	
		30 cm	20 cm
背腹方向の厚さ	20 cm	-2.1%	-2.0%
	15 cm	-2.6%	-3.0%
	10 cm	-4.2%	-4.3%

が精度良く再現されていることが確認できた。しかしながら, SAD = 400 cm の実測による OAR と比較したところ軸外で概ね 2% 程度の線量不足が観察された。これはビームを大照射かつ長距離でシミュレーションしたことで, SSD = 100 cm の位置では問題なかったわずかな誤差が拡大してしまったと考えられる。また, ガントリヘッドを 90 度に行っているため, Long SAD を使用したことによりヘッドの垂の影響で X 線ビームが完全な水平ではなく若干斜入していることが考えられる。本研究では本研究では SSD = 400 cm の実測データを取得していたことから, 得られた軸外における吸収線量に対し SAD = 350, 400 cm でそれぞれ 1.5%, 2% の線量を加算し MC 線量 data table を修正した。Akino らの研究でも, SAD = 400 cm において RTPS が算出した

PDD では実測値と比較し-1.9～4.1%の誤差が観察されている⁶⁾。さらに OAR では実測値と RTPS で線量分布形状の乖離が観察され、軸外距離±10 cm の平均値で正規化を行い、Anisotropic Analytical Algorithm, AcurosXB の線量計算アルゴリズムでそれぞれ 1, 1.8%以内となったと報告している。Long SAD におけるコミッショニングはシミュレーション及び実測データの取得に膨大な時間を要し現実的とは言えない。したがって今後は Long SAD での軸外における線量不足の傾向をより明らかにすることで、正確な補正を行い、推定精度を向上させることが必要になると考えられる。

算出された処方 MU 値について SAD = 350, 400 cm でそれぞれ実際に投与された処方 MU 値と比較したところ、最大で相対誤差はそれぞれ-0.66, -0.59%となった。これは本学大学病院の治療部門で定めている許容範囲である 3%以内に十分収まり、十分な推定精度であった。減弱率の計算より、アクリルの厚さによる投与線量の変動は 1 cm (アクリル 2 枚分) 以内であれば概ね±3%以内に収まる。したがって、SAD = 400 cm の大腿部におけるアクリルの 2 枚の枚数差(表 2)であっても 3%の許容範囲内に収まることから、本手法の推定精度は十分であると考えられる。大腿部については、他の部位と比較してアクリルの推定精度がやや低かった。線量分布自体に若干の補正を加えているので、結果的に大腿部が特に誤差が大きくなってしまったことも考えられる。図 7 よりフラットニングフィルタの影響により軸外距離が大きくなるほど線質が軟化し、実効減弱係数が増加している。中心軸付近における実効減弱係数は 0.03 cm⁻¹ 程度であった。本研究では実効減弱係数は 0.0394 cm⁻¹ を採用したことから、中心軸付近の部位すなわち大腿部で特に線減弱係数を過大評価していたことが考えられる。正確な補償物質の推定には、軸外距離で実効減弱係数が変化することを考慮する必要があることがわかった。

本学大学病院では TBI 実施時に測定した 6 部位に関して射入部、射出部に 2 対合計 12 本の半導体検出器を接続し、射入部、射出部の平均値をとることで中心線量を in vivo 測定している。処方線量と in vivo 線量との相対誤差を示す表 4 より本学大学病院のファントムによる TBI 線量測定は背腹方向の厚さに乏しい部位(頭部、頸部、下腿部)で中心線量を過大評価している可能性が示唆された(表 4 では低融点鉛で線量補正を行う胸部を除く 5 部位を記載)。患者データの in vivo 測定結果では、ほとんどの部位で線量が規定値より低く、測定におけるファントムのサイズが影響していることが強く示唆された。本学大学病院での中心線量の許容誤差は±3%であり、さらに誤差を小さくするように補償物質の厚さを決定しているため、in vivo 測定で±10%を超える症例は出ていない。今後さらにアクリル厚の推定精度を向上させるのであれば、測定に用いるファントムのサイズによる影響を補正する必要がある。

表 4 処方線量 (Gy) と実施された TBI における半導体検出器による in vivo (Gy) 線量との相対誤差 (%)

SAD	患者 No	頭部	頸部	骨盤部	大腿部	下腿部
350 cm	P1	-5.1	-3.5	0.0	-2.0	-5.7
	P2	-5.2	-4.5	0.0	-1.4	-6.5
	P3	-6.9	-5.1	0.0	-3.3	-7.6
	P4	-5.2	-4.5	0.0	-1.4	-6.5
	P5	-4.4	-3.8	-0.8	-2.4	-4.3
	P6	-4.9	-3.3	-0.5	-0.7	-4.1
	P7	-4.4	-3.7	3.5	-0.4	-4.9
400 cm	P8	-5.4	-4.7	-0.5	-2.1	-7.5
	P9	-8.1	-6.0	-1.3	-3.5	-5.4
	P10	-4.9	-4.5	0.0	2.0	-5.9
	P11	-3.7	-4.6	0.0	0.0	-4.9
	P12	-5.3	-5.1	-0.5	-0.1	-4.8
	P13	-4.3	-3.8	1.0	3.0	-2.8
	P14	-7.3	-6.4	0.0	-0.4	-3.9

V. 結論

本研究の手法により推定した処方 MU 値及び補償物質の厚さは、本学大学病院の TBI における許容範囲内に収まっており、線量測定の際の初期値として本学大学病院にて使用されている。補償物質なしでの線量も高精度に推定可能であったため、補償物質なしの際の基準線量の推定も含め 1 部位につき 2 回程度の測定は省くことが可能になった。これにより、TBI の準備時間が短縮され、治療スタッフの負担軽減に貢献でき、本研究の目的は達成できた。軸外距離及びファントムの厚さを変化させたデータを Monte Carlo 法を用いた線量計算で網羅的に大量に取得してまとめ、データの補間を行っても十分な精度を担保できた。このことは、実測データがある程度まとめることでデータテーブルを作成可能なことを示している。さらに、Long SAD 法における軸外距離の変化に伴う、線質軟化によるアクリルの実効線減弱係数の変化及び、サイズを変化させた場合のファントムの線量分布の基本的なデータを取得し、それらの特殊な傾向を把握することが出来た。装置更新の際も、同様の手法で TBI の準備時間削減に貢献できると考えられる。

利益相反 開示すべき利益相反はありません。

謝辞 本研究を進めるにあたりご指導・ご協力頂いた弘前大学医学部附属病院放射線部の皆様に感謝申し上げます。

引用文献

- 1) 秋庭健志：造血幹細胞移植前処置としての放射線治療. 日本小児血液・がん学会学術誌, 53(5): 384–90, 2016.
- 2) Nelligan R, Bailey M, et al.: ACPSEM total body irradiation working group. ACPSEM ROSG TBI working group recommendations for quality assurance in total body irradiation. Australas Phys Eng Sci Med, 38(2): 205–15, 2015.
- 3) Giebel S, Miszczyk L, et al.: 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, 120(17): 2760–5, 2014.
- 4) Wolden SL, Rabinovitch RA, et al.: 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, 36(1): 97–101, 2013.
- 5) Wong JYC, Filippi AR, et al.: Total body irradiation: Guidelines from the international lymphoma radiation oncology group (ILROG). Int J Radiat Oncol Biol Phys, 101(3): 521–9, 2018.
- 6) Akino Y, Maruoka S, et al.: Commissioning of total body irradiation using plastic bead bags. J Radiat Res, 61(6): 959–68, 2020.
- 7) Kawrakow I, Rogers DWO, et al.: EGSnrc toolkit for Monte Carlo simulation of ionizing radiation transport. Tech Rep NAVTRADEVCE, 2000.
- 8) Kawrakow I, Walters BRB. Efficient photon beam dose calculations using DOSXYZnrc with BEAMnrc. Med Phys, 33(8): 3046–56, 2006.
- 9) Low DA, Harms WB, et al.: A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. Med Phys, 25(5): 656–61, 1998.
- 10) 寺島真悟, 駒井史雄, 他: RTPS を用いた全身照射における MU 値及び補償物質の検討. 弘前医学, 70(1): 47–55, 2019.
- 11) Virtanen P, Gommers R, et al.: Author Correction: SciPy 1.0: fundamental algorithms for scientific computing in Python. Nat Methods, 17(3): 352, 2020.

【Original article】

**Estimation of Prescribed MU and Compensator Thickness
for Total Body Irradiation Using the Long SAD Method:
A Study Based on Monte Carlo Simulation**

SHINGO TERASHIMA^{*1} YUKI NAKANO^{*2}
FUMIO KOMAI^{*3} NAOKI KIMURA^{*3}

Received January 16, 2025 ; Accepted March 13, 2025

Abstract: Dose calculation for total body irradiation (TBI) using the long source-to-axis distance (SAD) method is not supported by conventional radiation treatment planning systems. Therefore, it is necessary to measure doses with a phantom and estimate the prescribed monitor unit (MU) as well as the thickness of compensatory material required for body thickness correction. In this study, dose data obtained using phantoms were calculated through Monte Carlo simulation to evaluate the feasibility of estimating the prescribed MU and the thickness of acrylic compensatory material. Additionally, the effective linear attenuation coefficient of the compensatory material (acrylic) for off-axis distances was calculated, and the impact of phantom size on the absorbed dose in the long SAD method was assessed. The prescribed MU value was estimated with an accuracy of $\pm 1\%$ of the actual value, and the dose using estimated compensating material thickness resulted in a dose that remained within the facility standard of $\pm 3\%$. This method was employed as an initial calculation step at our facility, contributing to a reduction in preparation time for TBI and alleviating the workload of the treatment staff.

Keywords: TBI, Monte Carlo, Long SAD, radiation therapy

