## 31-133

#### モニタ単位数計算ソフトのコミッショニングに関する検討 一基本照射野に関する二種類の商用ソフトの比較一

 ○藤井 俊輔<sup>1)</sup>、青山 英樹<sup>1)</sup>、大塚 裕太<sup>1)</sup>、井俣 真一郎<sup>1)</sup>、杉原 誠治<sup>1)</sup>、三浦 勇人<sup>1)</sup>、 笈田 将皇<sup>2)</sup>、宇野 弘文<sup>1)</sup>、田原 誠司<sup>1)</sup>、稲村 圭司<sup>1)</sup>
 1)岡山大学病院 医療技術部放射線部門、2)岡山大学大学院保健学研究科

【背景および目的】現在の放射線治療における治療計 画装置(以下、TPS)の役割は大きい。個々の症例に 対する TPS から計算されたモニタ単位数(以下、MU 値)は、実測または手計算による独立した形での計算 検証(独立検証)によって妥当性を評価することが可 能である。特に、モニタ単位数計算ソフトは、日常の 診療業務に導入することによって、効率よく安全を確 保できる有用な検証ツールである。そこで、本報告は、 現在商用化されている二種類のモニタ単位数計算ソフ トに関して、MU 値の計算結果、ビームデータ取得方 法、運用面などの比較を中心に検討し、特に線量計算 に関わるコミッショニングについて考察を加えたもの である。

【対象・使用機器】線種は、4MV および10MV の X 線について検討を行った。線量計算を行った TPS は、 XiO ver.4.62.06 (ELEKTA 社製) であり、計算アル ゴリズムは Superposition 法を使用した。また、二種 類のモニタ単位数計算ソフトは、Radcalc ver.5.2 (Sun Nuclear 社 製) と、MU Check ver.5.0 (R-TECH 社 製)を使用した。

【方法】検討した照射パターンは、Open Field (照射 野サイズ:4×4~40×40 cm<sup>2</sup>)、Small Field (照射 野サイズ:2×2~10×10 cm<sup>2</sup>)、Wedge Field (照射 野サイズ:5×5~25×25 cm<sup>2</sup>)、Virtual Wedge (照 射野サイズ:5×5~25×25 cm<sup>2</sup>)の4種類である。深 さは5、10、15、20 cm、楔フィルタは15、30、45、 60°を使用した。完全均質状態で線量計算点に200 cGy 処方する時の出力 MUを、XiO、Radcalc、MU Check それぞれ算出した。XiO の線量計算は、コミッ ショニングで実測値と±0.5%以内で一致しているこ とから真値として定義し、XiO vs. Radcalc、XiO vs. MU Check の算出 MU をそれぞれ比較した。また、 Radcalc と MU Check の計算結果の相違は、Bland-Altman 分析を導入し、比較を行った。

【結果】まず、TPSの計算結果に対する誤差を、以下 に示す。XiO vs. Racalc、XiO vs. MU Checkの95% 信頼区間は、4 MV および10 MV ともに、Open Field: ±1.0%以内、Small Field: ±2.0%以内、 Wedge Field: ±1.5%以内、Virtual Wedge: 2.0% 以内でおおむね一致した。次に、Radcalc と MU



Fig.1 Brand-Altman Plot (Radcalc vs. MU Check)

Checkの計算結果における Bland-Altman 分析を、 Fig.1に示す。平均誤差:0.18%、Limits of Agreement:-1.27%~1.63%であった。

【考察および結語】本報告は、基本照射野に限定され た結果であり、臨床プランに対する本格的なデータ提 示が行えていない。経験的ではあるが、臨床プランに おいてもほぼ同等な結果を提示しており、データ解析 および整理が今後必要である。Brand-Altman 分析は、 本報告のような異なった種類の解析結果を簡易的に比 較する際に用いる手法であり、Radcalc と MU Check の計算結果の差異の評価が可能であった。結果として 両モニタ単位数計算ソフトは、ほぼ同等な計算結果を 示したことになった。運用面においては、TPS から のデータ転送方法の利便性、任意な線量計算点を変更 した際の独立計算方法の違い、ハード面(特に使用 PC)の制約に大きな差が生じている。各施設で導入す る際には、運用面に重点を置いた検討が必要ではない かと考えている。当施設は、TPS、RAdcalc、MU Check に登録したビームデータは、すべて異なる時 系列で準備を行った。日常的な QA を兼ねながら、 モニタ単位数計算ソフトのコミッショニングを実施し たが、多大な労力および時間が必要になったことが欠 点としてあげられる。しかし、モニタ単位数計算ソフ トのビームデータ測定は、基本的な内容が充実してい るため、TPS 登録データの再確認および新人教育用 には最適な作業であったと結論づけられる。

## 31**-134**

#### 強度変調放射線治療計画のためのスイッチト連続法

○橋戸 宏輔<sup>1)</sup>、藤本 憲市<sup>2)</sup>、吉永 哲哉<sup>2)</sup>
 1)徳島大学大学院保健科学教育部、2)徳島大学大学院へルスバイオサイエンス研究部

【背景】強度変調放射線治療(IMRT)計画の問題は、 放射線ビーム係数に関する評価関数の最小化問題に帰 着される。筆者等は、非線形微分方程式系の解を用い て極小解を求める新しい方法を提案しており、連続時 間 IMRT 計画法(または、単に連続法)と呼んでいる。 従来の IMRT 反復法に含まれる評価関数のヘシアン とその逆行列のような膨大な代数演算を必要とせず、 ビーム係数の制約としての解の正値性と上界を保ちな がら極小解への収束が保証されている特長がある。

【目的】本報告では、ビーム係数ベクトルを部分ベク トルに分割し、部分系を切り換えて巡回させ、解を繋 ぎ合わせることで極小解への収束を導く方法(スイッ チト連続法と呼ぶ)を提案する。治療計画の高精度化 を実現するにはビーム係数ベクトルとして膨大な要素 数が要求される。ビーム係数を分割することにより部 分系の状態空間の次元を縮小させることが可能となり、 微分方程式の解軌道を求めるために必要な計算資源の 節約に効果がある。分割と収束の関係を数値実験によ り検討し、スイッチト連続法の有用性を明らかにする。

【方法】図1に示す 縦横282×469画素 のファントムにお いて、平行な511の ビーム列が角度10°、 60°、120°、170°、 220°、270°、320° の7方向から照射



図1 ファントム

された場合を考える。ここで、照射角度の基準(0°)は、 水平軸方向であり、角度の正の向きは反時計回りであ る。各色の領域名と照射線量の目標下限・上限値、また、 その目標値を満足させるための設定値を**表1**に示す。

このとき、ビームの総数は3857である。今回、ビーム係数の分割数を1と7の2通り行った。分割数1が

扱「 リ / ノ / ユ の 日 庾域に			
領域の色	領域名	目標值 [Gy]	設定値
赤色	PTV1	79.2	90.0
青色	PTV2	50.4	60.0
黄色	OAR1	60.0	50.0
紫色	OAR2	50.0	40.0
灰色	OAR3	50.0	40.0

表1 ファントムの各領域に関する設定

従来の連続法、分割数7が提案法であるスイッチト連 続法である。連続法の場合は、3857元の連立微分方 程式を解く必要がある。スイッチト連続法では、状態 変数を7個のブロックに分割するので、551元の連立 微分方程式を巡回的に解けば良い。数値実験を行い、 EUD に基づく評価関数、および線量体積ヒストグラ ム(DVH)を用いて結果を評価する。

【結果】数値実験の結果を図2および図3に示す。



図2より、収束の速度に違いはあるが、スイッチト 連続法においても従来の連続法と同様、極小解に向け て評価関数が単調に減少する性質を持つことがわかる。 さらに、図3より、どちらの方法を適用させても、領 域 PTV1と PTV2のそれぞれにおいて全体の95%以 上の面積に目標値以上の線量が照射される結果が得ら れた。一方、OAR の領域で目標値以上の線量が照射 されるのは、OAR1とOAR3においては全体の2% 程度、OAR2では0%であった。以上より、スイッチ ト連続法を用いても従来の連続法と同様の高い品質の 治療計画結果が得られることがわかった。ビーム係数 ベクトルを分割させても収束性能を変化させることな く、スイッチングにより計算資源(数値計算において は計算機メモリ、電子回路実現においては演算素子) の節約が可能であることが例証され、提案法の有効性 が確認できた。

# 31-135 BEAMnrc を用いた加速器ビームモデリングに関する基礎的検討

○常弘 拓弥<sup>1)</sup>、笈田 将皇<sup>1)</sup>、河合 佑太<sup>1)</sup>、山田 誠一<sup>2)</sup>、近藤 和人<sup>2)</sup>、山下 大輔<sup>2)</sup>、 青山 英樹<sup>3)</sup>

1) 岡山大学大学院保健学研究科、2) 倉敷中央病院放射線センター、3) 岡山大学病院医療技術部

【目的】本研究では、モンテカルロ計算ソフトウェア BEAMnrcを用いて加速器ビームモデリングを行い、 各種設定パラメータによる物理特性の変化について解 析することを目的とする。

【方法】メーカーから提供された図面を基に BEAMnrc ソフトウェアへ必要なデータを入力し、シミュレー ト環境を構築した。続いて、入射電子エネルギーを 4MeV、SSD を 100 cm と 設定し、照射野を 10 cm × 10 cm の 線量分布特性 (Percentage Depth Dose : PDD、Off Center Ratio : OCR)を解析した。この時、 PDD は 0.5 cm ごとに 0~20 cm まで、OCR は 0.1 cm ご とに  $-10 \sim 0$  cm まで r 軸方向について算出した。

計算試行回数は照射野の計算精度が1%以内に収ま るよう設定した。その後、計算された PDD と OCR を実測値(Varian 21EX、Varian 社製)と比較し、各 種計算パラメータを調整しながらコミッショニング作 業を行った。調整を行った主なパラメータは、電子ビー ム半径、ビームエネルギー、フラットニングフィルタ の形状であった。得られたデータの実測との一致基準 は2%/2mm以内とした。

【結果】コミッショニング作業における電子ビーム半 径の設定では OCR に深く関与し、PDD にはほとん ど影響しなかった(Fig.1)。また、Radius0.17の場合 が最も実測と近くなった。



Fig.1 同じ入射電子エネルギーにおける電子ビーム半径の 設定による軸外線量比(OCR)の違い

入射電子エネルギーの設定は PDD に深く関与し、 OCR にほとんど影響しないことが明らかとなった。 また、設定エネルギーが高い程、照射野内の軸外線量 比(OCR)が低下する傾向が見られた。シミュレー ションによる結果から最も実測値に近い条件は 4.5MeV であった (Fig.2)。また、エネルギーと電子 ビーム半径のみでは一致しない場合があり、フラット ニングフィルタの微調整が必要とされた。各種パラ メータ調整後は PDD、OCR 共に誤差が基準値内に収 まった (Fig.3)



 Fig.2
 同じ電子ビーム半径における入射電子エネルギー別の

 深部線量特性(PDD)



Fig.3 パラメータ調整後の深部線量特性(PDD)



【結語】モンテカルロ計算ソフトウェア(BEAM<sub>nrc</sub>, DOSXYZ<sub>nrc</sub>)を用いた加速器ビームモデリングの手順 を確立し、シミュレーション環境を構築した。現在、 異なる照射野、ビームエネルギー、FFF モードのコ ミッショニングを行い、幅広く臨床への研究応用が可 能な環境を目指している。