

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）

強度変調回転照射法(IMAT)における部位別許容値の決定および問題点の把握、解消

上間 達也 がん研有明病院 放射線治療部 診療放射線技師

【研究要旨】

線量集中性の向上および治療時間の短縮化が期待される強度変調回転照射（Intensity Modulated Arc Therapy, IMAT）は今後広く普及することが予想される。IMAT は多分割コリメータ（Multi-Leaf Collimator, MLC）を高速で制御すると同時に架台を回転させることで不均一な線量分布を作成する。そのため、線量検証は電離箱線量計を用いた実測が主となっている。しかし、それには多大な時間と労力を費やしている現状がある。そこで今回我々は、より効率的な手法である、コンピュータを用いた IMAT 独立線量計算の実行可能性について検討を行った。

【研究協力者および所属施設】

高橋 良 がん研有明病院 放射線治療部
馬場 大海 国立がん研究センター東病院 放射線治療科
山下 幹子 神戸市立医療センター中央市民病院 放射線技術部
菅原 康晴 国立国際医療研究センター 放射線診療部
佐藤 洋輔 がん研有明病院 放射線治療部
橋 英伸 国立がん研究センター東病院 粒子線医学開発分野

【背景】

- ・ 治療時間の短縮化が期待される IMAT は、今後広く普及されることが予想される
- ・ 現状、IMAT における評価点線量検証は、電離箱線量計による実測が主であるが、それには時間と労力を必要とする
- ・ より簡便な手法にコンピュータによる独立線量計算検証（Independent dose verification system: Indp）があるが、IMAT に関する報告は少ない。

【目的】

- ・ 放射線治療計画装置(Radiation Treatment Planning System: RTPS)で計画された臨床プランの評価点線量と Indp 計算値との比較を行い、Indp の SecondaryCheck としての可能性を検討する
- ・ 評価点線量検証における実測線量と Indp 計算値との比較を行い、コンピュータを用いた IMAT 独立線量計算検証の可能性を検討する。

【方法】

今回、独立線量計算検証に使用したソフト (Simple MU Analysis ver.1.1.9:Triangle Products 社製) は、CT 画像を利用し、線量評価点までの水等価深を計算する。また、RTPS のプラン情報から MLC の形状を認識することで等価照射野を求め、Clarkson 法を基にした線量計算を行う。IMAT においてはこれを各セグメントで実施し、評価点の線量を得る。今回、国内 4 施設において計画された頭頸部 86 症例および前立腺 34 症例の IMAT プラン計 120 症例を対象とした。これらの計画には Eclipse Ver.10.0 (Varian Medical Systems 社製)、Pinnacle³ (日立メディコ社製) を使用した。検討した項目を以下に記す。

1. 臨床プランの評価点線量と Indp 計算値の比較

臨床プランにおいて、前立腺では計画標的体積 (Planning target volume:PTV) の中心、頭頸部では PTV 内高線量域の評価点線量と、患者 CT 画像を用いて解析を行った Indp 計算値との比較を行った。その際、Indp 計算値を基準とした誤差 $\delta_{Clinical,Indp}$ を (1) 式より求めた。

$$\delta_{Clinical,Indp} = \frac{D_{Clinical} - D_{Indp}}{D_{Indp}} \cdot 100[\%] \quad (1)$$

2. 実測線量と Indp 計算値の比較

1. で使用した患者を対象とし、前立腺は PTV 中心、頭頸部では PTV 内高線量域および危険臓器 (Organ at risk : OAR) を含む低線量域において、電離箱線量計を用いた実測線量と Indp 計算値との比較を行った。実測には 0.6cc ファーマ型電離箱 (PTW 社製)、0.13cc CC13 (IBA Dosimetry 社製) を用いた。Indp の解析には線量検証用ファントム CT 画像を用いた。

評価点を線量計中心の位置とし、実測値を基準とした誤差 $\delta_{Indp,meas}$ を (2) 式より求めた。

$$\delta_{Indp,Meas} = \frac{D_{Indp} - D_{Meas}}{D_{Meas}} \cdot 100[\%] \quad (2)$$

また、従来の実測による線量検証法と本法との比較を行うため、以下の項目を求めた。従来法の検証誤差は RTPS と実測のそれぞれで得られた吸収線量の誤差 $\delta_{Plan,meas}$ であり、(3) 式で求められる。さらに、RTPS と Indp の検証誤差 $\delta_{Plan,Indp}$ を (4) 式から求めた。

$$\delta_{Plan,Meas} = \frac{D_{Plan} - D_{Meas}}{D_{Meas}} \cdot 100[\%] \quad (3)$$

$$\delta_{Plan,Indp} = \frac{D_{Plan} - D_{Indp}}{D_{Indp}} \cdot 100[\%] \quad (4)$$

実測と Indp を基準とし、それぞれを RTPS と比較することで、Indp の独立線量計算検証の可能性を検討した。

【結果】

1. 臨床プランの評価点線量と Indp 計算値の比較

臨床プランの評価点線量と Indp 計算値との誤差 (平均値 \pm 1SD) は、前立腺、頭頸部でそれぞれ $-0.8\pm 2.4\%$ 、 $-1.3\pm 3.8\%$ であった。前立腺においては、系統誤差、標準偏差ともに小さい結果となったが、頭頸部では誤差がバラついた。Fig.1、Fig.2 に各部位の施設別の結果を示す。両部位において、各施設の誤差の傾向に大きな違いはなかった。

2. 実測線量と Indp 計算値の比較

電離箱線量計を用いて測定した実測線量と Indp 計算値との誤差 (平均 \pm 1SD) は、前立腺で $-0.8\pm 1.6\%$ であった。また、頭頸部の PTV 内高線量域では $0.1\pm 4.6\%$ 、低線量域においては $-4.8\pm 8.0\%$ となった。Fig.3、Fig.4 に各部位の施設別の結果を示す。前立腺では、実測線量と

Indp 計算値との比較において誤差は小さかった。頭頸部の PTV 内高線量域では系統誤差は小さいものの、標準偏差が大きく誤差にバラつきが見られた。

また、従来の検証法の結果の比較を Table.1 に示す。前立腺において Indp の検証結果は従来法よりも系統誤差が小さくなった。また、頭頸部では Indp の検証結果のバラつきが大きいものとなった。

【考察】

結果 1 および 2 から Indp 計算値の傾向は、計算に患者 CT 画像（不均質物質）を用いた場合と検証用ファントム CT 画像（均質物質）を用いたそれぞれにおいて、大きな差異がみられず系統誤差も小さいことを示した。CT 画像から水等価深を算出する Indp の計算方法は、前立腺（骨盤領域）や頭頸部などの不均質を多く含む部位の検証において有効であることを示し、SecondaryCheck としての有用性が示唆される。

実測線量と Indp の比較において、前立腺では系統誤差および標準偏差が小さかった。さらに従来の検証法との比較においては、系統誤差は本法の方が小さく、さらに誤差のバラつきに関しても同等の結果が得られている。前立腺は、Indp による検証が従来の実測検証法と比較して遜色ない結果を示している。

また、頭頸部では臨床プランを用いた際の誤差のバラつきが大きい傾向となった。これは、検証用ファントム CT を用いて解析された実測線量との比較においても同様の結果である。頭頸部で誤差がバラついた要因の一つに、照射野形状の複雑さが挙げられる。誤差が大きかった症例に関し、Indp 上で線量評価点の位置を

2.5mm 動かした際の RTPS に対する Indp 計算値の誤差変化を Table.2 に示す。左右、上下方向に評価点を動かした場合、Indp 計算値の変化はほとんど無いが、頭尾方向では大きく変化する。また、それぞれ数例の前立腺および頭頸部症例において、評価点を頭方向に 2.5mm 動かした際の線量のバラつき（1SD）を検討した結果、前立腺は 2.0cGy だったのに対し頭頸部では 4.0cGy だった。Indp の照射野形状の取得は、各 MLC の中央を直線で繋ぐ方法である。しかし、Fig.5 に示すように RTPS 上では線量評価点が照射野内であるが、Indp では照射野外として計算されてしまうセグメントが存在すると考える。

また、各セグメントにおいて線量評価点が MLC の下に位置する場合、RTPS では照射野端から評価点までの距離に応じた、MLC からの漏れ線量が計上される。しかし Clarkson 法を基にした線量計算を行う Indp では、照射野端から評価点までの距離に関わらず、計上される線量は RTPS に比べ低線量のみとなる。これらが複雑な照射野形状の頭頸部において Indp 計算値のバラつきを生じさせ、さらに評価点が MLC の下に位置するセグメントを多く含む低線量域において、Indp 計算値に負の系統誤差を生じさせた要因であると考えられる。

今回の検討で、前立腺では Indp 計算値と実測線量との一致、および従来の検証法との比較においても遜色ない結果が得られた。一方、頭頸部では誤差のバラつきが大きくなる結果となったが、照射野形状の取得法や、線量評価点が MLC 下に位置する際の計算方法を見直すことで、改善する可能性があると考えられる。

【結論】

IMATにおけるコンピュータを用いた独立線量計算検証の可能性を検討した。臨床プランの評価点線量および実測線量を Indp 計算値と比較した結果、前立腺では良い一致を示した。頭頸部では、誤差のバラつきが大きくなる結果となったが、照射野形状の取得法や評価点がMLC下に位置する際の計算方法を改善することで、IMAT独立線量計算検証の可能性が示された。

【参考文献】

¹日本医学物理学会“強度変調放射線治療の線量検証法”,日本医学物理学会出版,Vol.30 Sup.No.6(2008)

【研究発表】

上間達也、高橋良、馬場大海、山下幹子、菅原康晴、佐藤洋輔、橘英伸、”IMAT独立線量計算検証の可能性について”,日本放射線腫瘍学会第27回学術大会(横浜市),2014年12月

【知的財産権の出願・登録状況】

(予定を含む)

1. 特許取得

なし

2. 実用新案登録

なし

3. その他

なし

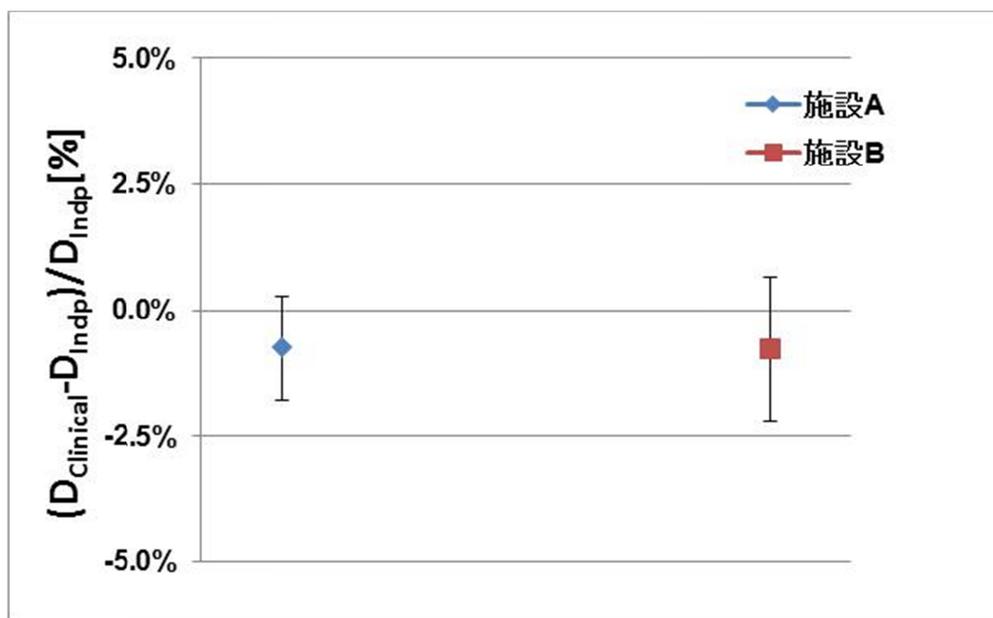


Fig.1 施設別 臨床プランの評価点線量と Indp 計算値の誤差 (前立腺)

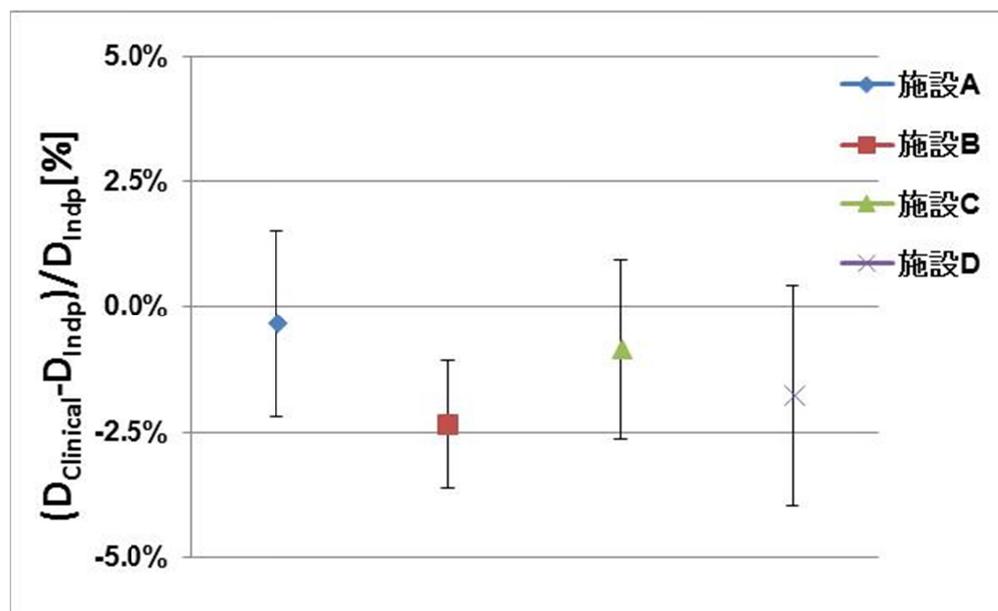


Fig.2 施設別 臨床プランの評価点線量と Indp 計算値の誤差 (頭頸部)

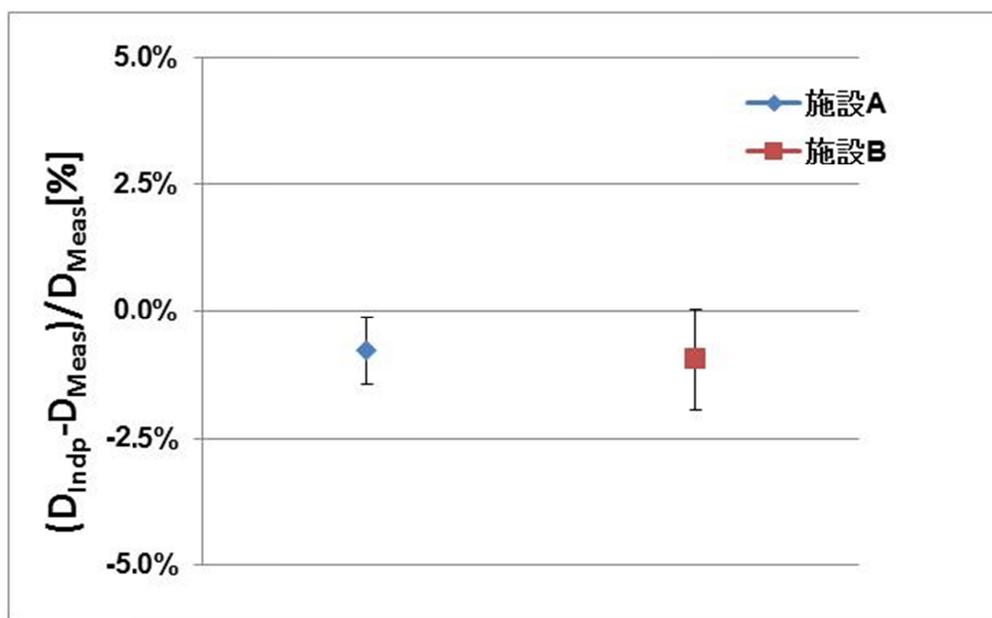


Fig.3 施設別 実測線量と Indp 計算値の誤差 (前立線)

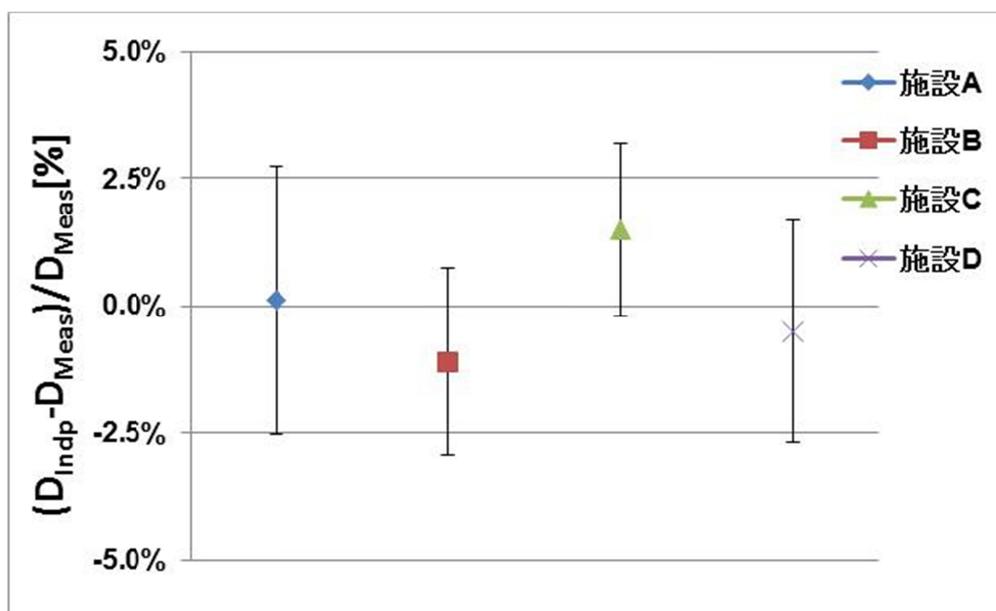


Fig.4 施設別 実測線量と Indp 計算値の誤差 (頭頸部 高線量域)

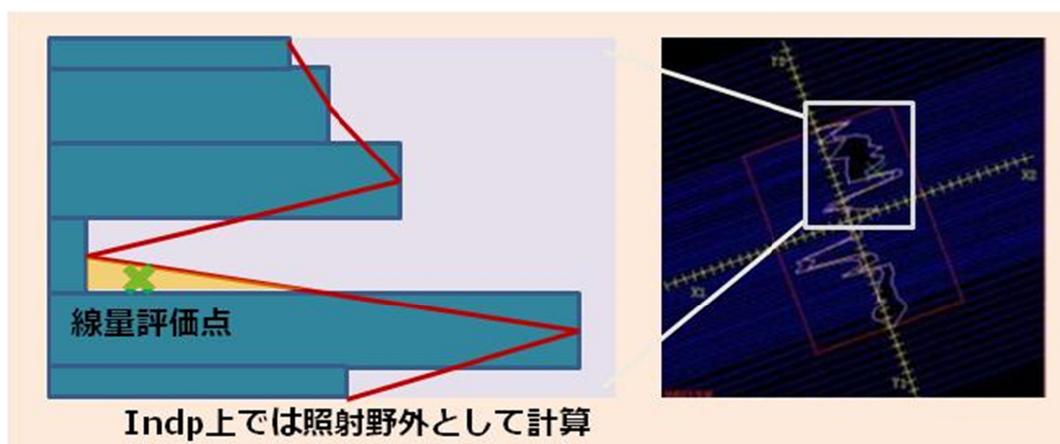


Fig.5 RTPS と Indp の線量評価点の認識違い

Table.1 Indp と実測による検証法の比較

		前立腺 (平均±1SD)	頭頸部 (平均±1SD)
$\delta_{plan,Indp}$ [%]	本法	-0.5±1.3	0.9±4.2
$\delta_{plan,Meas}$ [%]	従来法	-1.3±1.2	0.8±1.6

Table.2 線量評価点の位置と RTPS に対する Indp 計算値の誤差の変化

		誤差 [%]
中心		19.0
X 方向	左	19.3
	右	17.9
Y 方向	上	19.1
	下	17.8
Z 方向	頭	10.6
	足	8.5