

厚生労働科学研究委託費（革新的がん医療実用化研究事業）

委託業務成果報告（業務項目）

肺がん定位治療法における部位別許容値の決定および問題点の把握、解消
－ 独立計算検証ソフトウェアプログラムによる肺がん SBRT の線量評価の検討 －

河合 大輔 神奈川県立がんセンター 放射線治療技術科 診療放射線技師

【研究要旨】

放射線治療にて治療計画装置（RTPS）から出力された線量を、別途に検証する事は重要である。肺体幹部定位放射線治療は、不均質の影響が多いため RTPS の線量計算アルゴリズムの影響を受けやすい。そこで国内の 5 施設のデータをもとに線量計算アルゴリズム別（AAA、PBC、AC）に、許容レベル値からみた介入レベル（AL）値が算出可能かの検討を行った。方法は、不均質ファントムを使用して RTPS と独立検証ソフト（クラークソン区分求積法）の検証を行った後、臨床プランにて AL 値を算出した。得られた AL 値は、AAA、PBC、AC でそれぞれ $7.72 \pm 6.02 \%$ 、 $4.69 \pm 3.85 \%$ 、 $5.32 \pm 3.25 \%$ であった。RTPS と独立検証ソフト間のアルゴリズムの相違を考慮し、系統誤差を含めた運用が必要である。

【研究協力者および所属施設】

高橋 良	がん研究会有明病院
上間 達也	がん研究会有明病院
馬場 大海	国立がん研究センター東病院
橘 英伸	国立がん研究センター東病院
山本 鋭二郎	国家公務員共済組合連合会大手前病院
久保 容子	国家公務員共済組合連合会大手前病院
樋口 義洋	佐世保市立総合病院
石橋 悟	佐世保市立総合病院

【背景】

- ・ 放射線治療計画装置 (RTPS) から出力された MU (線量) 値の検証は重要である¹
- ・ 肺体幹部定位放射線治療 (SBRT) は 1 回線量の大きな治療であり、不均質な領域を多く含む
- ・ 不均質領域は RTPS の線量計算アルゴリズムの種類により計算精度が異なる
- ・ 独立検証の許容値を提示した AAPM TG114² 内にもアルゴリズム別の AL (Action Level) 値は提示していない

【目的】

- ・ 国内 5 施設の SBRT プランより 3 種のアルゴリズム別に CL (Confidence Limit) 値からみた AL 値を決定する
- ・ 臨床プランにおける問題点の把握をする
- ・ 臨床運用の際の新たな提案をする

【方法】

1. 不均質ファントムを使用した実測線量評価 (ア) 実測線量と RTPS の線量比較

国内 5 施設において、図.1 に示すような外観の不均質ファントムと模擬腫瘍 (30mm) を使用して、不均質な領域における RTPS のコミッションの精度を確認した。使用した CT 撮影の条件は、各施設が実際に SBRT を行う際に使用する条件に準じた。国内 5 施設での RTPS の不均質補正を考慮した線量計算アルゴリズムと X 線のエネルギー、治療装置 (リニアック) を施設別に表.1 に示す。ここで AAA は Analytic Anisotropic Algorithm、PBC は Pencil Beam Convolution、AC は Adaptive Convolve を示す。

全ての施設において、実測の際に使用した電

離箱 (PTW TN31016 0.015cc) と電位計

(UNIDOS Weblin) は同じであった。

はじめに、肺野を想定した位置 (Plan.1) と胸壁を想定した位置 (Plan.2) に模擬腫瘍を挿入して (図.2-a と図.2-b 参照)、表.2 に示すような条件にてそれぞれプランを立案した。その後、肺門部を想定した位置 (Plan.3) に模擬腫瘍を挿入し (図.2-c 参照)、各施設で実際に治療を行ったプランを 3 症例任意に選択し、実際の治療時と同じ幾何学的条件 (同じガントリ角度、コリメータ角度、寝台角度) にて表.2 に示すような条件でプランを立案した。また、立案したプラン全てにおいて模擬腫瘍より 5mm の 3 次元マージンを付加したものを PTV マージンとし、MLC マージンはリーフ幅中心点で PTV 外接から 5mm とした。

各施設において RTPS から出力された線量とリニアックを使用して得られた実測線量の比較をアルゴリズム別に行った。また、比較の際の基準は実測とした。

1.2 RTPS と独立線量計算ソフトの線量比較

線量独立計算ソフトの違いによる線量計算依存を排除する為に、全ての施設において、線量独立計算ソフトには、Triangle product 製の Simple MU Analysis (SMU) Ver.1.1.9 を使用した。ソフトの外観図を図.3 に示す。

SMU に使用されている計算アルゴリズムは、クラークソン区分求積法³であり、(1)式によって線量値は導出される。ここで、 DMU は基準深の線量 ($1MU=1cGy$)、 $S_c(r_c)$ はコリメータ散乱係数、 $S_p(r_d)$ はファントム散乱係数、 $TMR(d, r_d)$ はある深さ d での照射野 r における組織最大線量比、 $OAR(d, x)$ はある深さ d にてビーム中

心軸からの距離 x における空中軸外線量比、 SSD_0 は線源からファントム表面までの距離、

SPD は線源から線量計算点までの距離、 $WF(d, r, x)$ は、

$$D = MU \cdot DMU \cdot Sc(r_c) \cdot Sp(r_d) \cdot TMR(d, r_d) \cdot OAR(d, x) \cdot WF(d, r, x) \cdot \left(\frac{SSD_0 + d_0}{SPD} \right)^2 \quad (1)$$

物理ウェッジファクタまたは非物理ウェッジファクタ、 d_0 は正規化した深さを示す。SMU にはこれらのビームデータ以外にも CT-電子密度の変換テーブルや、Transmission Factor、Dosimetric Leaf Gap 等も事前に登録しておく必要がある。これらのパラメータにより、強度変調放射線治療 (IMRT) や回転型強度変調放射線治療 (VMAT) への独立検証が可能となる。

今回、他施設試験を行うにあたり、登録したビームデータの確認や模擬プランを作成した Credentialing によって RTPS から出力される線量、SMU、また均質条件下での実測線量との相違に問題がないことを事前に確認した。

SMU を用いて解析を行う際には、使用した RTPS より、RT Plan、Structure 情報、CT 画像の DICOM ファイルを読み込む。また RTPS の種類によっては別途、線量の情報も読み込む事も可能である。また、従来の手計算や他のコンピュータを使用した独立計算ソフトと異なる点としては、登録した CT-電子密度の変換テーブルを用いて、実効深 (放射線経路長) を自動で算出する。通常、多くの独立検証ソフトではこの実効深の算出においては、RTPS より出力されたプランレポートの値を使用している。このような観点から SMU は完全独立検証ソフトということが出来る。更なる利点として、

Structure 情報をもとにして、CT 値を書き換える事も可能である。これは、従来独立計算検証では不可能であったカウチモデリングや、ファントムを使用したプランを検証する際のスケールリング補正にも対応が可能である。

各施設において 1.1 にて立案した DICOM プラン情報を SMU へ転送し、RTPS から出力された線量と SMU より取得した線量をアルゴリズム別に比較した。その際、RTPS 線量を基準とした。

1.3 実測線量と独立線量計算ソフトの線量比較

1.1 で得られた実測線量と、1.2 で得られた SMU 線量を施設ごとかつアルゴリズム別に比較を行った。その際、実測線量を基準とした。

2 各施設における臨床プランを使用した評価

2.1 臨床プランを使用した水置換プランの解析

今回、国内 5 施設より得られた SBRT プランは、77 名、計 547 ビームであった。アルゴリズム別に示すと、AAA は 15 名 (126 ビーム)、PBC-B は 37 名 (260 ビーム)、AC は 25 名 (161 ビーム) である。今回各施設において、肺がん SBRT で使用された 3~8 cm² 程度の照射野のコミッショニングの精度を不均質の影響を除外する目的で、全ての施設の臨床プランのアルゴリズムで不均質補正をオフにして均質条件下にて

計算を行い、SMUにて転送後、患者プランのCT画像の外輪郭のStructure内のCT値を水等価（CT値=0）として、線量検証を行い、アルゴリズム別に各門と全門評価における系統誤差と標準偏差を算出し、比較した。比較の際は、RTPSを基準とした。

2.2 臨床プランにおけるAL値設定の検討

各施設にて実際に治療を行ったプランを使用して、アルゴリズム別にCL（2SD）からみたALが設定可能かを検討した。また、AAAにて治療を行った施設においては、全症例PBC-B（不均質補正：Batho Power Low法）にて、PBC-Bを使用して治療を行っている施設ではAAAにて再計算を行い、それぞれで得られた値も解析値に含めた。よってAAAとPBC-Bにおいては52例（386ビーム）よりAL値を算出した。AAAとPBC-Bにおいて解析に使用した臨床プランのPTV体積は中央値で17.2 cc（5.2～78.2 cc）であり、ACはPTV体積の中央値は、40.4 cc（14.2～141.9 cc）であった。

これら臨床プランの評価を各門と全門にて評価を行い、系統誤差と標準偏差を算出し、その後、AL値を算出した。評価の際には基準値をRTPSとした。

【結果】

1. 不均質ファントムを使用した実測線量評価

(ア) 実測線量とRTPSの線量比較

不均質ファントムを使用して立案したプランの実測線量とRTPS線量との結果を表.3に示した。表3内の各X線エネルギーの横の括弧内の英字は施設を表す。Plan.3においては、各施設でランダムに選択した3つの臨床プランの結果の平均値±標準偏差の値を示した。肺野中心に腫瘍があると想定したPlan.1では、

模擬腫瘍をコルク中心部に配置しているため、各ビームがコルク部（不均質部）を通過する距離は長い。表.3より、AAAは他のアルゴリズムと比較して、全てのX線エネルギーにおいて実測値に対して、RTPSの出力線量との乖離が見られる。胸壁に腫瘍があると想定したPlan.2も同様に、他アルゴリズムと比較してAAAに実測値との乖離が見られた。また、AAAの10MV X線を使用した時が最も乖離が大きかった。更にPlan.1とPlan.2ではそれぞれ10MV X線では実測値の方が大きな値を示した。PBC-Bにおいては、2施設がおおよそ同様の傾向を示した。一方で3つのPlan全てにおいて、実測値と最も近かった線量計算アルゴリズムはACであった。模擬腫瘍の位置を肺門部にあると仮定し、各施設において実際に治療を行ったプランと同様の幾何学的な条件を使用して立案したPlan.3では、任意に選択した3症例の全門評価における相違値の平均値±標準偏差を表している。Plan.3においても実測値との相違は、系統誤差、標準偏差共にAAAが大きかった。

(イ) RTPSと独立線量計算ソフトの線量比較

不均質ファントムを使用して立案したプランのRTPSとSMUの線量を比較した値を表.4に示す。Plan.3においては、上記と同様に任意に選択した3症例の全門評価における相違値の平均値±標準偏差の値を示している。Plan.1において最もRTPS線量との相違が大きかったのは、ACであった。

Plan.2とPlan.1を比較すると、1施設のPBC-Bにおいては、同等の系統的な相違を示したが、それ以外の施設では、Plan.2の方が相対的な相違は小さくなった。また、すべてのプランにおいて、RTPSとSMUとの系統的な相違は5%程度であった。

(ウ) 実測線量と独立線量計算ソフトの線量比較

不均質ファントムを使用して立案したプランの RTPS と SMU の線量を比較した値を表.5 に示す。Plan.3 においては先に述べた事と同様の解析を行った。

今回使用した 3 つの線量計算アルゴリズムの中では、AAA の標準偏差が最も大きくなった。

2. 各施設における臨床プランを使用した評価

(ア) 臨床プランを使用した水置換プランの解析

国内 5 施設において得られた結果を、各門と全門にわけて、表.6 に示す。表.6 内の値の相違値は、RTPS 線量を基準として得られた値である。水置換を行ったプランでは、AAA においては系統的な相違はほとんどなかったが、PBC では SMU よりも計算線量が高く、RTPS 線量を基準とすると、-2 %程度となった。一方で、AC では SMU よりも線量が低く、RTPS 線量を基準とすると系統的な相違は 1 %程度となった。また、各門評価に比べて全門評価の標準偏差の値は小さくなった。

(イ) 臨床プランにおける AL 値設定の検討

SBRT プランにおける各門検証での結果と全門検証での結果の CL 値 (平均値 \pm 2SD) を表.7 に示す。表.7 に示した値は、RTPS 線量を基準とした。各門評価、全門評価共に AAA で最も系統的な相違と標準偏差が大きくなる結果となり、各門評価においては、ある門で最大 45 % の系統的な相違を示した。また、全門評価において症例別にみると、最も SMU との相違の大きかった症例は、24.5 %であり、相違の小さかった症例は、1.43 %であった。一方で全門検証の値は、PBC と AC にて約 5 %程度の系統的な相違はあったものの、2 SD の値はそれぞれ 4 %

1.1 との比較を行うと、AAA の 10MV X 線を除いた全てのプランで SMU の方が実測値との相違が大きかった。また、Plan.3 においては PBC も AAA においてもそれぞれ 2 施設における系統誤差、標準偏差共に同様の傾向を示した。

程度であり、TG114 が提示した 5% という基準内に収まっていた。

【考察】

AAA を通常使用している施設(b)は、4MV と 10MV の X 線を組み合わせて治療を行っている。不均質ファントムを使用した Plan.1 と Plan.2

の実測結果より、AAA の 10MV の X 線において

は実測線量の方が、RTPS が出力した線量よりも

大きな値となったが、4MV の X 線と混合して使用することで、6MV の X 線を使用して治療を行っている施設(a)と、RTPS に対する系統的な相違は 1%以内また、相標準偏差に大きな差がないことが Plan.3 よりわかった。

Plan.2 の結果より、単純なファントムプランにおいては、胸壁に接している腫瘍の方が肺野の中心部に腫瘍があるよりも RTPS、SMU 共に実測値に近い事がわかった。これは、肺野の中に孤立性に存在する腫瘍は周囲からの散乱が少ないため、より線量計算アルゴリズムによる計算線量の不確かさが大きくなるのに対し、胸壁部では、胸壁からの散乱が十分なために実測値との相違が少なくなったと考えられる。

実測値に対する SMU と RTPS の相違は、AAA の 10MV X 線を除いて、SMU 線量との方が乖離は大きかった。これは、SMU に使用し

ている計算アルゴリズムがクランクソン区分求積法のため、ファントム散乱係数の算出がMLC (Multi Leaf Collimator) 照射野の形状で計算され、照射野内にて腫瘍のような実質部と肺組織の不均質部を考慮していないためである。SMU からの線量は、完全散乱が成立している条件下にて計算を行っているために、系統的に RTPS 線量よりも大きくなる。今回、不均質ファントムを使用した検証においてその相違値は5%程度であり、これは臨床プランにおいても系統的な相違を考慮した運用を行う事が必要であると考えられる。

不均質ファントムを使用した検証プランでは、アルゴリズムに AC を使用した場合が最も実測と近い結果となった。Carrasco らの報告⁴では、肺の SBRT プランで使用される計算アルゴリズムの中で Superposition/Convolution が最もよいと論じている。Pinnacle³ 内に搭載されている AC は Superposition/Convolution と同等な線量計算アルゴリズムであることから、他のアルゴリズムと比較してこの結果は妥当であると考えられる。

臨床プランを水に置換したプランでは、RTPS と SMU 間の臨床の SBRT で使用する 3~8 cm 程度の大きさの照射野におけるコミショニングの精度がわかる。今回、国内 5 施設にてアルゴリズム別に評価した結果より、各門・全門評価共に系統的な相違は 2%以内であり、2SD でも 2%程度であった。プラン別に評価を行っても、小照射野に近い程、系統的な相違が大きくなった。これは、SMU は実測ベースのデータに基づいたアルゴリズムであるため、小照射領域におけるコリメータ散乱係数や全散乱係数の取得時による測定の不確かさの影響によるものと考えられる。

また、我が国の報告内⁵では、不均質領域や小照射野領域のコミショニングがなされているのを前提に、SBRT プランでは、臨床プランを水に置換し、検証を行う事を推奨している。

SBRT の実際の臨床プランにおいて、TG114 は、十分に電子平衡が成立する領域内では 5% を AL 値として提示している。PBC と AC を使用したプランより算出した全門評価の CL 値の 2SD は、それぞれ 3.85%、3.25%であり、TG114 が提示した AL 値を満たしていた。このことから、算出された CL 値は AL 値として十分に使用が可能であると考えられる。またこれら 2 つの計算アルゴリズムに関して RTPS と SMU 間の系統的な相違は、ファントムプラン、臨床プランともに 5%程度と同等の結果となった。これらのアルゴリズムにおいて今回設定された AL 値を超えたプランが各 1 例ずつ存在した。PBC で AL 値を超えた症例の Coronal 断面の CT 画像と線量評価点の位置を図.4 に示す。この症例では、線量評価点が肺に接しているようなプランであった。この症例において、線量評価点の位置を腫瘍の中心に移動した後に、SMU にて検証した全門評価での値は、8.18%となり、今回設定した AL 値の範囲に収まっていた。AC において AL 値を超えた症例の Axial 断面の CT 画像と線量評価点の位置(IC)を図.5 に示す。このプランにおいても、線量評価点に設定された位置が気管支壁にあり、この位置では側方散乱の付与が十分でないために AL 値を超える結果となったと考えられる。線量評価点の位置を腫瘍中心に移動し、再検証を行った結果、全門評価にて 6.38%となり、今回設定した AL 値の範囲内に収まった。これらの結果より、独立検証を行う上で線量評価点の位置が重要であることがわかる。

一方で AAA は、算出された 2SD の値は全門評価においても 10.41 %となり他のアルゴリズムと比較して大きく、TG114 が提示した値を大きく上回った。日本放射線腫瘍学会において河合らによって算出された AL 値は、 7.81 ± 5.80 %であった。この AL 値を、今回解析を行った症例に当てはめてみると国内 4 施設で AAA の臨床プランの評価において、全ての施設で AL 値を超えるプランが存在し、全施設合計では 52 症例の内、12 症例が AL 値を超えた。12 症例の内、下限値を超えた症例が 1 症例あり、一方で残りの 11 症例全てが上限値を超えた。残りのプランから再設定した AAA の CL 値は 7.72 ± 6.02 %であり、この CL 値を AL 値とした。上限値を超えたプランの平均値 $\pm 2SD$ は、 17.87 ± 5.92 %となり、最大で 24.47 %の相違を示した。図.6 は AAA の下限値を超えた症例の Axial 断面の CT 画像である。その相違値は 1.43 %であり、症例の特徴として、全ての照射ビームの内、後方からのビームの割合が多く、肺を通過しているビーム数は少なかった。またこれらは実測のデータと同様の傾向を示した。一方で AL 値を超えた症例の 1 例として、腫瘍内に空気が混在する充実性でない腫瘍に対するプランがあった。その Axial 断面の CT 画像を図.7 に示す。このプランは、各門評価にて最大で約 33 %、全門にて 19 %程度の相違があった。この症例では、空気は密度が低い為にリビルドアップしないので、TPS 線量が SMU に比べて線量値が低くなったと考えられる。AAA では、PBC や AC と比較してファントムプランの結果からは得られないような事が臨床ではおきることがわかった。一方で AAA にて計算されたプランを全例 PBC にて再計算させた結果は、全て今回算出した AL

の中に収まっていた。このことから、実際の臨床現場においての AAA を使用している施設に対する運用法の具体的な提案を図.8 に示す。この方法を使用することで、AAA にて AL 値を超えたプランにおいても PBC にて再計算することで、独立線量検証の目的である RTP 線量の 2 次的な確認、また治療過程における間違い等に気づく事が可能である。

最後に、今回提案した最終的なすべてのアルゴリズムの全ての AL 値を表.8 に示す。

【結論】

多施設試験における SBRT の AL 値を提案する事ができた。これらの AL 値を使用する場合には、計算アルゴリズムの相違により生ずる系統的な誤差を考慮した運用が必要であるといえる。また、TG114 が提案した 5 %という AL 値は AC と PBC では満たしていたが、AAA では満たしていなかった。AAA ではファントムプランでは得られないようなことが臨床プランではおこることがわかり、独立検証を行うことでこのような事例に気づく事も可能となる。更に AL 値を超えた際の臨床上、運用可能なフローチャートを提案した。

【参考文献】

¹ 河合 大輔、再確認する！！モニターユニット独立検証の必要性 -AAPM TG114 の概説-、放射線治療かたろう会 会誌 19 号. 2014

² Robin L Stern、Robert Heaton、Martin W.Fraser、S. Murty Goddu、Thomas .Kirby、Kwok Leung Lam、Andrea Molineu and Timothy C.Zhu. Verification of Monitor Unit calculations for non-IMRT clinical radiotherapy: Report of Task Group 114、Med.Phys. 38 (2011).

³ Faiz M.Khan、 The Physics of Radiation Therapy 、 Fourth Edition. Lippincott Williams&Wilkins.

⁵ Carrasco P、 Jornet N、 Duch MA、 Weber L、 Ginjaume M、 Eudaldo T、 Jurado D、 Ruiz A and Ribas M. Comparison of dose calculation algorithms in phantom with lung equivalent heterogeneities conditions of lateral disequilibrium. Med Phys. 31 (2004).

⁶ 大西 洋、 平岡 真寛、 体幹部定位放射線治療ガイドラインの詳細と照射マニュアル. 中外医学者. 2006

【研究発表】

河合 大輔、高橋 良、馬場 大海 他、 ” 独立計算検証ソフトウェアプログラムによる肺がんSBRT の線量評価の検討”、日本放射線腫瘍学会第27回学術大会（横浜市）2014年12月

表.1 国内参加5施設でSBRTを行う際に使用している装置

施設番号	使用装置（メーカー）	治療計画装置（Version）	線量計算アルゴリズム	使用エネルギー（MV）
a	Trilogy (VARIAN)	Eclipse (Ver.11)	AAA	6
b	Clinac 21EX (VARIAN)	Eclipse (Ver.10)	AAA	4, 10
c	Clinac 21EX (VARIAN)	Eclipse (Ver.10.0.28)	PBC (Batho Power Low)	6
d	Clinac iX-S (VARIAN)	Eclipse (Ver.11)	PBC (Batho Power Low)	6
e	Oncor (Siemens)	Pinnacle ³ (Ver.9.0)	AC	6

表.2 不均質ファントムを使用した実測時のプラン

Plan 番号	ガントリ角度	コリメータ角度	寝台角度	投与線量 [Gy]
1	20, 260, 315	0	0	6
2	20, 260, 315	0	0	6
3	臨床プランと同条件	臨床プランと同条件	臨床プランと同条件	12

表.3 不質ファントムを使用した際の実測線量とR TPS量の相違

Plan番号	AAA			PBC-B		AC
	6 MV (a)	4 MV (b)	10 MV (b)	6 MV (c)	6 MV (d)	6 MV (e)
1	2.35	3.04	-2.62	0.69	1.9	-0.84
2	0.6	1.6	-2.62	0.46	0.83	-0.22
3	2.90±1.62	2.33±1.59		1.44±0.72	2.29±1.07	0.32±0.45

単位：[%]

表.4 不質ファントムを使用した際のR TPS量とS MU量の相違

Plan番号	AAA			PBC-B		AC
	6 MV (a)	4 MV (b)	10 MV (b)	6 MV (c)	6 MV (d)	6 MV (e)
1	2.81	2.78	3.48	3.98	2.42	4.61
2	2.21	1.92	2.09	2.49	2.42	2.81
3	2.47±1.15	3.39±1.25		4.16±0.83	3.28±1.71	4.80±1.36

単位：[%]

表.5 不質ファントムを使用した際の実測線量とS MU量の相違

Plan番号	AAA			PBC-B		AC
	6 MV (a)	4 MV (b)	10 MV (b)	6 MV (c)	6 MV (d)	6 MV (e)
1	5.04	5.65	0.88	4.64	4.24	3.80
2	2.79	3.46	-0.54	2.94	3.23	2.59
3	5.43±1.97	5.79±1.88		5.66±1.28	5.64±1.21	5.14±1.56

単位：[%]

表.6 アルゴリズム別の水置換プラン

	アルゴリズム		
	AAA	PBC	AC
各門評価	-0.03±1.36	-1.93±1.72	0.92±1.72
全門評価	-0.03±0.44	-1.88±1.48	0.89±0.84

単位 []

表.7 アルゴリズム別のCL値

	アルゴリズム		
	AAA	PBC	AC
各門評価	9.50±12.59	4.64±6.11	5.39±5.32
全門評価	9.44±10.41	4.69±3.85	5.32±3.25

単位 []

表.8 アルゴリズム別のAL値

全門評価	アルゴリズム		
	AAA	PBC	AC
	7.72±6.02	4.69±3.85	5.32±3.925

単位 []

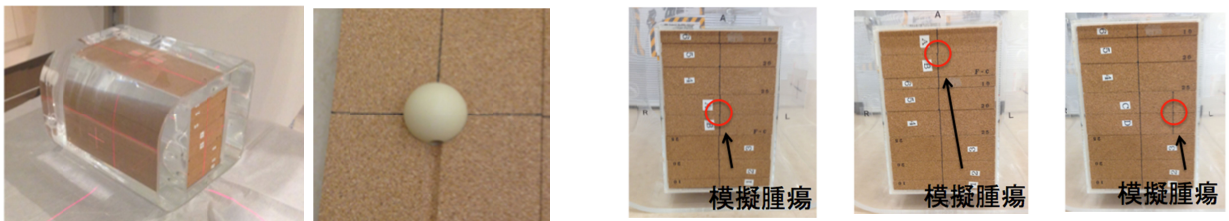


図.1 不均質ファントムと模擬腫瘍

(a) 肺野内 (b) 胸壁 (c) 肺門部

図.2 不均質ファントム内の模擬腫瘍位置

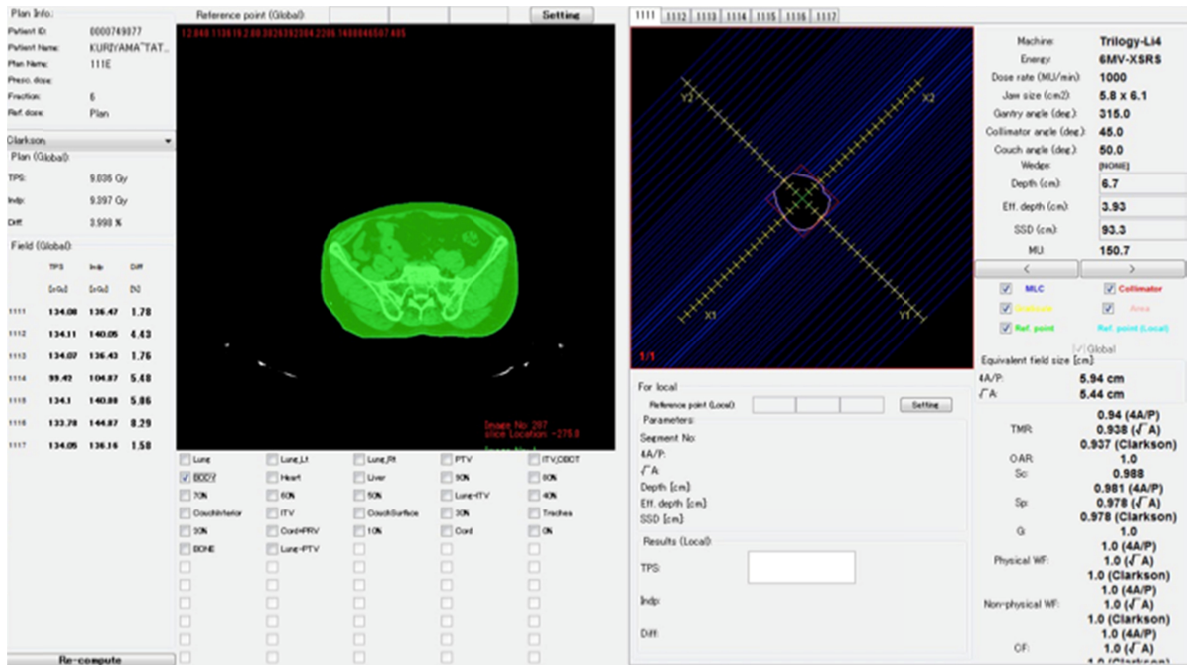


図.3 SMU の外観

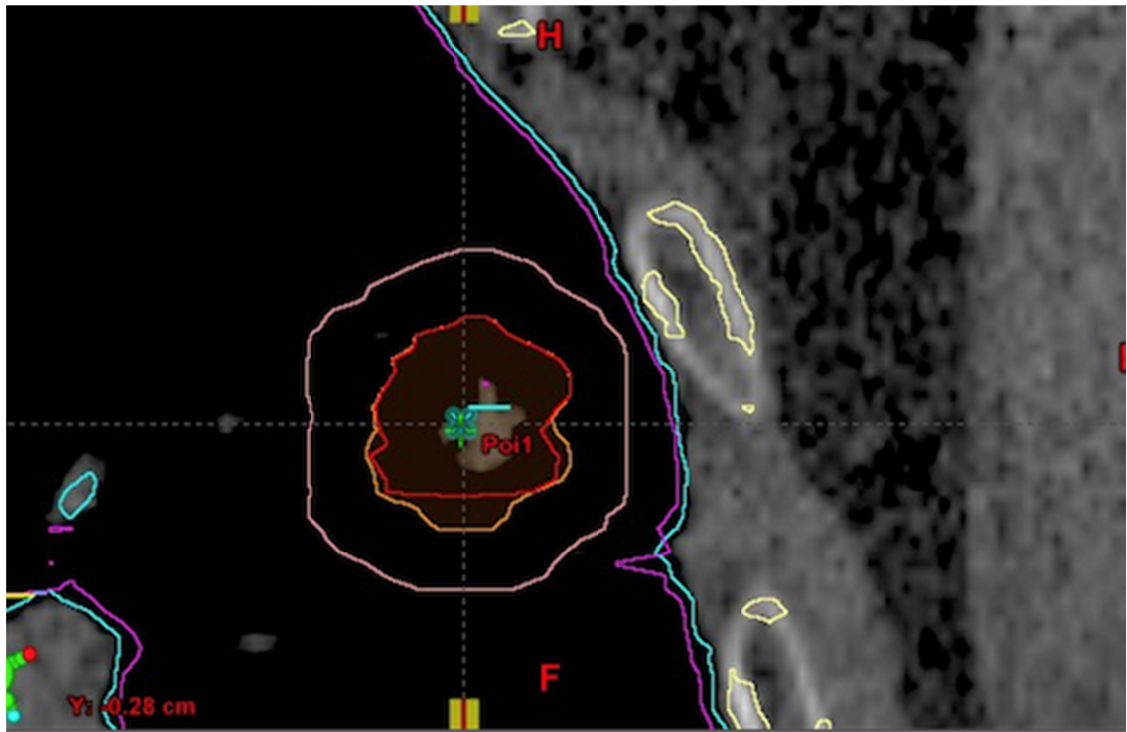


図.4 PBC を使用した際に AL 値を超えた症例

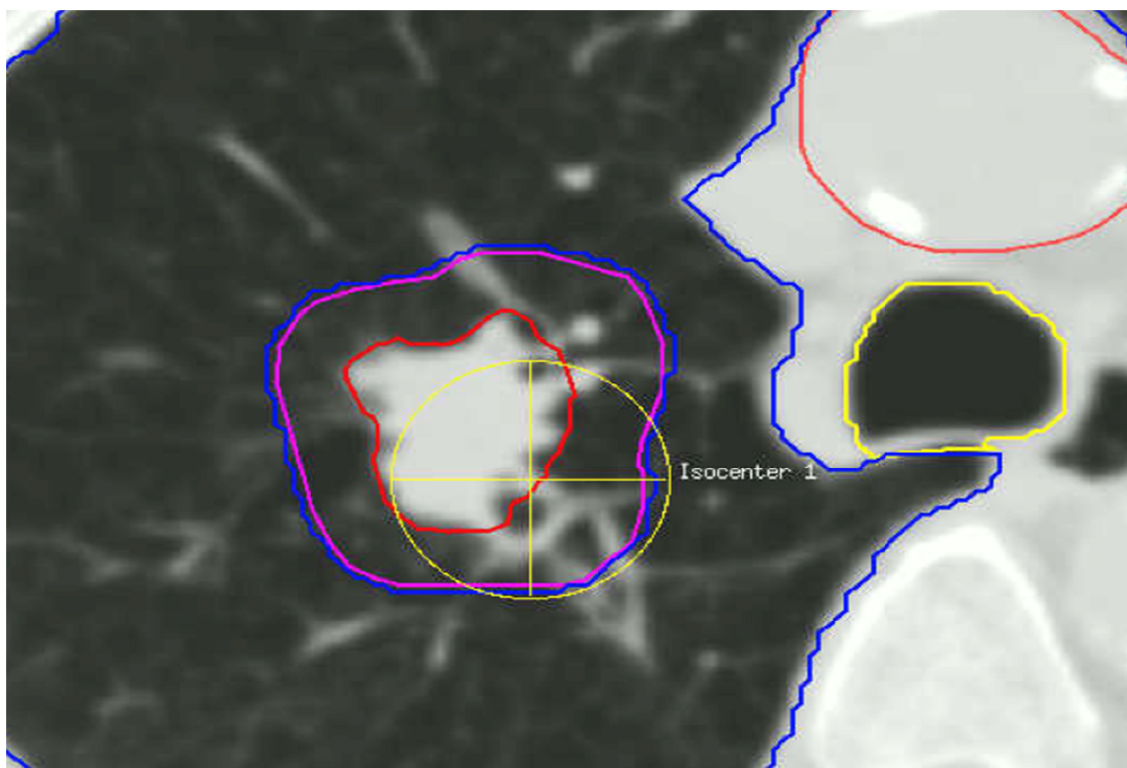


図.5 AC を使用した際に AL 値を超えた症例

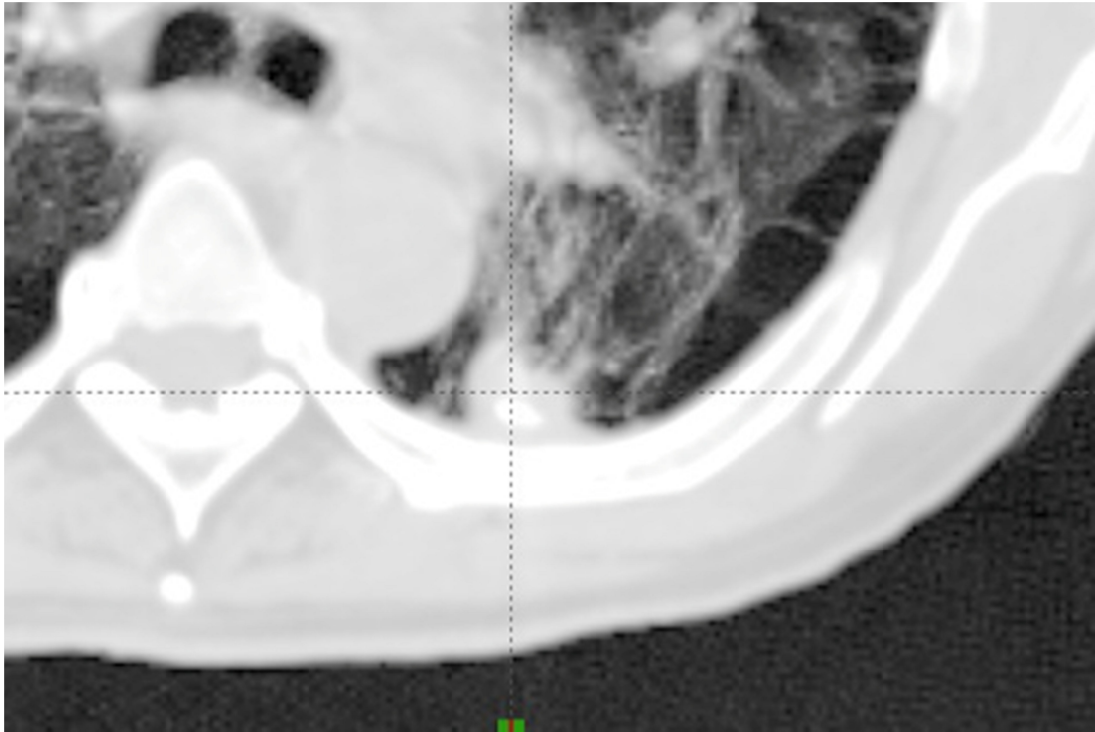


図.6 AAA を使用した際に AL の下限値を超えた症例

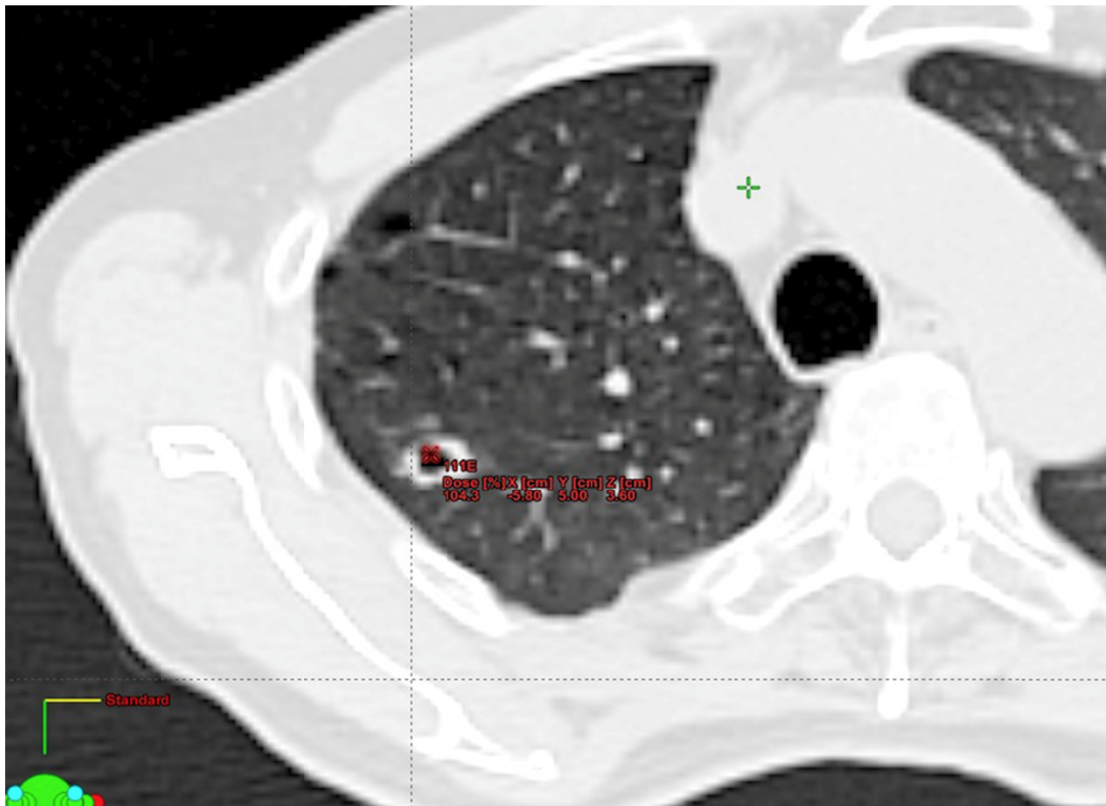


図.7 AAA を使用した際に AL の上限値を超えた症例

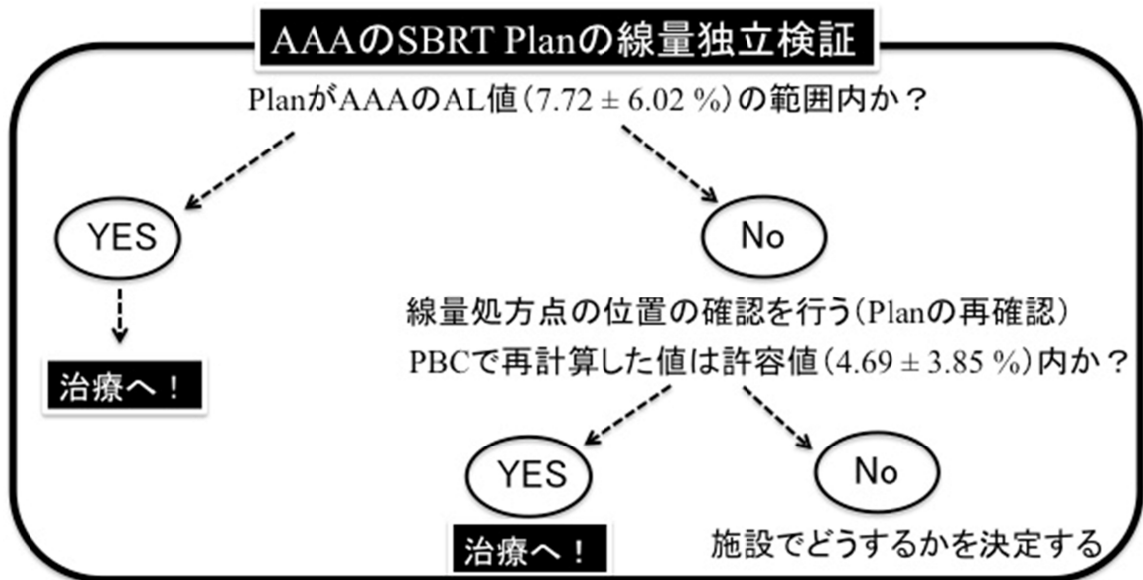


図.8 AAA を使用した際に AL を超えた症例に対する実臨床での運用法