

表 2. ファントム Data を用いた計測 Plan における TPS と実測の比較(実測基準)

	Field No.	Pinnacle	Xio	Eclipse
Cred 1 全脳	1	-0.4±1.6%	0.2±1.2%	0.1±1.1%
	2	-0.5±1.5%	0.2±0.6%	0.0±1.1%
Cred 2 頭頸部	1	0.4±3.7%	0.6±2.2%	-0.2±1.2%
	2	0.2±3.9%	0.3±1.5%	0.0±1.4%
Cred 3 喉頭	1	-0.2±1.9%	-0.3±1.3%	0.0±1.5%
	2	-0.1±2.1%	-0.5±1.4%	0.0±1.9%
Cred 4 乳房	1	-0.2±2.5%	0.4±2.7%	-0.5±0.8%
	2	-0.5±2.7%	0.1±2.5%	-0.5±0.8%
Cred 5 肺	1	0.1±1.8%	2.4±1.4%	0.2±1.5%
	2	0.0±1.5%	2.4±1.2%	0.1±1.5%
Cred 6 食道	1	-0.3±1.7%	1.5±2.7%	-0.5±2.3%
	2	-0.6±0.6%	1.3±2.6%	-0.1±1.1%
Cred 7 骨盤	1	-0.6±2.0%	1.4±2.7%	0.2±2.8%
	2	-0.7±0.9%	1.8±3.2%	-0.1±2.3%
Cred 8 上腕骨	1	-0.8±2.5%	-0.2±1.6%	-0.1±1.2%
	2	-0.7±2.5%	-0.1±1.5%	0.0±1.4%

表 3. ファントム Data を用いた計測 Plan における Indp と実測の比較(実測基準)

	Field No.	Pinnacle	Xio	Eclipse
Cred 1	1	0.2±1.9%	0.2±1.2%	0.0±1.2%
全脳	2	0.1±1.8%	0.3±1.3%	-0.1±1.0%
Cred 2	1	0.3±2.9%	-0.2±2.9%	0.2±2.5%
頭頸部	2	-0.2±3.7%	-0.3±3.0%	0.3±2.0%
Cred 3	1	-0.3±2.4%	-0.4±1.9%	-0.1±1.9%
喉頭	2	-0.2±2.4%	0.3±4.1%	0.0±1.9%
Cred 4	1	0.0±3.0%	0.5±2.2%	-0.1±1.7%
乳房	2	-0.3±2.8%	0.2±2.5%	-0.1±1.6%
Cred 5	1	1.5±2.1%	1.6±1.4%	1.2±1.8%
肺	2	1.3±2.0%	1.8±1.2%	1.1±1.7%
Cred 6	1	0.9±2.0%	1.0±1.7%	0.3±1.3%
食道	2	0.5±1.7%	0.9±1.6%	0.3±1.2%
Cred 7	1	1.4±2.4%	1.8±1.8%	1.0±1.6%
骨盤	2	1.5±1.2%	2.2±2.1%	0.7±1.6%
Cred 8	1	0.1±2.7%	0.3±1.7%	-0.1±1.4%
上腕骨	2	0.3±2.9%	0.3±1.6%	-0.1±1.6%

## 第1評価点

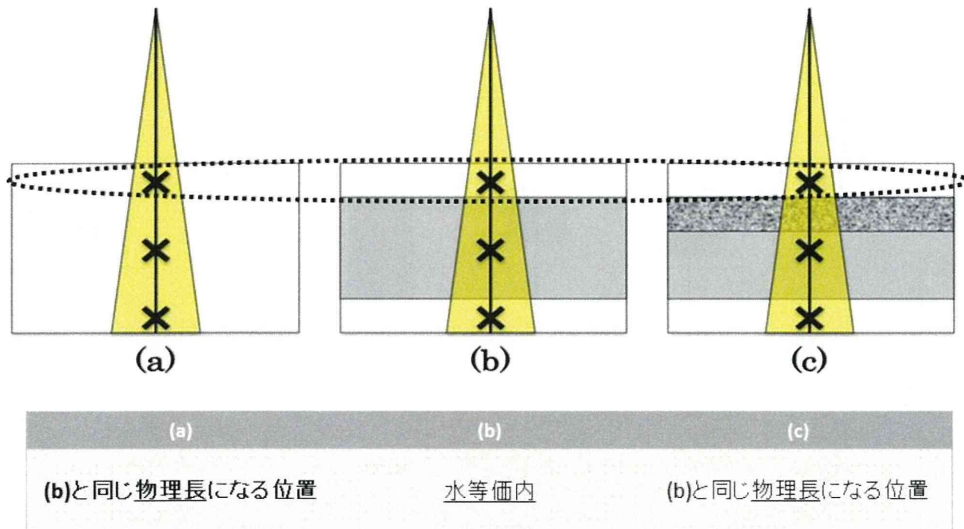


図 2-1 ; 第 1 評価点の位置

## 第1評価点 (a)~Water内~

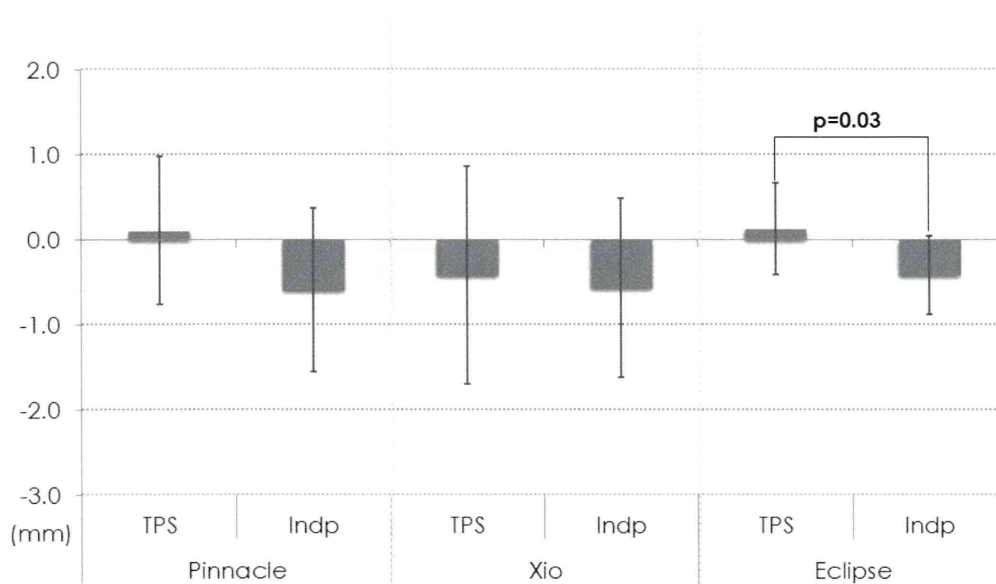


図 2-2 ; (a)水等価ファントムのみにおける第 1 評価点

## 第1評価点 (b)~Water内~

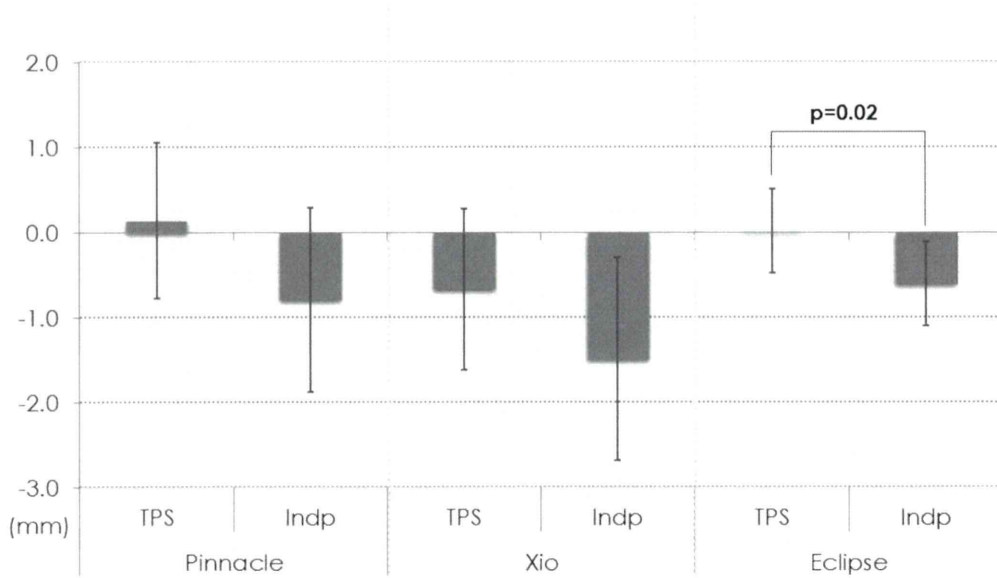


図 2-3 ; (b)水等価+肺等価+水等価ファントムにおける水等価内の第 1 評価点

## 第1評価点 (c)~Water内~

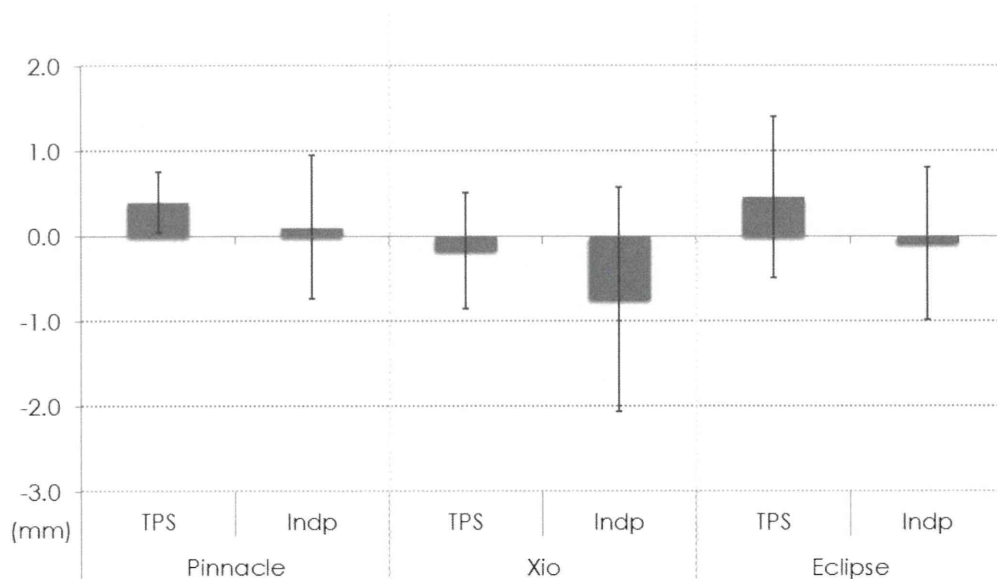


図 2-4 ; (c)水等価+骨等価+肺等価+水等価ファントムにおける水等価内の第 1 評価点

## 第2評価点

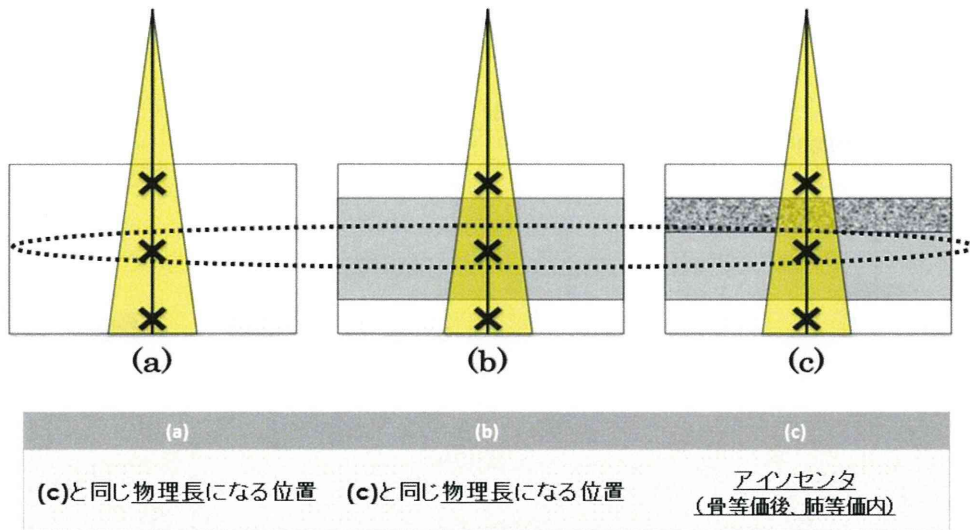


図 2-5 ; 第 2 評価点の位置

## 第2評価点 (a)~Water内~

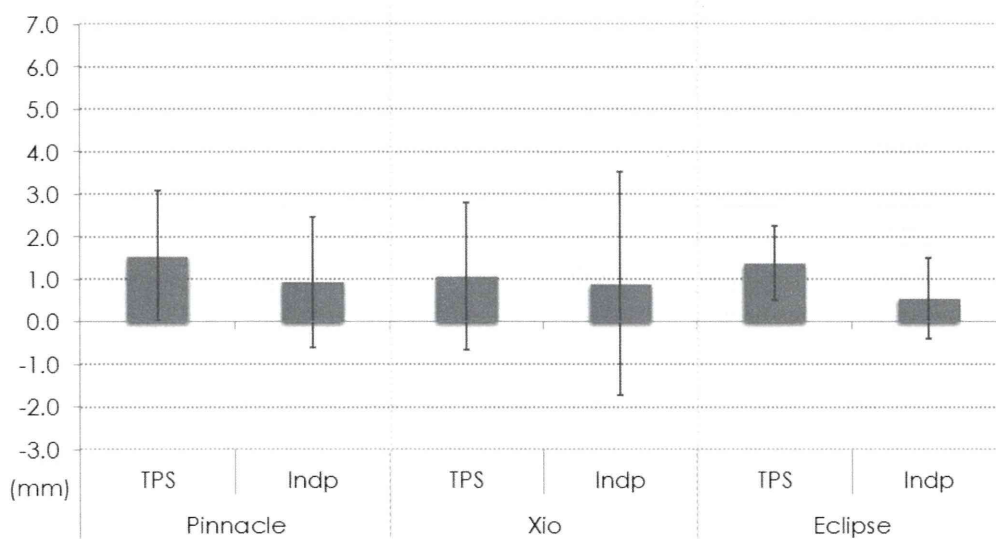


図 2-6 ; (a)水等価ファントムのための第 2 評価点

## 第2評価点 (b) ~ Water通過後, Lung内 ~

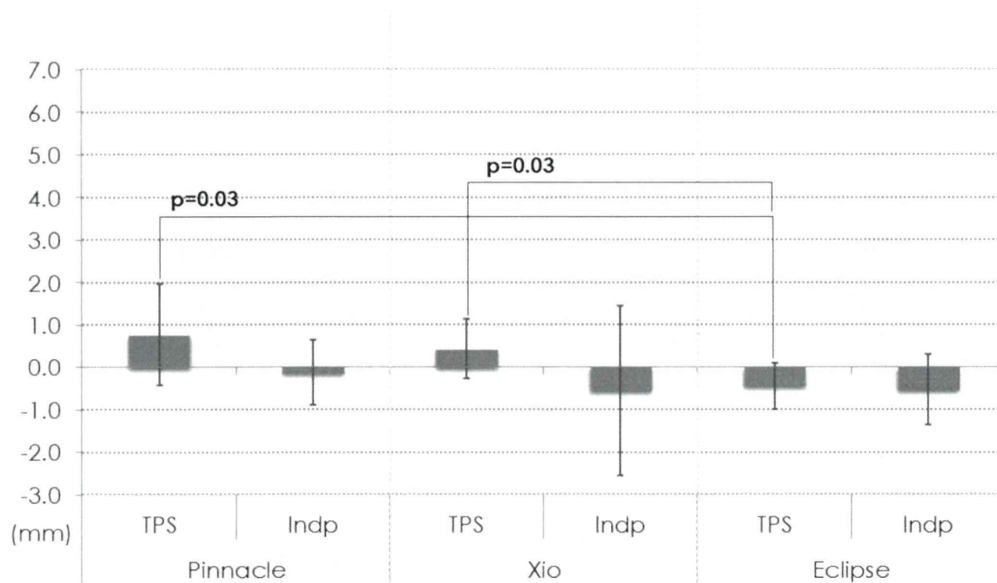


図 2-7 ; (b)水等価+肺等価+水等価ファントムにおける肺等価内の第 2 評価点

## 第2評価点 (c) ~ Water + Bone通過後, Lung内 ~

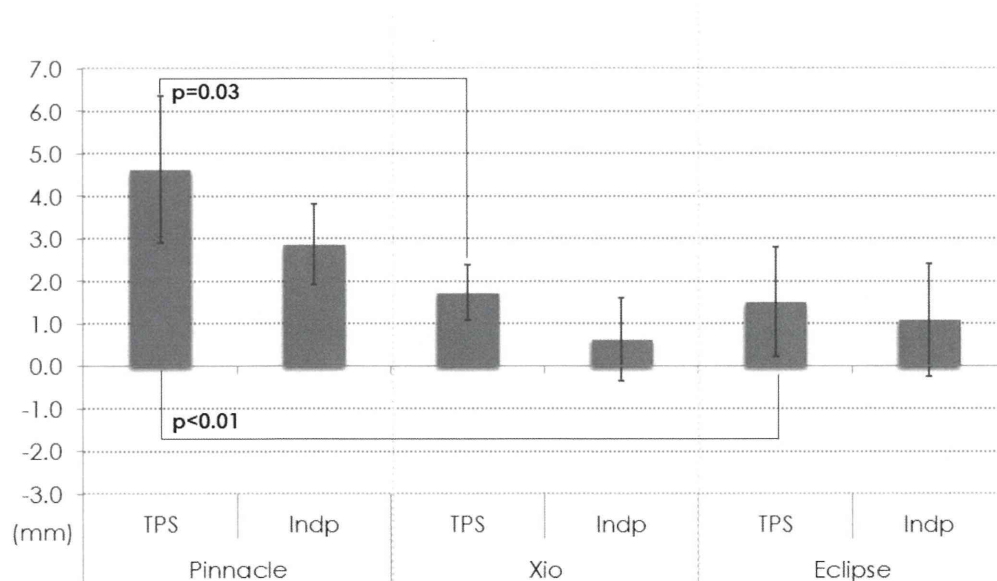


図 2-8 ; (c) 水等価+骨等価+肺等価+水等価ファントムにおける肺等価内の第 2 評価点

## 第3評価点

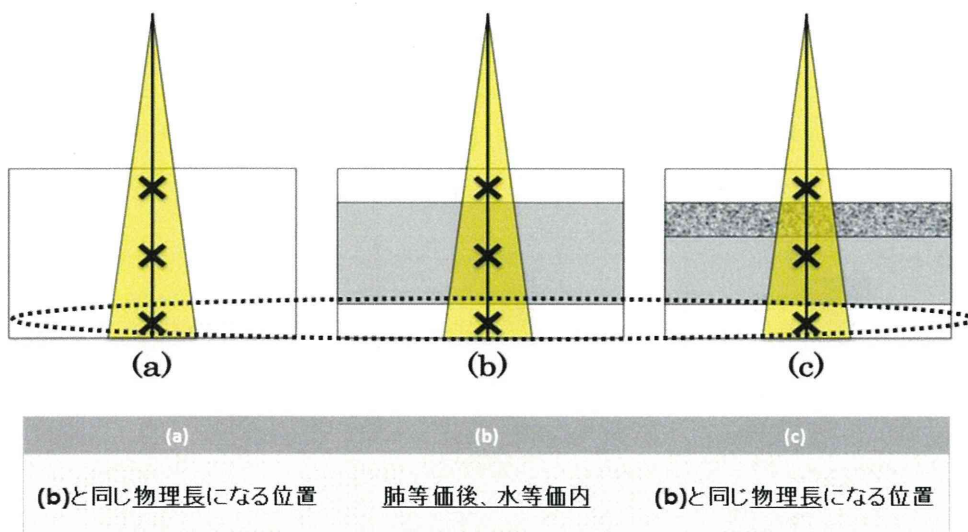


図 2-9 ; 第 3 評価点の位置

## 第3評価点 (a)~Water内~

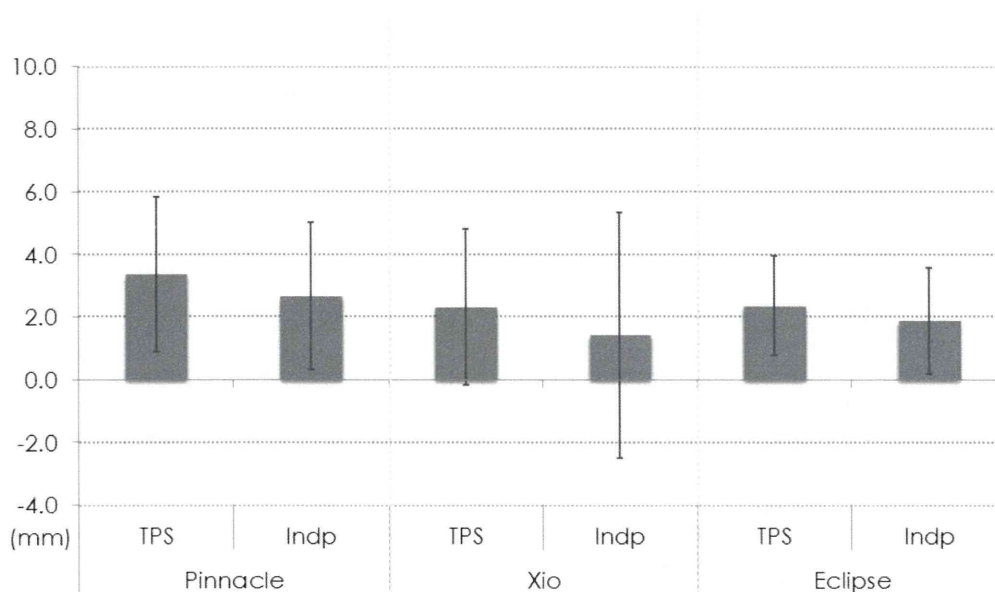


図 2-10 ; (a)水等価ファントムのための第 3 評価点

### 第3評価点 (b) ~ Water + Lung通過後, Water内~

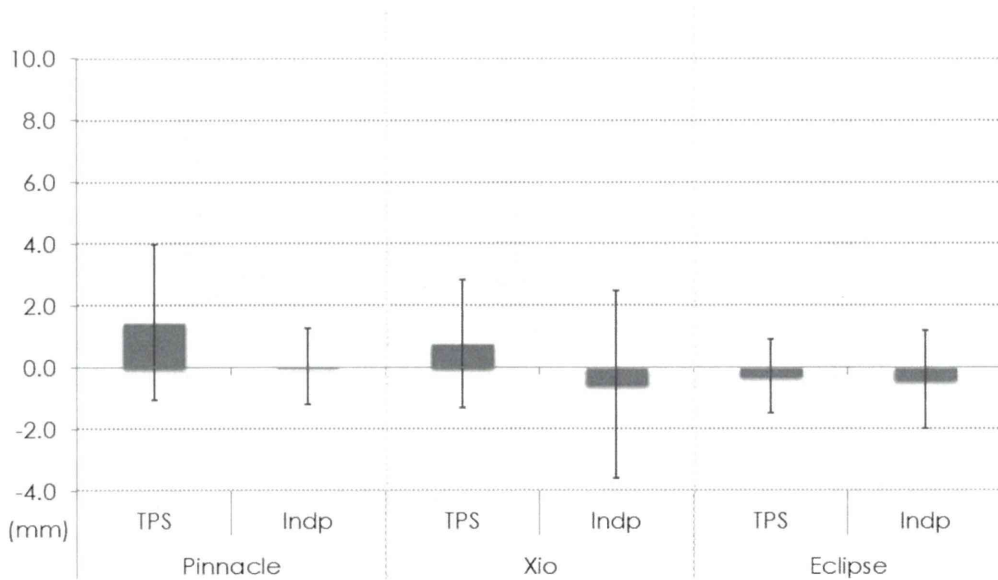


図 2-11 ; (b)水等価+肺等価+水等価ファントムにおける水等価内の第3評価点

### 第3評価点 (c)

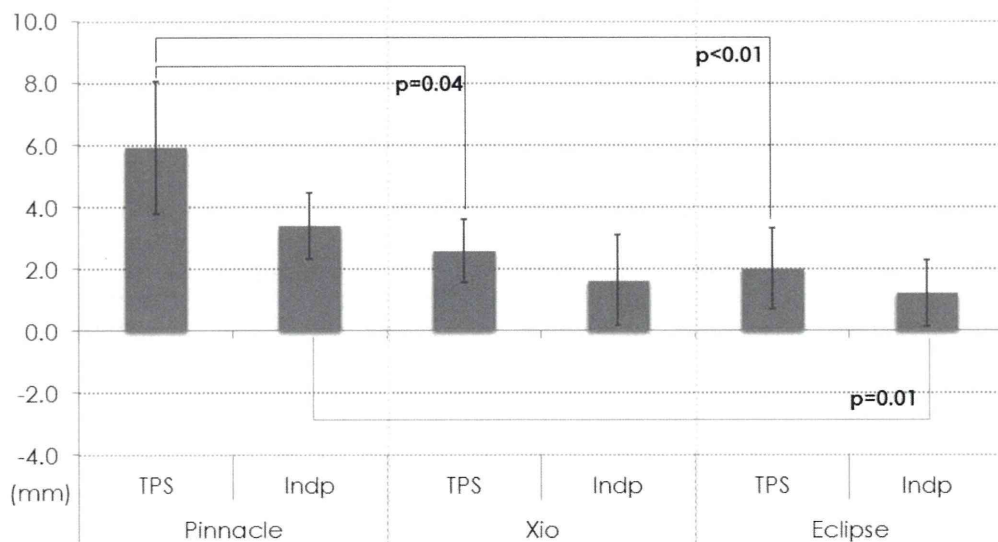


図 2-12 ; 水等価+骨等価+肺等価+水等価ファントムにおける肺等価内の第2評価点



## Cred1 ; 全腦

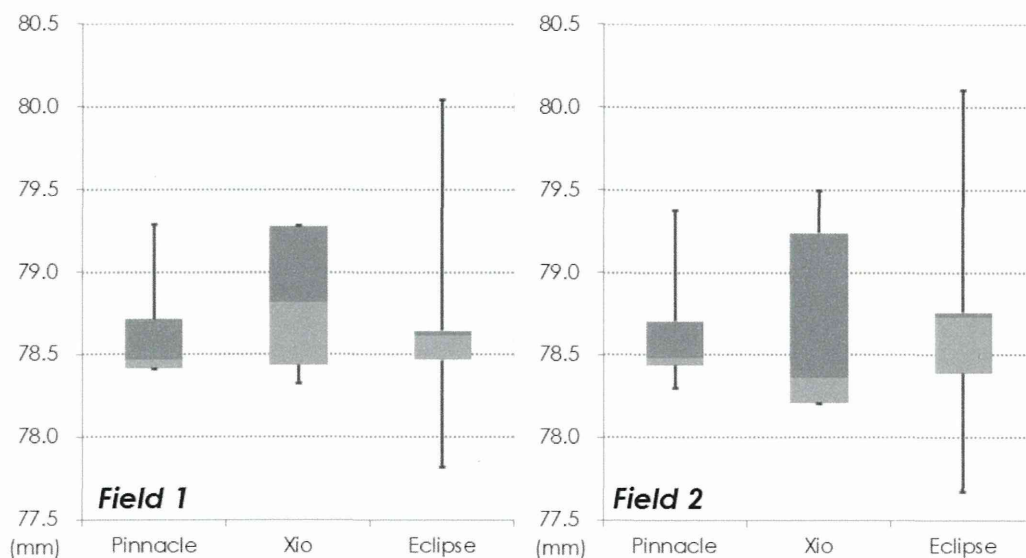


图 2-13 ; Cred1 全腦 Effective Depth

## Cred2 ; 頭頸部

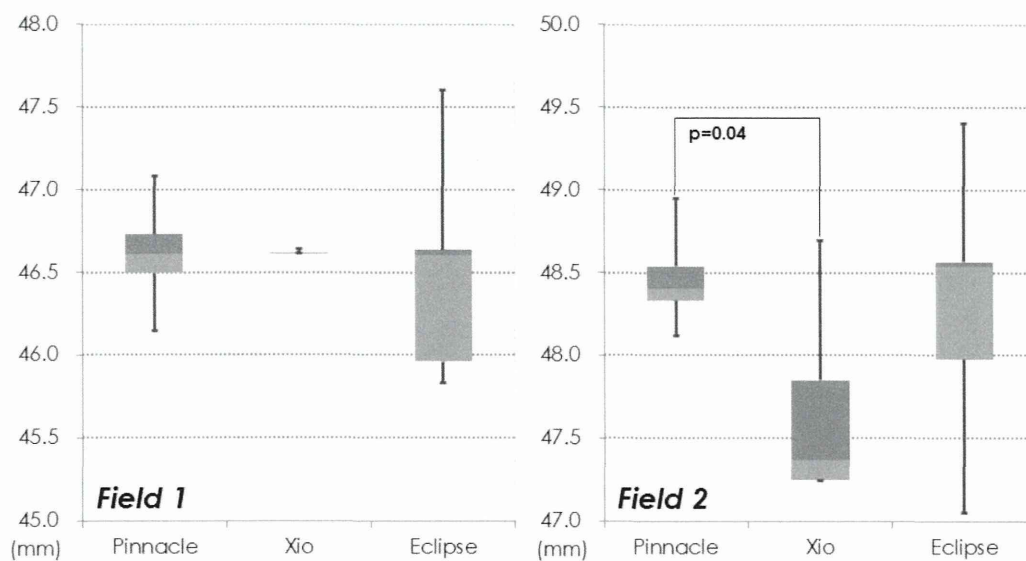


图 2-14 ; Cred2 頭頸部 Effective Depth

## Cred3; 喉頭

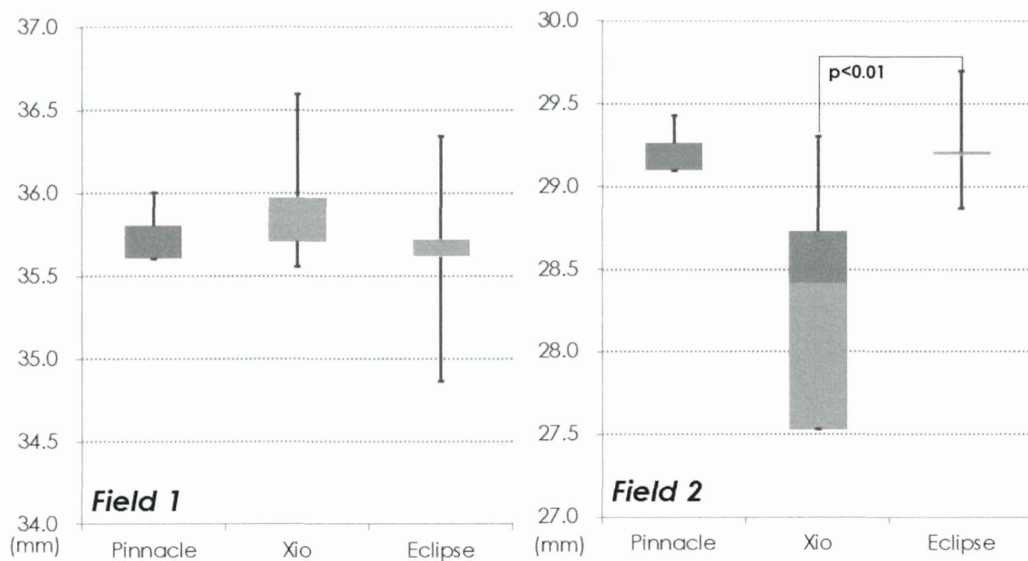


图 2-15 ; Cred3 喉頭 Effective Depth

## Cred4; 乳房

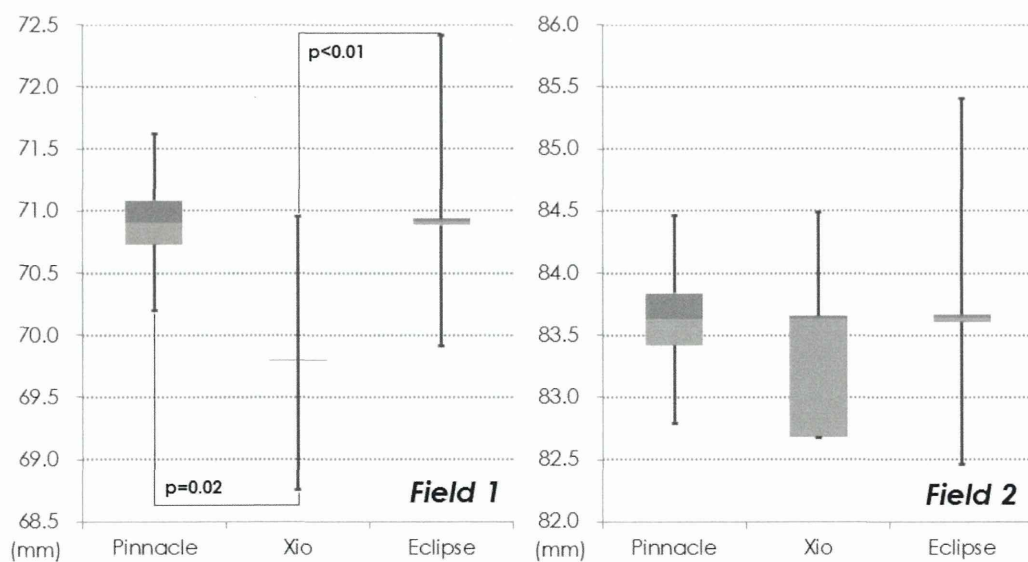


图 2-16 ; Cred4 乳房 Effective Depth

## Cred5; 肺

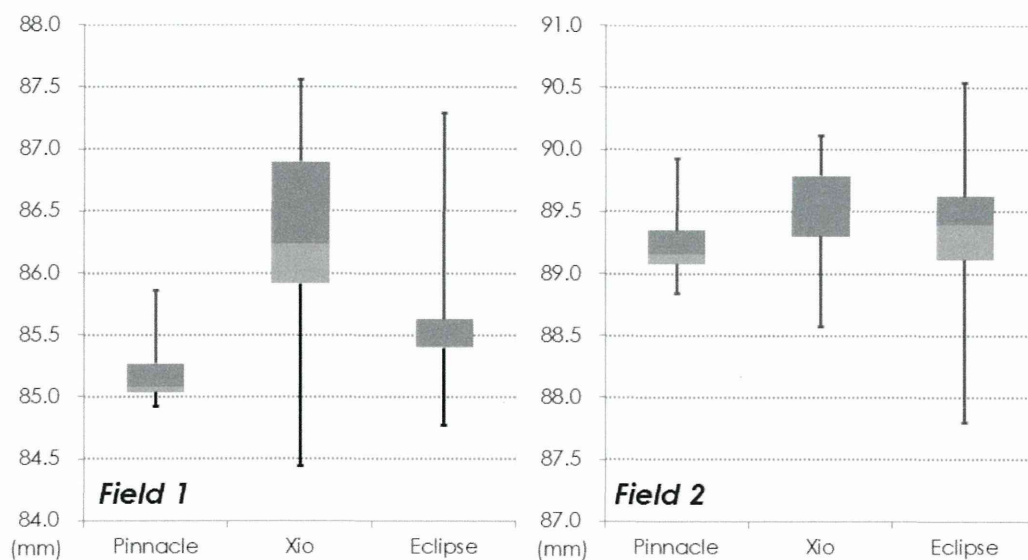


图 2-17 ; Cred5 肺 Effective Depth

## Cred6; 食道

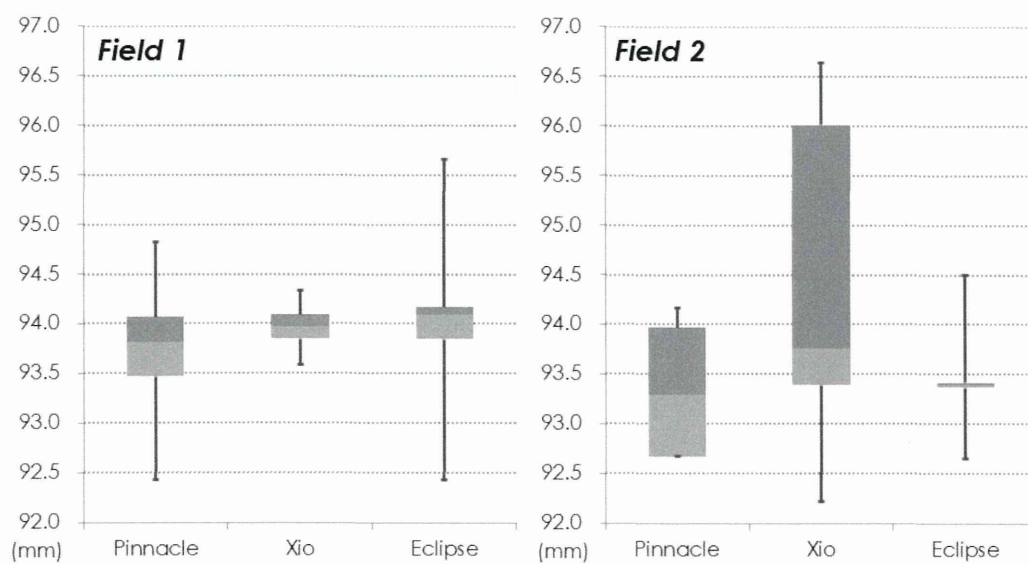


图 2-18 ; Cred6 食道 Effective Depth

## Cred7; 骨盤

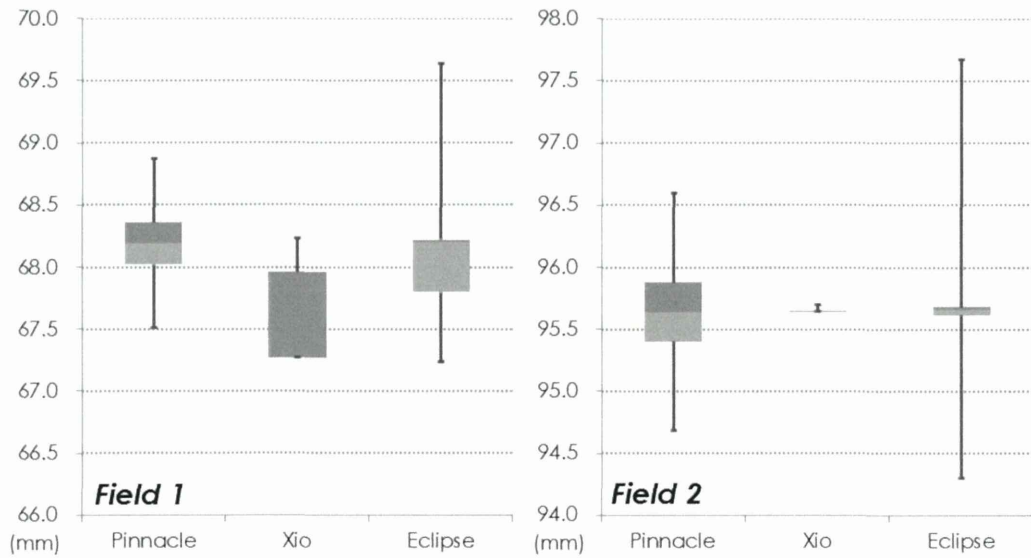


图 2-19 ; Cred7 骨盤 Effective Depth

## Cred8; 上腕骨

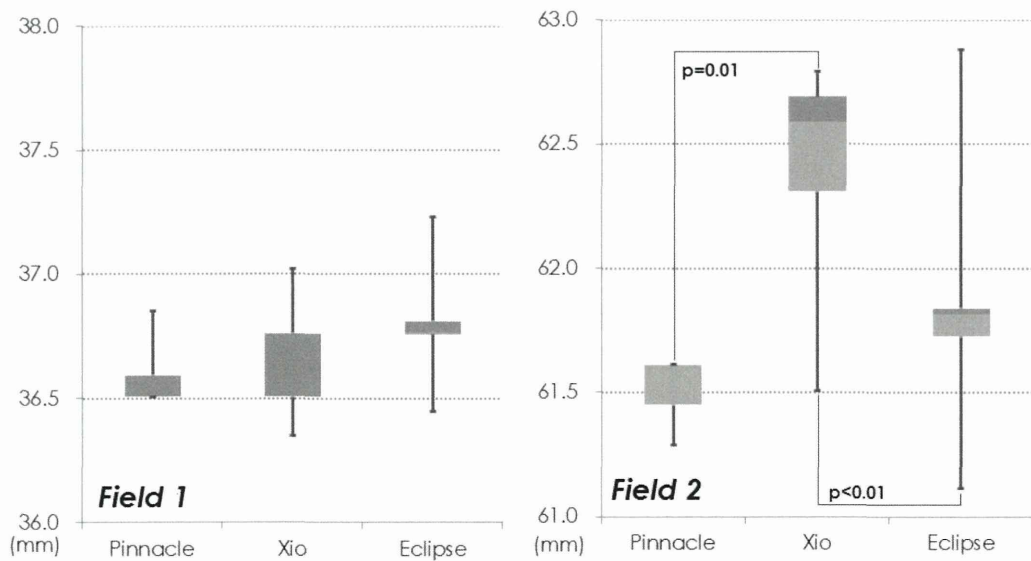


图 2-20 ; Cred8 上腕骨 Effective Depth

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）

### 従来の治療法における部位別の許容値の決定

高橋 良 公益財団法人 がん研究会有明病院 放射線治療部 診療放射線技師

#### 【研究要旨】

放射線治療におけるモニタユニット値の独立計算検証は、治療を安全かつ正確に遂行する上で重要な役割を担っている。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)の報告では、最大で5%という許容値(Action level)を設定したが、部位別の許容値設定はなされていない。本研究では、従来の治療法における独立計算検証多施設試験を実施し、TG-114における許容値5%の実行可能性と部位別の許容値設定について検討した。多くの部位で5%の許容値を利用可能であるが、線量計算アルゴリズムの違いが強く影響する部位（特に乳房、肺症例）では部位別の許容値設定が有効である。

#### 【研究協力者および所属施設】

橋 英伸	国立がん研究センター東病院臨床開発センター粒子線医学開発分野
上間 達也	公益財団法人がん研究会有明病院放射線治療部
板野 正信	稲城市立病院
山崎 健史	稲城市立病院
石橋 悟	佐世保市立総合病院
樋口 義洋	佐世保市立総合病院
清水 裕之	北里大学メディカルセンター
山本 鋭二郎	大手前病院
山下 幹子	神戸市立医療センター中央市民病院
馬場 大海	国立がん研究センター東病院放射線治療科
菅原 康晴	国際医療研究センター
佐藤 礼	板橋中央総合病院
西山 史朗	久喜総合病院
河合 大輔	神奈川県立がんセンター
宮岡 聡	上都賀総合病院

## 【背景】

- 放射線治療におけるモニタユニット (Monitor Unit, MU) 値の独立計算検証は、治療を安全かつ正確に遂行する為に重要なステップとなっている。
- 世界保健機関 (World Health Organization, WHO) が発行している放射線治療のリスクプロファイルでは、治療計画段階におけるインシデント発生割合が最も高いと報告されており、MU 値、照射線量の独立計算検証の実施を推奨している。<sup>1</sup>
- 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) から「IMRT を除く外部放射線治療の MU 計算の検証」が報告された。<sup>2</sup>
- TG-114 では、異なる線量計算アルゴリズムを用いた際に最大で 5 % という許容値 (Action level) を提示した。
- TG-114 において、比較評価の目的や許容値が提示されたが、前立腺のように比較的水に近い部位と乳房や肺などのように空気を多く含む部位は傾向が異なるにも関わらず、部位別の許容値は設定されていない。

## 【目的】

- 国内 12 施設における従来の治療法に限る独立計算検証多施設試験を実施し、部位別に Confidence limit (CL、平均値 $\pm$ 2SD) を求め、CL から TG-114 における許容値での実行可能性を検討した。
- 多施設試験結果から、TG-114 における許容値の評価と誤差要因を分析し、部位別の許容値設定について検討した。

## 【方法】

国内 12 施設における独立計算検証多施設試験を実施した。独立計算検証ソフトウェアの違いの差を排除する目的で同一のソフトウェア (Simple MU Analysis ver.1.1.9: SMU、Triangle Products 社製) を使用した。SMU では、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。線量  $D$  は、放射線治療計画装置 (Radiation Treatment Planning System: RTPS) で算出された MU 値、基準深 (線量最大深) の線量  $D'_0$  (DMU (cGy/MU)、通常 1 cGy/MU)、組織最大線量比 (TMR)、コリメータ散乱係数 ( $S_c$ )、ファントム散乱係数 ( $S_p$ )、空中軸外線量比 ( $A_0$ )、逆二乗則係数 ( $G$ )、物理もしくは非物理ウェッジ係数 ( $WF$ 、 $NWF$ ) を用いて (1) 式より計算した。

$$D = MU \cdot D'_0 \cdot TMR(d, s_{eff}) \cdot S_c(c_{eff}) \cdot S_p(s_{eff}) \cdot A_0(r) \cdot G \cdot WF(d, s_{eff}) \cdot NWF(d, s_{eff}) \quad (1)$$

線量計算アルゴリズムは、SMU では Clarkson 法、RTPS では Eclipse (Varian Medical Systems 社製) の Analytic Anisotropic Algorithm (AAA)、Pencil Beam Convolution (PBC)、Pinnacle<sup>3</sup> (日立メディコ社製) の Adaptive Convolve (AC)、Xio (Elekta 社製) の Superposition (SP) を利用した。本報告では、以下 2 項目の手順により検討を行った。

### 10. 独立計算検証ソフトウェアのコミッションング

多施設試験の正確さを保証するため、試験開始前に SMU に登録するビームデータをエネルギー別、バンダー別に集計し、ビームデータの確認を実施した。集計したビームデータの中央値から

1%以上差異を生じた項目を抽出し、データ取得方法、処理に問題がないか確認した。(セカンダリチェックのための独立計算検証の多施設試験開始前ビームデータチェックに関する報告、板野正信担当) また、ビームデータ確認後、参加全施設で同一の模擬臨床症例(脳、上顎、喉頭、乳房、肺、食道、中央遮蔽の子宮、骨)を用いた **Credentialing** を実施した。**Credentialing** では、**SMU** と実測との差異(水ファントムを用いた評価)、**RTPS** との差異(CT画像を用いた評価)を求め評価した。(Credentialingに関する報告、山下幹子担当)

#### 11. 臨床症例のレトロスペクティブ解析

臨床症例は、頭部、脳、上咽頭、中咽頭、下咽頭、その他頭頸部(鼻腔など)、頸部食道、食道、乳房、肺、肝臓、脾臓、胃、子宮、膀胱、前立腺、直腸、骨の18部位とその他に分類し、各施設で無作為に集計した。

**SMU**で算出した線量を基準として**RTPS**との線量差を(2)式より算出し、(3)式より**CL**を求めた。

$$\delta = \frac{(D_{RTPS} - D_{SMU})}{D_{SMU}} \cdot 100 [\%] \quad (2)$$

$$Confidence\ limit = \delta_{mean} \pm 2SD \quad (3)$$

**CL**算出において、誤差算出の観点から20MU以下かつ**RTPS**線量で0.1Gy以下のビームは除外した。**CL**は、全データ、施設別、部位別、計算アルゴリズム別、治療計画条件別(線量評価点位置、組織欠損の有無、不均質補正の有無、ウェッジ使用の有無)に評価した。また、各部位で得た**CL**からの外れ値の症例分析を行った。

#### 【結果】

#### 7. 独立計算検証ソフトウェアのコミッション

#### ング

ビームデータチェックにより、ビームデータ取得時の誤りを修正する事ができた。最終的に多くのビームデータで中央値から1%以内に収まる結果となったが、**A<sub>0</sub>**に関してはベンダー別で差異が生じた。(詳細は、分担研究者板野の報告を参照)

**Credentialing**では、実測を基準とする**SMU**と実測との差異の平均値±1SDは、0.4±1.1%だった。CT画像を用いた**SMU**と**RTPS**との差異では、乳房と肺の模擬症例の**CL**がそれぞれ-2.2±2.2%、-2.9±6.3%と系統誤差に負の傾向を示した。(詳細は、分担研究者山下の報告を参照)

#### 8. 臨床症例のレトロスペクティブ解析

12施設から集計した総症例数は1899症例、有効ビーム数は5306ビームであった。集計データの部位割合は、Fig. 1に示す通りである。

全データから得られた結果をFig. 2に示す。全データから得られた**CL**は、-0.9±3.5%となりTG-114で示される許容値である5%を満たす結果だった。

Fig. 3、Table 1には施設別結果を、Fig. 4、Table 2には部位別結果を示す。施設別結果において、12施設中4施設で**CL**が5%を超える結果となり、外れ値は負の傾向を示していた。部位別結果における**CL**では、乳房、肺症例でそれぞれ-3.8±3.6%、-2.4±5.3%と5%を超える結果となった。

線量差5%を超えるビームは148ビーム(有効ビーム数に対して2.8%)存在し、当該ビームにおける平均値±1SDは-6.9±2.5%と負の系統誤差を示した。また、症例部位の割合は乳房、肺症例でそれぞれ49.3%、35.1%を占めていた。(Fig. 5)

Table 3には、計算アルゴリズム別結果を、Table 4には、治療計画条件別結果を示す。組織欠損が有る場合、負の系統誤差を示していた。また、不

均質補正有りの場合においても同様の傾向だった。

部位別結果より CL が 5% を超えた乳房、肺症例に関しての施設別結果を Fig. 6、7、Table 5、6 に、不均質補正の有無における結果を Table 7、8 に示す。乳房症例において、施設間では系統誤差にばらつきがみられ、肺症例においては系統誤差、標準偏差にばらつきがみられた。不均質補正の有無による結果の平均値 $\pm 1SD$  は、それぞれ  $-4.0\pm 1.7\%$ 、 $-1.9\pm 0.8\%$  であり、肺症例では、それぞれ  $-2.7\pm 2.6\%$ 、 $0.3\pm 1.0\%$  であった。乳房症例に関して、不均質補正の有無によらず負の系統誤差を示していたのに対し、肺症例では不均質補正無しの場合において系統誤差が小さくなる結果となった。また、肺症例においては不均質補正有りの場合、結果にばらつきが生じていた。

各部位で得た CL からの外れ値の症例について、代表例の治療計画画像を Fig. 8、9、10 に示す。Fig. 8 は、肺症例であり、線量評価点位置が不均質領域である肺に近く、かつ照射野端に位置していた。Fig. 9 では、乳房切除後症例で胸壁が薄く、かつ線量評価点が組織と空気の境界に位置していた。Fig. 10 は、肺症例で線量評価点位置が腫瘍と肺との境界に位置しているビームにおいて差異が大きくなった。

#### 【考察】

独立計算検証における評価において、本報告で算出した CL である  $-0.9\pm 3.5\%$  は TG-114 が示す許容値 5% を満たす結果となった。本結果は、Fig. 1 に示すよう部位による偏りも少なく、部位に依存しない結果が得られたと考えられる。

部位別評価において、TG-114 が示す許容値である 5% は乳房、肺症例以外で適用可能と考える。(Fig. 4、Table 2)

乳房症例に関しては、系統誤差により CL が 5% を超える結果となった。これは、Table 7 より不均質補正の有無に関わらず負の系統誤差を示している事から組織欠損によるものと考えられる。SMU では、組織欠損による  $S_p$  は考慮されていないため、組織欠損が存在する場合において  $S_p$  を過大評価している事が負の系統誤差を生じる要因と考える。また、不均質補正の有無によっても結果に差が生じるため、不均質補正の影響も受ける部位である事がわかる。Fig. 6、Table 5 に示すように施設間で系統誤差にばらつきがみられたのは、各施設による治療計画の違い、体輪郭形状と線量評価点の設定位置の関係によるものと考えられる。施設毎における標準偏差は、多くの施設で 1% 程度であり、系統誤差が優位の部位である事が考えられるため、施設毎に CL による許容値設定をする事は独立計算検証を実用的に運用する上で有効と考えられる。

肺症例に関しては、他部位に比べ負の系統誤差に加え、標準偏差が大きくなる事により CL が 5% を超える結果となった。系統誤差については、Table 8 の不均質補正の有無による結果から線量計算アルゴリズムの違いが強く影響していると考えられ、不均質補正を含む計算アルゴリズムと比較して SMU ではおよそ 2.5% 程度の負の系統誤差を生じる事が見積れる。誤差が大きくなった要因としては、外れ値症例の例 (Fig. 10) から特に線量評価点位置が不均質領域との境界付近に設定した場合、その影響が強くなる事が分かる。Fig. 7 より施設間で標準偏差にばらつきが生じている点においても、治療計画時の線量評価点位置による影響が大きく、独立計算検証結果を評価する上でも考慮すべき必要があると考える。独立計算検証において、正しくビームデータが入力され、かつ実測結果との整合が図れている事に



より治療計画の Secondary Check として有効的に利用可能である。つまり独立計算検証プログラムにおいても RTPS と同様にコミッショニングが重要であるといえる。本研究においても、SMU と実測は約 2 %程度の差異が存在する事も念頭に入れる必要がある。

独立計算検証は、治療を安全かつ正確に遂行する目的に加え、治療計画手順、設定等の不変性を確認する意味合いも強いと考える。本研究において得た部位別の CL による許容値設定は、不変性を確認する上でも有効的に機能するものと考えられる。

#### 【結論】

独立計算検証多施設試験を実施し、TG-114 の許容値における実行可能性を検討した。多くの部位で 5 %の許容値を利用可能であるが、線量計算アルゴリズムの違いが強く影響する部位(特に乳房、肺症例)では部位別の許容値設定が有効である。

#### 【参考文献】

<sup>1</sup>World Health Organization、*Radiotherapy Risk Profile* (WHO Press、Geneva、2008)、<http://www.who.int/patientsafety/activities/tec>

[hnical/radiotherapy/en/](http://www.who.int/patientsafety/activities/technical/radiotherapy/en/).

<sup>2</sup>R. 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】

高橋良、橘英伸、上間達也、板野正信、山崎健史、石橋悟、樋口義洋、清水裕之、山本鋭二郎、山下幹子、馬場大海、菅原康晴、佐藤礼、西山史朗、河合大輔、宮岡聡、"介入レベルからみた独立計算検証の実行可能性の検討"、日本放射線腫瘍学会第 27 回学術大会(横浜市)、2014 年 12 月

#### 【知的財産権の出願・登録状況】

(予定を含む)

10. 特許取得

なし

11. 実用新案登録

なし

12. その他

なし

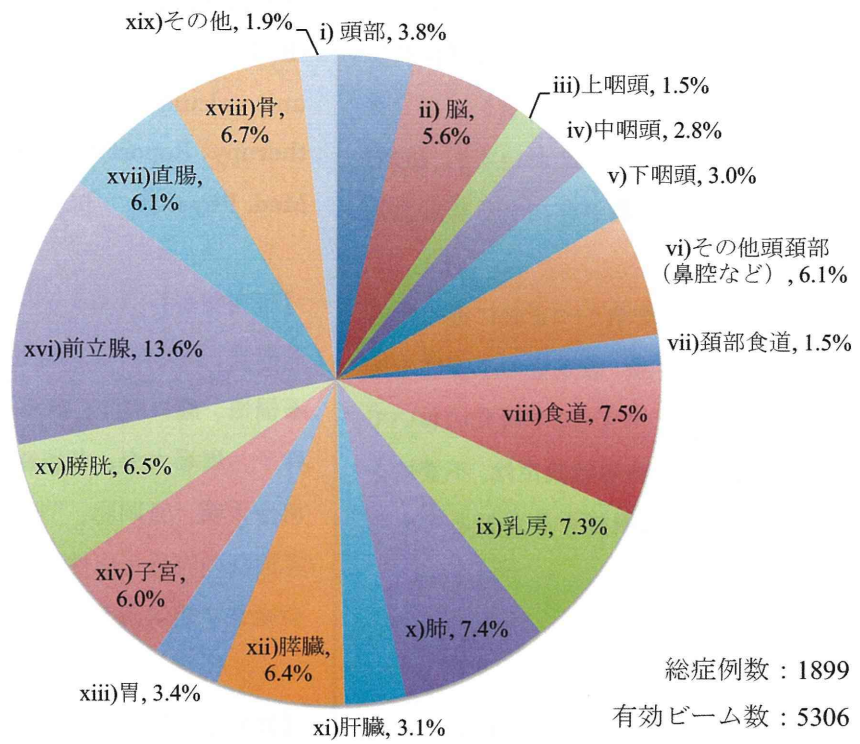


Fig. 1 集計データの部位内訳

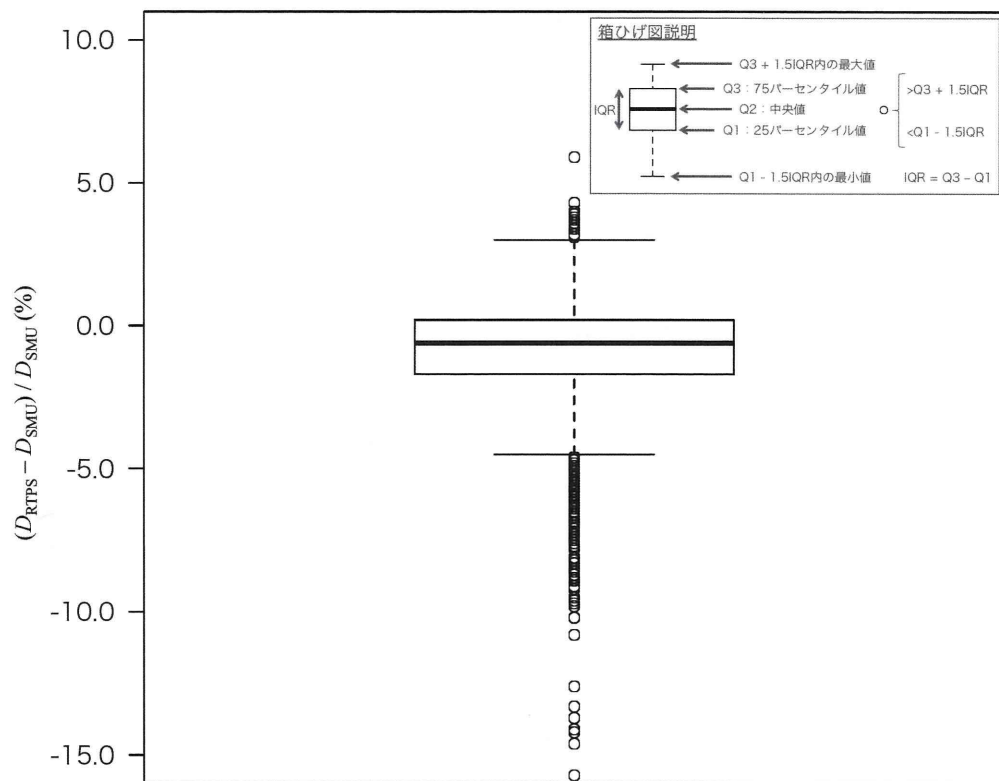


Fig. 2 多施設試験全結果

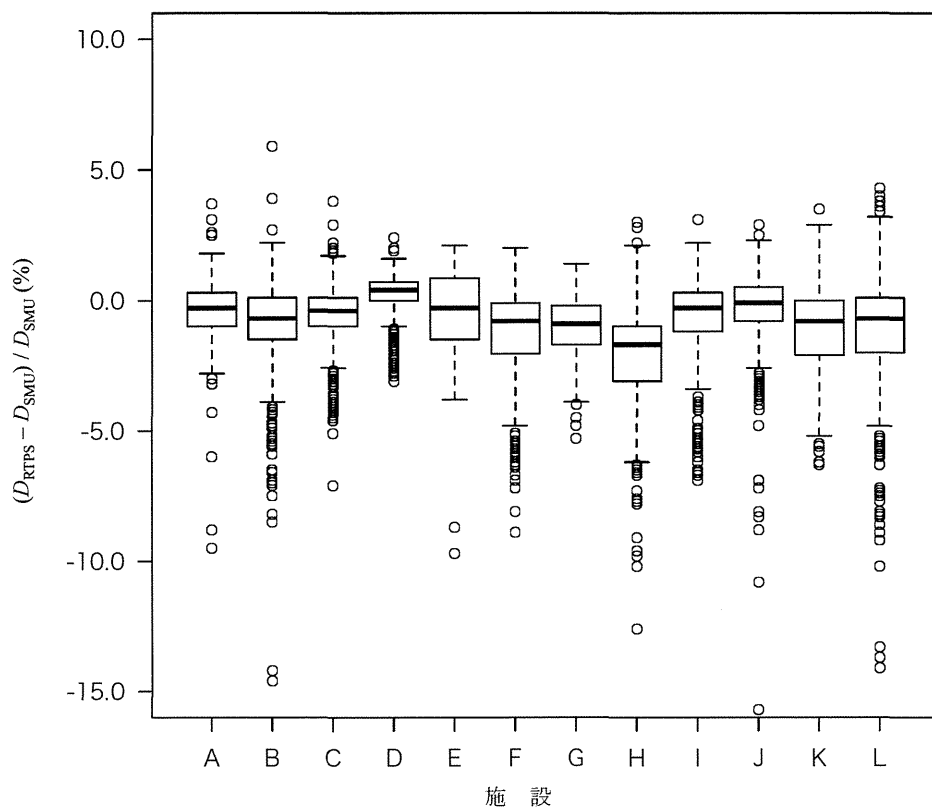


Fig. 3 施設別結果

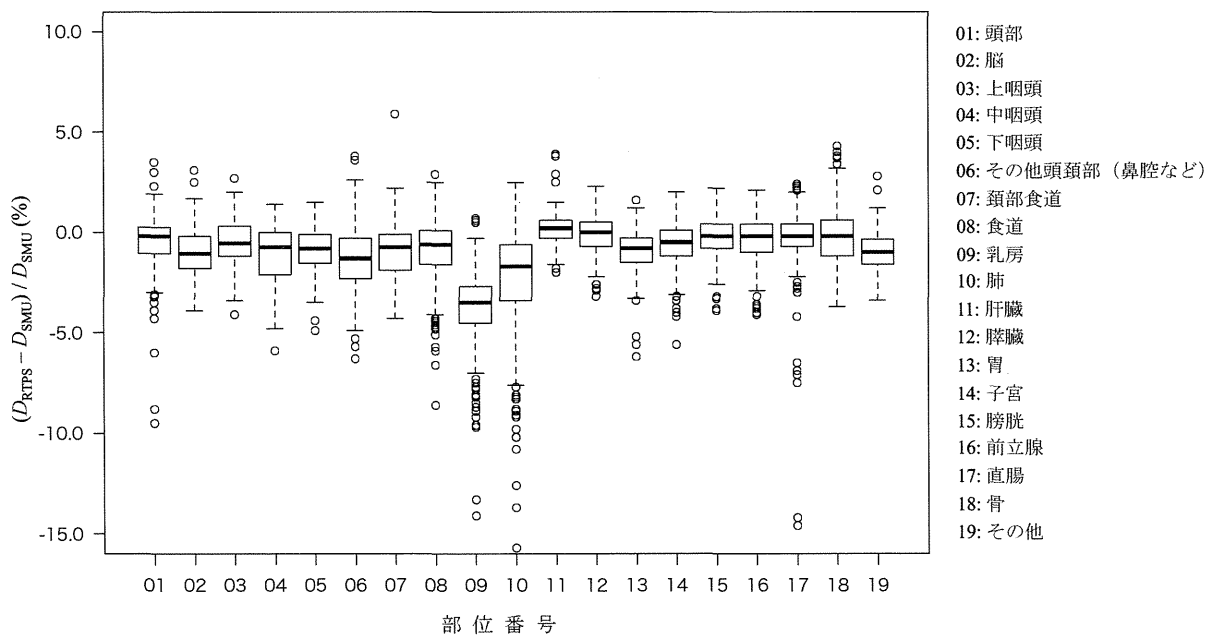


Fig. 4 部位別結果

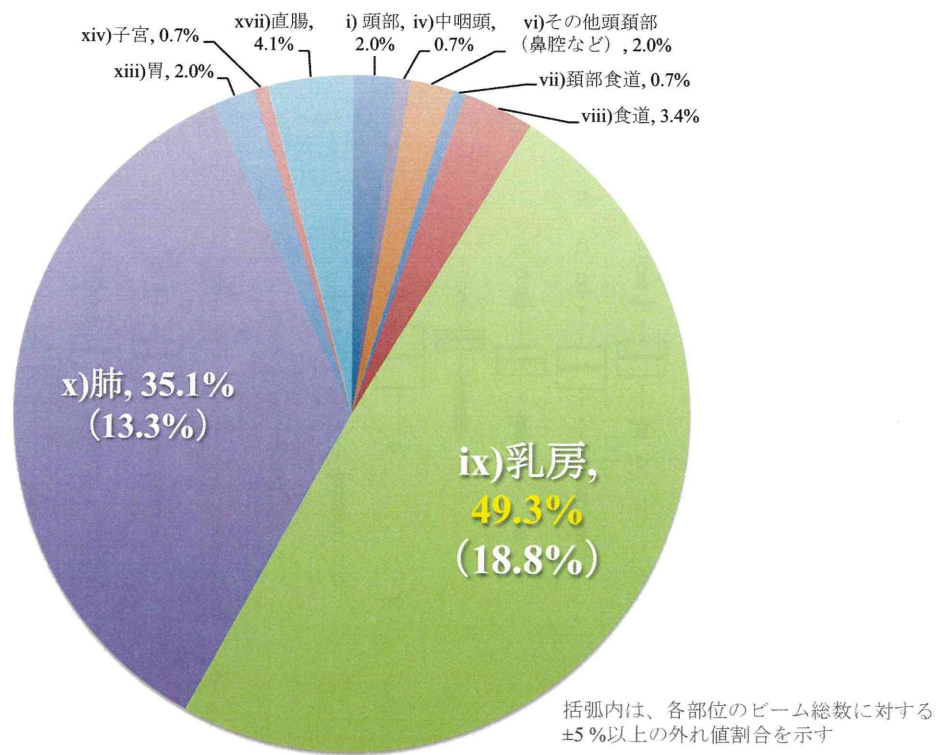


Fig. 5 外れ値 (>5%) 部位の内訳