

○小竹林 孝哉<sup>1)</sup>、川村 慎二<sup>1)</sup>、小池 正紘<sup>1)</sup>、椎木 健裕<sup>2)</sup>、神崎 竜二<sup>1)</sup>、澁谷 景子<sup>2)</sup>

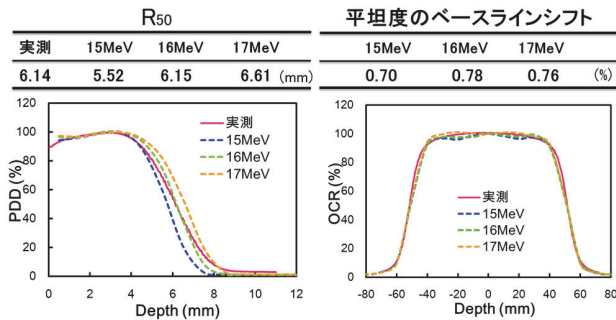
1) 山口大学医学部附属病院 放射線部  
2) 山口大学大学院 医学研究科 放射線治療学分野

**【目的】** 電子線ビームを用いた放射線治療では、複雑な照射野の設定や SSD (Source Surface Distance) の不安定などにより正確な治療計画線量評価が難しいのが現状である。臨床治療においては、測定データに基づいた計算や実測によるモニタユニット値計算を行っている。本研究では、電子線に対するモンテカルロシミュレーションのコミッショニングを行い、実測と比較することでシミュレーションの妥当性を検証した。

**【方法】**

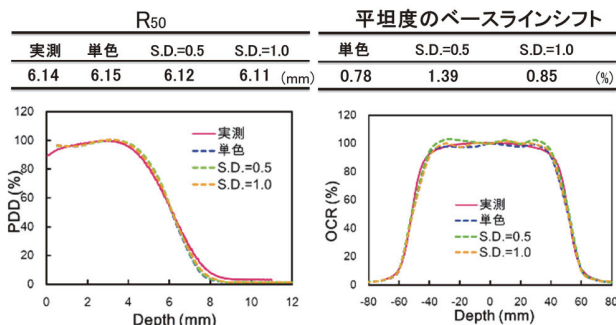
- EGS5を用いて、リニアックヘッド構造と電子線アプリアータ、および水ファントム (35 × 35 × 20 cm<sup>3</sup>) の吸収線量計算体系をモデリングした。
- 入射電子の①エネルギー ②スペクトル分布 ③入射面積 ④スキャッター厚を変更して PDD (Percent Depth Dose) / OCR (Off Center Ratio) を算出し、実測データと比較した。
- 入射電子数を 1 × 10<sup>7</sup> 個とし、基準深の統計誤差 1% 以下にした。また、各 PDD、OCR に対して R50 と平坦度のベースラインシフトを求めた。

**【結果】**



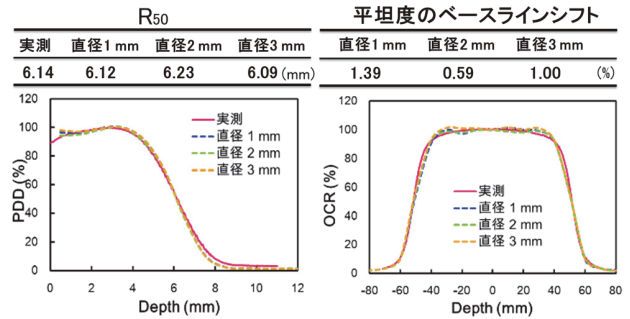
※単色エネルギー、直径 2mm、スキャッター 0.3mm

図1 エネルギーの条件変更



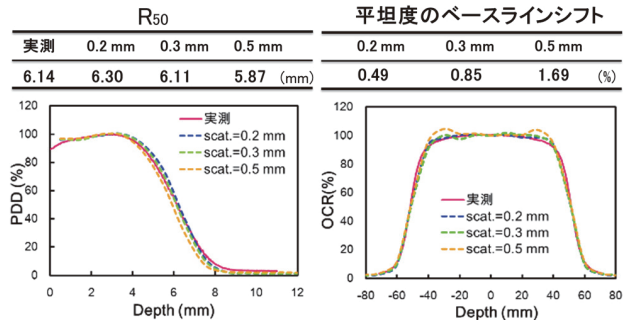
※16MeV、直径 2mm、スキャッター 0.3mm

図2 エネルギースペクトルの条件変更



※16MeV、スキャッター 0.3mm、S.D.=1.0

図3 入射電子面積の条件変更



※16MeV、直径 1mm、S.D.=1.0

図4 スキャッター厚の条件変更

**【考察】** 入射電子エネルギーを変化させると、PDD の深さ方向の変位が確認された。OCR には変化が認められなかった。

入射電子エネルギーを単色から正規分布に変更すると、PDD は実測データに近づいた。OCR については、ビーム中心軸線量の変化が認められた。

入射電子面積を変化させると、PDD、OCR ともに大きな変化は認められなかった。

スキャッターの厚みを変化させると、PDD の深さ方向の変位が確認された。OCR では平坦化領域の辺縁部分で線量増加が認められた。

**【結論】** 臨床応用に向けたシミュレーションの妥当性を検証した。臨床使用のため以下のシミュレーション条件が最適と考えられる。

- 入射電子エネルギー：16.0 MeV
- エネルギースペクトル：正規分布 (標準偏差 1.0)
- 入射面積：直径 1mm の円
- スキャッター：Upper = 0.3mm, Lower = 0.3mm

## モンテカルロ計算を用いた光子における ABS樹脂の深さスケール係数に関する検討

○野々垣 健太<sup>1)</sup>、笈田 将皇<sup>2)</sup>、山下 大輔<sup>3)</sup>、園田 泰章<sup>3)</sup>、近藤 和人<sup>3)</sup>、山田 誠一<sup>3)</sup>

1)岡山大学医学部保健学科、2)岡山大学大学院保健学研究科、3)倉敷中央病院放射線センター

【背景】高精度三次元放射線治療の線量検証では水ファントムのほか、位置合わせの再現性の高い固体ファントムが使用されている。しかし、固体ファントムは元素組成、物理密度、均質性に関する製造上の不確かさがあり、水に比べて不確かさが大きいことが知られる。

【目的】本研究では、近年、臨床応用されているABS樹脂製ファントムにおける深さスケール係数について、モンテカルロ計算によって評価する。

【方法】BEAMnrcコードを利用し、Varian社製リニアック(Clinac 21EX)のシミュレーション環境(コミッションングを含む)を構築した。続いて、4MV、10MV-X線による水およびABS樹脂ファントムの照射野(1cm×1cm~40cm×40cm)における深部線量百分率(PDD = PDI)を計算した。得られた線量データの指数回帰曲線から水およびABS樹脂の実効線減弱係数を求め、両者の比から深さスケール係数を算出した。同様に電離箱線量計による実測から深さスケール係数を算出し、比較した。

実効線減弱係数の求め方は今回、2通りを検討した。2点間の指数近似(10、20cm深のPDD)と5点間の指数近似(5、10、15、20、25cm深のPDD)で次式より深さスケール係数 $c_{pl}$ をそれぞれ求めた。

$$c_{pl} = \frac{\bar{\mu}_{pl}}{\bar{\mu}_w}$$

ここで、 $\bar{\mu}_{pl}$ はABSの実効線減弱係数、 $\bar{\mu}_w$ は水の実効線減弱係数を表す。

【結果】4MV、10MVに関する深さスケール係数および、深さスケール後のPDDの違いについて、それぞれ表1、表2に示す。また、深さスケール後の絶対線量の違いを表3、表4に示す。

深さスケール係数について、4MV-X線では、 $1.012 \pm 0.006$ (2点)、 $1.012 \pm 0.003$ (5点)となり、照射野依存性は見られなかったが、実測値に対し、やや系統誤差が見られた。大照射野の変動はコミッションングが影響していると考えられた。10MV-X線では、 $1.007 \pm 0.019$ (2点)、 $1.003 \pm 0.009$ (5点)となり、4MVより値が減少傾向となり、実測値との関係と同じ傾向を示したが、回帰処理の違いで結果が異なった。大照射野の変動は4MVと同様に、コミッションング精度が影響していると考えられた。

フルエンススケールについては、4MV-X線では、照射野が大きくなるにつれてやや増加傾向、深部では変化が少ない傾向となった。10MV-X線では、大照射野では変動が大きく再検討が必要とされた。深部では減少傾向となったが、深さの違いにより変動が大きい結果となった。

4MV		深さスケール後のPDDの違い						
水等価深(cm)	6x6	10x10	15x15	20x20	30x30	40x40	平均値	標準偏差
Peak	0.0%	-0.5%	-0.3%	-0.4%	0.0%	-0.1%	-0.1%	0.2%
5	0.2%	0.7%	0.1%	0.1%	0.5%	1.0%	0.3%	0.3%
10	-0.2%	0.3%	0.5%	-0.6%	0.3%	-0.3%	0.0%	0.3%
15	-0.3%	0.2%	0.4%	-0.6%	0.4%	-0.1%	0.0%	0.3%
20	-0.1%	0.2%	0.3%	-0.3%	0.5%	0.0%	0.1%	0.2%
25	-0.1%	0.0%	0.2%	-0.2%	1.0%	0.4%	0.1%	0.3%
深さスケール係数 (2点間近似)	1.006	1.008	1.017	1.002	1.025	1.007	1.012	0.006
深さスケール係数 (5点間近似)	1.010	1.015	1.012	1.007	1.013	1.006	1.012	0.003

表1 照射野に対するPDDの相違、深さスケール係数の違い(4MV)

10MV		深さスケール後のPDDの違い						
水等価深(cm)	6x6	10x10	15x15	20x20	30x30	40x40	平均値	標準偏差
Peak	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%
5	0.1%	-0.1%	0.0%	0.1%	0.0%	0.0%	0.0%	0.4%
10	0.3%	0.0%	0.0%	0.3%	0.0%	0.0%	0.0%	0.6%
15	0.2%	0.0%	0.0%	0.2%	0.2%	0.0%	0.0%	0.6%
20	0.2%	0.0%	0.0%	0.2%	0.1%	0.0%	0.0%	0.5%
25	0.1%	0.0%	0.0%	0.1%	0.3%	0.0%	0.0%	0.6%
深さスケール係数 (2点間近似)	1.008	1.012	1.023	1.031	0.988	0.988	1.007	0.019
深さスケール係数 (5点間近似)	1.006	1.006	1.010	1.012	0.995	0.990	1.003	0.009

表2 照射野に対するPDDの相違、深さスケール係数の違い(10MV)

4MV		絶対線量の違い(深さスケール後)						
水等価深(cm)	6x6	10x10	15x15	20x20	30x30	40x40	平均値	標準偏差
Peak	-3.3%	-4.2%	-3.4%	-3.5%	-4.1%	-3.9%	-3.4%	0.5%
5	-3.1%	-2.9%	-3.1%	-3.0%	-3.6%	-2.7%	-2.9%	0.3%
10	-3.5%	-3.2%	-2.5%	-3.9%	-3.7%	-4.1%	-3.2%	0.6%
15	-3.8%	-3.3%	-2.4%	-4.2%	-3.5%	-3.9%	-3.2%	0.6%
20	-3.5%	-3.3%	-2.4%	-3.9%	-3.0%	-3.9%	-3.1%	0.5%
25	-3.9%	-3.8%	-2.3%	-3.6%	-1.2%	-2.7%	-2.9%	0.8%
平均値	-2.6%	-2.8%	-2.8%	-3.0%	-3.5%	-3.4%	-2.7%	-3.7%

表3 照射野に対する絶対線量の違い(4MV)

10MV		絶対線量の違い(深さスケール後)						
水等価深(cm)	6x6	10x10	15x15	20x20	30x30	40x40	平均値	標準偏差
Peak	-4.1%	-3.8%	-3.7%	-4.1%	-0.6%	-3.6%	-3.3%	1.3%
5	-3.9%	-3.7%	-3.6%	-3.3%	-0.9%	-4.4%	-3.3%	1.2%
10	-3.7%	-3.7%	-3.3%	-2.4%	-1.5%	-4.5%	-3.2%	1.1%
15	-3.7%	-3.5%	-2.8%	-2.9%	-1.2%	-5.9%	-3.3%	1.5%
20	-3.7%	-3.5%	-3.0%	-1.9%	-1.7%	-4.5%	-3.1%	1.1%
25	-3.7%	-3.1%	-1.9%	-0.9%	-2.4%	-4.6%	-2.8%	1.3%
平均値	-3.8%	-3.6%	-3.0%	-2.6%	-1.4%	-4.6%	-3.2%	1.1%

表4 照射野に対する絶対線量の違い(10MV)

【結語】加速器モデルでのABS樹脂の深さスケール係数を導出した結果、回帰処理の違いにより結果が異なり、5点で求めた場合は計算精度の改善が見込まれた。モンテカルロ計算による深さスケール係数の算出から、様々な修飾因子を考慮した線量検証への応用が可能であり、更に検討を深めたいと考える。

## モンテカルロ計算を用いた 密封小線源 Ir-192 の計算精度に関する基礎的検討

○宮本 良平<sup>1)</sup>、笈田 将皇<sup>2)</sup>、成廣 直正<sup>3)4)</sup>、辻 修平<sup>4)</sup>

1) 岡山大学医学部保健学科、2) 岡山大学大学院保健学研究科、  
3) 川崎医療短期大学、4) 川崎医科大学

**【背景】** 高線量率<sup>192</sup>Ir 線源を用いた密封小線源治療における吸収線量の評価は、空中での線量評価を基準としていることが知られる。

**【目的】** 本研究では、水中での線量評価法の応用に向け、モンテカルロ計算コード EGS5 (Electron Gamma Shower Version5) の計算精度および線量評価について考察する。

**【方法】** モンテカルロ計算コード EGS5 を利用し、Nucletron 社製高線量率<sup>192</sup>Ir 線源モデル (形状およびスペクトルの入力) の構築を行った。続いて、点線源を中心とした3次元空間内に微小な厚さ (0.5 mm) の球状検出器を配置した。計算ジオメトリを 30 cm、50 cm、100 cm 四方と変化させたとき、距離 (1 mm ~ 30 cm) 変化による水中および空中の吸収線量を求めた。計算回数はそれぞれ  $1 \times 10^8$  回とし、0.2% 以内の計算精度を担保した。続いて、媒質と検出器の物質依存性を検討するため、線源を中心とした3次元空間内に微小な厚さ (5 mm) の球状検出器を配置し (水および空気)、計算ジオメトリを 30 cm 四方としたときの距離変化による水中および空中の吸収線量を求めた。計算回数はそれぞれ  $1 \times 10^8$  回とし、0.2% 以内の計算精度を担保した。各計算結果について、治療計画装置 (Nucletron 社製 Oncetra) および距離逆二乗則の値と比較検討した。

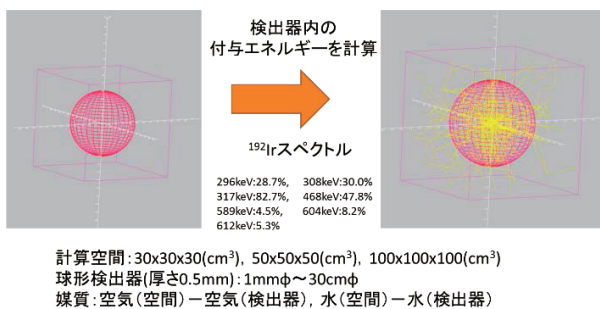


図1 計算ジオメトリ

**【結果】** 計算ジオメトリの違いによる空中相対線量比を図2に示す。続いて、計算ジオメトリを 30 cm 四方、媒質、検出器の物質間の違いによる相対線量比を図3に示す。

空間・検出器が同一媒質 (水あるいは空気) の場合、水、空気の相対線量比の関係は線源近傍を除き、両者はほぼ同一の値を示した。計算ジオメトリの違い (30 cm、50 cm、100 cm 四方) による変化は、線源近傍 (数 mm 以内) を除いて見られなかった。

Oncetra と水、空気の相対線量比は、線源近傍では Oncetra が大きく低値を示した。距離 2-4 cm で最大 0.4% 高値を示し、15 cm 以降で 0.2% 低値を示した (指数的には深部で乖離)。距離逆二乗と水、空気の相対線量比は、線源近傍を除き、両者は同一の値を示した。

空間・検出器が異なる媒質 (水、空気) の場合、水中、空中での相対線量、絶対線量の関係は空中では、検出器媒質の違いによる相対線量差は線源近傍 (距離 1 cm 未満) で相違が見られた。また、絶対線量比は大きく異なり、距離とともに両者の相違は減少傾向となった。水中では、検出器媒質の違いによる相対線量差、絶対線量比は 0.3% 以内であった。

媒質間の線量比は、TG-43 の変換係数 (1.12) および理論式 (Meisberger、田伏) と大きく乖離した。

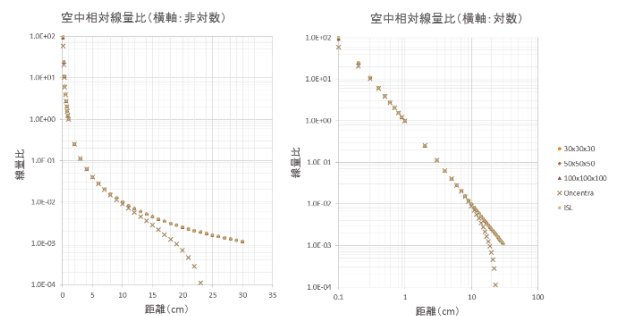


図2 空中相対線量比 (媒質: 空気、検出器: 空気)

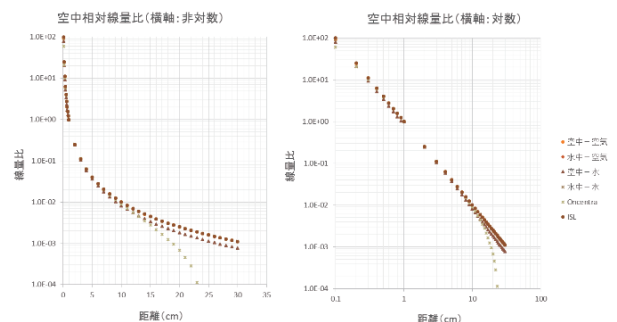


図3 相対線量比 (媒質、検出器: 空気、水)

**【結語】** Oncetra とモンテカルロ計算はほぼ一致し、シミュレーションの動作確認ができ、計算ジオメトリの大きさによる吸収線量変化はあまり見られなかった。しかし、10 cm より深部では Oncetra と結果が乖離する傾向が見られた。原因解決に向けて、線源形状、電離箱形状、臨床プランおよび不均質の影響などについて、それぞれ更に検討を深める必要があった。



## 放射線治療計画における 仮想単色 X 線画像の実効エネルギーに関する検討 —画質と線量分布解析の関係について—

○井俣 真一郎<sup>1)2)</sup>、青山 英樹<sup>1)</sup>、笈田 将皇<sup>2)</sup>、赤木 憲明<sup>1)</sup>、田原 誠司<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

**【目的】** 本研究は、仮想単色 X 線画像を放射線治療計画へ導入するための最適な実効エネルギーについて画質と線量分布解析の関係から検討を行い、臨床導入に向けての考察を加えたものである。

**【使用機器・検討項目】** DSCT は、SOMATOM Definition Flash (Siemens 社製) を使用した。検討項目は、①画質評価 (CNR)、②Monochromatic CT 値の精度、③仮想単色 X 線画像と Single Energy CT (以下、SECT) 画像の水等価・肺・骨における線量分布の  $\gamma$  解析 (DD: 1%, DTA: 1mm) によるパス率である。

**【方法】** 仮想単色 X 線画像は、40~190 keV の間を 10 keV 間隔で変化させた。CNR の測定は、造影剤オムニパーク (300 mgI/ml) を段階的に蒸留水で希釈し 10、20、30 mgI/ml の造影剤水溶液を作成した。造影剤水溶液の配置は、RMI467 ファントムにおける一箇所インサート部 (12 時方向の内側部) を利用し、順次、造影剤水溶液試料を交換してスキャンを繰り返した。この際、残りのインサート部には、蒸留水試料を全てに配置して測定した。

Monochromatic CT 値の精度は、仮想単色 X 線画像による各インサートに対する monochromatic CT 値の測定を行った。測定値に対する比較対象は、ウェブデータベースの NIST XCOM を利用したモンテカルロ計算から求めた値とし、この計算値を“真実の monochromatic CT 値” (以下、真値) として定義した。

線量分布検証は、水・肺・骨ファントムの 3 種類で行った。治療計画に使用したビームの内容は、X 線エネルギー 4 MV および 10 MV の各線種に対し実施した。照射野: 10 cm × 10 cm、計算アルゴリズム: Superposition 法、照射方法: 前方一門照射、モニターユニットを 100 MU で統一し、アイソセンタの線量評価 (深度 10 cm) を行うプランを各仮想単色 X 線画像で作成した。ここで、前述したプランの比較対象は、各 DECT 装置で管電圧 120 kV の連続 X 線による Single-energy CT (以下、SECT) を従来の CT 画像と定義し、SECT と各 DSCT を用いた場合の線量分布 (アイソセンタ面における冠状断面) に関する比較検討を行った。

**【結果】** CNR は造影剤の濃度に関わらず、80 keV 付

近で最大となり、80 keV 以上では CNR が徐々に低下する結果となった。Monochromatic CT 値の精度は、物理密度 1.140 g/cm<sup>3</sup> (IB Inner Bone) 以上の高密度の物質に関して、80 keV 以下の仮想単色 X 線画像において測定値が真値と乖離する結果を示した。また、最も仮想単色 X 線エネルギーが低い 40 keV では物理密度 1.054 g/cm<sup>3</sup> (BRN-SR2 Brain) に代表される蒸留水に近い物理密度領域において測定値と真値が乖離する現象が観察された。線量分布検証は、実効エネルギーに関わらず、ほぼ同等のパス率が得られた。

**【考察】** SOMATOM Definition Flash は、広範囲の仮想単色 X 線エネルギーおよび物理密度領域において、計算値と測定値の一致が確認された。高精度な仮想単色 CT 画像の構築の原理は、先行研究でも報告されており、使用する二種類のエネルギースペクトルの分離を明確にすることが必要条件とされている。SOMATOM Definition Flash は、付加フィルタの使用による低エネルギー成分の X 線除去を物理的に実施している装置であり、線質硬化現象の低減に伴う高精度な monochromatic CT 値の提供を可能にしている装置であることが先行研究および本研究結果から確認することができた。

40~60 keV 領域では、線量分布におけるパス率に差は生じなかったが、画像のノイズ成分の混入や monochromatic CT 値の精度低下が原因により、精度の高い放射線治療を提供することは困難となる。また、90 keV 以上の領域では、CNR 低下による放射線治療計画時に腫瘍等の解剖学的情報が著しく乏しくなり放射線治療スタッフが実務レベルでの不具合を推測している。

**【結語】** Monochromatic CT 値の精度は、70 keV 以上で物質の密度に関わらず計算値と測定値が概ね一致した。線量分布に関しては、70 keV 以上において SECT 画像と同等の結果が観察された。CNR は、80 keV 付近で良好な結果が得られた。したがって、放射線治療計画で利用する際の最適な仮想単色 X 線画像の実効エネルギーは、80 keV での利用が最適だと考えられる。

○山下 智之<sup>1)</sup>、笈田 将皇<sup>2)</sup>、青山 英樹<sup>3)</sup>、大塚 裕太<sup>3)</sup>、杉原 誠治<sup>3)</sup>、井俣 真一郎<sup>3)</sup>、藤井 俊輔<sup>3)</sup>、宇野 弘文<sup>3)</sup>、田原 誠司<sup>3)</sup>、稲村 圭司<sup>3)</sup>

1) 岡山大学医学部保健学科、2) 岡山大学大学院保健学研究科、3) 岡山大学病院医療技術部

【背景】IMRT (強度変調放射線治療) では、通常、逆方向治療計画 (インバースプランニング) に基づき最適化計算がなされるが、最適化計算アルゴリズムの設定および線量計算アルゴリズムの選択により、結果が異なることが知られる。

【目的】本研究では、最適化計算における線量計算アルゴリズムの違いと再現性について検討する。

【方法】三次元治療計画装置 (Eclipse Ver.11.0, VARIAN 社製) を用い、AAPM TG-119 で使用されているデジタルファントムによる輪郭情報を利用し、線量解析を行った。固定多門による IMRT 照射 (3、4、5、7、9 門、均等角度) を想定し (処方線量: 2Gy)、最適化計算時、最終計算時における線量計算アルゴリズム (PBC、AAA、Acuros) をそれぞれ組み合わせた場合の結果をそれぞれ算出した (Auto intermediate dose 機能の on/off も考慮した)。解析項目は Target と OAR の  $D_{max}$ 、 $D_{min}$ 、 $D_{mean}$  および総 MU 値、計算回数、計算時間についてそれぞれ評価した。

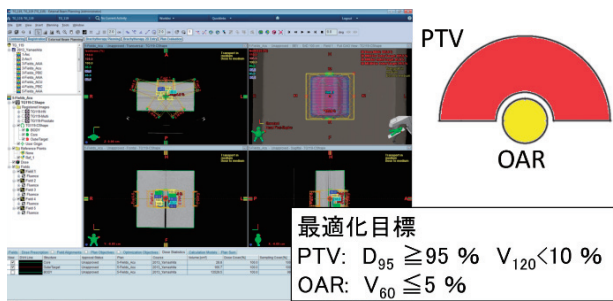


図1 治療計画の概要

【結果】各計算アルゴリズム組み合わせによる Target の Homogeneity Index (HI) に関する結果を図2に示す。

続いて、各計算アルゴリズム組み合わせによる OAR

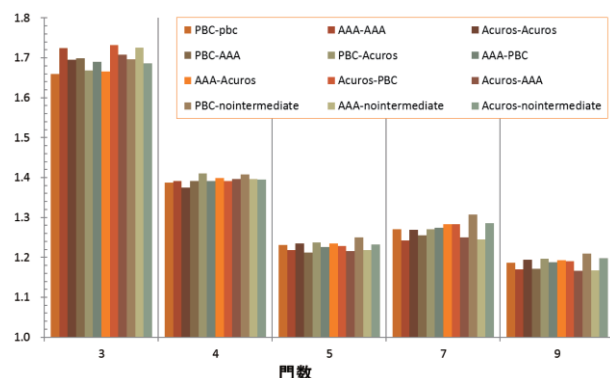


図2 Target の HI に関する計算アルゴリズム間の違い

の  $D_{max}$  に関する結果を図3に示す。

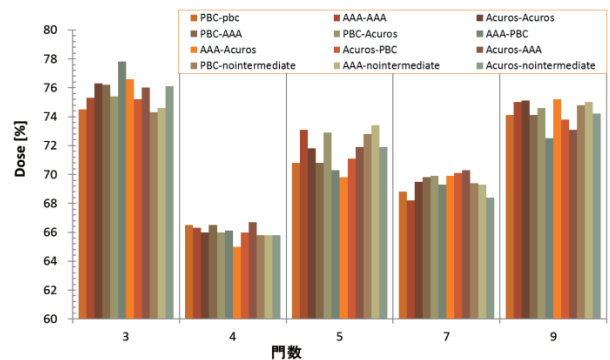


図3 OAR の  $D_{max}$  に関する計算アルゴリズム間の違い

Target 線量については、門数が多いほど HI が低下 (5 門以降、飽和傾向) した。PBC-PBC 基準の場合、PBC-AAA は門数が多いほど HI が抑えられたが、PBC-Acuros は PBC-AAA より悪化傾向となった。

OAR 線量については、門数と線量の関係はあまり見られなかった。PBC-PBC 基準では、 $D_{min}$  は PBC-AAA の時が高く、PBC-Acuros は PBC-AAA より改善傾向となった。

総 MU 値については、門数とともに増加傾向 (7 門で最大となる) となった。PBC-PBC、AAA-PBC、Acuros-PBC (線量計算アルゴリズムが PBC の場合) に総 MU 値が増加傾向であった。

最適化回数については、門数が少ない場合、組み合わせによって回数が異なった。門数が多い場合、回数を増加させても変化は少なかった。

Automatic intermediate dose の機能については、Off の場合に比べて、On の場合では、同じ計算アルゴリズムでも Target 線量、OAR 線量ともに改善傾向であった。ただし、総 MU 値は増加傾向となり、最適化回数は大きく減少傾向であった。特に、最適化計算時間は、最適化 (Max Iteration) → 線量計算 → 最適化 (Max Iteration) を実行するため、2 倍以上延長した (特に Acuros は著しく時間が延長する)。

【結語】最適化計算、最終線量計算の計算アルゴリズム設定によって IMRT 治療計画の結果が変化することが明らかとなった。最適化計算では、Automatic Intermediate dose の On/Off の影響力も大きいことが示唆され、今後臨床治療計画での影響について調べることが課題とされた。

# IMRT 最適化パラメータの基礎的検討 —最適化計算における最適繰り返し計算回数について—

○庄野 僚志<sup>1)</sup>、笈田 将皇<sup>2)</sup>、青山 英樹<sup>3)</sup>、大塚 裕太<sup>3)</sup>、杉原 誠治<sup>3)</sup>、井俣 真一郎<sup>3)</sup>、  
藤井 俊輔<sup>3)</sup>、宇野 弘文<sup>3)</sup>、田原 誠司<sup>3)</sup>、稲村 圭司<sup>3)</sup>

1) 岡山大学医学部保健学科、2) 岡山大学大学院保健学研究科、3) 岡山大学病院医療技術部

**【背景】** IMRT (強度変調放射線治療) では、通常、逆方向治療計画 (インバースプランニング) に基づき最適化計算がなされるが、最適化計算アルゴリズムの設定および線量計算アルゴリズムの選択により、結果が異なることが知られる。

**【目的】** 本研究では、最適化計算における最適繰り返し計算回数について検討する。

**【方法】** 三次元治療計画装置 (Eclipse Ver.11.0, VARIAN 社製) を用い、AAPM TG-119 で使用されているデジタルファントムによる輪郭情報を利用し、線量解析を行った。固定多門 IMRT (3、4、5、7、9 門) を想定し (処方線量: 2Gy)、線量計算アルゴリズム (AAA) として、自動最適化機能 (Auto Optimization Process) を on とした結果と 1% 以内一致するまでの繰り返し計算回数を求めた。最適化計算時の Auto intermediate dose 機能は on とした。解析項目は Target と OAR の  $D_{max}$ 、 $D_{min}$ 、 $D_{mean}$  および総 MU 値、計算回数、計算時間についてそれぞれ評価した。

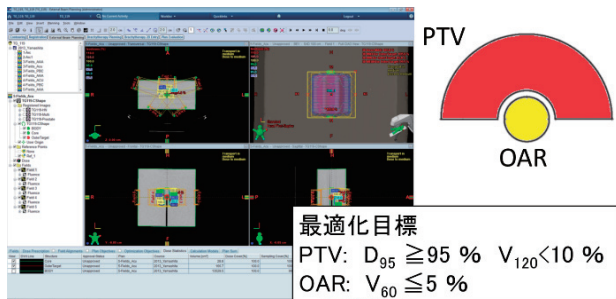


図1 治療計画の概要

**【結果】** 3門照射、5門照射、9門照射における繰り返し回数による Target 線量と OAR 線量に関する結果を図2～図4に示す。

最適化計算の特性については、一般的な最適化計算

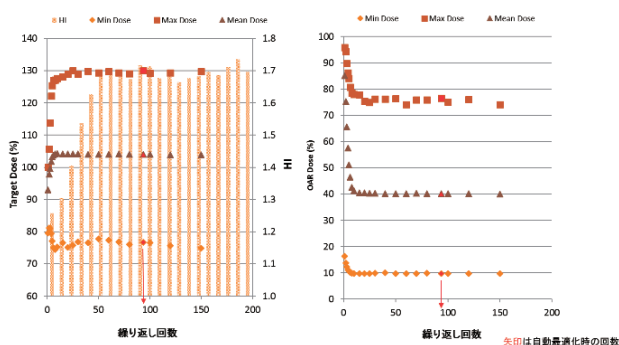


図2 3門照射における Target 線量と OAR 線量

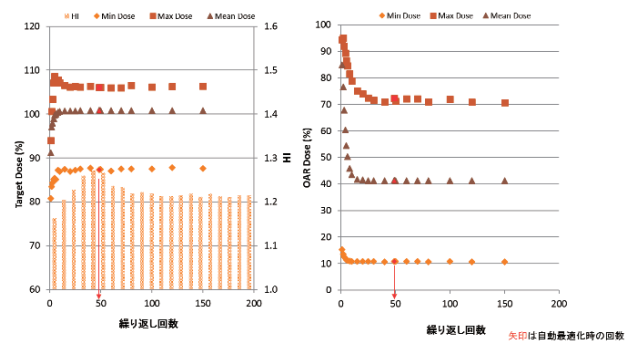


図3 5門照射における Target 線量と OAR 線量

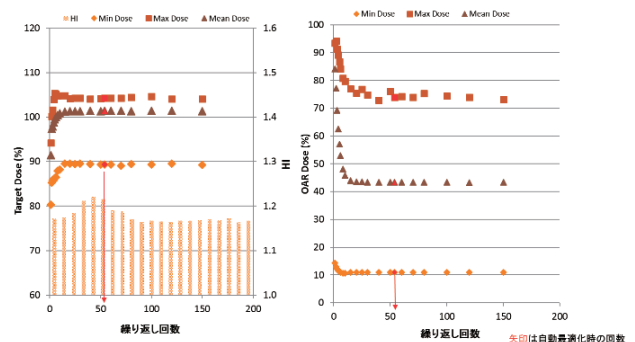


図4 9門照射における Target 線量と OAR 線量

では、Target 線量は立ち上がり傾向があり、OAR 線量は立ち下がり傾向があった。また、繰り返し回数が少ない時、Target 線量や OAR 線量はピークアウト (局所的な収束) があり、振動しながら収束に向かう傾向があった。最適繰り返し回数は Target より OAR の線量制約に強く依存するため、線量制約が多く、複雑な治療計画では一定以上の繰り返し回数が必要であることが示唆された。

最適化計算と門数設定の関係については、本研究で使用した単純モデル形状では、門数が多いほど、最適化繰り返し回数は減少傾向にあった。自動最適化機能を on とした結果の 1% 以内となるまでの最適繰り返し計算回数の結果からは、Target に関しては 1/3～1/4 程度、OAR に関しては 1/2～2/3 程度の繰り返し回数で同等の線量分布が得られることがわかった。今後は、患者治療計画での実際の影響について調べることが課題とされた。

**【結語】** 最適化計算回数が少ない場合でも、自動最適化処理機能を on とした結果と類似した線量分布が得られた。線量制約パラメータの最適化作業にあたり、時間効率の改善が可能であると考えられた。



## Radiochromic Film を媒介とした、小照射野におけるマイクロ形電離箱の相互校正

○安井 謙一郎、高崎 秀則、沖本 義則、池田 亮、山下 雅刀、澄川 哲夫  
山口県立総合医療センター

【背景、目的】小照射野の測定に用いるマイクロ形電離箱(以下、マイクロ)の水吸収線量校正定数は、 $^{60}\text{Co}$   $\gamma$  線で校正された基準電離箱線量計(以下、Farmer)との相互校正から算出するのが一般的である。しかし、電離箱への入射時に、照射野内二次元プロファイルの非対称性や非平坦性による体積平均効果が懸念され、これまでの校正定数の正確性に疑問があった。

そこで今回、体積平均効果を軽減する方法として、空間分解能が高く線量再現性に優れ、エネルギー依存の少ない Radiochromic Film(以下、EBT3)による二次元プロファイルを考慮した相互校正について、従来の方法との比較検討を行った。

【使用機器、材料】Farmer : PTW30013、マイクロ : PTW31014、Radiochromic Film : EBT3、エネルギー : 10MV-X 線

### 【方法】

#### ①線量 - 濃度曲線作成

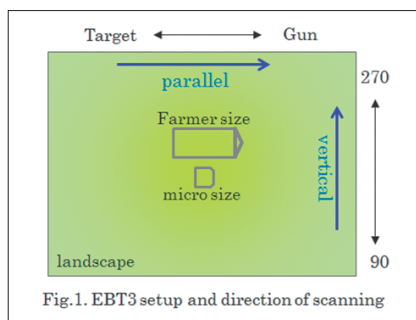
照射野  $10 \times 10$  cm、深さ 10 cm(タフウオーター)における、線量 - 濃度曲線を 0 ~ 600 Gy の間、15 ステップで作成した。84 cGy、420 cGy 付近に相当する 100 MU、500 MU を Farmer で実測し、補間した。

#### ②二次元プロファイルの取得 (Fig.1)

EBT3 の長軸方向を、Gun-Target 方向に配置し、照射野  $10 \times 10$  cm、 $6 \times 6$  cm、 $5 \times 5$  cm、 $4 \times 4$  cm、 $3 \times 3$  cm、 $2 \times 2$  cm、 $1 \times 1$  cm の二次元プロファイルを取得した。照射した EBT3 は、長軸に対して垂直方向と平行方向の両方向で走査した。

#### ③電離箱有感部サイズの ROI 計測 (Fig.1)

得られた二次元プロファイルに、電離箱有感部サイズ(半径  $\times$  長さ)の ROI を囲んだ。ROI 内の平均値を吸収線量として、電離箱での吸収線量と比較した。



【結果】Farmer サイズの ROI 平均と Farmer 実測値の一致度は最大約 -1.8% の不一致があった (Fig.2)。

従来による相互校正値と、EBT3 によるプロファイルを考慮した相互校正値を比較した (Fig.3)。

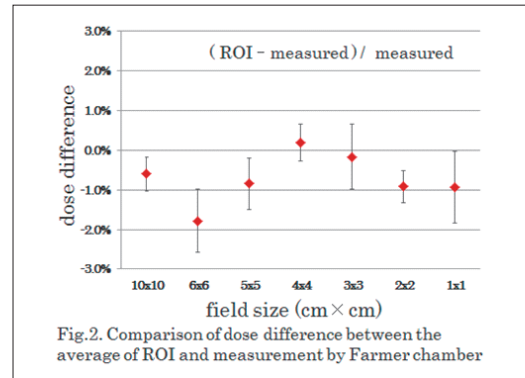


Fig.2. Comparison of dose difference between the average of ROI and measurement by Farmer chamber

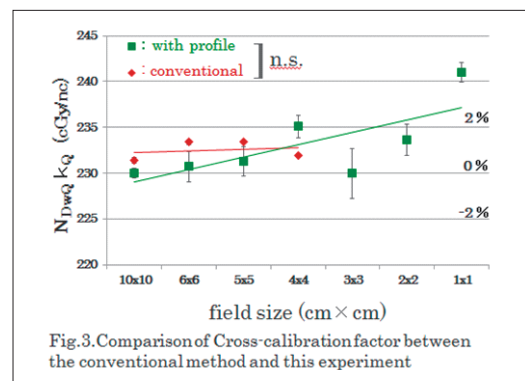


Fig.3. Comparison of Cross-calibration factor between the conventional method and this experiment

【まとめ】Farmer サイズの ROI 平均値と、Farmer 実測値では、最大約 -1.8% の不一致があった。

今回の、プロファイルを考慮した方法では、 $6 \times 6$  cm 以下の照射野で全体的に校正定数が高くなった。特に上に凸のプロファイルを示す小照射野では、体積部分効果が顕著で、従来法よりも校正定数が過大傾向となった。これは、照射野が小さいほど二次電子平衡がディテクタ内で成立しにくいためと考える。

また、三次元である電離箱と二次元であるフィルムの幾何学的影響も考え得る。

【問題点、今後の課題】プロファイルに、フィルムスキャン由来のノイズがあった。さらに、EBT3 そのものの不確実性と、基準となる  $10 \times 10$  cm の線量 - 濃度曲線の不確実性が含まれているので、繰り返し測定によりそれらを低減する必要がある。

中心軸ポイント線量の一致度も比較検討したい。

### 【参考文献】

- 1) J.U.Wuerfel 『Dose measurements in small fields』 vol.1, No.1, 2013 Medical physics international journal
- 2) IndraJ.Das 『Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry』 35 (1), Jan 2008 Med.Phys.

この研究発表の内容に関する利益相反事項は、ありません。

## 生物学的効果を考慮した 最適セットアップマーゼンの評価に関する検討

○下崎 正志、笈田 将皇、中村 隆夫  
岡山大学大学院保健学研究科

【背景】放射線治療では、通常、物理線量に基づき線量投与され、腫瘍内の線量不確かさに基づいて最適マーゼンが決定される。しかし、放射線生物学の観点から考える線量効果は物理線量とは異なり、マーゼン決定において影響することが示唆される。

【目的】本研究では、物理線量だけでなく生物学的効果を考慮した場合における最適セットアップマーゼンについて検討する。

【方法】三次元治療計画装置 (Eclipse Ver. 11.0、VARIAN 社製) を用いて、まず一辺、直径が1 cmの立方体と球の腫瘍 (GTV) を模擬した10 cm四方のデジタル水ファントムを作成した (図1)。続いて、Box四門照射を想定し、位置 (アイソセンタ) の変位量、投与線量、照射野の大きさ、生物学的パラメータ ( $\alpha/\beta$  比) をそれぞれ変化させた場合の腫瘍の TCP (腫瘍制御率) から基準 (95%、90% 以上) を担保する最適マーゼン式の系統誤差成分の係数を評価した (図2)。



1. 10cm四方のデジタル水ファントムを作成
2. 一辺、直径が1cmの立方体と球状の腫瘍 (GTV) を模擬
3. 6MV X線をを使用
4. Box4門照射で線量計算

図1 デジタル水ファントムの設定

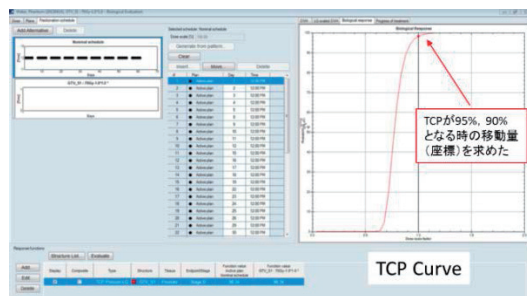


図2 TCP (腫瘍制御率) の計算例

【結果】70Gy/35fr、7wでのTCP95%確保に必要な照射野およびマーゼンについて、立方体を模擬した腫瘍の結果を図3に示す。続いて、移動量と最適マーゼン割合を表す値について、70Gy/35fr、7w、74Gy/37fr、8wおよび78Gy/39fr、8wでの立方体および球体を模擬した腫瘍の結果を図4、図5に示す。

腫瘍のTCPは、位置の変位量が小さいほど、高線量ほど、広い照射野ほど、 $\alpha/\beta$ 比が大きいほど上昇

し、最適マーゼン式の係数が変化した。立方体より球形の方がTCPは高く、最適マーゼン式の係数はやや小さくなる傾向があった。照射野辺縁部では、投与線量、分割回数、 $\alpha/\beta$ 比の違いにより、最適マーゼン式における係数 ( $\Sigma$ ) は強く影響を受けることが明らかとなった。

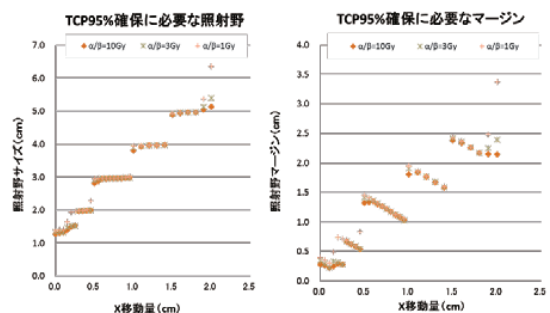


図3 70Gy/35fr、7wでのTCP95%確保に必要な照射野およびマーゼン (立方体)

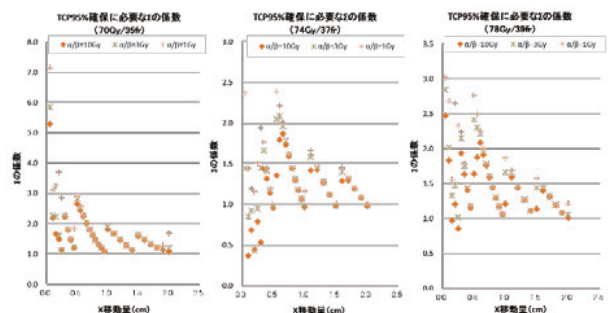


図4 移動量と最適マーゼン割合の関係 (立方体)

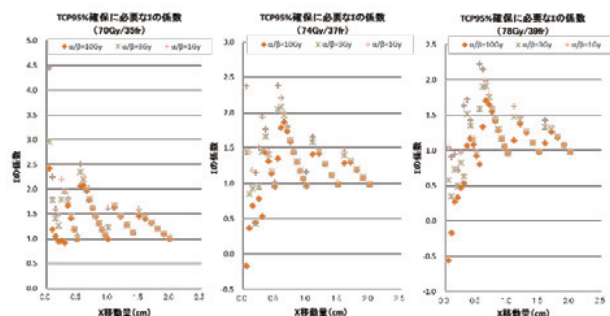


図5 移動量と最適マーゼン割合の関係 (球体)

【結語】Van Herkらの最適マーゼン式は、位置変位 (セットアップエラー) に依存することが知られるが、腫瘍の形状や大きさ、処方線量、照射野辺縁の線量勾配、生物学的効果など、複数の因子により、大きく異なる可能性が示唆された。今後はさらに回復効果に関するパラメータを考慮した場合のTCP、DVHへの影響や最適マーゼンとの関係性について検討する。



## 頭頸部治療において 枕の違いがセットアップ精度に与える影響について

○園田 泰章、山田 誠一、近藤 和人、山下 大輔、平田 祐希、中桐 正人、則包 真希、清川 文秋

倉敷中央病院 放射線センター

**【背景・目的】** 頭頸部領域の放射線治療は、PTV と OAR が近接しているため、正確で安全な治療を施行するには患者の固定が重要である。OAR への照射を抑えるために顎を上げた状態での固定になることが多く、その体位の維持のために枕が果たす役割は大きいと考える。本研究では枕の違いがセットアップ精度に与える影響について評価を行った。

**【方法】** 使用した治療装置は Clinac iX (Varian) で、患者固定には TypeS ヘッドネックショルダシステム (CIVCO) を使用した。固定用枕は MT-Silver 型枕 (CIVCO)、Moldcare (ALCARE)、Vac-Lok (CIVCO) の3種類を用いた (図1)。対象は当院で頭頸部治療を行った15名で、それぞれの枕での内訳は、MT-Silver (5名、68回の照合)、Moldcare (5名、116回の照合)、Vac-Lok (5名、167回の照合) であった。



図1 使用枕 (MT-Silver、Moldcare、Vac-Lok)

測定には、治療計画時の DRR 画像と照合用の OBI 側面像を使用した。2つの画像を重ね合わせ、第5頸椎に ROI を絞って Auto Match を行った状態での第2頸椎と下顎骨の位置ズレと角度の違いを図2のように測定し、下式をより求めた。

$$\Delta D_{C2} = D_{OBI, C2} - D_{DRR, C2} \text{ [mm]}$$

$$\Delta D_{mandible} = D_{OBI, mandible} - D_{DRR, mandible} \text{ [mm]}$$

$$\Delta A_{C2} = A_{OBI, C2} - A_{DRR, C2} \text{ [degree]}$$

$$\Delta A_{mandible} = A_{OBI, mandible} - A_{DRR, mandible} \text{ [degree]}$$

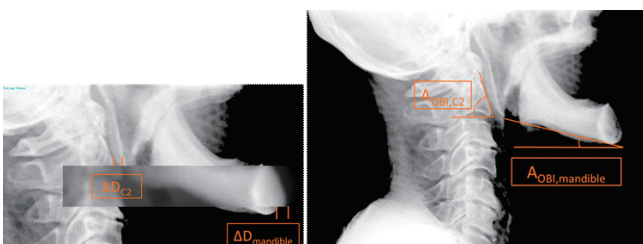


図2 位置ズレと角度の違いの測定法

有意差検定の方法には、Kruskal-wallis 検定と Steel-Dwass 検定を用いた。

**【結果】** 測定結果を図3, 4に示す。

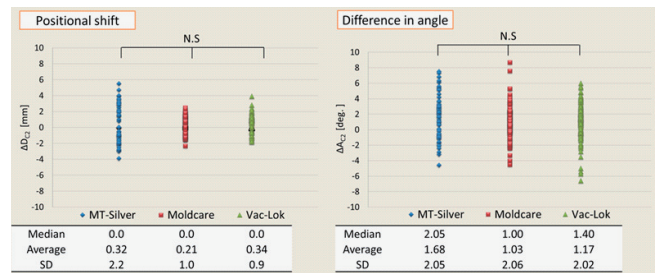


図3 第2頸椎の位置ズレと角度の違い

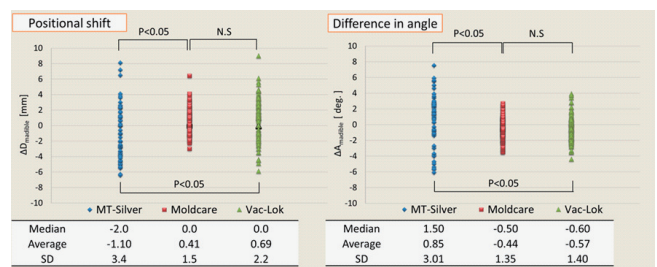


図4 下顎骨の位置ズレと角度の違い

図3, 4より、第2頸椎では3種類の枕による有意差は認めなかった。下顎骨では MT-Silver 型で有意差を認めた ( $P < 0.05$ )。また、いずれの測定においても MT-Silver 型で SD が大きい傾向となった。

**【考察】** MT-Silver 型は形状が決まっており、必ずしも患者の頸部の形と一致しない。一方、Moldcare と Vac-Lok は患者の頸部の形に合わせて作成することができ、固定範囲も広い。第2頸椎では枕間での有意差を認めなかったため、MT-Silver 型でもある程度の固定は可能であると思われるが、下顎骨に関しては、枕の特徴により有意差が認められたと考えられる。また MT-Silver 型で SD が大きいのも、その形状による影響と推測される。

今回は、患者の体型変化や、照合画像の分解能の差などに関しては考慮していないため、更なる検討が必要である。

**【結語】** 頭頸部治療では、Moldcare か Vac-Lok を使用することにより、頸部の位置、角度の再現性に優れた固定が可能である。