

修士論文

肺の定位放射線治療における
線量計算アルゴリズム間の線量分布の比較

東北大学大学院医学系研究科 保健学専攻

生体応用技術科学領域 放射線治療学分野

大内 久夫

要旨

【目的】肺野等の不均質媒質中では均質媒質に比べ線量計算精度が悪化することが知られているが、臨床例でどの程度の誤差が生じ得るかの報告は少ない。本研究では、肺の体幹部定位放射線治療（stereotactic body radiotherapy : SBRT）症例に対し、不均質補正法が異なる 3 つの線量計算アルゴリズム間の線量分布の違いを解析した。

【方法】線量計算アルゴリズムとして、媒質を均質な水とみなし計算を簡略化した pencil beam convolution (PBC), 不均質媒質の影響を近似的に取り入れた anisotropic analytical algorithm (AAA), 線形ボルツマン方程式に基づき不均質媒質の影響を精密に取り入れた Acuros XB (AXB) を用いた。臨床例の比較に先立ち、不均質スラブファントムを用い、実測値に対する各アルゴリズムの計算誤差を確認した。次に、東北大学病院で治療した SBRT 症例 54 例に対しアルゴリズム間の線量分布の違いを比較した。臨床で行われた 2 つの線量処方法 (1) PBC を使用し Planning Target Volume (PTV) 中のアイソセンタに処方線量を投与する処方 (PBC_{IC}), および (2) AAA を使用し PTV の 95%体積に処方線量を投与する処方 (AAA_{D95}), の 2 つの処方に対し、それぞれ同じ照射条件下で AXB を用いて再計算し、線量分布を比較した。比較項目は、D95 (PTV の 95%体積の最小線量 : PTV のカバレッジの指標), および V20 (肺のうち 20 Gy 以上の線量が照射される体積の割合 : 正常肺の副作用の関連因子) とした。

【結果】不均質ファントムを用いた実験の結果、実測値と PBC, AAA, AXB の計算値の誤差はそれぞれ最大 13.2%, 4.3%, 0.9% となり、AXB が最も高い計算精度を示した。SBRT 臨床例では、D95 に関し、 PBC_{IC} と AXB の差、 AAA_{D95} と AXB の差の中央値はそれぞれ、処方線量の 9.6% (範囲 : -0.0-29.1%), 0.6% (範囲 : -3.2-14.8%) であり、また、3% 以上の差を示した症例は、54 例中、それぞれ 45 例 (83.3%), 19 例 (35.2%) であった。 PBC_{IC} , AAA_{D95} の V20 は、 $\pm 1.3\%$ 以内の体積差で、AXB の V20 に一致した。

【結論】本研究の結果は、肺 SBRT において PBC や AAA で計算することで、PTV のカバレッジに関し、臨床上無視できない線量計算誤差が生じる可能性を示唆する。

1 背景

体幹部定位放射線治療 (stereotactic body radiotherapy : SBRT) は、体幹部の限局した小腫瘍に対して、局所制御の向上と周囲臓器への有害事象の低減を目的に、大線量を短期間に照射する治療である¹⁾。SBRT では1回に照射する線量が大きいため、線量誤差が与える影響が通常の放射線治療よりも大きい。また、肺野などの低密度媒質中では線量分布計算に用いるアルゴリズムによっては線量計算精度が低下し、その誤差の程度は照射野が小さいほど大きいことが知られている^{2,3)}。このため、肺癌に対する SBRT では適切な線量計算アルゴリズムの選択が特に重要となる。

臨床で使用される線量計算アルゴリズムは、計算精度と計算時間のトレードオフで選択される。SBRT が開始された当初は、人体を全て水とみなして計算を簡略化した pencil beam convolution (PBC)⁴⁾ が主に用いられていた。アルゴリズムの進展と計算機性能の向上に伴い、不均質補正をより精密に考慮した superposition 法や anisotropic analytical algorithm (AAA)⁵⁾ などが現在の主な SBRT の線量計算アルゴリズムとして用いられている。

肺 SBRT では、線量計算アルゴリズムの精度と合わせ、線量処方も重要となる。International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) が report 50 で推奨する方法は、planning target volume (PTV) 内に ICRU 基準点を選び、その点に線量を処方するものである。ICRU では基準点を PTV 中心またはアイソセンタとすることを推奨している⁶⁾。日本臨床腫瘍研究グループ (Japan Clinical Oncology Group : JCOG) による肺 SBRT に関する臨床試験 JCOG0403 のプロトコルにおいても、処方線量の基準点をアイソセンタとしていた⁷⁾。アイソセンタへ処方線量を投与する処方を以下アイソセンタ処方とよぶ。

アイソセンタ処方で腫瘍に処方線量が十分照射されるには、PTV 内に一樣な線量分布が形成されることが前提である。しかし、腫瘍が低密度媒質中にある場合、低密度媒質に起因する腫瘍辺縁部の線量低下のために、PTV 内で均一な線量分布を形成することが難しい。低密度媒質中の腫瘍の治療計画に対して PBC で線量計算を行った場合、腫瘍周囲の低密度媒質に起因する線量低下の影響が考慮されず、計算結果に腫瘍の辺縁部の線量低下が反映されない^{2,3)}。そのため、PBC を用いてアイソセンタ処方を行うと、PTV に対して線量が十分に照射されているように見える。しかし、線量計算アルゴリズムの計算精度が向上するに従い、肺腫瘍辺縁部の線量低下によりアイソセンタ処方では肺腫瘍全体に十分な線量が投与されないことが認識されるようになった。低密度媒質中に存在する腫瘍について、高精度な線量計算法の Monte Carlo 法 (MC) で計算した結果、PTV 辺縁の部分でアイソセンタに比べて線量が低下することが報告されている^{2,3)}。

腫瘍辺縁の線量低下を改善する処方法として、アイソセンタではなく、dose volume histogram (DVH) に基づいて処方する方法が提案されている⁸⁾。この方法では、線量分布を計算した後、PTV の 95%体積の最小線量 (D95) が処方線量と一致するように出力を定

める。この処方法を以下 D95 処方とよぶ。Frank らは、肺腫瘍の治療計画を解析し、PTV のカバレッジについて、D95 処方がアイソセンタ処方より優れていると報告している⁸⁾。

D95 処方では PTV の 95% に処方線量を投与することで、腫瘍に十分な線量が照射されるように線量を処方する。しかし、特に肺 SBRT では、PTV の 95% 体積に腫瘍辺縁部の低密度媒質が含まれることが多く、その場合、腫瘍の辺縁部の線量分布は線量計算誤差の影響を強く受ける。このため D95 処方は、投与される線量が線量計算誤差の影響を大きく受けるという問題を含む。肺 SBRT の線量処方を D95 処方で行う場合、高精度な線量計算アルゴリズムを用いることが特に重要となる。

現在最も精度の高い線量計算アルゴリズムは MC である⁹⁾。MC は、1 つ 1 つの粒子の挙動を物理法則に従って確率的に追跡するために不均質媒質中でも物理現象に忠実な線量分布を与える。多くの先行研究で MC は他の線量計算法の精度検証の比較基準としても用いられている^{2-3, 10-16)}。しかし、統計誤差の低減のために多数の粒子に対して計算を繰り返さなければならないために計算時間が長く、線量分布評価に際しては、必要な計算精度に応じて数十時間から数日を要する⁹⁾。

肺 SBRT では、腫瘍の位置や大きさ応じ、照射条件（入射ビーム方向、照射野形状など）が決まり、これらの要因が全て線量分布に影響する。そのため、臨床例における肺 SBRT の線量分布を評価するには、患者ごとに異なる照射条件ごとに検討する必要がある。しかし、MC では計算時間が長いので、MC を用いて症例ごとに線量分布評価を行うことは困難である。先行研究においても、臨床例に対する MC を用いた線量評価では数例のみに対して行われている¹⁰⁻¹¹⁾。

近年、計算精度が高く、また計算時間も短い方法として、Vasiliev らは、線形ボルツマン輸送方程式 (linear Boltzmann transport equation : LBTE) に基づく線量計算アルゴリズムを提案した¹²⁾。LBTE は放射線のエネルギーや位置などの輸送現象を表す方程式である。LBTE は、治療計画装置 Eclipse (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) の version10 から利用可能となった線量計算アルゴリズム Acuros XB (AXB) に導入されている。AXB の低密度媒質の線量計算結果は、MC の結果によく一致する¹³⁻¹⁴⁾。MC が LBTE を乱数に基づいて解くのに対し、AXB は LBTE を離散化して解く¹²⁾。そのため、AXB は、MC と同等の計算精度を保ったまま、MC より計算時間を短縮できる¹⁵⁾。AXB を用いることで、MC と同程度の計算精度をもつ線量計算アルゴリズムに基づいて肺 SBRT の臨床例における線量評価を行うことができる。

本研究の目的は、東北大学病院で実際に照射した肺 SBRT 症例に対し、PBC や AAA の線量分布を AXB の線量分布で評価し、線量計算アルゴリズムによる線量分布の違いを臨床例に基づいて解析することである。PBC や AAA の線量分布でアイソセンタ処方や D95 処方を行い、その線量分布を、AXB で計算した線量分布で再評価することで、実際の臨床例で生じる線量誤差を把握する。

2 方法

東北大学病院では、SBRTの線量計算アルゴリズムとして、2009年5月まではPBC、2009年6月以降はAAAを使用している。本研究では、肺SBRTを対象に、高精度線量計算アルゴリズムAXBを線量分布の評価基準とし、過去に使用していたPBC、現在使用しているAAAの線量分布を比較した。はじめに、不均質ファントムにおいて、測定値に対する各アルゴリズムの計算誤差の程度を確認した。次に、SBRTの臨床例において、線量分布の比較を行った。

2.1 線量計算アルゴリズム

線量計算アルゴリズムとして、放射線治療計画装置EclipseのPBC (ver. 8.6.15)、AAA (ver. 8.6.15)、AXB (ver. 11.0.42)を用いた。PBCやAAAはカーネルベース線量計算法の一種である¹⁷⁾。カーネルベース線量計算法では、水に対する線量付与関数(カーネル)に対して電子密度による補正を行い、線量計算をしている。これに対して、高精度な線量計算アルゴリズムの1つであるAXBは、媒質の物質を考慮に入れ、線量計算をしている。PBCやAAAは媒質を水とし、AXBは媒質を物質としており、媒質の取り扱いに違いがある。使用したPBC、AAA、AXBは全て同一のClinac 23EX (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA)の6MV X線に対しビームモデリングを行っている。計算グリッドは全てのアルゴリズムで2.5mm × 2.5mm × 2.5mmに設定した。

2.2 不均質ファントムにおける測定値と計算値の比較

不均質スラブファントムにおいて線量測定を行い、測定値とPBC、AAA、AXBの各計算値を比較し、計算誤差の程度を確認した。不均質ファントムは上から順に3cmのTough Water (RMI-457; GAMMEX, Inc., Middleton, WI)、10cmのコルク (SH-800; タイセイメディカル, 大阪)、10cmのTough Waterとした。ファントムの水平面の寸法は、Tough Waterは30cm × 30cm、コルクは15cm × 15cmであった。コルク中には3cm径の球の水ファントム(腫瘍ファントム)(TM水等価ファントム; タイセイメディカル, 大阪)を配置した(図1A)。10cmのコルク部分は異なる厚さのコルク層から成り、順番を入れ替えることで、腫瘍ファントムの位置を垂直方向に調節できる。

腫瘍ファントム中心の位置を、コルク上端から16/25/30/40/50/60/70/84mmに変化させ、各位置において、腫瘍ファントム中心での絶対線量測定、および、腫瘍ファントム中心位置を通るaxial面における相対線量測定を行った。

絶対線量測定、相対線量測定、線量計算用CT撮影のそれぞれの用途に応じて、次の3種類の腫瘍ファントム(1)絶対線量測定用:電離箱線量計を挿入する穴が開いている3cm径の球のファントム、(2)相対線量測定用:2つの3cm径の半球からなり、その間にフィルムを挿入することができるファントム(図1B)、(3)線量計算用:3cm径の球のファントム(線量計挿入用の加工等が何も施されていないもの)、を使用した。

照射条件を次の通りに設定し、絶対線量と相対線量の測定を行った。線源表面距離 100 cm, ガントリー角 0 度, 照射野 4 cm × 4 cm, エネルギー 6 MV, モニターユニット (Monitor Unit : MU) 値 200 MU とした。照射装置は Clinac 23EX を用いた。絶対線量測定には電位計とともに校正された有感体積 0.016cm³ のファーマ型電離箱線量計 PTW-31016 (PTW-Freiburg, Freiburg, Germany) を使用した。腫瘍ファントム各位置で電離量を 3 回測定し、その平均値を採用した。相対線量測定はガフクロミックフィルム EBT3 を用いた。腫瘍ファントムの位置ごとにフィルムに照射した。フィルムからスキャナを用いてフィルム濃度のデジタルデータを取得し、特性曲線を用いてフィルム濃度から線量に変換した。

線量計算については、まず、腫瘍ファントムの位置ごとに Computed Tomography (CT) で不均質ファントムをヘリカルモードで撮影した。撮影条件はスライス厚 2.5mm, 管電圧は 120kV, 管電流は自動露出機構により設定した。CT は東北大学病院で治療計画用に使用している LightSpeed RT (GE Healthcare, Waukesha, WI) を用いた。治療計画装置 Eclipse に CT 画像を取り込み、PBC, AAA, AXB の各線量計算アルゴリズムで線量計算を行った。AXB での線量計算では CT 値を物理密度に変換した。その際、電離箱線量計で測定される水に対する吸収線量との比較のため、CT 画像上における電離箱線量計の有感体積の物質を水に割り当てた。

線量測定と線量計算により得られたデータを解析し、腫瘍ファントム中心の線量と off axis ratio (OAR) を求めた。絶対線量の測定値は、電離箱による測定により得られた電離量に温度気圧補正係数、極性効果補正係数、イオン再結合補正係数、電位計補正係数を乗じることで腫瘍ファントム位置ごとに線量を求めた。極性効果補正係数、イオン再結合補正係数は、3 回の測定値の平均値を用いて算出した。フィルムから得た線量のデジタルデータは Matlab (The Math Works, Inc., Natick MA) を用いて画像処理を行い、腫瘍ファントム中心を通る OAR を求めた。フィルムによる測定から得た OAR は照射野の中心 5 mm の範囲の平均値が、絶対線量の測定値と一致するように正規化した。各アルゴリズムの線量分布から、腫瘍ファントム中心の線量、OAR を算出した。計算値における腫瘍ファントム中心の線量は、電離箱線量計の有感体積内の平均線量とした。

測定値と計算値の比較は、式 (1) - (3) に基づいて行った。絶対線量については腫瘍ファントム中心において、相対線量の OAR については同一位置において、測定値と計算値の比較を行った。D_{meas} は測定値、D_{PBC}, D_{AAA}, D_{AXB} はそれぞれ PBC, AAA, AXB の計算値である。

$$\Delta D_{\text{PBC}} (\%) = 100 \times \frac{D_{\text{PBC}} - D_{\text{meas}}}{D_{\text{meas}}}, \quad (1)$$

$$\Delta D_{\text{AAA}} (\%) = 100 \times \frac{D_{\text{AAA}} - D_{\text{meas}}}{D_{\text{meas}}}, \quad (2)$$

$$\Delta D_{\text{AXB}} (\%) = 100 \times \frac{D_{\text{AXB}} - D_{\text{meas}}}{D_{\text{meas}}}, \quad (3)$$

2.3 SBRT 臨床例における線量分布の比較

SBRT の治療計画に対して、PBC, AAA, AXB を用いて線量計算を行い、線量分布を比較した。対象は、2007 年 12 月から 2010 年 8 月の間に東北大学病院にて治療された、非小細胞肺癌の SBRT の治療計画 54 例とした (表 1)。

線量計算アルゴリズムと線量処方の違いにより、(1) PBC を使用しアイソセンタ処方を行った治療計画 (PBC_{IC})、(2) AAA を使用し D95 処方を行った治療計画 (AAA_{D95})、の 2 つの線量分布に対し、AXB が計算する線量分布との比較を行った。

はじめに PBC_{IC} 、 AAA_{D95} で計算を行った。次に PBC_{IC} 、 AAA_{D95} と同じビーム配置、照射野形状にて AXB で計算した。AXB の MU 値は比較対象の PBC_{IC} または AAA_{D95} と同一に設定した。

線量分布の比較には D95 および V20 を用いた。D95 は PTV の 95% 体積の最小線量であり、PTV に対する線量のカバレッジを評価するための指標である。V20 は肺の体積のうち 20 Gy 以上の線量が照射される体積の割合であり、正常肺の副作用の関連因子として用いられる指標である¹⁸⁾。ここで、肺の体積は両肺から PTV を差し引いた体積とした。

線量指標の比較は、AXB の結果を評価基準として以下の式 (4) - (7) で定義する線量差で評価した。D95_{PBC}、V20_{PBC}、D95_{AAA}、V20_{AAA} は、それぞれ PBC_{IC} 、 AAA_{D95} から求めた D95 と V20 である。D95_{AXB (PBC)}}、V20_{AXB (PBC)}}、D95_{AXB (AAA)}}、V20_{AXB (AAA)}} は、それぞれ PBC_{IC} 、 AAA_{D95} で決まる MU 値を用いた AXB から求めた D95 と V20 である。

$$\Delta D95_{\text{PBC}} (\%) = D95_{\text{PBC}} - D95_{\text{AXB (PBC)}}, \quad (4)$$

$$\Delta D95_{\text{AAA}} (\%) = D95_{\text{AAA}} - D95_{\text{AXB (AAA)}}, \quad (5)$$

$$\Delta V20_{\text{PBC}} (\%) = V20_{\text{PBC}} - V20_{\text{AXB (PBC)}}, \quad (6)$$

$$\Delta V20_{\text{AAA}} (\%) = V20_{\text{AAA}} - V20_{\text{AXB (AAA)}}, \quad (7)$$

3 結果

3.1 不均質ファントムにおける測定値と計算値の比較

絶対線量測定の結果、 ΔD_{PBC} 、 ΔD_{AAA} 、 ΔD_{AXB} は、それぞれ最大 13.2%、4.3%、0.9% であった。腫瘍ファントム位置が 16 mm のときの AXB を除いて、各アルゴリズムの計算値は全て測定値より大きかった (図 2)。 ΔD_{PBC} は最も小さいとき 8.5% であった。腫瘍ファントムの位置が深くなるにつれ大きくなり、84 mm の位置で ΔD_{PBC} は最大の 13.2% となった。 ΔD_{AAA} は、腫瘍ファントム中心が 16 mm から 50 mm の間で深くなるにつれ、0.5% から 3.1% へ大きくなった。腫瘍ファントム中心が 50 mm から 84 mm の間で、 ΔD_{AAA} の最小値、最

大値はそれぞれ 4.0%, 4.3%であった。 ΔD_{AXB} の最小値, 最大値はそれぞれ-0.7%, 0.9%であった。腫瘍ファントムの位置によらず, $\pm 1\%$ 以内で測定値に一致していた。

相対線量測定の結果, 腫瘍ファントムの中心から 0-10 mm の ΔD_{PBC} , ΔD_{AAA} , ΔD_{AXB} はそれぞれ最大 13.7%, 4.8%, 1.7%の計算誤差であり, 各計算値は実測値を上回る傾向にあった。(図 3)。照射野外の 30-40 mm の範囲では, 各計算値は実測値を下回っていた。AAA と AXB の OAR は, およそ 20-25 mm の範囲で, 測定の OAR に一致する傾向であった。

3.2 SBRT 臨床例における線量分布の比較

D95 のアルゴリズム間の差に関して, $\Delta D95_{PBC}$, $\Delta D95_{AAA}$ が 3%以上となった症例は, 54 例中, それぞれ 45 例 (83.3%), 19 例 (35.2%) であった (図 4)。 $\Delta D95_{PBC}$, $\Delta D95_{AAA}$ の中央値は, それぞれ 9.6%, 0.6%であった。 $\Delta D95_{PBC}$, $\Delta D95_{AAA}$ が $\pm 3\%$ 以内の症例はそれぞれ 9 例 (16.7%), 35 例 (64.8%) であった。これらの結果は, PBC_{IC} より AAA_{D95} の D95の方が AXB の D95 と近い値となる傾向にあることを示している。

54 例中で, $|\Delta D95_{AAA}|$ の最小値と最大値はそれぞれ 0.0%, 14.8%であった。 $|\Delta D95_{AAA}|$ が最小値と最大値となった症例について, AAA_{D95} と AXB の線量分布の差分と DVH をそれぞれ図 6, 図 7 に示す。また, 54 例中で, $|\Delta D95_{PBC}|$ の最大値は 29.1%であった。 $|\Delta D95_{PBC}|$ が最大値となった症例について, PBC_{IC} と AXB の線量分布の差分と DVH を図 8 に示す。

V20 のアルゴリズム間の差に関して, $\Delta V20_{PBC}$, $\Delta V20_{AAA}$ の中央値は, それぞれ-0.1%, -0.2%であった (図 5)。 PBC_{IC} , AAA_{D95} の V20 は, $\pm 1.3\%$ 以内の体積差で, AXB の V20 に一致した。

PBC_{IC} , AAA_{D95} , AXB の計算時間の平均値 \pm 標準偏差は, それぞれ 22.1 ± 3.5 秒 (範囲: 16-33 秒), 8.3 ± 1.3 秒 (範囲: 7-12 秒), 57.9 ± 18.5 秒 (範囲: 35-106 秒) であった。

4 考察

肺 SBRT の治療計画 54 例について, PBC_{IC} と AAA_{D95} の線量分布を AXB の線量分布と比較した。 PBC_{IC} と AAA_{D95} は AXB と比べ, それぞれ 45 例 (83.3%), 17 例 (31.5%) で PTV の D95 が 3%以上大きくなり, 肺野中の腫瘍に対し線量が大きくなる傾向を示した。この傾向は Ojala らの報告と一致する¹¹⁾。

不均質ファントムに対する実験の結果, AXB の計算値は $\pm 1\%$ 以内の誤差で測定値と一致した。加えて, AXB は MC の計算結果ともよく一致することが先行研究で報告されている。Han らは均質媒質ファントムと不均質媒質スラブファントムにおける深部量百分率を AXB と MC で評価し, AXB と MC との線量差は最大 1.5%, 平均 0.5%であったと報告している¹³⁾。Bush らは肺を模擬したファントムにおける深部量百分率について, AXB と MC との線量差は低密度媒質で $\pm 2.9\%$ 以内であったと報告している¹⁴⁾。これらの結果に基づき, 本研究では AXB を線量分布の評価基準として使用した。

腫瘍ファントム中心の線量について、PBC と AAA の計算値を AXB の計算値と比較したところ、腫瘍ファントムの位置が深くなるにつれ、PBC で 9.2%から 12.3%、AAA で 1.2%から 3.5%、AXB より大きくなった。先行研究においても、低密度領域では PBC と AAA の計算値は MC の計算値に比べ、大きかったことが報告されている²⁻³⁾。

この現象の原因は、肺野のような低密度媒質においては、水等価媒質と比較して電子の飛程が伸びるために、小照射野では側方の荷電粒子平衡が成り立たないことである¹⁹⁾。PBC は水中での線量分布計算に基づき、不均質補正はビームの進行方向に対して行うため、低密度媒質における電子の飛程の伸びの効果を取り入れることができない。また AAA では低密度媒質中での電子の飛程の伸びを近似的に取り入れるものの、その扱いが MC に比べて簡易的であるために線量の誤差が MC よりも大きくなる¹⁶⁾。これらのことが、肺 SBRT の臨床例における線量分布の比較において、PBC_{IC}とAAA_{D95}の計算値が AXB の計算値よりも大きかった主な要因であると考えられる。

ファントム実験においては、肺腫瘍の位置によって線量差の程度に変化があったものの、PBC と AAA の計算値は AXB の計算値よりも、全て大きくなった。一方、臨床例においては、54 例中 2 例において、 $\Delta D95_{AAA}$ が-3%より小さくなり、全ての症例でAAA_{D95}の計算値が AXB の計算値よりも大きくなるとは限らなかった。この要因としては、ビーム中に骨や金属などの高原子番号物質が存在する影響が考えられる。

本来、高原子番号物質では、光電効果のため低エネルギー X 線の吸収線量が高くなる。AXB では CT 値に基づいてボクセル毎に対応する物質を割り当てる¹²⁾。Bush らは、骨と肺を模したファントムにおける実験で、骨構造において、AXB は MC に比べて $\pm 1.8\%$ 以内で一致したと報告している¹⁴⁾。一方、AAA などの superposition 法では、カーネルをボクセルに割り当てられた密度によってスケールリングする。Carrasco らによると、高原子番号物質では、電子が大きい角度で散乱し、カーネルの形状が変化してしまうため、散乱の割合が多い低エネルギーにおいて、superposition 法は MC との線量差が大きくなると報告している²⁰⁾。

ビーム方向の違いにより通過する物質が異なるため、低密度媒質の影響より骨や金属の影響が上回る可能性がある。ビームごとに異なる線量差が合成されることで、症例によっては治療計画全体で、AAA の計算値が AXB の計算値よりも小さくなったことが考えられる。

肺の V20 に関して、PBC_{IC}、AAA_{D95}の V20 は、 $\pm 1.3\%$ 以内の体積差で AXB の V20 に一致した。Graham らは PBC の計算結果を用いて、V20 が 22%以下の症例で、グレード 2 の放射線肺臓炎の発生率は 0%であったと報告している¹⁸⁾。本研究において、各線量計算アルゴリズムの V20 は全て 16%以下であり、閾値 22%を超えることはなかった。線量計算アルゴリズムの違いによる V20 への影響は小さいと考えられる。

本研究では対象とした症例に対してその誤差要因の解析は行っていない。線量アルゴリズム間の誤差要因には、腫瘍の位置や大きさ、ビームが通過する媒質など考えられるが、

それらがどのように線量計算誤差に影響を与えるかなど、より詳細にアルゴリズム間の線量分布の違いの要因を把握するためには、腫瘍の肺野での位置に応じて症例ごとに誤差要因を検討することが必要である。その解析は今後の課題である。

5 結論

本研究において、肺 SBRT における PBC_{IC} と AAA_{D95} の線量分布は、AXB で計算した現実に近い線量分布と異なる可能性があることを示した。現在の放射線治療で用いられている処方線量や線量制約の多くは、PBC や AAA での計算結果から得られたデータである。臨床において、線量計算アルゴリズムを PBC や AAA から AXB に変更する際は、従来の治療計画の線量計算結果と異なることを考慮し、処方線量や線量制約を再考する必要がある。

6 謝辞

本研究の遂行ならびに本論文の作成にあたり、多大なご指導とご鞭撻をいただきました東北大学大学院医学系研究科保健学専攻放射線治療学分野の武田賢先生、土橋卓先生に心より感謝申し上げます。また、ご協力をいただきました東北大学病院放射線治療科の皆様、誠にありがとうございました。

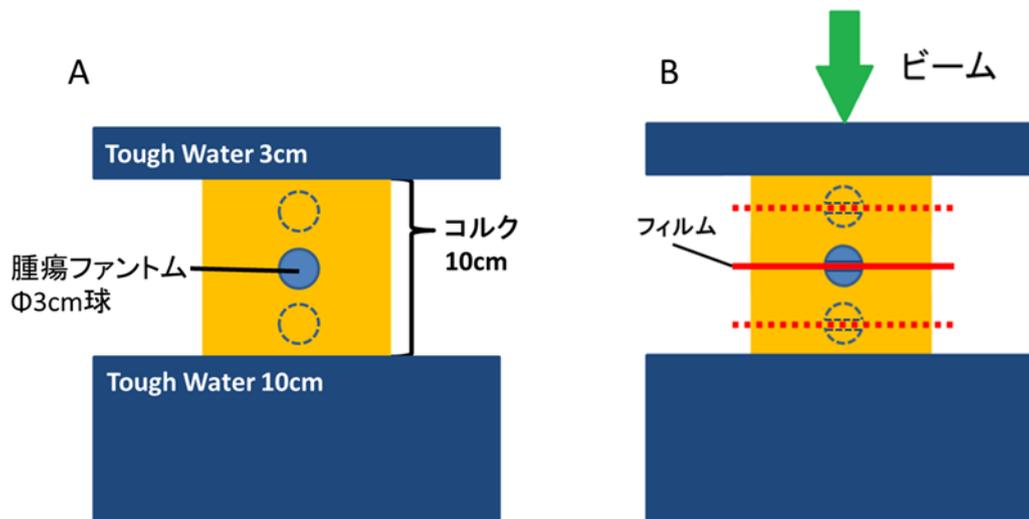


図1 不均質ファントム

(A) 不均質ファントムの構造. 直径 3cm 球の腫瘍を模擬したファントムの位置をコルク中 8 か所に動かした. (B) フィルムを用いた測定の例.

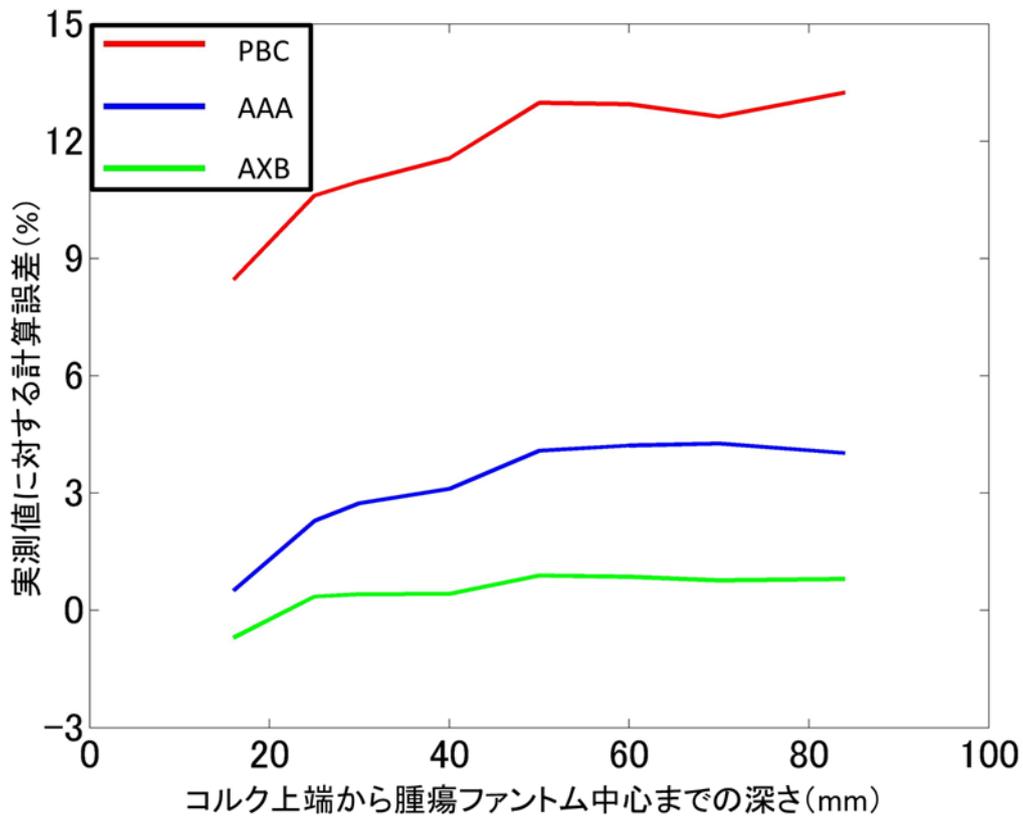


図2 測定値に対する計算誤差と腫瘍ファントム位置との関係

$$\text{計算誤差 (\%)} = 100 \times \frac{\text{各線量計算アルゴリズムの計算値} - \text{測定値}}{\text{測定値}}$$

(照射条件：照射野 4cm×4cm, 線源表面距離 100cm, 200MU)

PBC = pencil beam convolution, AAA = anisotropic analytical algorithm, AXB = Acuros XB

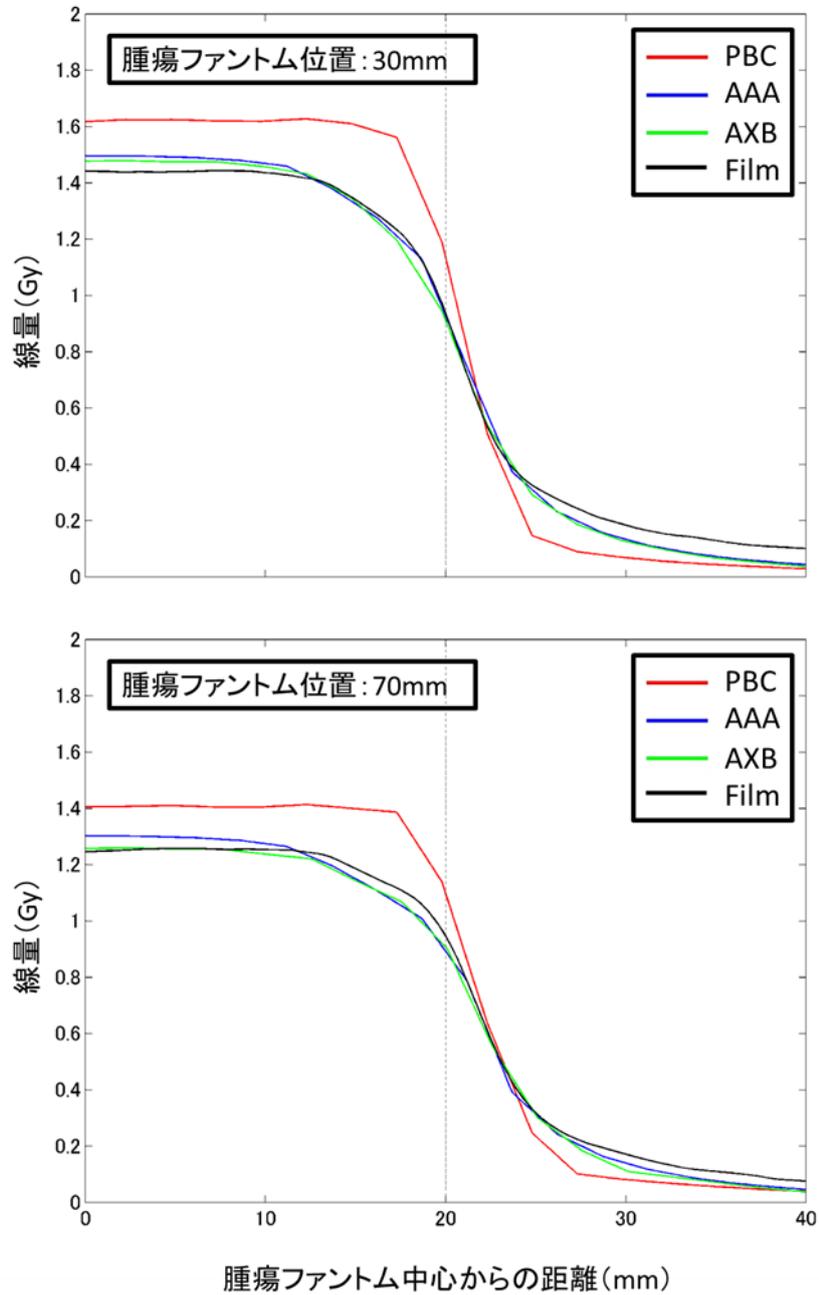


図3 フィルムによる相対線量測定から得られる OAR

フィルムから求めた OAR はビーム中心で絶対線量測定により求めた線量となるように正規化した。(照射条件: 照射野 4cm × 4cm, 線源表面距離 100cm, 200MU)

PBC = pencil beam convolution, AAA = anisotropic analytical algorithm, AXB = Acuros XB

OAR = off-axis ratio

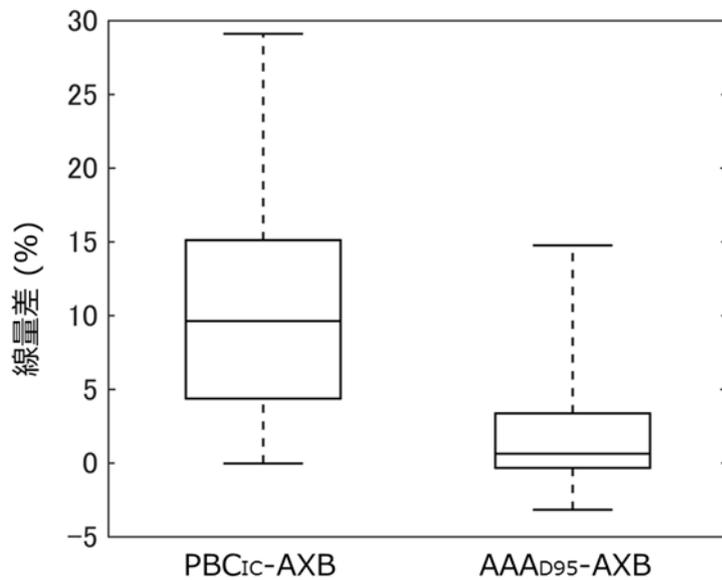


図4 D95 について、PBC_{IC}またはAAA_{D95}の計算値と AXB での計算値の差

線量差 (%) = PBC_{IC}またはAAA_{D95}の計算値 - AXB の計算値.

箱の下端, 中央, 上端は, それぞれ第 1 四分位数, 中央値, 第 3 四分位数を示す. ひげの
 下端, 上端は, それぞれ最小値, 最大値を示す.

AAA_{D95} = AAA を使用し D95 処方を行う治療計画, PBC_{IC} = PBC を使用しアイソセンタ
 処方を行う治療計画

PBC = pencil beam convolution, AAA = anisotropic analytical algorithm, AXB =
 Acuros XB

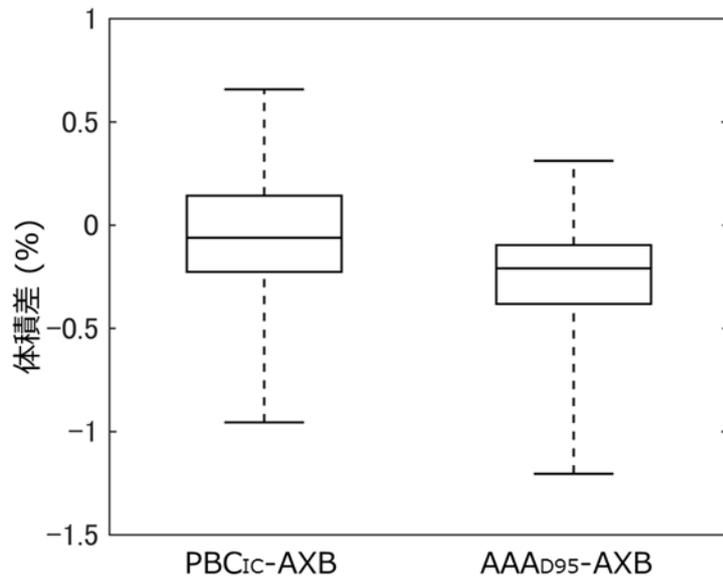


図 5 V20 について、PBC_{IC}またはAAA_{D95}の計算値と AXB での計算値の差

体積差 (%) = PBC_{IC}またはAAA_{D95}の計算値 - AXB の計算値.

箱の下端, 中央, 上端は, それぞれ第 1 四分位数, 中央値, 第 3 四分位数を示す. ひげの下端, 上端は, それぞれ最小値, 最大値を示す.

AAA_{D95} = AAA を使用し D95 処方を行う治療計画, PBC_{IC} = PBC を使用しアイソセンタ処方を行う治療計画

PBC = pencil beam convolution, AAA = anisotropic analytical algorithm, AXB = Acuros XB

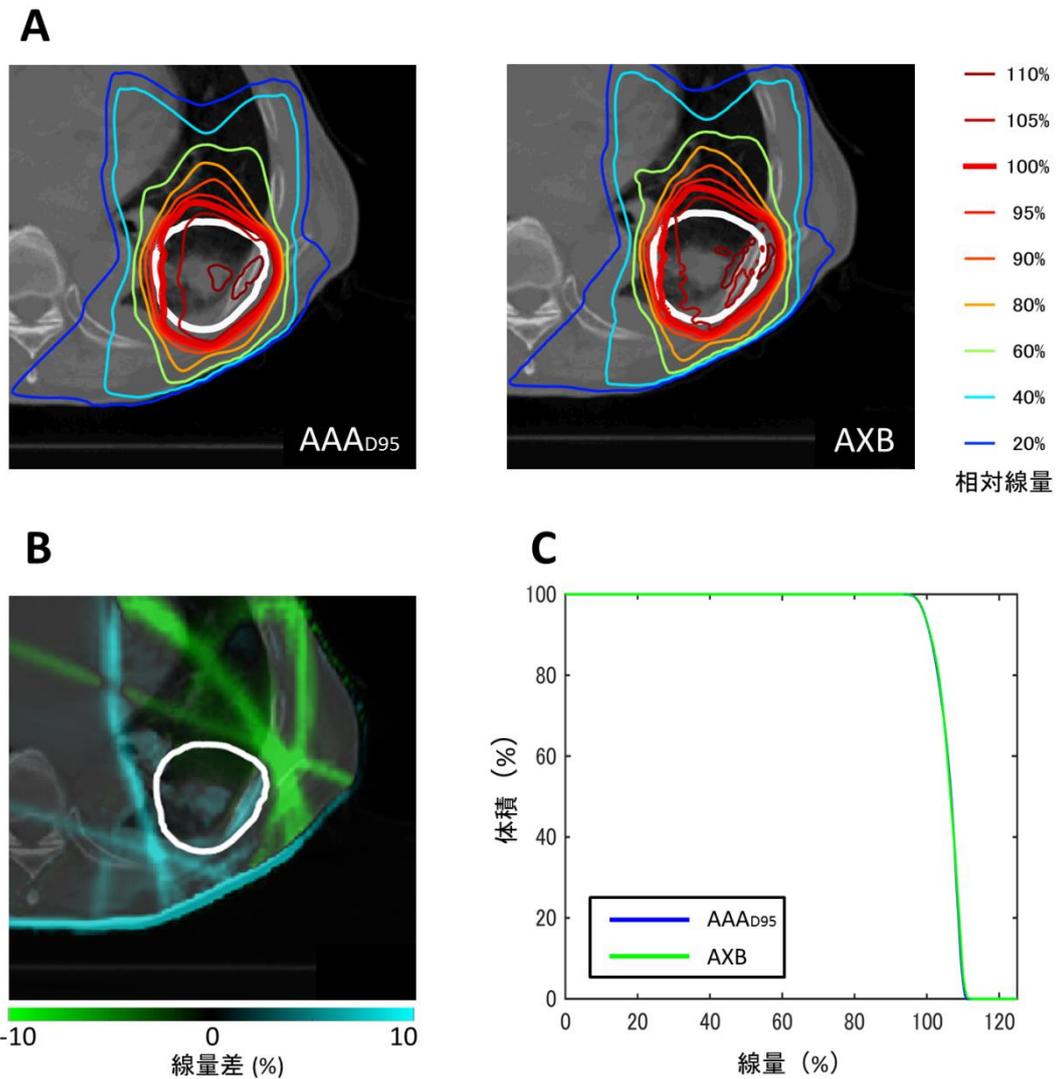


図6 D95に関して、 AAA_{D95} とAXBの差が最も小さい症例

(A) AAA_{D95} とAXBの線量分布 (アイソセンタを含む axial 面). 図中の白色の線は PTV.

(B) AAA_{D95} とAXBの線量分布の差. PTV 中では AXB と AAA_{D95} の差は小さかったことが分かる. (C) AAA_{D95} とAXBで計算した PTV の DVH.

AAA_{D95} = AAA を使用し D95 処方を行う治療計画

AAA = anisotropic analytical algorithm, AXB = Acuros XB

PTV = planning target volume

DVH = dose volume histogram

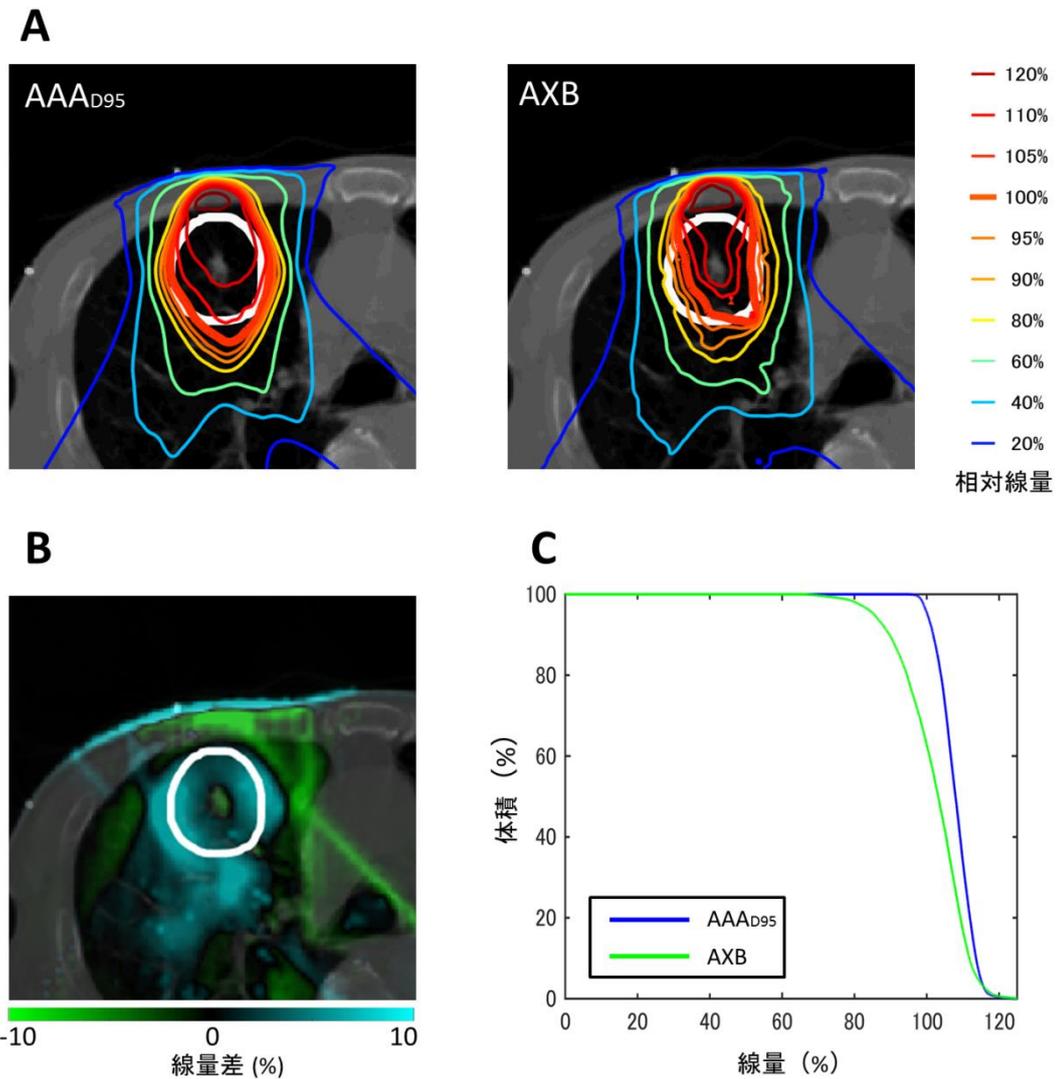


図7 D95に関して、AAA_{D95}とAXBの差が最も大きい症例

(A) AAA_{D95}とAXBの線量分布 (アイソセンタを含む axial 面). 図中の白色の線は PTV.

(B) AAA_{D95}とAXBの線量分布の差. PTVの辺縁でAAA_{D95}が大きく計算したことが分かる. (C) AAA_{D95}とAXBで計算したPTVのDVH.

AAA_{D95} = AAA を使用し D95 処方を行う治療計画

AAA = anisotropic analytical algorithm, AXB = Acuros XB

PTV = planning target volume

DVH = dose volume histogram

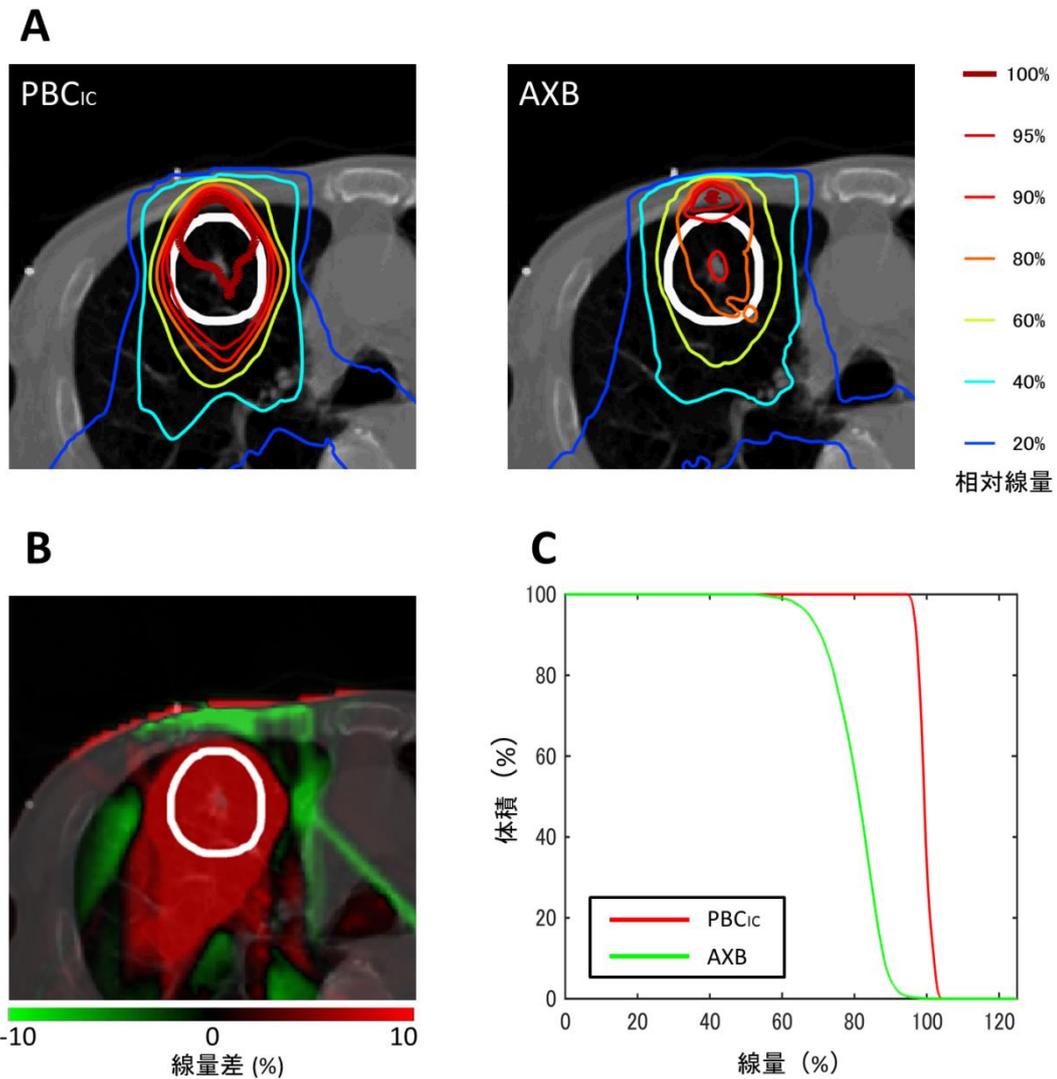


図8 図7で提示した症例

(A) PBC_{IC}と AXB の線量分布 (アイソセンタを含む axial 面). 図中の白色の線は PTV.

(B) PBC_{IC}と AXB の線量分布の差. PTV 中でPBC_{IC}が大きく計算したことが分かる. (C)

PBC_{IC}と AXB で計算した PTV の DVH.

PBC_{IC} = PBC を使用しアイソセンタ処方を行う治療計画

PBC = pencil beam convolution, AXB = Acuros XB

PTV = planning target volume

DVH = dose volume histogram

表 1 対象症例 54 例の内訳

| 分類 | | 症例数 | 割合 |
|--------|-----------|-----|----------|
| アルゴリズム | PBC | 19例 | (35.2 %) |
| | AAA | 35例 | (64.8 %) |
| 処方方法 | IC処方 | 21例 | (38.9 %) |
| | D95処方 | 33例 | (61.1 %) |
| 処方線量 | 40Gy/4分割 | 25例 | (46.3 %) |
| | 48Gy/4分割 | 18例 | (33.3 %) |
| | 50Gy/8分割 | 6例 | (11.1 %) |
| | 60Gy/15分割 | 5例 | (9.3 %) |
| 照射門数 | 4門照射 | 1例 | (1.9 %) |
| | 5門照射 | 2例 | (3.7 %) |
| | 6門照射 | 2例 | (3.7 %) |
| | 7門照射 | 49例 | (90.7 %) |

PBC = pencil beam convolution, AAA = anisotropic analytical algorithm

IC 処方 = PTV のアイソセンタに処方線量を投与, D95 処方 = PTV の 95%体積に処方線量を投与

PTV = planning target volume

【参考文献】

- 1) 日本放射線腫瘍学会 QA 委員会. (2006) 体幹部定位放射線治療ガイドライン. 日放線腫瘍会誌. **18**, 1-17
- 2) LR Aarup, AE Nahum, C Zacharitou et al. (2009) The effect of different lung densities on the accuracy of various radiotherapy dose calculation methods. *Radiother Oncol*, **91**, 405-414
- 3) I Lax, V Panettieri, B Wennberg et al. (2006) Dose distributions in SBRT of lung tumors: Comparison between two different treatment planning algorithms and Monte-Carlo simulation including breathing motions. *Acta Oncol*. **45**, 978-988
- 4) A Ahnesjo, M Saxner, A Trepp. (1992) A pencil beam model for photon dose calculation. *Med Phys*. **19**, 263-273
- 5) W Ulmer, J Pyyry, W Kissl (2005) A 3D photon superposition/ convolution algorithm and its foundation on results of Monte Carlo calculations. *Phys Med Biol*. **50**, 1767-1790
- 6) International Commission on Radiation Units and Measurements. (1993) ICRU Report 50, Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy.
- 7) Matsuo Y, Takayama K, Nagata Y et al. (2007) Interinstitutional variations in planning for stereotactic body radiation therapy for lung cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. **68**, 416-425
- 8) SJ Frank, KM Forster, CW Stevens et al. (2003) Treatment planning for lung cancer : traditional homogeneous point-dose prescription compared with heterogeneity-corrected dose-volume prescription. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. **56**, 1308-1318
- 9) Ma CM, Mok E, Kapur A et al. (1999) Clinical implementation of a Monte Carlo treatment planning system. *Med Phys*. **26**, 2133-2143
- 10) M Misslbeck, P Kneschaurek. (2012) Comparison between Acuros XB and Brainlab Monte Carlo algorithms for photon dose calculation *Strahlenther Onkol*. **7**, 599-605
- 11) JJ Ojala, MK Kapanen, SJ Hyodynmaa et al. (2014) Performance of dose calculation algorithms from three generations in lung SBRT: comparison with full Monte Carlo-based dose distributions. *J Appl Clin Med Phys* **15**, 4-18
- 12) ON Vassiliev, TA Wareing, J McGee et al. (2010) Validation of new grid-based Boltzmann equation solver for dose calculation in radiotherapy with photon beams. *Phys Med Biol*. **55**, 581-598
- 13) T Han, JK Mikell, M Salehpour et al. (2011) Dosimetric comparison of Acuros XB deterministic radiation transport method with Monte Carlo and model-based

- convolution methods in heterogeneous media. *Med Phys.* **38**, 2651-2664
- 14) K Bush, IM Gagne, S Zavgorodni et al. (2011) Dosimetric validation of Acuros® XB with Monte Carlo methods for photon dose. *Med Phys.* **38**, 2208-2221
 - 15) Y Tsuruta, M Nakata, M Nakamura et al. (2014) Dosimetric comparison of Acuros XB, AAA, and XVMC in stereotactic body radiotherapy for lung cancer. *Med Phys.* **41**, 189-197
 - 16) 中口裕二,荒木不次男,丸山正人ら. (2010) 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—. *日放線技会誌.* **66**, 332-333
 - 17) 日本医学物理学会タスクグループ 02. (2011) 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. *医物理.* **31**, supplement 5
 - 18) MV Graham, JA Purdy, B Emami et al. (1999) Clinical dose-volume histogram analysis for pneumonitis after 3D treatment for non-small cell lung cancer (NSCLC) Therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* **45**, 323-329
 - 19) P Carrasco, N Jornet, MA Duch et al. (2004) Comparison of dose calculation algorithms in phantoms with lung equivalent heterogeneities under conditions of lateral electronic disequilibrium. *Med Phys.* **31**, 2899-2911
 - 20) P Carrasco, N Jornet, MA Duch et al. (2007) Comparison of dose calculation algorithms in slab phantoms with cortical bone equivalent heterogeneities. *Med Phys.* **34**, 3323-3333