

# 治療計画装置更新後の 強度変調放射線治療計画における 評価点線量検証の後ろ向き解析

中山真一<sup>1)</sup>, 樋口史江<sup>1)</sup>, 浜野貴志<sup>1)</sup>, 宮坂大吉<sup>1)</sup>, 池邊美怜<sup>1)</sup>,  
大山有多子<sup>1)</sup>, 森綾子<sup>1)</sup>, 西谷瑞樹<sup>2)</sup>, 金重総一郎<sup>2)</sup>

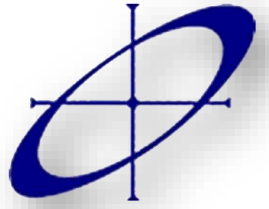
社会医療法人 鴻仁会 岡山中央病院

1) 診療技術部 診療放射線科、2) 放射線治療科

**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**

# 背景 治療計画装置の更新 (RayStation の導入)



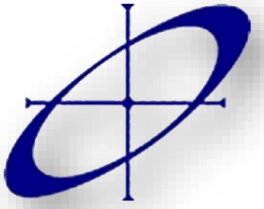
- 2023年5月に治療計画装置 RayStation (RaySearch) を導入し、コミッショニングを実施した後、同年8月から臨床使用を開始し、現在で約1年が経過した
- RayStation の導入によって、Volumetric Modulated Arc Therapy (**VMAT**) に加え、Dynamic Wave Arc (**DWA**) 照射による照射技術が利用可能となった



※ DWA 照射について

Vero4DRT のOリング構造を活かして、リング旋回によって波状軌跡で  
**ノンコプラナVMAT 照射**を行う照射技術

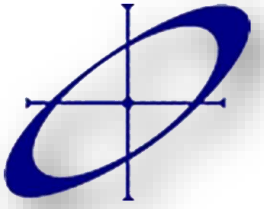
# 背景 ガイドラインからみるIMRT導入後の確認事項



「強度変調放射線治療における物理技術ガイドライン2023」では、

- 強度変調放射線治療の実施には、深部線量や軸外線量等のビームデータに加え、**MLCパラメータが適切に設定**されている必要がある
- **線量検証の改善活動**として、臨床開始後は線量検証結果の**傾向を捉える**ことや、線量検証で**系統的な差**が観測されないか確認する必要がある

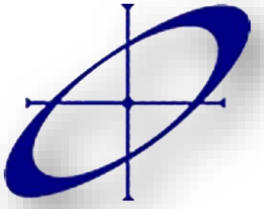
と記されている



## 導入時に実施されたコミッショニングの 妥当性を確認すること

⇒ MLCパラメータ再調整の必要性を検討するため、  
臨床開始前後の線量検証結果を解析する

# 使用機器



放射線治療装置 : Vero4DRT (HITACHI)  
治療計画装置 : RayStation Ver. 10A SP1 (RaySearch)

電離箱線量計 : PTW-31010 (0.125 cc) (PTW)  
ファントム : 円柱型水等価ファントム (タイセイメディカル)



# 方法 評価対象

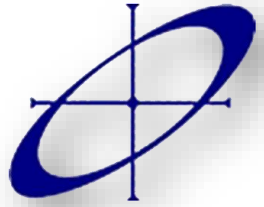


対象期間: 2023年8月 - 2024年7月

対象計画: 強度変調放射線治療 (VMAT 及び DWA) の治療計画

部位	照射技法別件数		Total
	VMAT	DWA	
前立腺	3	69	<b>72</b>
肝臓	1	-	1
肺 (縦郭)	1	-	1
骨盤	4	-	4
		<b>合計</b>	<b>78</b>

# 方法 TG-119 及びテスト計画 (比較対象)



対象計画: 17 治療計画 (19 points: 高・中線量域)

➤ TG-119 test Structure

Mock Prostate

Mock Head & Neck

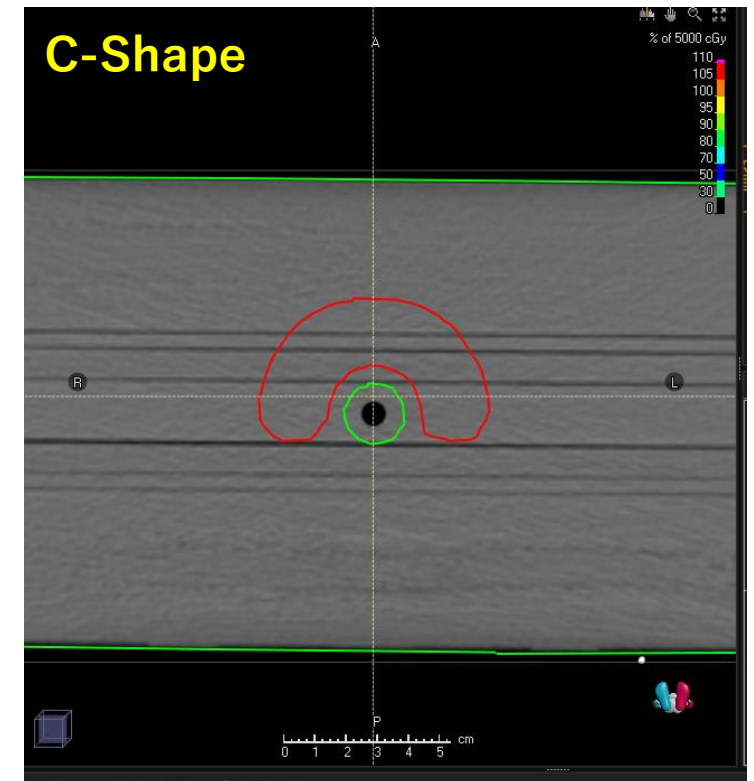
C-Shape

Multi-Target

➤ 過去画像を用いた通常照射, VMAT及びDWA 治療計画

Prostate

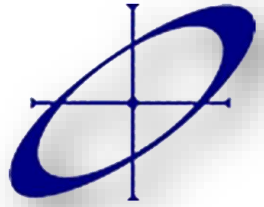
Bladder



※ RayStation のMLC パラメータ (Leaf offset/ transmission/ Leaf tip width) は、  
**複数の線量計及び高-低線量域の測定点含む39 Points の測定より決定**



# 方法 評価点線量検証の測定手順



## ➤ Step 1

照射野 $10 \times 10\text{cm}^2$ の基準照射野を $90^\circ$ ,  $270^\circ$ から固定照射したときの電離量 [nC] に対する計算線量 [cGy] の比をとる。 [cGy/ nC]  
(日々の出力変動の影響やファントム由来の不確かさの低減)

## ➤ Step 2

被検証計画の照射。測定点は標的内の中心の高線量域

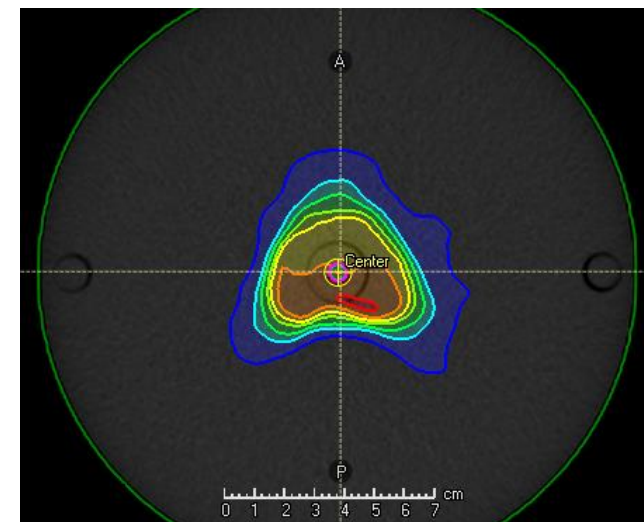
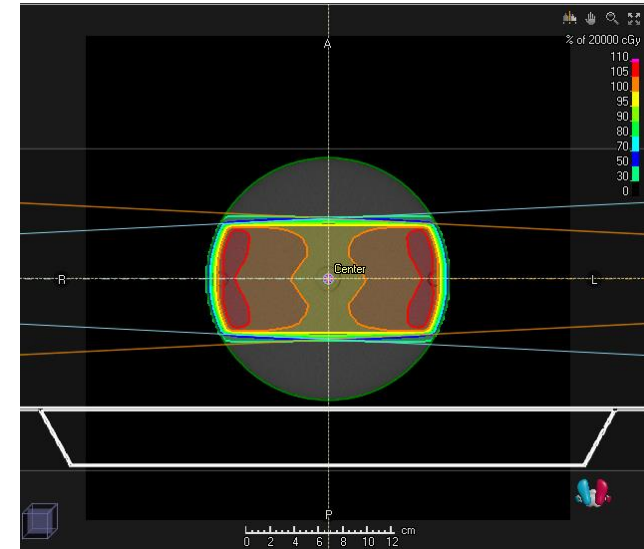
$$D_{measured} = \frac{D_{calc(ref)}}{M_{ref}} \cdot M_{plan}$$

$D_{measured}$  : 被検証計画の測定線量 [cGy]

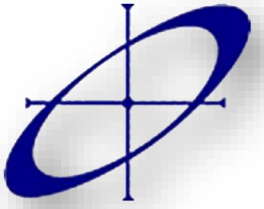
$D_{calc(ref)}$  : 治療計画装置から算出した基準照射野の線量 [cGy]

$M_{ref}$  : 基準照射野の照射から得られた電離量 [nC]

$M_{plan}$  : 被検証計画の照射から得られた電離量 [nC]



# 方法 線量差異の算出式



コミッショニング時は測定線量を基準に線量差異の評価を行うが、臨床開始後の結果と比較するために、

線量差異はすべて下記に示すように**計算線量を基準**として算出する

$$\%def f = \frac{D_{measured} - D_{calc}}{D_{calc}} \times 100$$

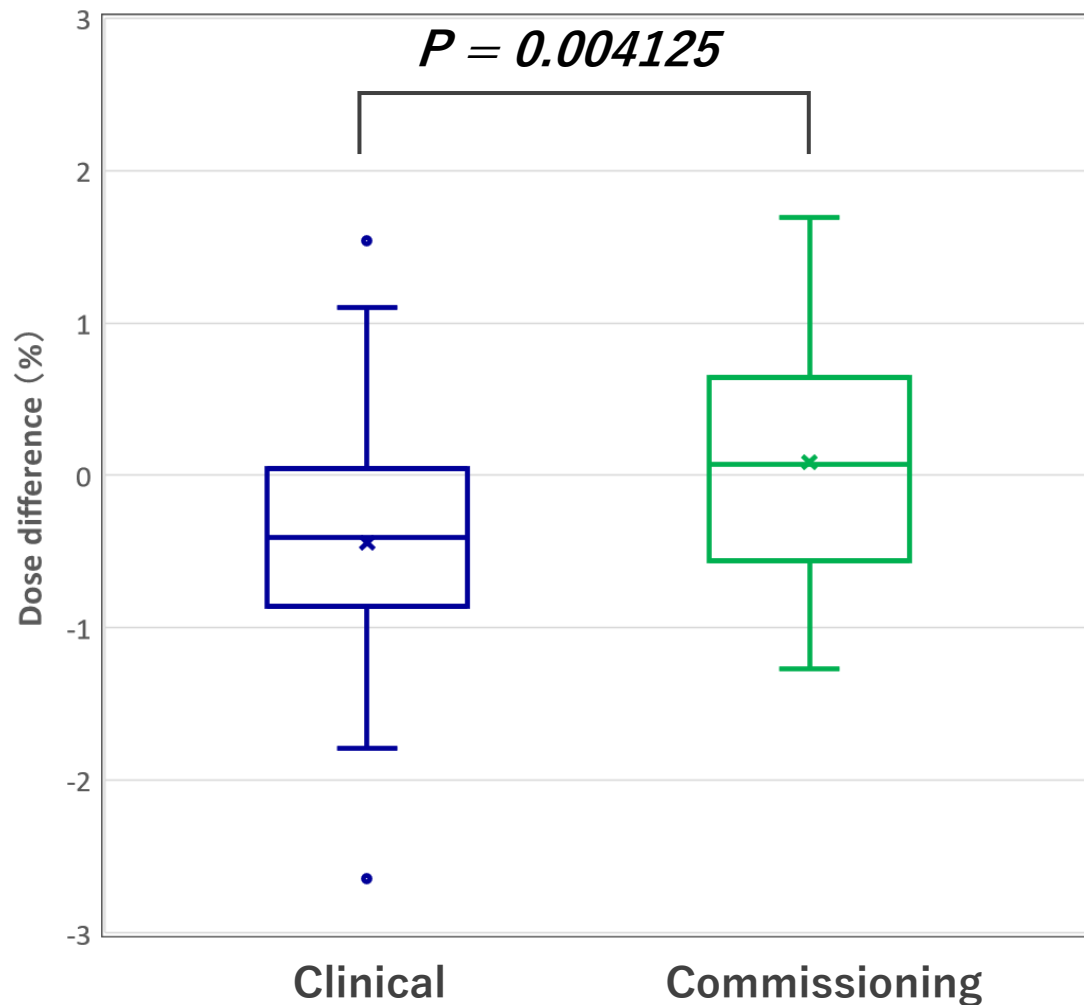
$\%def f$  : 計画線量と測定線量の線量差異

$D_{measured}$  : 測定線量

$D_{calc}$  : 計画線量

線量計算アルゴリズムはCollapsed Cone Convolution (CCC),  
計算グリッドは2 mm を使用

# 結果 臨床開始後とコミッショニング時の線量検証結果の比較

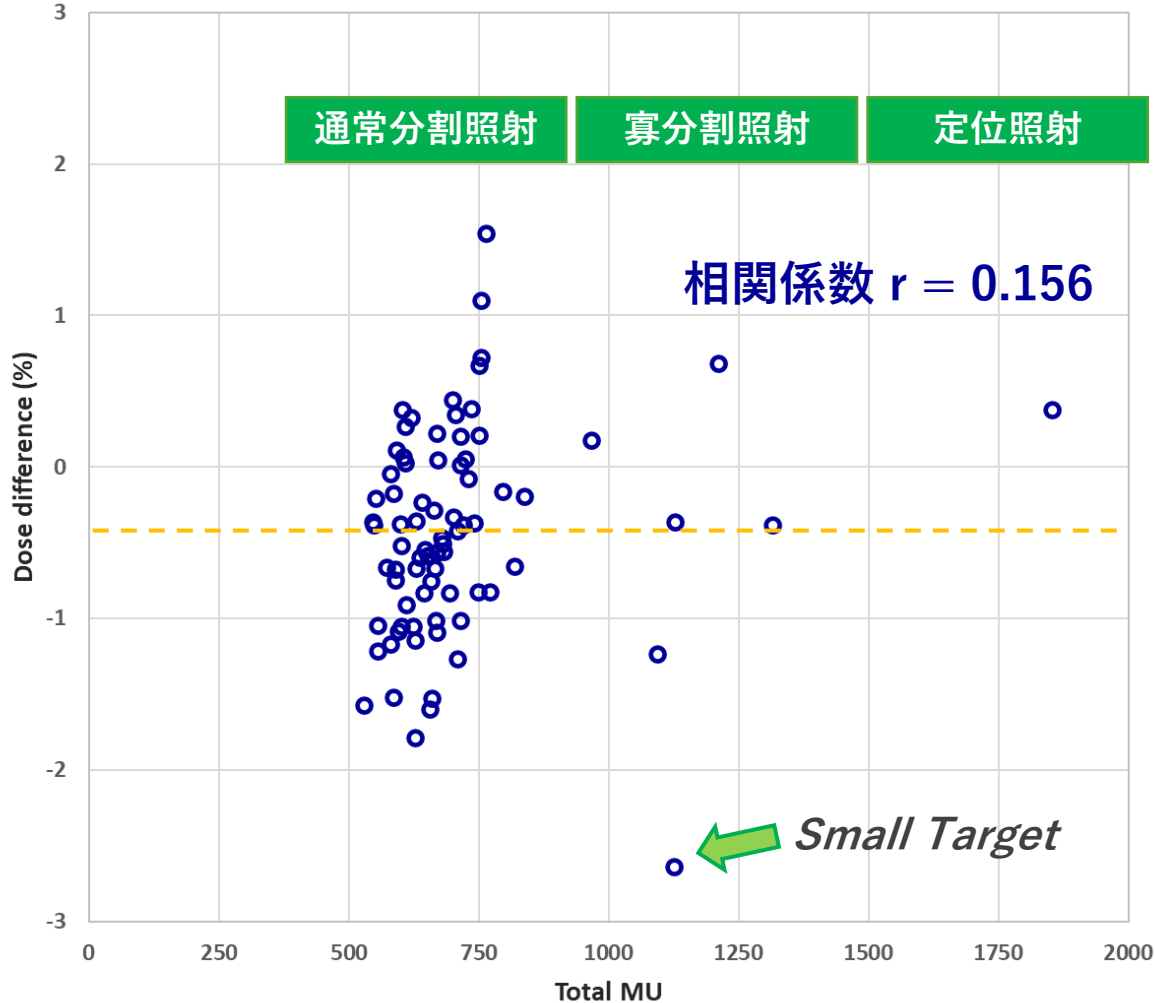
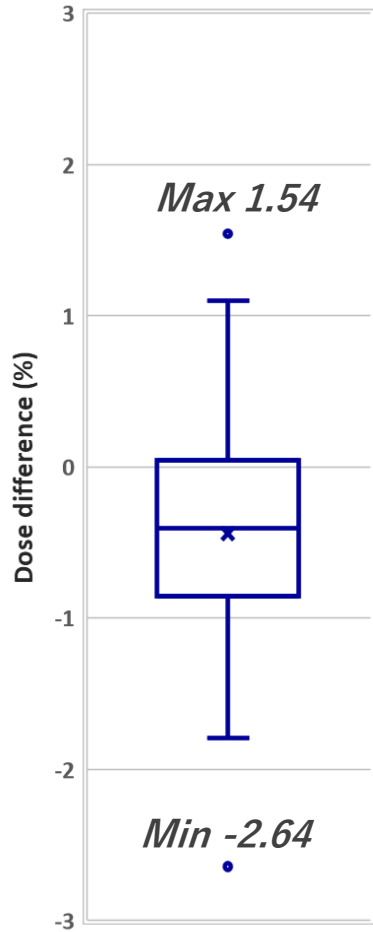
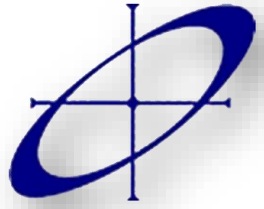


すべての群においても、線量差異は±3%以内に収まり、ガイドラインで定められた許容レベルを満たしていたさらに±1.5%以内に収まっているものが全体の91%を占めている

**臨床開始後**と**コミッショニング**時の線量検証の結果の間には統計的に有意な差が示された  
(対応のないt検定, MATLAB R2017a)

※  
対応のないt検定で二群間に有意差がないという結果であれば、「二つの群が差が（無視できる範囲で）等価であるかどうか」等価性検定を実施することにより二群間に差がないことを確認する予定であった

# 総MU と 線量差異 との相関

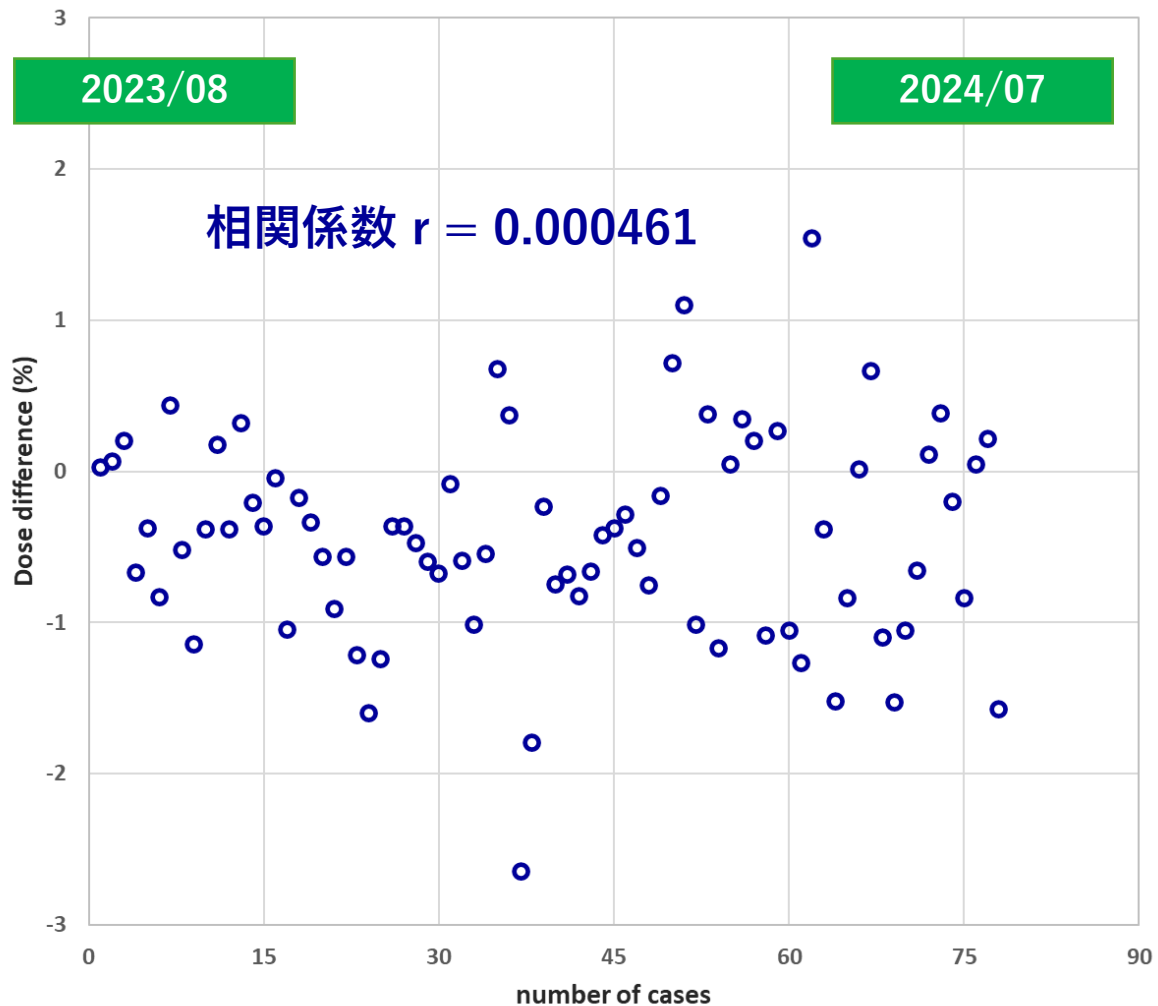
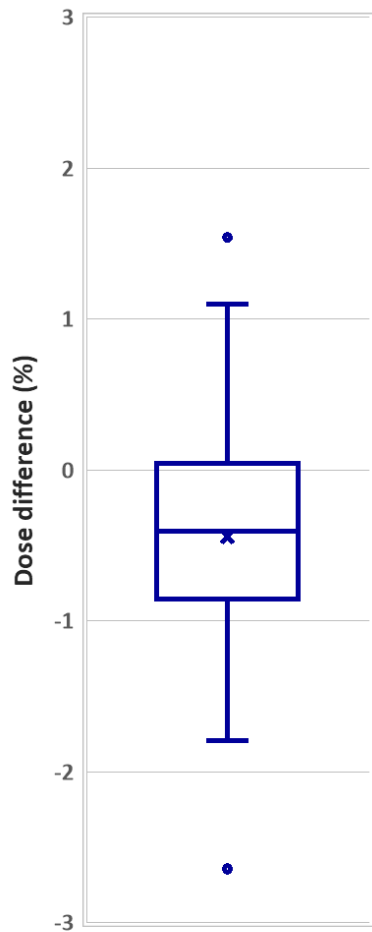


Mean	-0.44 %
S.D.	0.69 %
Max	1.54 %
Min	-2.64 %

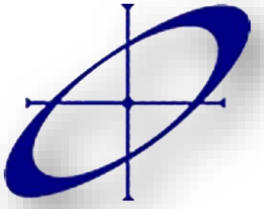
MU (処方線量) の大・小と線量差異の間には相関関係はみられない

Small Target; より小さい容量の線量計を選択することが適切だった  
ex) 0.04 cc

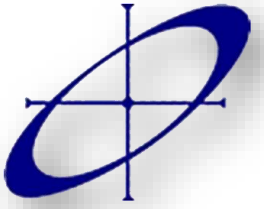
# 測定期間 と 線量差異 との相関



臨床開始から約1年の期間と線量差異の間に相関関係はみられない



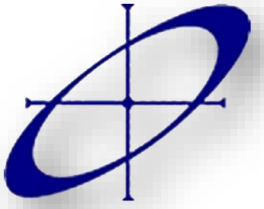
- ビームデータやMLCパラメータが同一であるため、臨床開始後とコミッショニング時の線量検証の結果には、差がないだろうという仮説のもとで本検証を実施したが、実際には統計学的に有意差がみられた
- コミッショニング時の方が多様な線量分布が作成されている一方で、臨床開始後の治療計画の多くは他の部位と比較すると緩やかな強度変調であることの多い前立腺の計画が大半を占めていることが要因と考えられる



- 高線量域の測定においては、すべての測定点においてガイドラインの示す許容レベルである $\pm 3\%$ 以内に収まっており、臨床開始前後の結果比較では統計的に有意差があったが、これは臨床的に重要な違いを示すものではないと考える
- 総MUまたは測定期間と線量差異との間には相関はなく、系統的な差は観測されなかった

以上より、

**コミッショニング時に決定されたMLCパラメータは再調整の必要はない**



コミッショニング時に決定されたMLCパラメータは  
**再調整の必要がない**と判断された

様々な治療部位に対する治療計画の検証データを蓄積していくこと、  
現在のマシンパフォーマンスが継続的に発揮できていることを品質管理により確認していく

*Thank you for your time and attention.*