原 著

放射線治療計画装置における不均質領域の
線量計算精度の評価
－ Monte Carlo 計算との比較－中口裕二^{1, 2)}・荒木不次男³⁾・丸山雅人¹⁾・福田正悟²⁾論文受付
2009年10月15日論文受理
2010年1月20日

Code No. 430

1) 熊本大学医学部附属病院医療技術部

2) 熊本大学大学院保健学教育部

3) 熊本大学医学部保健学科

緒 言

近年、放射線治療技術の進歩によって、stereotactic body radiation therapy (SBRT)、intensity modulated radiotherapy (IMRT) などの高精度放射線治療が行われるようになってきた。これらの高精度放射線治療においては、放射線治療計画装置 (radiation treatment planning system: RTPS) の使用が不可欠であり、RTPS は標的やリスク臓器に対する正確な線量分布計算や最適な dose volume histogram (DVH) の作成、投与線量の計算などに重要な役割を果たしている。RTPS は、

開発初期においては Ratio TAR 法、Power-low TAR 法、Equivalent TAR 法などの測定ベースに基づくものであったが、Pencil beam-convolution 法、さらに現在主流になっている analytical anisotropic algorithm (AAA) や superposition-convolution (SP) などの理論モデルベースの線量計算法に発展してきた。この理論モデルベースへの発展過程においては、不均質領域内における電子輸送行程のモデル化の精度が線量計算精度を左右する。今後さらにコンピュータの高速処理が実現すれば、電子輸送行程を正確にシミュレーションする Monte Carlo

Comparison of RTPS and Monte Carlo Dose Distributions in Heterogeneous Phantoms for Photon Beams

Yuji Nakaguchi,^{1,2)} Fujio Araki,³⁾ Masato Maruyama,¹⁾ and Shogo Fukuda²⁾

1) Department of Radiological Technology, Kumamoto University Hospital

2) Graduate School of Health Sciences, Kumamoto University

3) School of Health Sciences, Kumamoto University

Received October 15, 2009; Revision accepted January 20, 2010; Code No. 430

Summary

The purpose of this study was to compare dose distributions from three different RTPS with those from Monte Carlo (MC) calculations and measurements, in heterogeneous phantoms for photon beams. This study used four algorithms for RTPS: AAA (analytical anisotropic algorithm) implemented in the Eclipse (Varian Medical Systems) treatment planning system, CC (collapsed cone) superposition from the Pinnacle (Philips), and MGS (multigrid superposition) and FFT (fast Fourier transform) convolution from XiO (CMS). The dose distributions from these algorithms were compared with those from MC and measurements in a set of heterogeneous phantoms. Eclipse/AAA underestimated the dose inside the lung region for low energies of 4 and 6 MV. This is because Eclipse/AAA do not adequately account for a scaling of the spread of the pencil (lateral electron transport) based on changes in the electron density at low photon energies. The dose distributions from Pinnacle/CC and XiO/MGS almost agree with those of MC and measurements at low photon energies, but increase errors at high energy of 15 MV, especially for a small field of 3×3 cm². The FFT convolution extremely overestimated the dose inside the lung slab compared to MC. The dose distributions from the superposition algorithms almost agree with those from MC as well as measured values at 4 and 6 MV. The dose errors for Eclipse/AAA are larger in lung model phantoms for 4 and 6 MV. It is necessary to use the algorithms comparable to superposition for accuracy of dose calculations in heterogeneous regions.

Key words: calculation algorithms, heterogeneity correction, RTPS

別刷資料請求先: 〒 860-8556 熊本県熊本市本荘 1-1-1

熊本大学医学部附属病院医療技術部 中口裕二 宛

(MC)が RTPS に導入され、不均質領域内においても高精度な線量分布計算が可能となる。

現在、SP は各社の RTPS に導入されているが、線量付与に寄与する電子カーネルのモデリング方法が各社で異なり、これは直接に線量計算精度に影響する。また、AAA は Pencil beam 法に側方の電子輸送過程を考慮したもので、Pencil beam 法に比べて計算精度が著しく改善している。肺組織あるいは骨組織を含む不均質領域における各 RTPS の計算アルゴリズムの計算精度については、近年多くの報告がある¹⁻¹²⁾。これらの多くは、Pencil beam 法と SP の比較であり、不均質領域における SP の有用性が述べられている。一方、同一ビームデータを用いた各社の SP、AAA、MC による線量比較の報告は少なく、特に肺の定位放射線治療に使用される小照射野における線量比較や、さらには X 線エネルギーの違いなどによる線量分布の比較についてはほとんど報告されていない。

本研究においては、代表的な 3 社の RTPS (XiO, Pinnacle, Eclipse) に導入されている SP (XiO, Pinnacle) と AAA (Eclipse), Convolution 法 (XiO) の不均質領域 (肺, 骨) の線量計算精度を検証するために、MC および電離箱による測定結果と比較した。なお、不均質領域における電離箱の線量測定においては、各ファントムにおける質量衝突阻止能比と電離箱壁の擾乱補正係数を考慮した。

1. 方 法

1-1 不均質モデル

不均質モデルには、水等価として Solid water RMI-457 (物理密度 $\rho=1.046 \text{ g/cm}^3$, 相対電子濃度 $\rho_e=1.018$)、肺等価に LN300 RMI-455 ($\rho=0.3 \text{ g/cm}^3$, $\rho_e=0.293$)、骨等価に Bone SB3 RMI-450 ($\rho=1.819 \text{ g/cm}^3$, $\rho_e=1.696$) の GAMMEX 社製の固体ファントムを組み合わせて作成した。Fig. 1a~e に 5 タイプの基礎的な不均質モデルを示す。Fig. 1a~c は積層の不均質モデル、Fig. 1d は縦隔モデル、Fig. 1e は腫瘍モデルである。これらの不均質モデルは、仮想的に RTPS 上に作成し、各物質の相対電子濃度を入力して線量分布計算を行った。MC では各物質データを原子組成とその重量比、物理密度をもとにそれぞれ作成して計算した。さらに、Fig. 2 に示すような RW3 ($\rho=1.045 \text{ g/cm}^3$,

Fig. 1 Schematic illustrations of (a) model 1, (b) model 2, (c) model 3, (d) mediastinum model, and (e) tumor model.

a	b	c
d	e

Fig. 2 Schematic illustration of a lung tumor phantom.

$\rho_e=1.011$), LN300, Solid water からなる肺腫瘍ファントムを CT で撮影し、各 RTPS と MC で線量分布計算を行い、比較した。

1-2 放射線治療計画装置 (RTPS) とモンテカルロ (MC) 計算

RTPS とその計算アルゴリズムには、Eclipse : AAA (Ver. 7.5, Varian), XiO : Multigrid superposition (MGS) と Fast fourier transform (FFT) convolution (Ver. 4.33.02, CMS), Pinnacle : Collapsed cone (CC) superposition (Ver. 8, Philips) を用いた。MC 計算には、Fig. 1 に示す仮想的な不均質モデルでは EGSnrc / BEAMnrc コード^{13, 14)} と EGSnrc / DOSXYZnrc コード¹⁵⁾ を、Fig. 2 に示す肺腫瘍ファントムでは EGS4 / MCTP コード¹⁶⁾ を使用した。各 RTPS と MC 計算は、Varian 社製 Clinac 2100C の 4 MV と 10 MV-X 線、Clinac iX の 6 MV と 15 MV-X 線についてモデリングしたビームデータを用いて行った。各 RTPS は AAPM (American Association of Physicists in Medicine) Report No. 55¹⁷⁾

に従ってコミショニングされている。水等価ファントムにおける各 RTPS の線量分布は、測定値および MC と 1.5% 以内で一致している。計算条件は、線源-表面間距離 (source-surface distance : SSD) 100 cm, Fig. 1a~c の積層モデルでは照射野 $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, RTPS の計算グリッドは $3 \times 3 \times 3 \text{ mm}^3$, Fig. 1d の縦隔モデルは照射野 $5 \times 5 \text{ cm}^2$, RTPS の計算グリッド $2 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$, Fig. 1e の腫瘍モデルは照射野 $3 \times 3 \text{ cm}^2$, RTPS の計算グリッド $2 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$ であった。MC の計算グリッドは、深さ方向 (z 軸) で 5 mm, x 軸と y 軸は辺縁部で 2 mm に設定した。RTPS と MC の線量比較は、深部量百分率 (percent depth dose: PDD) と線量プロファイル (off center ratio: OCR) で行った。

Fig. 2 に示す肺腫瘍ファントムでは、CT 画像を RTPS に転送し、腫瘍に対して 5 mm マージンを MLC (multileaf collimator) で設定して計画標的体積 (planning target volume: PTV) とした。照射方向は前後 2 門 (0, 180 度) と 5 門 (0, 72, 144, 216, 288 度) において、各門のウェイト 1.0 で PTV 中心に 10 Gy とした。計算グリッドは RTPS で $2 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$, MC で $2.6 \times 2.6 \times 2.5 \text{ mm}^3$ であった。各 RTPS と MC の線量比較は、線量プロファイルと、腫瘍と肺の DVH で比較した。

1-3 不均質ファントムにおける線量測定

1-3-1 積層不均質モデル

不均質ファントムにおける線量測定は、Fig. 1a~c に示す三つの積層不均質モデルについて PDD で行った。ファントム内の電離量は、PTW31002 円筒形 0.125 cc 電離箱と Exradin A-14SL 円筒形 0.009 cc 電離箱、電位計には RAMTEC-1000Plus (東洋メディック社製) を使用して測定した。得られた電離量百分率 (percent depth ionization: PDI) は、不均質ファントム (m) と空洞空気 (air) の平均質量衝突阻止能比 $(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^m$ と電離箱壁の補正係数 P_{wall} を考慮して PDD に変換した。 $(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^m$ は EGSnrc/SPRRZnrc コード¹⁸⁾ を用いて計算した。 P_{wall} は標準測定法 01 (JSMP-01)¹⁹⁾ に従って、 $(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^m$ と不均質ファントム (m) と電離箱壁材 (wall) の平均質量エネルギー吸収係数比 $(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{wall}}^m$ から求めた。 $(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{wall}}^m$ は材質 m と wall の衝突カーマ比から次式で得られる²⁰⁾。

$$\left(\frac{\bar{\mu}_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{wall}}^m = \frac{\sum_i E_i \Phi(E_i) [\mu_{\text{en}}(E_i)/\rho]_m}{\sum_i E_i \Phi(E_i) [\mu_{\text{en}}(E_i)/\rho]_{\text{wall}}} \quad \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 E_i は光子エネルギー、 $\Phi(E_i)$ は光子フルエンススペクトル、各エネルギーに対する $\mu_{\text{en}}(E_i)/\rho$ は Seltzer と Hubbell のデータ²¹⁾ から得られた。各不均質ファントム内の光子フルエンスは、EGSnrc/FLURZnrc コード¹⁸⁾ を用いて計算した。不均質モデル 1, 2, 3 の各物

質における光子スペクトルは、各層の厚さの中央で評価した。

電離量から PDD への変換における $(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^m$ は、すべての測定深において計算した。なお、空洞補正係数 P_{cav} , 変位係数 P_{dis} , ステム補正係数 P_{stem} , 中心電極の補正係数 P_{cel} は Solid water, LN300, Bone の各ファントムで同じとして計算した。したがって、不均質領域における PDD は次式から求めることができる。

$$\begin{aligned} PDD_{\text{inhomo}} &= 100 \times \frac{D_{\text{inhomo}}}{D_{\text{max,SW}}} \\ &= 100 \times \frac{M_{\text{inhomo}}}{M_{\text{max,SW}}} \cdot \frac{(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^{\text{inhomo}} (P_{\text{wall}})_{\text{inhomo}}}{(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^{\text{SW}} (P_{\text{wall}})_{\text{SW}}} \\ &= 100 \times \frac{M_{\text{inhomo}}}{M_{\text{max,SW}}} \cdot CF_{\text{inhomo}} \quad \dots\dots\dots (2) \end{aligned}$$

ここで、添字 inhomo は肺 (LN300) と骨 (Bone) の不均質ファントム、SW は水等価ファントムを表す。 D は吸収線量 [Gy], M は測定電離量 [C], CF は不均質補正係数である。

照射は Clinac iX の 6 MV と 15 MV-X 線を用いて、SSD と照射野は RTPS および MC と同じ幾何学的配置で測定した。照射野は 1-2 項と同様である。

2. 結果

2-1 積層不均質モデル

積層不均質モデル 1, 2, 3 の 6 MV と 15 MV-X 線における PDD の結果をそれぞれ Fig. 3~5 に示す。Fig. 3 の不均質モデル 1 では、深さ 5 cm までの水等価領域で各 RTPS, MC, および測定値は 2% 以内で一致した。AAA は、深さ 5~11 cm, 14~20 cm の肺等価領域で過小評価、深さ 11~14 cm と 20~25 cm の水等価の部分で過大評価となった。特に水等価から肺等価、肺等価から水等価への密度の変化が大きい部分で、MC との乖離が大きい。この傾向は低エネルギー (4 MV, 6 MV) で大きい。AAA で 6 MV における照射野 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ では MC に比べて、最大で 11% の乖離がみられた。高エネルギー (10 MV, 15 MV) では MC と一致する傾向にある。15 MV では、AAA と SP の乖離は最大 3% であった。また、15 MV になると、AAA は MC と 2% 以内で一致した。FFT では、肺等価領域で過大評価となり、特に 15 MV における照射野 $3 \times 3 \text{ cm}^2$ の深さ 9 cm で、MC に比べ最大 27% の過大評価となった。MC と測定値は 2% 以内で一致した。

Fig. 4 の不均質モデル 2 では、深さ 5 cm までは不均質モデル 1 と同様に AAA と SP, MC, 測定値は 2% 以内で一致した。深さ 5~10 cm の骨等価領域では、MC と AAA および SP は約 4% の相違であった。AAA は深さ 10~15 cm の肺等価領域において、4 MV

a	d
b	e
c	f

Fig. 3 PDDs measured with an ionization chamber (black triangle) and calculated by MC (white circles), Eclipse/AAA (black line), Pinnacle/CC (gray line), XiO/MGS (black dashed line), and XiO/FFT (gray dashed line) for model 1. The left side is a 6 MV beam and the right side is a 15 MV beam. (a) and (d) are for a 10×10 cm² field, (b) and (e) for a 5×5 cm² field, and (c) and (f) for a 3×3 cm² field.

a	d
b	e
c	f

Fig. 4 PDDs measured with an ionization chamber (black triangle) and calculated by MC (white circles), Eclipse/AAA (black line), Pinnacle/CC (gray line), XiO/MGS (black dashed line), and XiO/FFT (gray dashed line) for model 2. The left side is a 6 MV beam and the right side is a 15 MV beam. (a) and (d) are for a 10×10 cm² field, (b) and (e) for a 5×5 cm² field, and (c) and (f) for a 3×3 cm² field.

a	d
b	e
c	f

Fig. 5 PDDs measured with an ionization chamber (black triangle) and calculated by MC (white circles), Eclipse/AAA (black line), Pinnacle/CC (gray line), XiO/MGS (black dashed line), and XiO/FFT (gray dashed line) for model 3. The left side is a 6 MV beam and the right side is a 15 MV beam. (a) and (d) are for a $10 \times 10 \text{ cm}^2$ field, (b) and (e) for a $5 \times 5 \text{ cm}^2$ field, and (c) and (f) for a $3 \times 3 \text{ cm}^2$ field.

の照射野 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ で MC と比べて最大 15% の過小評価であった (Figure に示されていない)。この傾向は、不均質モデル 1 と同様に低エネルギー (4 MV, 6 MV) で顕著であったが、高エネルギー (15 MV) の Fig. 4d, e における肺等価領域ではそれぞれ 3.9%, 3.4% と MC との差は小さくなった。Fig. 5 の不均質モデル 3 でも不均質モデル 1, 2 と同様に AAA は肺等価領域で過小評価、骨等価領域で過大評価となった。また、肺等価と骨等価の境界領域で乖離が大きく、最大 12% の過大評価となった。一方、15 MV の照射野 $3 \times 3 \text{ cm}^2$ では AAA は MC と一致した。CC と MGS は、深さ 10 cm 付近で約 5% の差を生じた。FFT は肺等価領域で MC との差が大きくなる。不均質モデル 2, 3 における MC と測定値は 2% 以内で一致した。

2-2 縦隔モデルと肺腫瘍モデル

縦隔モデルと肺腫瘍モデルの PDD, OCR の結果を Fig. 6~9 に示す。Fig. 6, 7 の縦隔モデルの深さ方向においては RTPS 間の差は小さいが、AAA では深さが増すにつれて、MC との差が大きくなった。4 MV では深さ 18 cm で最大 6.5% の差であった。SP は MC と

3% 以内で一致した。OCR では、FFT は 15 MV で 20% の過大評価であった。AAA は 4 MV と 6 MV で MC に比べ最大 10% 差、MGS と CC では各エネルギーと各照射野で MC と 3% 以内であった。特に、CC では照射野辺縁で MC によく一致した。

Fig. 8, 9 の肺腫瘍モデルにおいては、AAA は不均質モデル 1 と同様に肺等価領域で過小評価、水等価領域では過大評価で、また低エネルギーで差が大きく、高エネルギーではよく一致した。FFT は過大評価となった。AAA 以外は、MC と比較的よく一致した。ただし、CC については、Fig. 8 の 15 MV において、肺と水等価の境界領域で過小評価となり、深さ 17 cm 以下で MC に対し最大 7.4% の過小評価となった。AAA は、4 MV で MC に比べて最大 6% の乖離を生じた。OCR では、縦隔モデルの OCR に比べると SP と AAA は MC と比較的よく一致した。FFT はかなりの過大評価となった。

2-3 肺腫瘍ファントム

肺腫瘍ファントムにおける前後 2 門照射と 5 門照射の線量分布の結果を Fig. 10~13 に示す。Fig. 10, 11 の前後 2 門照射では、AAA は低エネルギー (4 MV, 6

Fig. 6 PDDs for mediastinal model calculated by MC (white circles), Eclipse/AAA (black line), Pinnacle/CC (gray line), XiO/MGS (black dashed line), and XiO/FFT (gray dashed line).

Fig. 7 OCRs for mediastinal model calculated by MC (white circles), Eclipse/AAA (black line), Pinnacle/CC (gray line), XiO/MGS (black dashed line), and XiO/FFT (gray dashed line). OCRs are at a depth of 11 cm.

Fig. 8 PDDs for lung tumor model calculated by MC (white circles), Eclipse/AAA (black line), Pinnacle/CC (gray line), XiO/MGS (black dashed line), and XiO/FFT (gray dashed line).

Fig. 9 OCRs for lung tumor model calculated by MC (white circles), Eclipse/AAA (black line), Pinnacle/CC (gray line), XiO/MGS (black dashed line), and XiO/FFT (gray dashed line). OCRs are at a depth of 11 cm.

Fig. 10 Dose distributions along the central axis calculated by MC (white circles), Eclipse/AAA (black line), Pinnacle/CC (gray line), XiO/MGS (black dashed line), and XiO/FFT (gray dashed line) at parallel opposed beams for a lung tumor phantom.

Fig. 11 OCRs for a lung tumor phantom calculated by MC (white circles), Eclipse/AAA (black line), Pinnacle/CC (gray line), XiO/MGS (black dashed line), and XiO/FFT (gray dashed line) at parallel opposed beams. OCRs are at a depth of 9 cm.

Fig. 12 Dose distributions along the central axis calculated by MC (white circles), Eclipse/AAA (black line), Pinnacle/CC (gray line), XiO/MGS (black dashed line), and XiO/FFT (gray dashed line) at five conformal beams for a lung tumor phantom.

Fig. 13 OCRs for a lung tumor phantom calculated by MC (white circles), Eclipse/AAA (black line), Pinnacle/CC (gray line), XiO/MGS (black dashed line), and XiO/FFT (gray dashed line) at five conformal beams. OCRs are at a depth of 9 cm.

MV)において、MCと比べて肺等価領域で最大5.1%の過小評価であった。CCとMGSでは、MCと3%以内で一致した。OCRではRTPS間の差は小さいが、AAAでは過小評価となった。Fig. 12, 13の5門照射では、RTPS間の線量分布の差は小さくなった。FFT

では、肺等価領域で大きな線量差を生じた。Fig. 14に6 MVと15 MVの前後2門と5門照射における肺腫瘍(PTV)のDVHを示す。FFTは全エネルギーで過大評価であり、AAAは低エネルギー(4 MV, 6 MV)で過小評価となった。SPはMCとほぼ一致した。

Fig. 14 DVHs calculated by MC (white circles), Eclipse/AAA (black line), Pinnacle/CC (gray line), XiO/MGS (black dashed line), and XiO/FFT (gray dashed line), for (a) parallel opposed beams and (b) five conformal beams at a 6 MV beam, and (c) parallel opposed beams and (d) five conformal beams at a 15 MV beam.

3. 考 察

積層不均質モデル1において、AAAは低エネルギー(4 MV, 6 MV)による肺等価領域で過小評価、水等価領域で過大評価になる傾向にある。側方電子平衡が成り立つ照射野 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ でもこの傾向は強調されている。AAAの散乱カーネルは、pencil beam法²²⁾の散乱カーネルに側方電子輸送(lateral electron transport)を加味したものであるが、低エネルギーにおいては、側方電子輸送の近似モデルの精度が不十分である。Dingら²⁾の報告では、AAAは肺領域における6 MVの照射野 $3 \times 3 \text{ cm}^2$ でMCとよく一致するが、10 MVでMCと最大6%の過大評価である。一方、Eschら²³⁾の報告では、逆にAAAは6 MVの照射野 $3 \times 3 \text{ cm}^2$ で電離箱による測定値に比べ7%までの過小評価で、18 MVでは一致する傾向にある。われわれの結果は、Eschら²³⁾と同様な傾向であり、10 MVや15 MVの高エネルギーでは一致するが、4 MVや6 MVの低エネルギーの肺領域で過小評価であった。

不均質モデル2の骨等価領域では、AAAとSPの線量差は4%以内であった。各RTPSの散乱カーネル

は、不均質領域においても水と同じ原子組成として密度スケーリングで計算されている。Carrascoら²⁴⁾は、高原子番号の骨等価物質では幅広い角度で散乱されるので、CCの密度スケーリングによる水カーネルでは骨物質をモデルできず、散乱の割合が多い低エネルギーでMCとの誤差を生じると報告している。しかしながら、われわれのCCの結果は逆に6 MVでは一致するが、15 MVで3.8%の過小評価であった。この違いはビームモデリングによる相違と考えられる。

不均質モデル3では、AAAはMCと密度変化の大きい肺等価と骨等価の境界領域で大きく乖離した。Ahnesjö²⁵⁾も同様な報告をしており、AAAでは密度変化に応じた電子輸送行程が十分に考慮されていない。CCとMGSではMCと比較的よく一致するが、15 MVの照射野 $3 \times 3 \text{ cm}^2$ の肺等価と水等価、あるいは肺等価と骨等価などの境界領域でMCとの差が大きく、過小評価となる。Chowら²⁶⁾は、高エネルギーの小照射野の低密度領域では、CCによるカーネルのスケーリングだけでは、側方電子輸送行程を十分にモデルできず、特に肺と水の境界領域でMCとの差が大き

くなることを報告している。FFT は、特に低密度物質において過大評価となり、肺等価で MC との差が大きい。これは、FFT では物質密度の変化に応じてカーネルのスケージングが変化しないためである。

電離量測定においては、不均質モデル 2, 3 の骨等価領域で、平均質量衝突阻止能比 $(\bar{L}/\rho)_{\text{SW}}^{\text{Bone}}$ と電離箱壁の補正係数 $(P_{\text{wall}})_{\text{SW}}^{\text{Bone}}$ を考慮しない場合は MC より約 8% 大きくなる。しかしながら、これらの補正を考慮することによって、電離箱測定による PDD は MC と 2% 以内で一致する。したがって、骨領域の電離量測定では $(\bar{L}/\rho)_{\text{SW}}^{\text{Bone}}$ と $(P_{\text{wall}})_{\text{SW}}^{\text{Bone}}$ を考慮した PDD の評価が必要である²⁷⁾。同様に、肺領域では $(\bar{L}/\rho)_{\text{SW}}^{\text{Lung}} \times (P_{\text{wall}})_{\text{SW}}^{\text{Lung}}$ による不均質補正は 6 MV で 0.6%, 15 MV で 1.6% であり、電離量百分率(PDI)で PDD を評価しても差はわずかである。

縦隔モデルにおいても AAA は、MC および SP と PDD の差を生じる。縦隔領域の PDD は、両側の低密度領域からの影響で再ビルドアップを生じている。これは、AAA の散乱カーネルが両側の低密度領域からの側方電子の輸送行程を正確にモデリングしていないため、再ビルドアップのような過大評価を生じる。線量プロファイルでは、15 MV での FFT が MC との差が最も大きい。これは、エネルギーの増加により荷電粒子平衡が成立しにくくなるためである。AAA では、線量プロファイルに左右差を生じたが、これは今回使用した Eclipse の Version に問題があり、Version 8 以降から改善されている。AAA は 6 MV 以上の光子エネルギーにおける報告^{22, 28)}が多く、4 MV のエネルギーに対する報告は少ない。低エネルギー(4, 6 MV)では、高エネルギー(10, 15 MV)に比べて計算誤差が大きくなるため注意が必要である。特に、AAA では 4 MV での複雑な構造の不均質物質において線量計算精度が不十分である。SP は積層不均質モデル同様、比較的良好に MC と一致するが、照射野辺縁において最大 4% 程度の差が生じた。これは、Chow ら²⁶⁾

の報告でも、照射野辺縁の荷電粒子平衡が成立しにくい領域で CC と MC は一致しない。

肺腫瘍モデルと肺腫瘍ファントムにおいて、他の不均質モデルと同様な線量分布の傾向を示す。AAA は対向 2 門では MC との線量差が大きい、5 門照射ではその差が相殺され、結果的に線量差は減少する。OCR では、各計算アルゴリズムで高エネルギーの小照射野ほど、RTPS 間の差が大きい。線量差は、荷電粒子平衡が成立しにくい領域や照射野辺縁で生じる。FFT は、側方電子平衡を考慮していないため、他の不均質ファントムと同様に過大評価である。Fig. 9, 11, 13 の OCR で AAA は、側方電子輸送の近似モデルの精度が不十分であるため、CC と MGS に比べて差が生じ、特に Fig. 13 の 4 MV で MC に比べて最大 6% の過小評価となった。CC と MGS においても、MC に比べて最大 4% の過小評価となった。Chow ら²⁶⁾の報告でも CC において 3~5% の過小評価である。AAA, CC, MGS において模擬腫瘍辺縁では、散乱線が少なく見積もられている。DVH の比較において AAA が 6 MV で過小評価になっているが、これは模擬腫瘍の辺縁線量が過小評価のためである。15 MV では線量プロファイルにみられるように改善している。CC と MGS による DVH は MC とほぼ一致している。

4. 結 論

FFT の不均質領域における計算精度は、AAA, SP に比べ低い。特に肺等価領域で過大評価となる。不均質領域の線量計算では、SP を使用するべきである。AAA は 4 MV と 6 MV の低エネルギー領域において、肺等価領域で過小評価、水等価領域で過大評価となった。CC と MGS の差は小さく、MC とよく一致したが、高エネルギーの小照射野における低密度と高密度物質の境界領域、および照射野辺縁の荷電粒子平衡が成立しにくい領域で差がみられた。

参考文献

- 1) Rodrigues G, Lock M, D'Souza D, et al. Prediction of radiation pneumonitis by dose-volume histogram parameters in lung cancer-a systematic review. *Radiother Oncol* 2004; 71(2): 38-127.
- 2) Ding GX, Duggan DM, Lu Bo, et al. Impact of inhomogeneity corrections on dose coverage in the treatment of lung cancer using stereotactic body radiation therapy. *Med Phys* 2007; 34(7): 2985-2994.
- 3) Arnfield MR, Siantar Hartman C, Siebers J, et al. The impact of electron transport on the accuracy of computed dose. *Med Phys* 2000; 27(6): 1266-1274.
- 4) Engelsman M, Damen EMF, Koken PW, et al. Impact of simple tissue inhomogeneity correction algorithms on conformal radiotherapy of lung tumours. *Radiother Oncol* 2001; 60(3): 299-309.
- 5) Chetty IJ, Charland PM, Tyagi N, et al. Photon beam relative dose validation of the DPM Monte Carlo code in lung equivalent media. *Med Phys* 2003; 30(4): 563-573.
- 6) Jones AO, Das IJ, Jones FL. A Monte Carlo study of IMRT beamlets in homogeneous media. *Med Phys* 2003; 30(3): 296-300.
- 7) García-Vicente F, Miñambres A, Jerez I, et al. Experimental validation tests of fast Fourier transform convolution and multigrid superposition algorithms for dose calculation in low density media. *Radiother Oncol* 2003; 67(2): 239-249.
- 8) Aspradakis MM, Morrison RH, Richmond ND, et al.

- Experimental verification of convolution/superposition photon dose calculations for radiotherapy treatment planning. *Phys Med Biol* 2003; 48(17): 2873-2893.
- 9) Chow JCL, Wong E, Chen JZ, et al. Comparison of dose calculation algorithms with Monte Carlo methods for photon arcs. *Med Phys* 2003; 30(10): 2686-2694.
- 10) Hunt MA, Desobry GE, Fowble B, et al. Effects of low-density lateral interfaces on soft-tissue doses. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997; 37(2): 475-482.
- 11) White PJ, Zwicker RD, Huang DT. Comparison of dose homogeneity effects due to electron equilibrium loss in lung for 6 MV and 18 MV photons. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996; 34(5): 1141-1146.
- 12) Knöös T, Ahnesjö A, Nilsson P, et al. Limitations of a pencilbeam approach to photon dose calculations in lung tissue. *Phys Med Biol* 1995; 40(9): 1411-1420.
- 13) Rogers DW, Faddegon BA, Ding GX, et al. BEAM: a Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. *Med Phys* 1995; 22(5): 503-524.
- 14) Rogers DW, Walters B, Kawrakow I. BEAMnrc Users Manual. National Research Council of Canada Report PIRS-509(A) revK 2005.
- 15) Walters B, Kawrakow I, Rogers DW. DOSXYZnrc Users Manual. National Research Council of Canada Report PIRS-794revB 2005.
- 16) Fix MK, Manser P, Frei D, et al. Efficient photon treatment planning by the use of Swiss Monte Carlo Plan. *Journal of Physics Conference Series* 2007; 74: 1742-6596.
- 17) AAPM Report No. 55. Radiation Treatment Planning Dosimetry Verification. Report of Task Group No. 23 of the Radiation Therapy Committee of the American Association of Physicists in Medicine.
- 18) Rogers DW, Kawrakow I, Seuntjens JP, et al. NRC user codes for EGSnrc, National Research Council of Canada Report No. PIRS-702 Rev B, 2005.
- 19) 日本医学物理学会 編. 外部放射線治療における吸収線量の標準測定法(標準測定法 01). 東京: 通商産業研究社, 2005.
- 20) Ho AK, Paliwai BR. Stopping-power and mass energy absorption coefficient ratios for solid water. *Med Phys* 1986; 13(3): 403-404.
- 21) Seltzer SM, Hubbell JH. Tables and graphs of photon mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients for photon energies 1 keV to 20 MeV for elements Z=1 to 92, The X-ray Attenuation and Absorption for Materials of Dosimetric Interest Database, NIST, 1996.
- 22) Samuelsson A, Hyodynmaa S, Johansson KA. Dose accuracy check of the 3D electron beam algorithm in a treatment planning system. *Phys Med Biol* 1998; 43(6): 1529-1544.
- 23) Esch AV, Tillikainen L, Pyykkonen J, et al. Testing of the analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation. *Med Phys* 2006; 33(11): 4130-4148.
- 24) Carrasco P, Jornet N. Comparison of dose calculation algorithms in slab phantoms with cortical bone equivalent heterogeneities. *Med Phys* 2007; 34(8): 3323-3333.
- 25) Ahnesjö A. Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media. *Med Phys* 1989; 16(4): 577-591.
- 26) Chow JCL, Leung MKK, Dyk JV. Variations of lung density and geometry on inhomogeneity correction algorithms: A Monte Carlo dosimetric evaluation. *Med Phys* 2009; 36(8): 3619-3630.
- 27) AAPM Report No. 85. Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams. Report of Task Group No. 65 of the Radiation Therapy Committee of the American Association of Physicists in Medicine.
- 28) Sterpina E, Tomsej M, Smedt BD, et al. Monte Carlo evaluation of the AAA treatment planning algorithm in a heterogeneous multilayer phantom and IMRT clinical treatments for an Elekta SL25 linear accelerator. *Med Phys* 2007; 34(5): 1665-1677.

図表の説明

- Fig. 1 (a)モデル 1, (b)モデル 2, (c)モデル 3, (d)縦隔モデル, (e)肺腫瘍モデルの図
- Fig. 2 肺腫瘍ファントムの図
- Fig. 3 モデル 1 の PDD
- Fig. 4 モデル 2 の PDD
- Fig. 5 モデル 3 の PDD
- Fig. 6 縦隔モデルの PDD
- Fig. 7 縦隔モデルの OCR
- Fig. 8 肺腫瘍モデルの PDD
- Fig. 9 肺腫瘍モデルの OCR
- Fig. 10 前後対向 2 門照射の肺腫瘍ファントムの PDD
- Fig. 11 前後対向 2 門照射の肺腫瘍ファントムの OCR
- Fig. 12 5 門照射の肺腫瘍ファントムの PDD
- Fig. 13 5 門照射の肺腫瘍ファントムの OCR
- Fig. 14 前後対向 2 門照射, 5 門照射の DVH