

○溝手 里花¹⁾、加茂前 健¹⁾、銅山 恒夫¹⁾、中山 真一¹⁾、門前 一^{2,1)}、坂本 隆吏¹⁾

1) 社会医療法人 鴻仁会 岡山中央病院、2) 京都大学大学院 医学研究科 放射線腫瘍学・画像応用治療学

【背景および目的】 高精度放射線治療において、高い線量精度を担保することが必須とされている。画像誘導放射線治療 (IGRT) の普及に伴い、従来のカーボンネット等を有した天板は画像重ね合わせ時の誤差因子となるため、フルカーボン天板の導入が進んでいる。当院に設置された三菱重工社製リニアック Vero4DRT には、フルカーボン天板である Imaging Couch Top (ICT) および頭頸部用の ICT Extend Frame が実装されており、それらを通る際の線量吸収が問題となる。つまり、天板による線量吸収によって、計画された線量と実際に照射される線量に差異が生じ、過少照射となることが予想される。本検討の目的は、天板の線量吸収特性を明らかとし、治療計画装置による線量吸収補正の精度を検証することである。

【方法】

- 1) 天板の線量吸収特性として、円柱型の水等価ファントムを用いてビーム入射角度毎の吸収率および補正係数 (Correction Factor) を算出した。
- 2) 実測を行った測定配置を BrainLab 社製治療計画装置 iPlan RT Ver. 4.5 上で再現し、仮想カウチモデリング機能の有無による吸収率を算出し、実測吸収率と治療計画装置で算出した吸収率より、両者の誤差を求めた。
- 3) 仮想カウチモデリングによる吸収補正を実施した前立腺症例 10 症例を対象として、電離箱線量計にて実測検証を行った。プラン移送込み時には検証用プランに対しても仮想カウチモデルを適応した (Fig.1)。

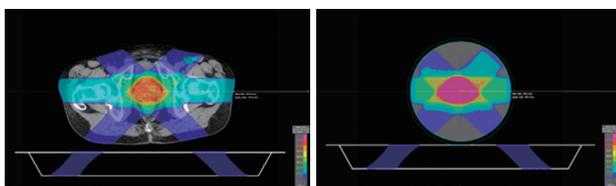


Fig.1 治療計画装置による仮想カウチモデリングによる線量吸収補正。(a) 臨床治療計画、(b) QA プラン

【結果】

- 1) ICT において平均 5.4% の線量吸収がみられた。Couch Edge である Gantry 角度 130 度で最大 7.0% の線量吸収が生じ、カウチ通過距離が長いほど吸収が大きくみられた。また、ICT Extend Frame においては最大 2.3%、平均 1.7% の線量吸収が生じ、線量吸収は ICT より低いが、Gantry 角度に依存した特性がみられた (Fig.2)。

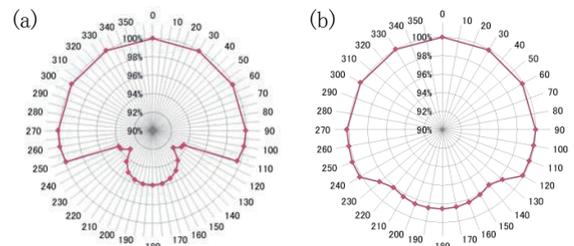


Fig.2 ICT (a) および Extend Frame (b) の補正係数

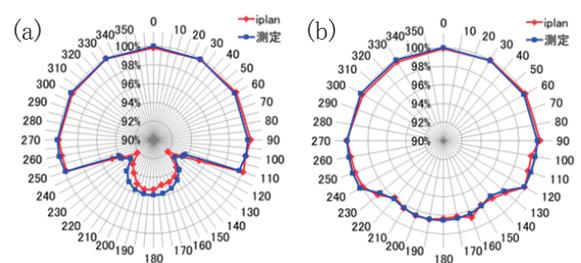


Fig.3 実測と治療計画装置による補正係数比較 (a) ICT、(b) ICT Extend Frame

- 2) 治療計画装置による吸収補正精度に関しては、ICT において、実測に比べ治療計画装置で吸収が大きく、平均 0.4% の過補正となり、Couch Edge で最大 1.8% の誤差となった。ICT Extend Frame では ICT に比べ誤差は小さく、0.5% 以下となった (Fig.3)。
- 3) 臨床治療計画の実測検証においては、ICT の吸収補正を行っている Field で他の Field と比べ 1% ほど治療計画装置の計算線量が小さく、過補正となった。

【考察】 入射角度に依存した吸収率特性があり、入射角度を考慮に入れた補正が必要である。治療計画装置の仮想カウチモデリング機能により線量吸収の誤差を 1% 以下に軽減可能であるが、カウチの形状や位置誤差の影響を受けやすい Couch Edge を通過する治療ビームの配置には注意を要する。臨床プランに対する QA の結果においても、基礎評価同様に治療計画装置の吸収補正は 1% 程度の過補正となった。

【結語】 ICT において最大 7.0%、ICT Extend Frame では最大 2.3% の線量吸収があり、治療ビームがカウチ天板に干渉するケースではその吸収補正は必須といえる。吸収補正法として治療計画装置による仮想カウチモデリング機能の有用性が示され、高い線量精度を担保した臨床適応が可能であることが示唆された。

6MV における異なる MLC 形状による MLC-transmission 及び Tongue-and-Groove 効果の検討

○安藤 康晴¹⁾、田邊 悦章²⁾、中本 雅也¹⁾、永田 弘典²⁾、河合 信太郎³⁾、楨元 剛祐¹⁾、川崎 育宏¹⁾

1) 広島市立安佐市民病院、2) 国立関門医療センター、3) 広島大学

【背景】 各種装置によって MLC の形状が異なり、Tongue-and-groove 効果 (以下 TG 効果) 及び MLC-transmission (以下 MLCtr) 発生の違いがある。これらは、治療計画に影響を及ぼす因子であり、特に TG 効果においては RTPs に反映されていない。これらの因子による線量の増減の割合及び範囲を把握することは治療計画及び検証を行う上で重要である。

【目的】 本研究では、異なる MLC 形状による TG 効果及び MLCtr を比較することで MLC 形状がもたらす線量減少と漏洩を測定し治療計画及び検証への影響を把握し、先行研究である Tacke MB, et al. (2008) の比較検討を行うものとする。

【方法】 160MLC 及び OPTIFOCUSTM (Siemens)、MillenniumMLC-120 (Varian) にて意図的に TG 効果を 2 種類の Static-MLC-Field にて形成し Gafchromic Film に照射後、相対評価した。次に、TG 効果の領域に対して MicroChamber で直行する方向に 1 mm 間隔で 10 mm の幅を測定した。Leaf-end-transmission は、GafchromicFilm を用いて両端 3 mm 間隔にて MLC を開閉し相対評価を行った。また inter-leaf-transmission、intra-leaf-transmission とともに MicroChamber にて X1、X2 とともに 1 mm ずつ MLC を開閉させ平均の値を Open 照射時の線量で徐算した。

【結果】 TG 効果において 160MLC、OPTIFOCUSTM MillenniumMLC-120 の順に低線量域の割合が高い結果であった (Figure 1、2)。これは Tacke MB, et al. (2008) と相違があった。

160MLC では、TG 効果の生じる可能性のある計画は修正するか synchronizing leaf sequence 等のセグ

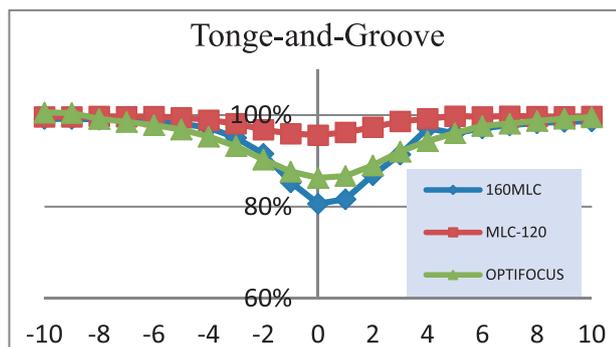


Figure 1 Tongue-and-Groove 効果 (Micro 線量計)

Tongue & Groove “中心軸”正規化

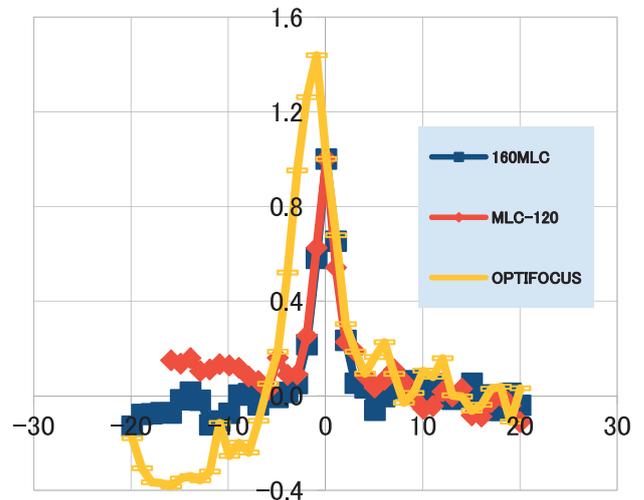


Figure 2 Tongue-and-Groove 効果 (DD-System)

メンテーションアルゴリズムを使用し回避する必要がある。Leaf-End-Transmission 以下 (LET_r) おいて、OPTIFOCUSTM より 160MLC の割合が幅、線量ともに大きくなった。160MLC は、Offset 値の設定及び RTPs による Y-jaw フィッティングにより LET_r の臨床における影響はごくわずかであると考えられる。今結果では、LET_r の値は、Tacke MB, et al. (2008) の結果より低いものとなった。160MLC における intra-leaf 及び inter-leaf-transmission において Tacke MB, et al. (2008) の結果と異なり intraleaf 及び inter-leaf-transmission 間の差はなかった。160MLC は、OPTIFOCUSTM より Leakage の影響は、ごくわずかであると考えられる。

今研究では、先行研究である Tacke MB, et al. (2008) の結果と必ずしも一致しないという結果となった。

【参考文献】

- 1) 遠山尚紀他 『詳細 強度放射線治療』 2010.11.15. 中外医学社出版
- 2) Tacke MB, Nill S, Häring P, Oelfke U. 『6 MV dosimetric characterization of the 160 MLC, the new Siemens multileaf collimator.』 Med Phys. 2008 May; 35 (5) :1634-42.

○井俣 真一郎^{1,2)}、青山 英樹¹⁾、笈田 将皇²⁾、松浦 龍太郎¹⁾、赤木 憲明¹⁾、杉原 誠治¹⁾、藤井 俊輔¹⁾、三浦 勇人¹⁾、田原 誠司¹⁾、稲村 圭司¹⁾

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】放射線治療計画における体内線量分布は、CT 装置を利用し、CT 値と電子密度の変換曲線によって体内物質の電子密度に関する情報を取得する必要がある。近年、開発された Dual Energy CT (以下、DECT) は、線質硬化等による問題を低減可能であり、物質の電子密度を精度良く測定することが期待できる。そこで、本研究は、Web Database のアルゴリズムを利用して、DECT から再構成される仮想単色 X 線画像における Monochromatic CT 値 (以下、MCT 値) の精度確認を試みた。また、異なる 2 機種 of DECT から MCT 値 - 電子密度変換曲線を作成し、従来の変換曲線との比較を行い放射線治療計画導入の可能性に関して検討を行ったものである。

【使用機器】使用した DECT 装置は、SOMATOM Definition Flash (Siemens 社製)、Discovery 750HD (GE 社製) である。また、ファントムは、RMI467 S/N 802428-1413、RMI457 (GAMMEX 社製)、治療計画装置は、XiO ver 4.62.06 (ELEKTA software 社製)、線量分布の解析ソフトウェアは、Omni Pro I'mRT (IBA Dosimetry 社製) を使用した。

【方法】はじめに、RMI467 に付属している 16 種類の物質の元素組成比を Web Database である NIST XCOM へ入力し、40~140 keV の 10 keV 毎における各物質の質量減弱係数を求め、計算から MCT 値 (基準値) を算出し、実測値との比較を行い MCT 値の精度検証を実施した¹⁾。次に、各 CT 装置から、RMI467 の従来の単一管電圧 (120 kV) で撮影を行った Single Energy CT (以下、SECT) 画像と DECT (SOMATOM Definition Flash : 100/140 kV, Discovery 750HD : 80/140 kV) から再構成される仮想単色 X 線画像 (40~140 keV : 10 keV ごと) を取得した。得られた SECT 画像 (基準) と仮想単色 X 線画像から MCT 値 - 電子密度変換曲線を作成し、比較を行った。最後に、水等価に限定して、SECT 画像と仮想単色 X 線画像における線量分布の比較を行った。条件は、エネルギー : 4, 10 MV、照射野 : 5 × 5, 10 × 10, 15 × 15 cm²、照射方法 : 前方 1 門、アルゴリズム : Superposition である。解析方法は、 γ 解析 (DD :

1 %, DTA : 1 mm) で評価した。

【結果】各装置における Monochromatic CT 値の計算値と測定値の差は、80 keV 以上の実効エネルギーにおいて、物質の密度に依存せず SOMATOM Definition Flash : ± 30 HU、Discovery 750HD : -100 ~ + 30 HU であった。70 keV 以下の実効エネルギーでは、高密度物質 (1.144 ~ 1.823 g/cm³) において計算値と測定値が乖離した。基準とした SECT の変換曲線は、70 ~ 90 keV の変換曲線に近接した。また、仮想単色 X 線画像の線量分布検証は、基準とした SECT 画像の線量分布と概ね一致した。

【考察】シミュレーションに使用したファントム RMI467 の各物質の元素組成比は、製造過程において一律に定められた値であり、各物質固有の組成比ではないため、撮影に使用した物質の組成比と異なっている可能性がある。また、計算から算出した MCT 値は、質量減弱係数の算出過程が明確ではないが、先行研究等で幅広く用いられているため、本手法を用いて検討を行った。2 機種間で MCT 値の精度に差が生じた原因は、各装置において撮影管電圧の組み合わせ、管電流、スライス厚、ヘリカルピッチ、再構成方法等の撮影条件が異なるため、検討を行う必要がある。また、今後は仮想単色 X 線画像の画質評価 (SNR や CNR 等) や臨床画像を用いて線量分布検証を行うことも検討課題となる。

【結語】MCT 値 - 電子密度変換曲線は、SECT の変換曲線と一致した。したがって、2 機種 of DECT は、限定した条件内で放射線治療計画に利用可能である。

【参考文献】

- 1) M M. Goodsitt, E G. Christodoulou, S C. Larson
Accuracies of the synthesized monochromatic CT numbers and effective atomic numbers obtained with a rapid kVp switching dual energy CT Scanner Med Phys 2011;38 (4): 2222-2232

子宮頸癌腔内照射における照射時間独立検証システムの構築について

○坂本 博昭、平野 修司
鳥取市立病院 中央放射線部

【背景】

- 近年、早期の子宮頸癌の治療オプションとして放射線療法の果たす役割が高まりつつある。
- 子宮頸癌における根治的放射線治療には腔内照射が必須であるが、腔内照射では外照射で行われているプラン毎のQA (MU 検証) は外照射ほど一般化していない。

【目的】

- 子宮頸癌腔内照射における Manchester 法に準じた標準的治療を施行するにあたり、照射前のプランの検証方法を2パターン構築し、臨床症例において適用し、その結果と有用性について報告する。

【方法】

• 検証方法1

オボイド間隔：2 cm～5 cm (1 cm 間隔で設定) タンデム長：4 cm～8 cm (1 cm 間隔で設定) に対しオボイド S (2 cm φ)、オボイド M (2.5 cm φ) のオボイドサイズ毎に Manchester 法に準じた治療計画を立案し計画装置で算出された照射時間 (T_{RTP}) と、同プランの V_{100} (処方線量で囲まれた体積) の関係式を作成し、任意の V_{100} から予測照射時間 (T_{CAL1}) を求める。

• 検証方法2

方法1と同条件において、オボイドサイズ毎にオボイド間隔とタンデム長を変数とした回帰式を作成し予測照射時間 (T_{CAL2}) を求める。臨床の患者2名のデータを用い2パターンの検証方法について検討する。

【結果】 Fig1、2に検証方法1の検討結果を示す。得られた T_{CAL1} は T_{RTP} と $\pm 2\%$ 以内の精度で一致していた。Table1、2に検証方法2の検討結果を示す。得られた T_{CAL1} は T_{RTP} と $\pm 1\%$ 以内の精度で一致していた。

実臨床で RALS を実施した2症例で検討した。

Table3に症例1の検証結果を示す。本症例は1回目の照射時に左右のオボイド線源の停留位置が本来より5 mm アプリケータの先端側に留置した症例である。検証方法1ではその誤りを指摘できないが、検証方法2では鋭敏に指摘出来ている。また症例1を本来の線源停止位置にて再計算したら他と同様の誤差となった。

Table4に症例2の検証結果を示す。本症例は4回目の照射時にタンデムアプリケータに対し左右のオボイド線源開度が若干異なっていた症例である。症例1同様、検証方法1ではその誤りを指

摘できないが、検証方法2では鋭敏に指摘出来ている。また本症例をオボイドの開度を整えて再計算したら他と同様の誤差となった。

【考察】 計画装置で算出された照射時間 (T_{RTP}) は、検証方法1から求めた予想照射時間 (T_{CAL1}) に比べ1～2%ほど低値であった。検証方法1では、概ね安定した結果を得られるも指摘できる項目としては、計算精度・計画時のアプリケータの選択状況程度であると考えられる。 V_{100} を比較することで、計画の不備 (一貫性) を指摘することは可能だが、1回目の照射では困難であった。計画装置で算出された照射時間 (T_{RTP}) は、検証方法2から求めた予想照射時間 (T_{CAL2}) に比べ、概ね1～2%ほど低値であった。検証方法2では、線源の停留位置の配置ミス、アプリケータ留置の不備を鋭敏に指摘できることが示唆された。

【まとめ】 Dasらは、HDR Brachytherapy の合理的・正確・簡便な独立検証方法を提案し、Nuclea Regulatory Commission では Brachytherapy において20%以上の線量の乖離を報告すべき medical event と定義していると紹介し、自身の独立検証方法の閾値を10%とした。

今回構築した方法は、治療前の限られた時間で計画の妥当性・正確性を検証できるものと考えられる。

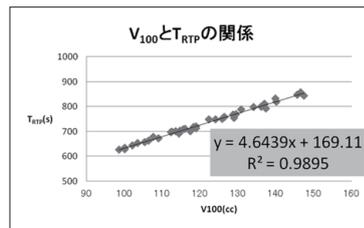


Fig 1

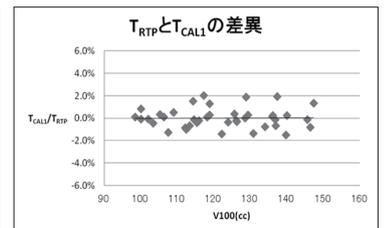


Fig 2

	タンデム長					
	4 cm	5 cm	6 cm	7 cm	8 cm	
オボイド間隔	2 cm	-0.08%	0.30%	-0.42%	0.26%	-0.06%
	3 cm	-0.04%	0.17%	-0.24%	0.15%	-0.03%
	4 cm	-0.03%	0.11%	-0.16%	0.10%	-0.02%
	5 cm	-0.06%	0.13%	-0.32%	0.20%	-0.05%

Table 1 オボイド S における T_{RTP} と T_{CAL2} の差異

	タンデム長					
	4 cm	5 cm	6 cm	7 cm	8 cm	
オボイド間隔	2 cm	-0.08%	0.30%	-0.42%	0.26%	-0.06%
	3 cm	-0.04%	0.17%	-0.24%	0.15%	-0.03%
	4 cm	-0.03%	0.11%	-0.16%	0.10%	-0.02%
	5 cm	-0.06%	0.13%	-0.32%	0.20%	-0.05%

Table 2 オボイド M における T_{RTP} と T_{CAL2} の差異

	1Fx	1Fx修正	2Fx	3Fx	4Fx
V_{100}	104.3cc	112.8cc	114.4cc	113.6cc	116.5cc
Error1 (T_{RTP}/T_{CAL1})	-0.06%	0.22%	-0.25%	-1.10%	-1.55%
オボイド間隔	3.47 cm	3.47 cm	3.44 cm	3.20 cm	3.18 cm
タンデム長	5.01 cm	5.01 cm	5.03 cm	5.00 cm	5.11 cm
Error2 (T_{RTP}/T_{CAL2})	-7.85%	-1.94%	-1.49%	-2.08%	-1.10%

Table 3 症例1の解析結果

	1Fx	2Fx	3Fx	4Fx	4Fx修正
V_{100}	134.4 cc	136.0 cc	127.6 cc	122.6 cc	129.6 cc
Error1 (T_{RTP}/T_{CAL1})	-0.54%	-1.14%	-1.80%	-0.74%	-1.37%
オボイド間隔	3.88 cm	3.79 cm	3.51 cm	3.86 cm	3.86 cm
タンデム長	7.02 cm	7.05 cm	6.19 cm	6.03 cm	6.03 cm
Error2 (T_{RTP}/T_{CAL2})	-1.83%	-1.58%	-1.60%	-2.90%	-0.73%

Table 4 症例2の解析結果