

原 著

# 不均質領域における線量計算アルゴリズムの計算精度の検討 —Monte Carlo 法と Pencil Beam Convolution 法の比較—

上越総合病院、放射線治療科；診療放射線技師<sup>1)</sup>、医師<sup>2)</sup>、順天堂大学大学院、  
医学研究科；医学物理士<sup>3)</sup>、広島大学大学院、医歯薬保健学研究院、  
応用生命科学部門；医学物理士<sup>4)</sup>

山岸 隆宏<sup>1)</sup>、杉本 聡<sup>3)</sup>、小澤 修一<sup>4)</sup>、馬場 竜太<sup>1)</sup>、徳山 克一<sup>1)</sup>、  
高頭 浩正<sup>1)</sup>、江部 和勇<sup>2)</sup>

目的：放射線治療計画装置（以下 RTPS ; Radiation Treatment Planning System）に搭載されている線量計算アルゴリズムの Monte Carlo 法（以下 MC）と Pencil Beam Convolution 法（以下 PBC）の比較を、肺腫瘍症例を想定した不均質ファントムにて行った。本研究ではこれらの計算結果とフィルムによる測定結果について比較・検討を行った。

方法：肺等価ファントムを水等価ファントムの間に挟んで不均質ファントムとし、RTPS と同じ照射条件の配置でフィルムによる計測結果と RTPS での計算結果を比較し、計算精度についての検討を行った。

結果：肺等価領域の軸上線量で、PBC は MC に比べて最大で11%過大評価する傾向が見られた。MC とフィルムの軸上線量は全ての領域でほぼ一致した。電子平衡の成立している水等価領域では PBC も 2 %以内でフィルムと一致した。

結論：肺等価領域において、MC と PBC で最大で約10%の誤差が生じており、肺腫瘍症例における肺野線量を評価する際にはアルゴリズムの選択に注意が必要である。軸上線量においてはビルドアップ領域以外の水等価領域では PBC でも大きな誤差は生じない。

キーワード：線量計算アルゴリズム、不均質補正、放射線治療計画装置、Monte Carlo 法、Pencil Beam Convolution 法

## 緒 言

近年の放射線治療は技術の進歩によって定位放射線治療（ピンポイント照射）や強度変調放射線治療といわれる高精度放射線治療が行われるようになってきた(1)。この高精度放射線治療で重要な役割を担う RTPS は病巣や正常組織の線量を正確に計算することができる。RTPS の計算アルゴリズムも実測ベースの Clarkson 法などから、モデルベースの PBC 法などへ変遷し、最近ではコンピュータ処理能力の向上に伴い MC

法も実用化されてきている(2)。これまで胸部などの不均質組織を均質な組織と仮定して計算されてきたのに対し、MC 法では不均質物質を考慮したより高精度な計算アルゴリズムである(3)。

本研究では当院導入済みである RTPS の iPlan Ver. 4.1.2 (BrainLAB) に搭載された MC 法の一つである XVMC 法(4)と PBC 法を用いて得られた線量分布と、フィルムによる実測との比較を行い計算精度についての検討を行った。

## 対 象 ・ 方 法

不均質ファントムをタフリングファントム・タフウォーターファントム（京都科学製）を用いて Fig. 1 のように配置し、16列 CT (Aquilion16東芝、スライス厚 2 mm、ヘリカルスキャン)にて撮影した。次に iPlan 上で放射線治療装置 vero4DRT（三菱重工業）6 MV、照射野 3 × 3 cm<sup>2</sup>、8 × 8 cm<sup>2</sup>、SSD88cm、ガントリ0度で1門照射の線量分布を MC と PBC でそれぞれ計算した。アイソセンタ処方で2Gy（12cm 深）とし、計算パラメータの設定は MC を計算グリッド 2 × 2 × 2 mm<sup>3</sup>、Mean Variance 1 %、PBC は計算グリッドを最小で1 × 1 × 1 mm<sup>3</sup>とした。比較のため MC と PBC は同一 MU 値とし、各照射野における PBC の計算 MU 値に統一した。

測定は深さ 3 cm から12cm までのコロナル面（1 cm おき）に配置した Radiographic Film EDR2（以下、EDR 2、Kodak 社製）に照射し、透過型スキャナ Offirio ES -10000G（EPSON 社製）で16bit gray scale, 150dpi で読み取りを行った。

解析には DD-Analysis Ver9.3（アールテック）、OmniPro-I'mRT (IBA Dosimetry、2次元検出器 I'mRT Matrix の解析用アプリケーション) を使用し、深部線量、ガンマ法、プロファイルカーブによる比較を行った。

## 結 果

深部線量：治療計画装置による計算と EDR2での実測によって得られたビーム軸上の  $5 \times 5 \text{ mm}^2$  の Region of Interest における平均線量を深さの関数としてプロットしたものの(深部線量曲線)を Fig. 2 に示す。MC と EDR2の軸上線量は水等価領域、肺等価領域ともに3%以内で一致した。これに対し PBC は EDR2との比較で最大11%過大評価する結果となり、肺等価領域、小照射野でその傾向が強かった。ただし、電子平衡の成立している水等価領域に限っては5%以内で EDR2による実測と一致した。

ガンマ評価・プロファイル：計算 (MC, PBC) と EDR2による実測とを各照射野サイズにおいて比較したガンマ評価 (評価基準  $2 \text{ mm}/2\%$ ) の結果を Fig. 3 に示す。Fig. 3 においてプロファイルはすべてビーム軸中心において規格化を行い、ガンマ評価の条件を  $2 \text{ mm}/2\%$  閾値10%とし、グラフの縦軸はパス率、横軸は表面からの深さとなっている。Fig. 3 を見ると、MC による計算と EDR2による実測は水等価・肺等価領域ともに各照射野サイズで良好なパス率を示したのに対し、PBC と EDR2では肺等価領域においてパス率が大きく低下する結果となった。

次に PBC でガンマ評価のパス率が低下していた肺等価領域におけるエラー分布図と、プロファイルの比較を Fig. 4 に示す。Fig. 4 (a) では、MC は EDR2 とすべての領域でほぼ一致しているのに対し、PBC と EDR2 とでは照射野辺縁の四隅部分にエラー (灰色の部分) が見られた。Fig. 4 (b) はガンマ評価条件ではエラーとなっていないクロスライン (Fig. 4 (a) における破線) のプロファイルについて評価した。MC は Film とほぼ一致しているのに対し、PBC は EDR2 に対してペナンブラ領域において過大評価しているのが見られた。電子平衡の成立している水等価領域ではこのような傾向は見られず、PBC、MC とともに実測とよく一致した。

## 考 察

本研究では比較のために、MC と PBC は同一 MU 値とし、各照射野における MU 値は PBC の計算値に統一している。そこで PBC の MU 値と MC で再計算させた MU 値を Table 1 に示す。Table 1 で両者を比較すると、照射野  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  で 2MU、照射野  $8 \times 8 \text{ cm}^2$  で 5MU の差となり、いずれも PBC が小さく、照射野が小さいほど差が縮まる傾向が見られた。これは同じ MU 値設定の場合、MC が不均質に対する補正を行うことによって PBC よりも線量が過小となることを示している。ただし、肺腫瘍症例の定位放射線治療などの小照射野による治療を想定したとき、肺野および腫瘍の辺縁領域において PBC では線量が過大評価となり、計算アルゴリズムによる処方 MU の差は大きく違ってくる可能性が高い。

## 結 語

Monte Carlo 法による計算は Pencil Beam Convolution 法よりも水等価領域および肺等価領域ともに実測

に近い結果となった。

Monte Carlo 法を使用することで、肺腫瘍症例で問題となる肺野や腫瘍辺縁の線量分布図、Dose Volume Histogram をより正確に得ることができると考えられる。

## 文 献

1. 日本放射線腫瘍学会 QA 委員会. 体幹部定位放射線治療ガイドライン. 日本放射線腫瘍学会誌 2006; 18(1).
2. 佐藤清香. 治療計画装置と次世代の計算アルゴリズム. 日本放射線技術学会誌 2006; 62(12): 1620-8.
3. 日本医学物理学会 QA/QC 委員会. X線線量計算の不均質補正法に関する医学物理ガイドライン 2011; 31(5).
4. Kawrakow I, Fippel M: Investigation of variance reduction techniques for Monte Carlo photon dose calculation using XVMC. Phys. Med. Biol. 2000; 45(8): 2163-83.

## 英 文 抄 録

### Original article

Study of accuracy of irradiation dose calculation algorithms between Monte Carlo method (MC) and Pencil Beam Convolution method (PBC) in heterogeneous phantoms.

Joetsu General Hospital, Department of Radiotherapy; Radiation technologist<sup>1</sup>, Radiologist<sup>2</sup>, Juntendo University, Graduate School of Medicine, Medical Physics for Advanced Radiotherapy; Medical physicist<sup>3</sup>, Hiroshima University, Graduate School of Biomedical & Health Sciences; Medical physicist<sup>4</sup>

Takahiro Yamagishi<sup>1</sup>, Satoru Sugimoto<sup>3</sup>, Shuichi Ozawa<sup>4</sup>, Ryuta Baba<sup>1</sup>, Katsuichi Tokuyama<sup>1</sup>, Hiromasa Takato<sup>1</sup>, Kazuyuki Ebe<sup>2</sup>

Objective: This study was to compare an accuracy of calculation algorithms between Monte Carlo method (MC) and Pencil Beam Convolution (PBC) in heterogeneous phantoms for lung cancer.

Study design: We calculated the dose distribution by MC and PBC in a heterogeneous phantom of water equivalent phantom with films.

Results: Calculation with PBC tended to overestimate by maximum of 11% compared to that with MC in the on-axis dose. Calculation with MC was almost identical in all regions. Calculation with those two methods were consistent within 2% in the region of water equivalent established electron equilibrium.

Conclusions: When evaluating the lung dose of lung cancer, it is necessary to consider selecting MC calculation algorithms. Because there is around 10% significant difference between MC and PBC.

Key words : calculation algorithm, heterogeneous correction, Radiation Treatment planning system

(RTPS), Monte Carlo method (MC), Pencil Beam Convolution (PBC).

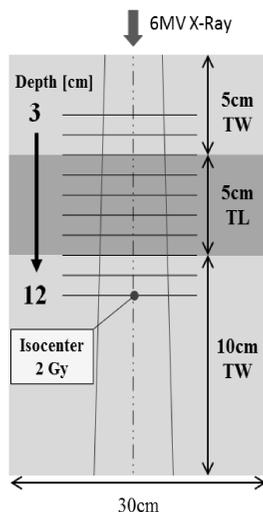


Fig. 1 不均質ファントムの概略図  
TW : Tough Water、TL : Tough Lung

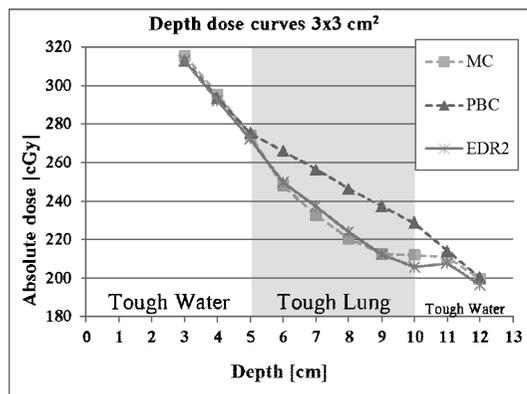


Fig. 2 深部線量曲線  
RTPSによる計算値 (MC、PBC) と EDR2による  
実測値との比較。  
PBC は肺等価領域において他よりも高い値を示した。  
略語一覧表参照

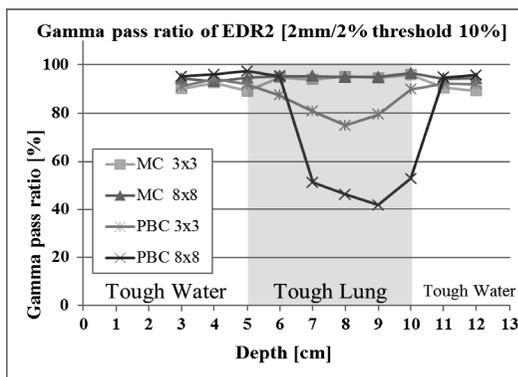


Fig. 3 フィルム (EDR2) のガンマ評価の比較  
MC はすべての領域で高いパス率を示したのに対し、  
PBC は肺等価領域におけるパス率が低くなっている。  
略語一覧表参照

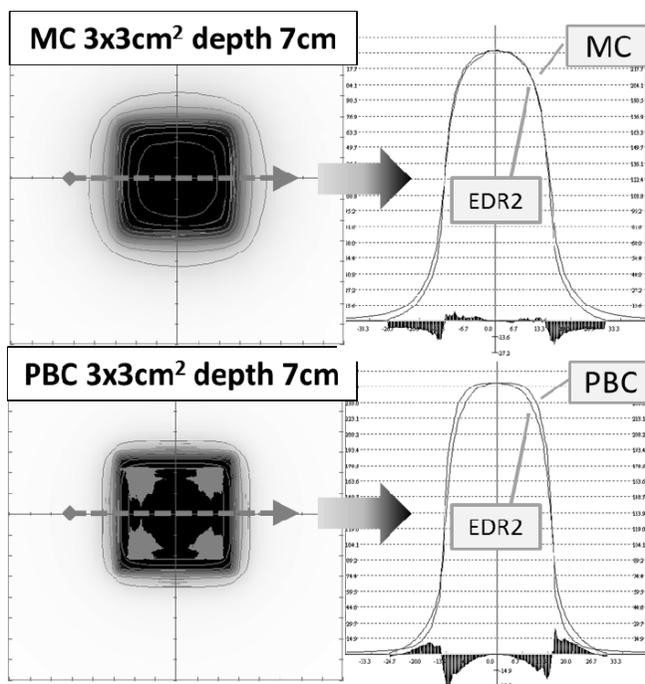


Fig. 4 (a) Fig. 4 (b)  
 Fig. 4 肺等価領域における RTPS と Film Film の比較  
 (a) ガンマ評価のエラー分布  
 (b) クロスライン (点線) におけるプロファイル  
 略語一覧表参照

Table 1 計算 MU の違い

Field [cm <sup>2</sup> ]	計算アルゴリズム	MU
3 × 3	PBC	286
	MC	288
8 × 8	PBC	254
	MC	259

略語一覧表

RTPS	Radiation Treatment Planning System ; 放射線治療計画装置
MC	Monte Carlo method ; モンテカルロ法
PBC	Pencil Beam Convolution method ; ペンシルビームコンボリューション法
DVH	Dose Volume Histogram ; 線量体積ヒストグラム
MU	Monitor Unit ; モニタユニット

(2012/12/04受付)