

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

²Robin L Stern、Robert Heaton、Martin W.Fraser、S. Murty Goddu、Thomas .Kirby、Kwok Leung Lam、Andrea Molineu and Timonthy 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 不均質ファントムを使用した際の実測線量とRTPS線量の相違

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 不均質ファントムを使用した際のRTPS線量とSMU線量の相違

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 不均質ファントムを使用した際の実測線量とSMU線量の相違

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

	アルゴリズム		
	AAA	PBC	AC
全門評価	7.72±6.02	4.69±3.85	5.32±3.25

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

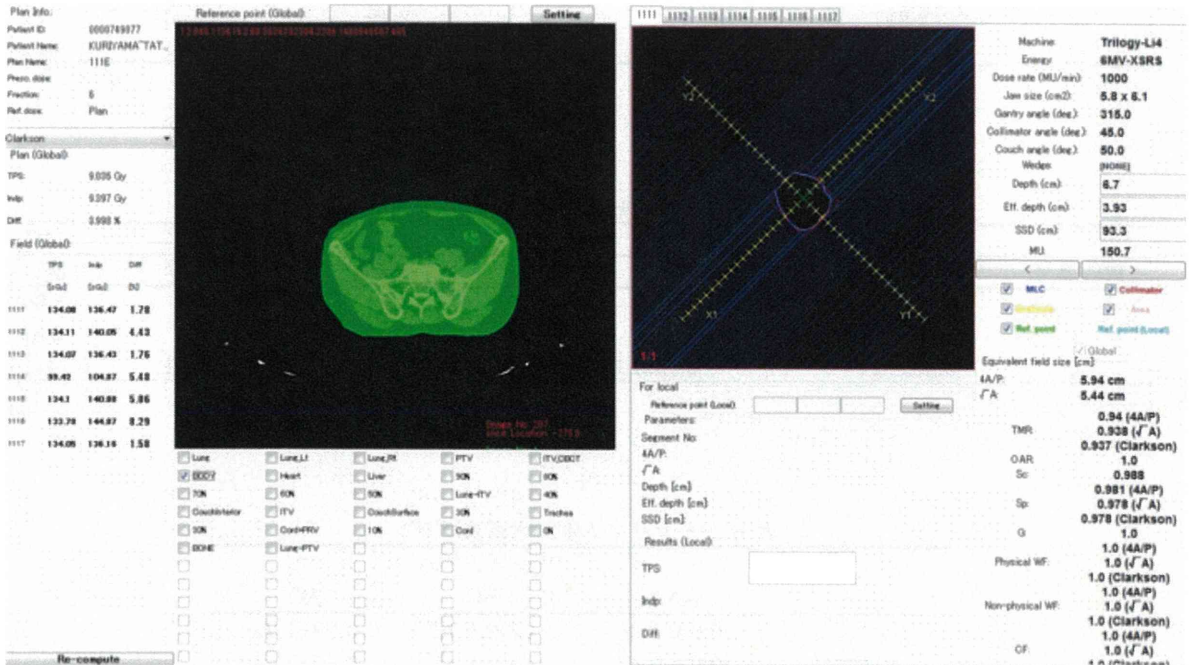


図.3 SMU の外観

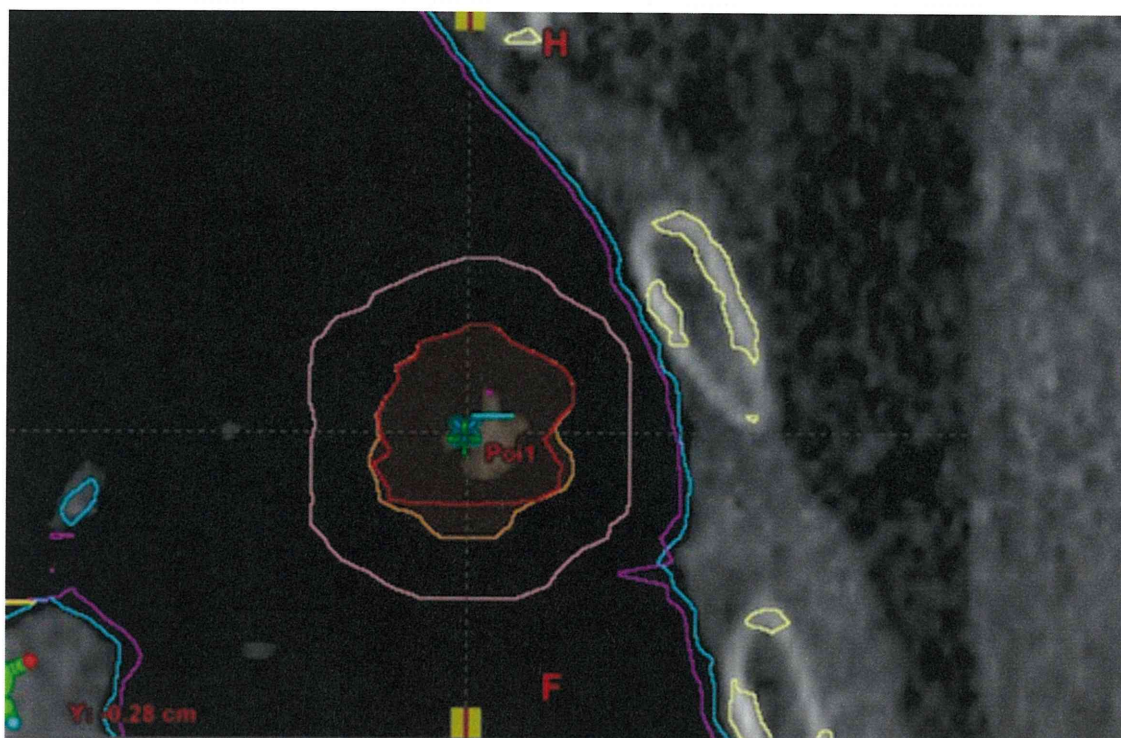


図.4 PBC を使用した際に AL 値を超えた症例

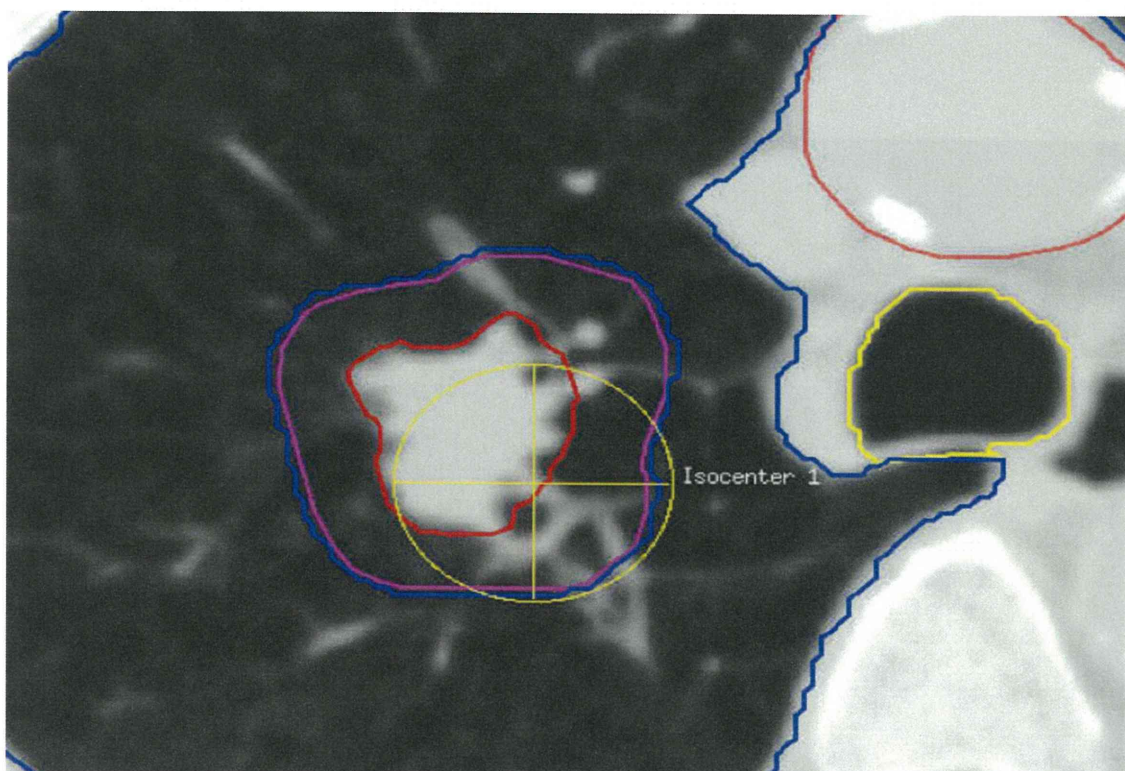


図.5 AC を使用した際に AL 値を超えた症例

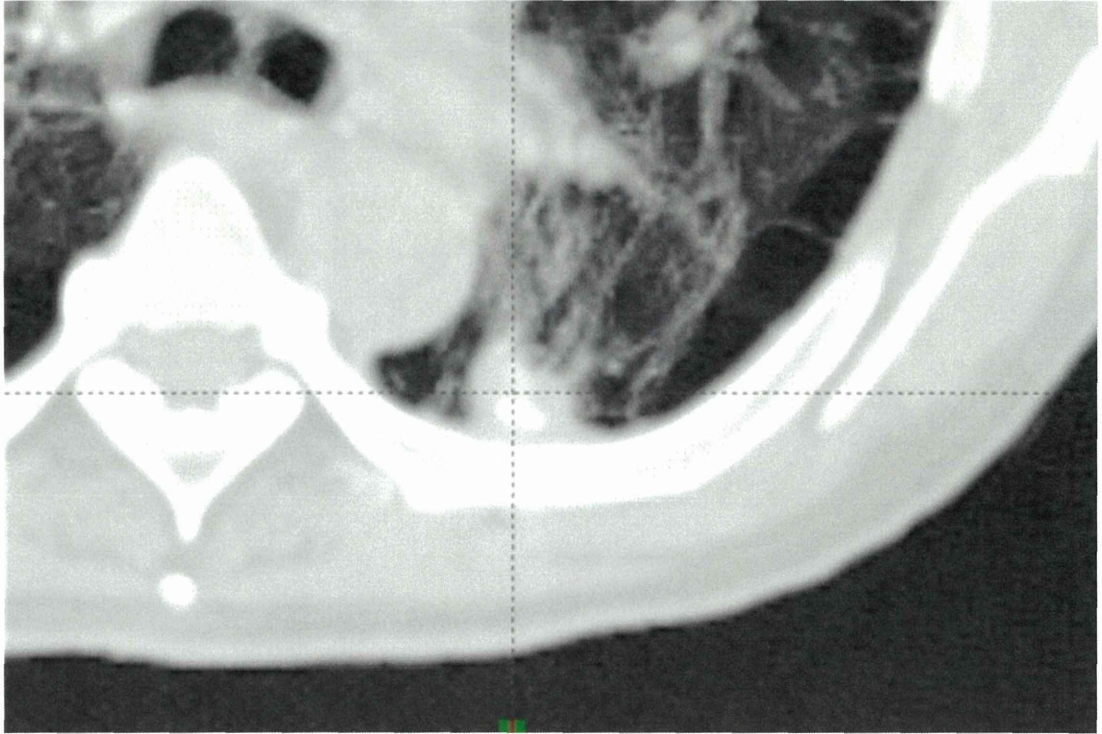


図.6 AAA を使用した際に AL の下限値を超えた症例

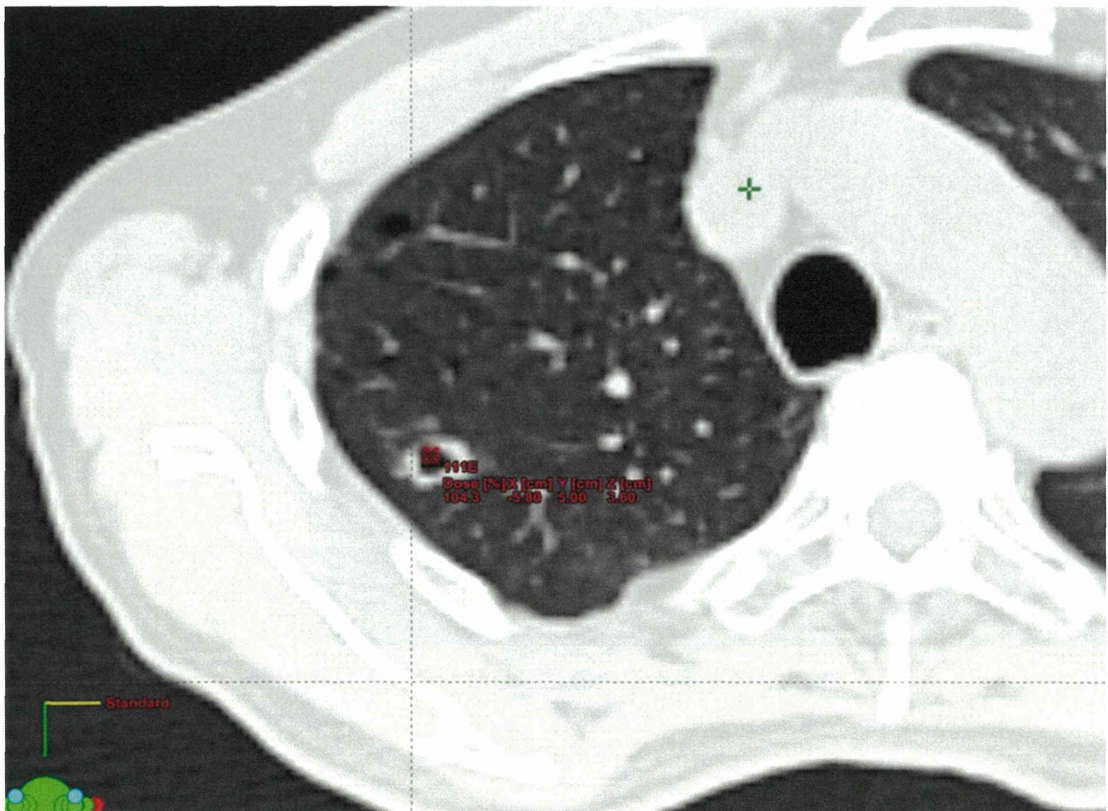


図.7 AAA を使用した際に AL の上限値を超えた症例

AAAのSBRT Planの線量独立検証

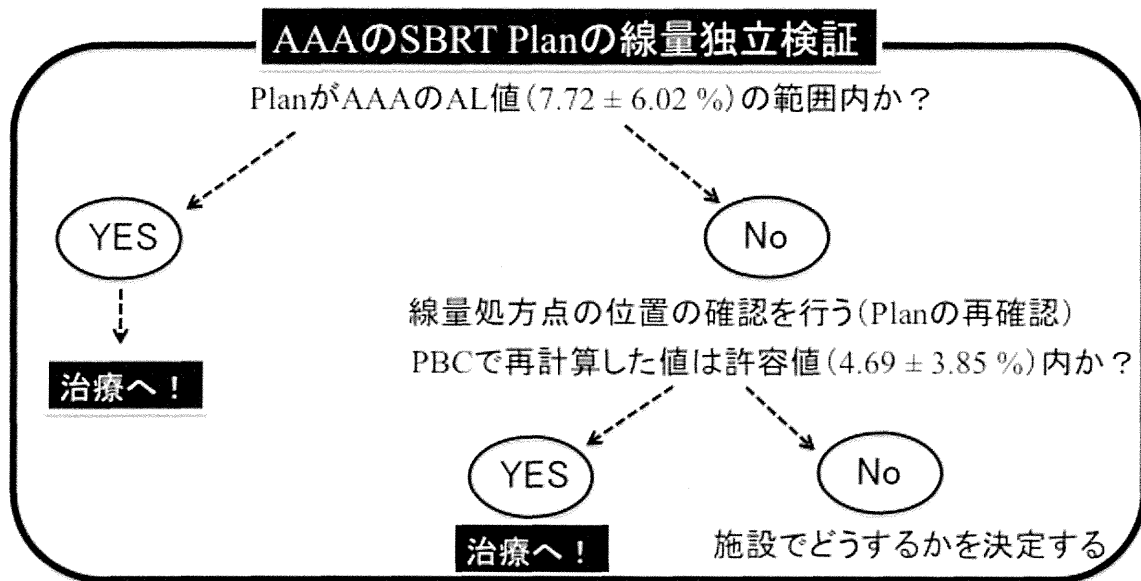


図.8 AAA を使用した際に AL を超えた症例に対する実臨床での運用法

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

馬場大海 独立行政法人国立がん研究センター東病院放射線治療科 診療放射線技師

【研究要旨】

現在の放射線治療における独立計算検証の有効性に関しては 2011 年にアメリカ医学物理学会（American Association of Physics Medicine、AAPM）のタスクグループ 114（TG-114）によって報告されている。AAPM TG114 はコンベンショナルな照射についてのみ記載されており、IMRT には対応していない。そこで本研究では IMRT に対してコンピュータを用いた独立計算検証を多施設にて実施し、IMRT における独立計算検証の精度と実行可能性について検討した。その結果、7 施設 384 例における独立計算の計算値と治療計画の計算値との差異 $\pm 1SD$ は $-2.1 \pm 1.9\%$ （前立腺）、 $-3.0 \pm 3.7\%$ （頭頸部）であった。一方、独立計算の計算値と電離箱測定値との差異 $\pm 1SD$ は、 $-2.3 \pm 1.9\%$ （前立腺）、 $-5.6 \pm 3.6\%$ （頭頸部）であった。部位によらず独立計算の計算値は治療計画の計算値、実測値に比べて低いという結果になった。また、前立腺に比べて頭頸部の偏差が大きく、誤差がばらついた。

Step and shoot (S&S)方式（1 施設）と Sliding window (SW)方式（6 施設）の比較した結果、S&S 方式と SW 方式の間には有意差が認められた ($p=0.000$, $p < 0.05$)。S&S 方式に比べて SW 方式の線量誤差は、よりマイナスになる傾向にあり、これは前立腺に比べて頭頸部でより顕著であった。全施設にて独立計算値は治療計画装置（TPS）計算値、実測値に対して系統的な誤差を示したが、セグメント照射野作成方法の違いで誤差が大きくなるため、独立計算アルゴリズムの改善により許容値設定が可能と考える。

【研究協力者および所属施設】

研究者名 1 橘英伸	所属施設 1 国立がん研究センター東病院
研究者名 2 上間達也	所属施設 2 がん研究会有明病院
研究者名 3 高橋良	所属施設 2 がん研究会有明病院
研究者名 4 河合大輔	所属施設 3 神奈川県立がんセンター
研究者名 5 菅原康晴	所属施設 4 国際医療研究センター
研究者名 6 山本鋭二郎	所属施設 5 大手前病院
研究者名 7 佐藤礼	所属施設 6 板橋中央総合病院
研究者名 8 山下幹子	所属施設 7 神戸市立医療センター中央病院

【背景】

- ・ 現在の放射線治療において、治療計画システム (TPS) とは別系統で線量の確認を実施することの有効性は、2011 年にアメリカ医学物理学会 (American Association of Physics Medicine, AAPM) のタスクグループ 114 (TG-114) の「IMRT を除く外部放射線治療の MU 計算の検証」において報告されている。
- ・ TG114 では、あくまでコンベンショナルな照射についてのみ記載されており、IMRT には対応していない。
- ・ IMRT は多数の複雑な不整形照射野を形成するため独立計算による検証が困難とされており、現在日本国内において IMRT に対する検証は一般的に電離箱やフィルムを用いた実測で行われている。

【目的】

- ・ IMRT に対してコンピュータを用いた独立計算検証を国内 7 施設にて実施し、IMRT における独立計算検証の精度を検討した。
- ・ 実測に代わるセカンダリチェックとしての独立計算検証の実行可能性について検討した。

【方法】

- ・ 対象は国内 7 施設にて IMRT を施行した 384 例 (前立腺 204 例、頭頸部 178 例)。
- ・ 各施設の IMRT 治療計画は、治療計画装置 Eclipse (Varian Medical Systems 社製)、Pinnacle³ (日立メディコ社製) を用いて、Step & Shoot 法 (S&S)、もしくは Sliding Window 法 (SW) にてプランを作成している。
- ・ 全症例に対して独立計算検証ソフトウェア

Simple MU Analysis: SMU (Triangle

Product 社製)を用いて計算を行った。SMU は計算アルゴリズム Clarkson 法をベースとした計算ソフトであり、CT 画像を用いて線量評価点までの体内の物理長、放射線経路長を計算し、線量の算出が可能である。さらに IMRT プランにおけるセグメント毎の解析も可能である。

- ・ 全 IMRT プランに対する SMU 計算値と TPS 計算値を部位別 (前立腺、頭頸部)、IMRT デリバリー方式別 (S&S、SW) に比較した。
- ・ さらに IMRT プランを水等価均質ファントムに対して照射し、電離箱を用いて測定した測定値と SMU 計算値との比較を行った。

【結果】

7 施設 384 例における SMU 計算値と TPS 計算値との差異 $\pm 1SD$ は $-2.1 \pm 1.9\%$ (前立腺)、 $-3.0 \pm 3.7\%$ (頭頸部) であった。

部位ごとの施設別結果を Fig. 1,2 に示す。

一方、SMU 計算値と電離箱測定値との差異 $\pm 1SD$ は、 $-2.3 \pm 1.9\%$ (前立腺)、 $-5.6 \pm 3.6\%$ (頭頸部) であった。

部位ごとの施設別結果を Fig. 3,4 に示す。

部位によらず SMU 計算値は TPS 計算値、実測値に比べて低いという結果になった。また、前立腺に比べて頭頸部の偏差が大きく、誤差がばらついていた。

S&S 方式 (1 施設) と SW 方式 (6 施設) の比較結果を Table. 1 に示す。S&S 方式と SW 方式の間には有意差が認められた ($p=0.000 < 0.05$)。S&S 方式に比べて SW 方式の線量誤差は、よりマイナスになる傾向にあり、これは前立腺に比べて頭頸部でより顕著であった。

【考察】

Table 1 に示すように S&S 方式に比べて SW 方式の線量誤差が大きくなったことで、全体としても独立計算検証による線量値は、TPS、実測値に比べて系統的に低い結果となった。この原因として、線量評価点の位置がマルチリーフコリメータ: MLC 下にあることが考えられる。Figure 5 に示すように、各プランにおいて線量評価点が MLC 下にあるセグメント数の割合が大きいほどそのプランの SMU 値の線量誤差が大きくなる事が分かる。通常、MLC 下の線量は MLC を透過してくる線量 (MLC transmission) と照射野からの直接線の影響を受ける。SMU では MLC transmission の影響は考慮されているが、計算アルゴリズムとして採用している Clarkson 法では照射野からの直接線の影響は考慮されない。このことによって、S&S 方式に比べて線量評価点が MLC 下にあるセグメント数の割合が大きい SW 方式の SMU 計算線量が低くなったと考えられる。

【結論】

独立計算検証多施設試験を実施し、IMRT における独立計算検証の精度を検討した。独立計算アルゴリズムの改善により、5%以内の許容値設定及び実測に代わるセカンダリチェックとしての利

用が可能になると考える。

【参考文献】

¹R. L. Stern et al., “Verification of monitor unit calculations for non-IMRT clinical radiotherapy: Report of AAPM Task Group 114,” Med. Phys. 38, 504–530 (2011).

【研究発表】

馬場大海、上間達也、高橋良、河合大輔、菅原康晴、山本鋭二郎、佐藤礼、山下幹子、橘英伸 “IMRT-QA における独立計算検証の実行可能性”, 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)

22. 特許取得

なし

23. 実用新案登録

なし

24. その他

なし

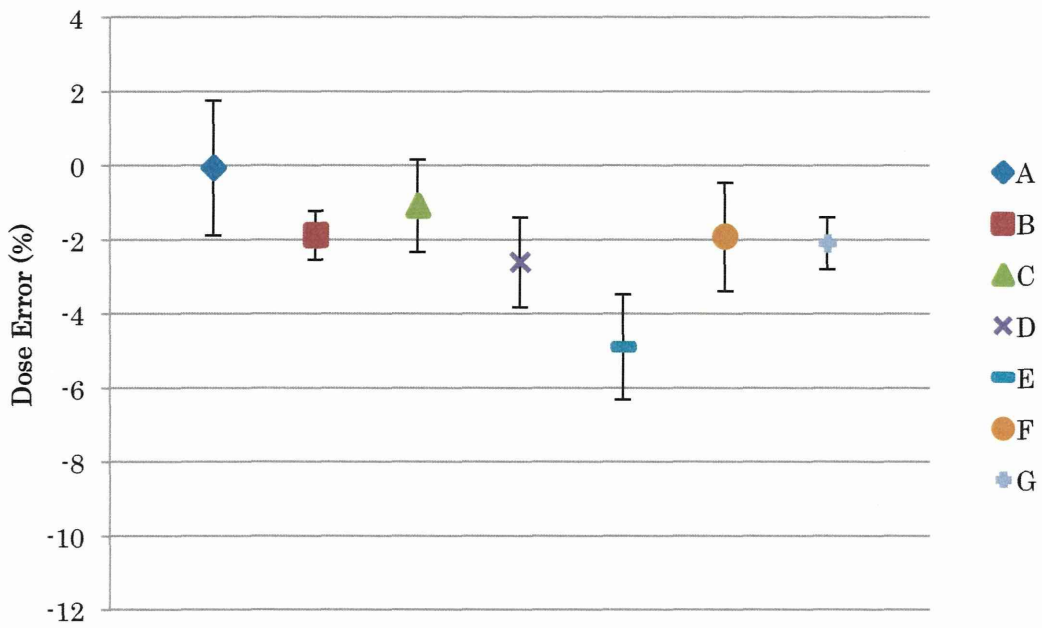


Figure. 1 TPS 値に対する SMU 値の線量誤差の施設別結果（前立腺症例）

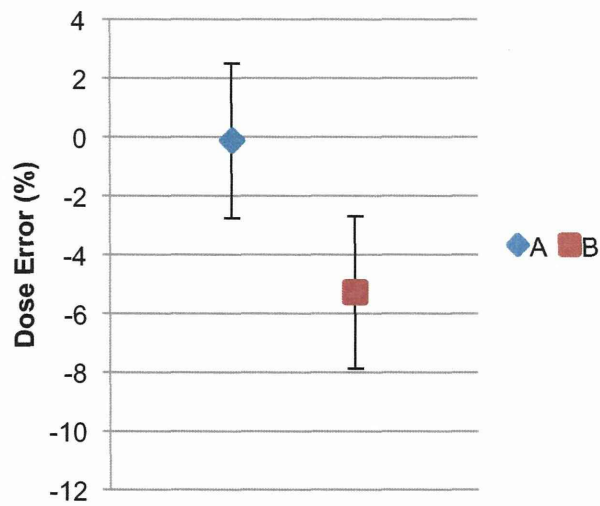


Figure. 2 TPS 値に対する SMU 値の線量誤差の施設別結果（頭頸部症例）

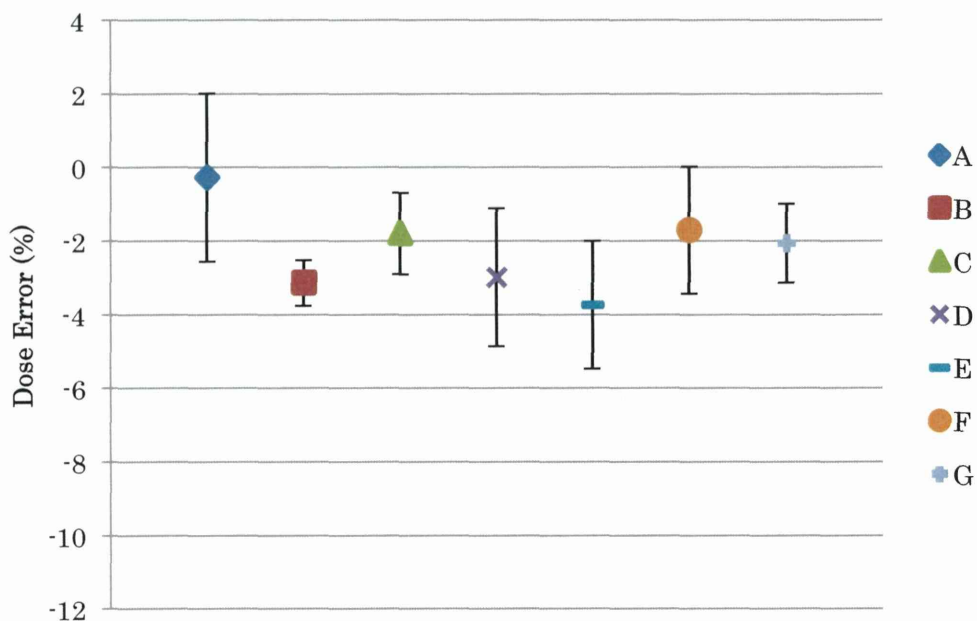


Figure. 3 実測値に対する SMU 値の線量誤差の施設別結果（前立腺症例）

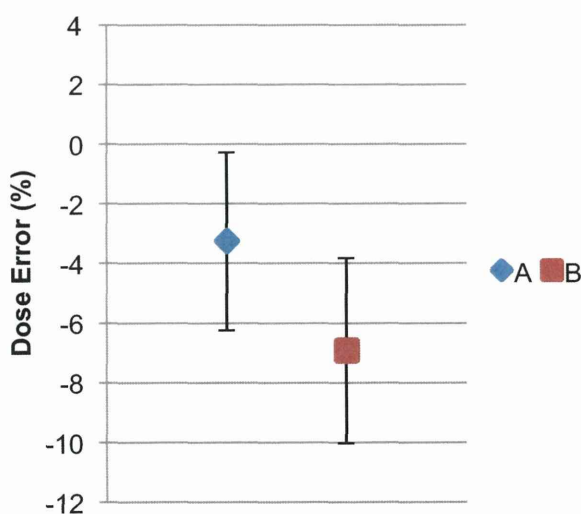


Figure. 4 実測値に対する SMU 値の線量誤差の施設別結果（頭頸部症例）

Table. 1 IMRT デリバリー方式の違いによる線量誤差

	TPS vs SMU		実測値 vs SMU	
	前立腺	頭頸部	前立腺	頭頸部
S&S	-0.1 ± 1.8 %	-0.1 ± 2.6 %	-0.3 ± 2.3 %	-3.3 ± 3.0 %
SW	-2.4 ± 1.7 %	-5.3 ± 2.6 %	-2.6 ± 1.6 %	-7.4 ± 3.0 %

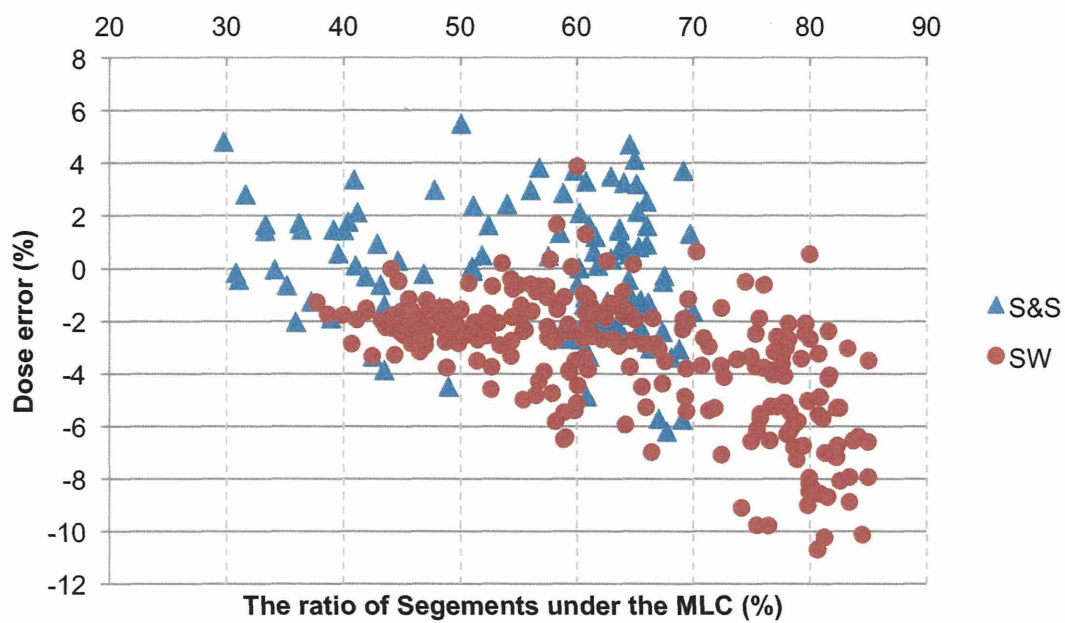


Figure. 5 線量評価点が MLC 下に存在するセグメントの割合と TPS 値に対する SMU 値の線量誤差の相関

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
橘 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 画像から水等価深さを算出する 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)

25. 特許取得

なし

26. 実用新案登録

なし

27. その他

なし

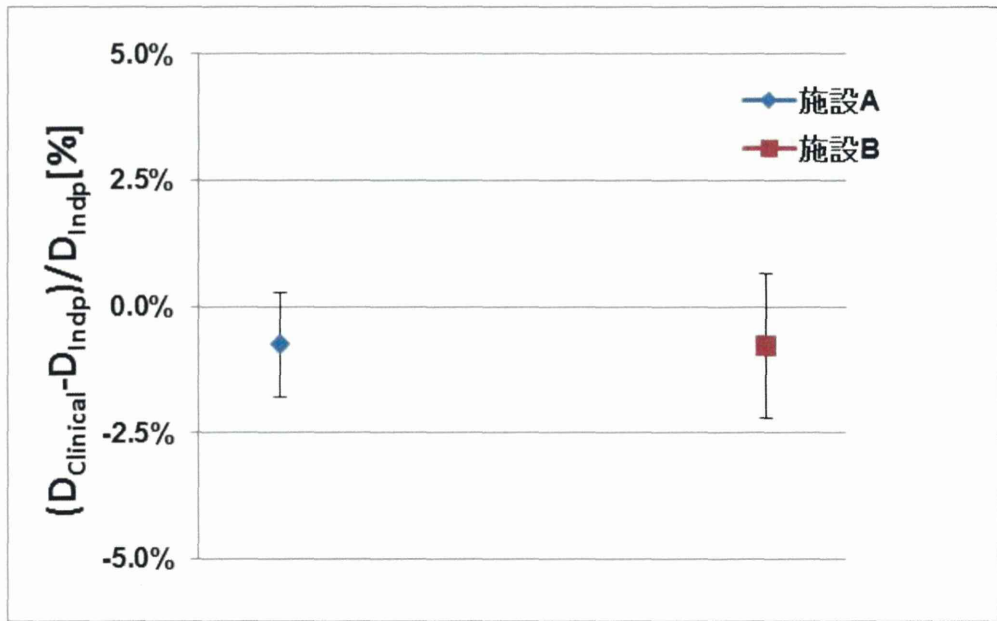


Fig.1 施設別 臨床プランの評価点線量と Indp 計算値の誤差 (前立腺)

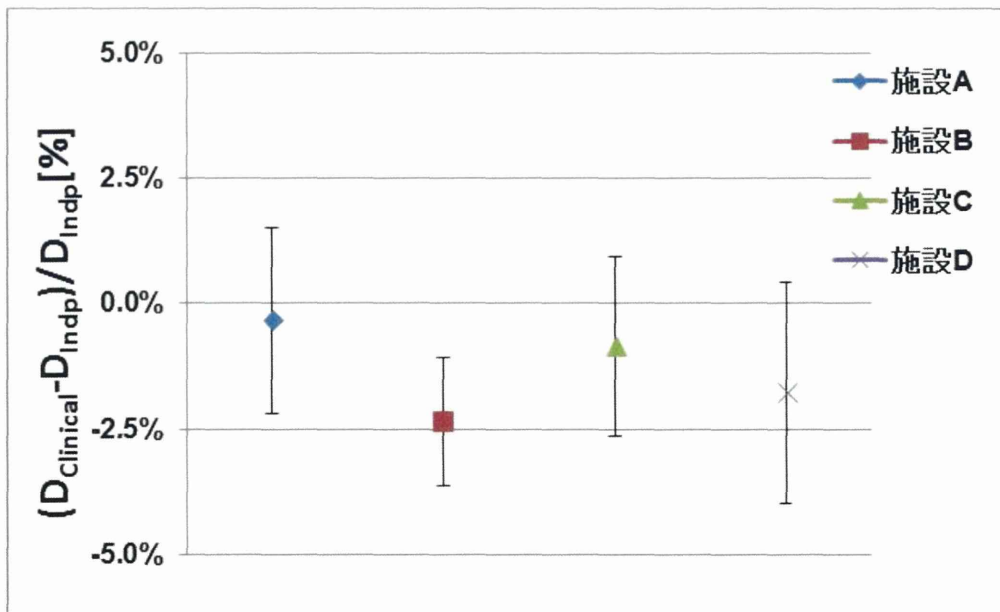


Fig.2 施設別 臨床プランの評価点線量と Indp 計算値の誤差 (頭頸部)

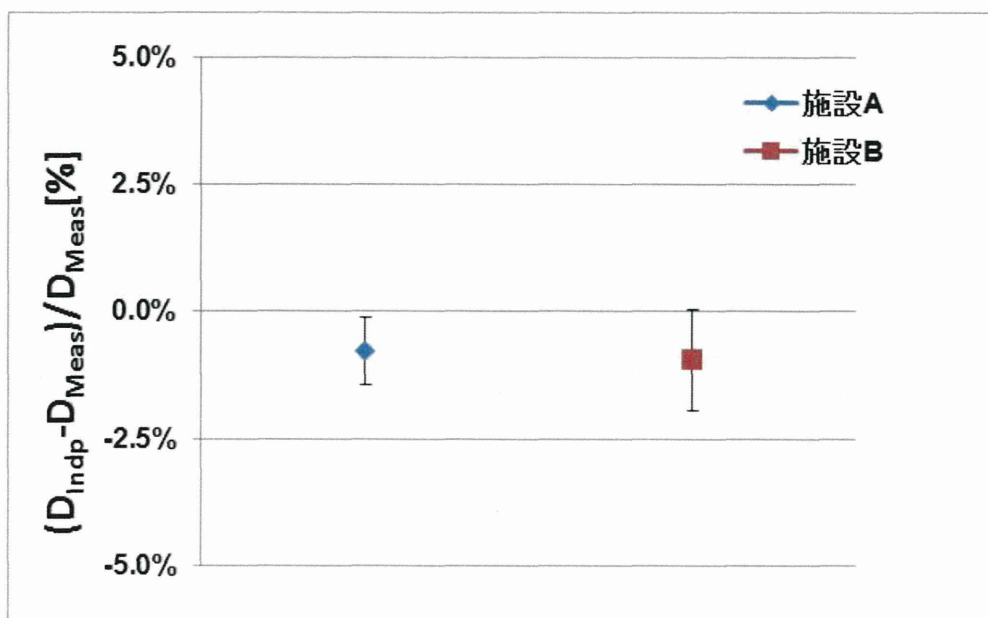


Fig.3 施設別 実測線量と Indp 計算値の誤差 (前立線)

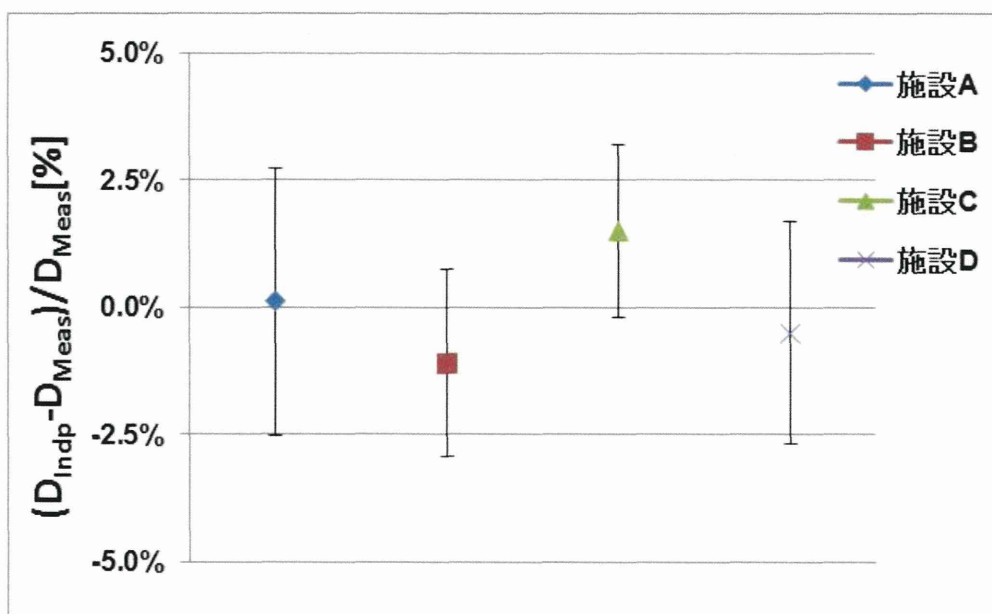


Fig.4 施設別 実測線量と Indp 計算値の誤差 (頭頸部 高線量域)

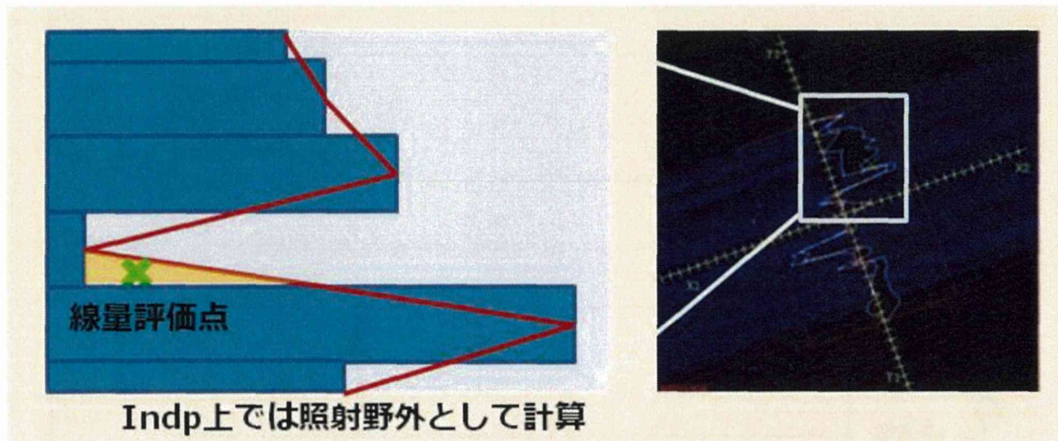


Fig.5 RTPS と Indp の線量評価点の認識違い

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