

# Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) 治療計画における Multileaf Collimator (MLC) の系統的位相誤差の許容値

多根総合病院 放射線治療科

久保和輝 川守田 龍 岡田 亘 中原隆太  
岸本 瞬 石井 健太郎 荻野 亮 中島俊文

## 要 旨

当院の volumetric modulated arc therapy (VMAT) 治療計画の複雑さを定量的に解析し, VMAT に要求される multileaf collimator (MLC) 位置精度の許容値を算出する. 前立腺がん 60 症例の VMAT 治療計画の複雑さは, modulation complexity score applied to VMAT ( $MCS_v$ ) にて評価した. 元の治療計画の MLC 位置を系統的に変位させ, 線量計算を行った. Planning target volume (PTV) に対する各線量評価指標 ( $D_{mean}$ ,  $D_{98\%}$ ,  $D_{95\%}$ ,  $D_{2\%}$ ) を算出し,  $MCS_v$  との相関を求めた. また, MLC 位置誤差の違いによる PTV 線量の変化率を算出し,  $MCS_v$  との相関を求めた. PTV  $D_{mean}$  値と  $MCS_v$  との間に最も強い相関が得られた ( $r = 0.753$ ). また  $D_{mean}$  値の変化率と  $MCS_v$  の間に最も強い相関が得られた ( $r = -0.757$ ).  $MCS_v$  が最も小さい治療計画における PTV  $D_{mean}$  が元の治療計画の PTV  $D_{mean}$  の 2% 以内となる MLC 位置誤差は, 閉じる方向に 0.5mm であった. MLC 位置誤差による線量変化は治療計画ごとに異なり, 治療計画の複雑さに大きく影響される. 治療計画の複雑さを定量的に評価し, 要求される MLC 位置精度を把握した上で許容値を決定することが重要である.

**Key words** : VMAT ; 複雑さ ; MLC 位置精度

## はじめに

従来の治療方法のように照射野に対して均一な線量を照射する方法では, 腫瘍の形状が不整形な場合や正常組織が腫瘍と隣接した位置にある場合, 周囲の正常組織の重篤な副作用を避けるため, 腫瘍に対して制御可能な線量を照射することが困難であった. それに対し intensity modulated radiation therapy (以下, IMRT) は, 照射野内の線量強度を変化させて照射することにより, 隣接する正常組織の線量を最小限に抑えながら, 腫瘍の形状に合わせて高線量を照射することができる技術である<sup>1)</sup>. 外部放射線治療装置において, 照射野内の線量強度を変化させるためには multileaf collimator (以下, MLC) によって形成される照射野の形状と, 線量率や線量を変化させる方法 (以下, 線量強度変調) が一般的である. 線量強度変調の方法の

違いは segmental MLC 方式 (以下, SMLC 方式) と dynamic MLC 方式 (以下, DMLC 方式) に大別される<sup>2)</sup>.

IMRT における投与線量の精度は, MLC 位置の正確性や精度に大きく影響されることが報告されている<sup>3-8)</sup>. LoSasso<sup>6)</sup>らは, 対向する MLC によって形成される MLC 開口サイズが 1.0cm のとき, 0.2mm の MLC 位置誤差によって 3% 程度の線量誤差を生じると報告した. また, Palta<sup>7)</sup>らは MLC 開口サイズの再現性の許容値を 0.2mm にすることを提唱した. この提唱は IMRT に関するいくつかのガイドライン<sup>2)9)</sup>に取り入れられ, 本邦においても多くの施設がこの提唱に基づいた MLC の精度管理を行っている. 一方, Oliver<sup>8)</sup>らは MLC 位置誤差の臨床的意義として, 頭頸部がんに対する回転型 IMRT (volumetric modulated arc therapy (以下, VMAT)) において, 計画標的体積

(planning target volume (以下, PTV)) の線量差を2%以内に維持するには, MLC 開口サイズの誤差は0.6mm 以内でなければならないと報告した。しかし, 計算される IMRT の線量分布は治療計画の内容によって異なり, それに伴い MLC 開口サイズやセグメント数は変化するため, MLC 動作の複雑さは様々である。そのため, ガイドラインや各報告で推奨されている MLC 位置誤差の許容値が, すべての治療計画に適用できるかは明らかではない。

本研究の目的は, 当施設の治療計画の複雑さを定量的に解析し, 線量精度との関係を明らかにするとともに, 当施設の治療計画において要求される MLC の系統的位位置誤差の許容値を算出することである。

### 対象および方法

#### I . 治療計画および使用機器

本研究は, 2013年1月から2014年10月までに臨床使用された局所前立腺がん60症例の治療計画について検討した。治療計画は, 治療計画装置 Eclipse™ ver.10.0 (Varian 社製)を用いて, 全症例 VMAT にて治療計画を行った。肉眼的腫瘍体積 (gross tumor volume (以下, GTV))は前立腺とし, 臨床標的体積 (clinical target volume (以下, CTV))は GTV と精嚢基部から1.5cm を含めた範囲として定義した。PTV は, CTV に対して直腸側は5.0mm, その他の方向は8.0mm のマージンを3次元的に付加した範囲として設定した。危険臓器 (organ at risk (以下, OAR))は, 膀胱, 直腸, 大腿骨頭, 尿道球とした。線量処方, PTV の95%体積に対して処方線量の95%を満たし, PTV の平均線量 (以下,  $D_{mean}$ ) が78 Gy / 39 fraction (2 Gy / fraction)となるよう  $D_{mean}$ で正規化した。線量計算アルゴリズムは analytical anisotropic algorithm (AAA)を用いた。当院のインバースプランニングによる最適化計算における各臓器に対する線量制約を表1に示す。線量計算を行う point 数 (control point (以下, CP))

は178point とした。

治療装置は NovalisTx (BrainLab 社製), MLC のタイプ HD120, 照射回転角度は1回転358° (181°~179° : clockwise), コリメータ角度は30°, 10MV - X線 で照射した。VMAT は, IMRT の照射法の一つであり, ガントリを回転させながら, 線量率, ガントリ速度, MLC 形状を連続的に変化させた DMMLC 方式にて三次元的に線量強度分布を変調させる照射法である<sup>10)</sup>。

#### II . VMAT 治療計画における複雑さの定量化

当院で行った前立腺がん VMAT 治療計画について系統的な MLC 位置誤差と線量誤差の関係を明らかにするために, 60症例の治療計画の複雑さを定量的に解析し評価した。また, 2名の医師が作成した治療計画の複雑さを比較するために, IBM SPSS statistic ver.22 (IBM)を用いて有意水準5%にて Student の t 検定を行った。

IMRT の治療計画の複雑さを評価する方法には, monitor unit 値 (以下, MU 値), 平均 MLC 開度, また Webb<sup>13)</sup>が提案した modulation index (MI) などの報告<sup>11-14)</sup>がある。これらの方法では照射野サイズに依存して治療計画の複雑さを表す値が変化するため, 定量的な評価が困難である。そのため, 本研究において当院の前立腺がんに対する VMAT 治療計画の複雑さの評価には, Masi<sup>15)</sup>らが報告した modulation complexity score applied to VMAT (以下,  $MCS_v$ )を用いた。 $MCS_v$ は McNiven<sup>16)</sup>らが SMLC 方式である step and shoot IMRT の治療計画の複雑さを評価するために報告した modulation complexity score (以下, MCS)を VMAT 治療計画に適用させた評価法である。 $MCS_v$ は0.0~1.0の間の値をとり, 治療計画の複雑さが増すと0.0に近づく。この評価方法は, 治療計画の複雑さを MLC 動作に基づき解析し, 照射野サイズによらず定量的な評価ができる。

$MCS_v$ は最終的に式(5)を用いて算出するが,  $MCS_v$

表1 当院の前立腺がんに対する VMAT 治療計画時の各臓器に対する線量制約

		目標値	許容値			目標値	許容値
PTV	$D_{mean}$ [ Gy ]	= 78.0	—	膀胱	$V_{70Gy}$ [%]	≤ 25.0	≤ 35.0
	$D_{98\%}$ [ Gy ]	≥ 95.0	≥ 93.0		$V_{50Gy}$ [%]	≤ 45.0	≤ 55.0
	$D_{95\%}$ [ Gy ]	≥ 97.0	≥ 95.0		$D_{2\%}$ [ Gy ]	≤ 79.0	≤ 81.0
	$D_{2\%}$ [ Gy ]	≤ 102.5	≤ 105.0	大腿骨頭	$D_{2\%}$ [ Gy ]	—	≤ 50.0
直腸	$V_{70Gy}$ [%]	≤ 15.0	≤ 20.0	尿道球	$D_{mean}$ [ Gy ]	—	≤ 52.5
	$V_{50Gy}$ [%]	≤ 35.0	≤ 50.0				
	$D_{2\%}$ [ Gy ]	≤ 78.0	≤ 80.0				

算出にはまず式(1)–(4)を用いて各 CP における leaf sequence variability (以下,  $LSV_{cp}$ ) と  $pos_{max}(CP)$ , 各 CP における aperture area variability (以下,  $AAV_{cp}$ ), MU 値, 1 arc での MCS (以下,  $MCS_{arc}$ ) を求める必要がある<sup>15)</sup>.  $LSV_{cp}$  は, 各 CP において隣り合う leaf 同士の位置の違いを leafbank ごとに定義したものであり, 各 CP における MLC 形状の不整形度合いを表す.

$$LSV_{cp} = \left[ \frac{\sum_{n=1}^{N-1} (pos_{max} - |(pos_n - pos_{n+1})|)}{(N-1) \times pos_{max}} \right]_{leftbank} \times \left[ \frac{\sum_{n=1}^{N-1} (pos_{max} - |(pos_n - pos_{n+1})|)}{(N-1) \times pos_{max}} \right]_{rightbank} \quad (1)$$

ここで,  $N$  は照射野内で動作している MLC の数であり,  $pos$  は MLC の位置を表す.  $pos_{max}$  は各 CP における各 leafbank の中で leaf 位置がそれぞれ最大のもとの最小のものとの差であり, 以下の式(2)で定義される.

$$pos_{max}(CP) = \langle \max(pos_{n \in N}) - \min(pos_{n \in N}) \rangle_{leafbank} \quad (2)$$

$AAV_{cp}$  は, 各 CP において対向する MLC の開口を, 全 CP を通して最大となる開口によって正規化した値として定義され, 以下の式(3)によって計算される.

$$AAV_{cp} = \frac{\sum_{a=1}^A (\langle pos_a \rangle_{leftbank} - \langle pos_a \rangle_{rightbank})}{\sum_{a=1}^A (\langle \max(pos_a) \rangle_{leftbank \in arc} - \langle \max(pos_a) \rangle_{rightbank \in arc})} \quad (3)$$

ここで,  $A$  は MLC の数である.

VMAT では, CP 間も継続して照射が行われるため, 各 CP に対して算出された  $LSV_{cp}$  と  $AAV_{cp}$  は, 次の CP での値と平均して考慮しなければならない. したがって,  $MCS_{arc}$  は以下の式(4)より算出される.

$$MCS_{arc} = \sum_{i=1}^{I-1} \left[ \frac{AAV_{cpi} + AAV_{cpi+1}}{2} \times \frac{LSV_{cpi} + LSV_{cpi+1}}{2} \times \frac{MU_{cpi+1}}{MU_{arc}} \right] \quad (4)$$

ここで,  $I$  は CP 数,  $MU_{cpi+1}$  は CP 間での MU 値である. 最終的に1つの治療計画に対する  $MCS_v$  は以下の

式(5)より算出される.

$$MCS_v = \sum_{i=1}^J \left[ MCS_{arcj} \times \frac{MU_{arcj}}{MU_{plan}} \right] \quad (5)$$

ここで,  $J$  は1つの治療計画に含まれる arc 数である.

$MCS_v$  の算出に必要な各 CP の MLC 位置情報と MU 値情報は, 治療計画を DICOM-RT データとして自作プログラムに転送して自動抽出した.

### III. MLC 位置誤差が線量におよぼす影響と $MCS_v$ の関係

治療計画の複雑さ ( $MCS_v$ ) によって MLC の位置誤差が投与線量に与える影響について検討するため, MLC 位置の系統的誤差に着目し解析した. 解析した症例件数は  $MCS_v$  を算出した60例である.

意図的に MLC の系統的誤差を発生させるために, 各 CP における片側の MLC 位置を系統的に-1.0 mm 閉じる方向に変位した MLC データを作成した. その MLC データを治療計画装置に取り込み, MLC の動きに関するパラメータを一定とするために元の治療計画の MU 値を用いて再計算させた. 再計算して得られた線量-体積ヒストグラム (dose volume histogram (以下, DVH)) から PTV の  $D_{mean}$ , 98%体積線量 ( $D_{98\%}$ ), 95%体積線量 ( $D_{95\%}$ ), および2%体積線量 ( $D_{2\%}$ ) を線量評価指標として算出した.  $D_{98\%}$ ,  $D_{95\%}$ , および  $D_{2\%}$  は, MLC に位置誤差が生じていない元の治療計画の値を基準とした相対値とし,  $MCS_v$  との関係について相関を求めた. 相関係数の検定は IBM SPSS statistic ver.22 (IBM)を用いて有意水準5%で行った.

### IV. MLC の位置誤差に起因する線量誤差の変化率と $MCS_v$ の関係

方法(III)と同様に, 60症例から各 CP における片側の MLC 位置を系統的に-0.5, -1.0, -2.0, -5.0mm 閉じる方向に変位させた MLC データを作成し, MLC の動きに関するパラメータを一定にするために元の治療計画の MU 値を用いて再計算を行った. DVH より PTV の線量評価指標  $D_{mean}$ ,  $D_{98\%}$ ,  $D_{95\%}$ , および  $D_{2\%}$  を算出し, MLC 位置誤差の違いによる PTV の線量変化を評価した. なお,  $D_{98\%}$ ,  $D_{95\%}$ , および  $D_{2\%}$  は, MLC に位置誤差が生じていない元の治療計画の値を基準とした相対値とした.

また,  $MCS_v$  による PTV 線量への影響度を調べるために, 各線量評価指標の線量変化率と  $MCS_v$  の相関係数を算出した. 相関係数の検定は IBM SPSS statistic ver.22 (IBM)を用いて有意水準5%で行った. PTV

線量への影響度は、 $MCS_v$ と各線量評価指標の線量の関係の近似式 ( $y = ax + b$ ) から、その勾配係数として算出した。

V. VMAT 治療計画における系統的 MLC 位置誤差の許容値

当院の前立腺がんに対する VMAT 治療計画に求められる系統的な MLC の位置誤差の許容値は、 $MCS_v$ と線量誤差には相関があると推測し、最も  $MCS_v$ の小さい治療計画における MLC 位置誤差と PTV の  $D_{mean}$ との近似式より、 $D_{mean}$ が処方線量の2%以内におさまる MLC 位置誤差から算出することとした。当院では、 $D_{95\%}$ が処方線量の97%以上になることを目標値として治療計画を作成しているため(表 1)、MLC 位置誤差が発生した場合においても許容値である  $D_{95\%}$ が処方線量の95%を満たせるように、線量誤差を2%まで許容することとした。

結 果

I. 前立腺がんに対するVMAT治療計画の  $MCS_v$  の分布

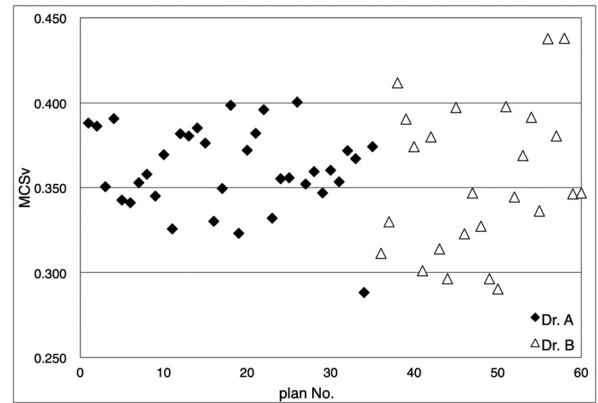


図 1 前立腺がんに対する VMAT 治療計画の  $MCS_v$  の分布

前立腺がんに対する VMAT 治療計画の  $MCS_v$ の分布を図 1 に示す。  $MCS_v$ の平均  $\pm$  SD は  $0.359 \pm 0.034$  (max. : 0.438, min. : 0.288)であった。当院では2名の医師によって治療計画を行っているが、治療計画の複雑さの分布において有意な差はみられず ( $p = 0.53$ )、治療計画者に依らず同等の複雑さをもった治療計画が

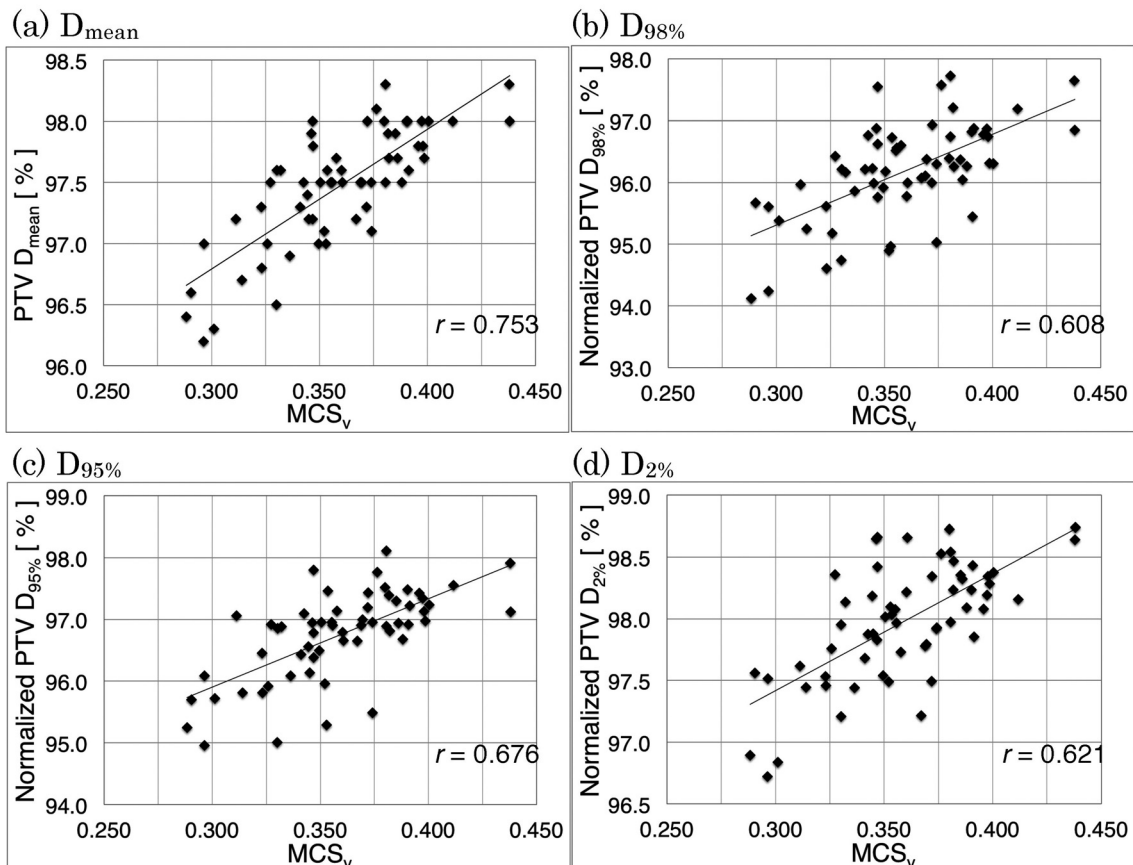


図 2 -1.0mm の MLC の系統的な位置誤差による PTV の各線量評価指標の値と  $MCS_v$  図中の実線は線形近似曲線を示す。  $r$  は相関係数。

作成されていることが示唆された。

## II. MLC の系統的位置誤差による PTV の各評価指標の値と $MCS_v$

系統的に MLC 位置を  $-1.0\text{mm}$  閉じる方向に変位させた治療計画における PTV の  $D_{\text{mean}}$ ,  $D_{98\%}$ ,  $D_{95\%}$ , ならびに  $D_{2\%}$  の値と  $MCS_v$  の関係を図 2 (a)-(d) に示す。MLC の系統的位置誤差は、閉じる方向に変位させたため、PTV の各線量評価指標の値は低下した。  $MCS_v$  と各線量評価指標に対して正規性の検定(Shapiro-Wilk 検定)を行い、正規分布していない ( $p < 0.05$ ) と判断されたため、ノンパラメトリック法である Spearman の順位相関係数を求めた。その結果、  $MCS_v$  が小さくなるほどすべての線量評価指標は低下した。特に処方線量を規定している  $D_{\text{mean}}$  と  $MCS_v$  とは強い正の相関であった ( $r = 0.753$ ,  $p < 0.05$ )。  $MCS_v$  と  $D_{98\%}$ ,  $D_{95\%}$ , および  $D_{2\%}$  においては、  $0.6 < r < 0.7$  であった。これは、MLC に同じ位置誤差が発生したとしても治療計画の複雑さが異なれば、投与線量に及ぼす影響が異なることを示唆した。

III. 各 MLC 位置誤差による PTV の各評価指標の変化  
次に、解析した 60 症例の治療計画において、MLC 位置誤差の大きさが PTV 線量へ及ぼす影響を  $D_{\text{mean}}$ ,  $D_{98\%}$ ,  $D_{95\%}$ , および  $D_{2\%}$  の各線量評価指標について解析した。MLC に位置誤差が生じていない時の線量を基準とした結果を図 3 (a)-(d) に示す (ここでは 60 症例すべてにおいて同じ傾向であったため、6 症例の結果のみ図中に示す)。MLC 位置誤差が大きいほど、そして  $MCS_v$  が小さいほど PTV 線量への影響は顕著であった。特に線量処方として用いる  $D_{\text{mean}}$  (図 3 (a)) では、各 MLC 位置誤差に対して直線的に変化することがわかる。他の線量評価指標 ( $D_{98\%}$ ,  $D_{95\%}$ , および  $D_{2\%}$ ) においても若干の屈曲はあるもののほぼ直線的に変化した (図 3 (b)-(d))。

## IV. $MCS_v$ と PTV の評価指標変化率の関係

異なる  $MCS_v$  において MLC の位置誤差によって与えられる PTV への線量低下率は、図 3 (a)-(d) の各データによる近似直線の傾きから算出し、その結果を図 4 (a)-(d) に示す。MLC の位置誤差による線量の低下率を表す勾配係数は、各線量評価指標において

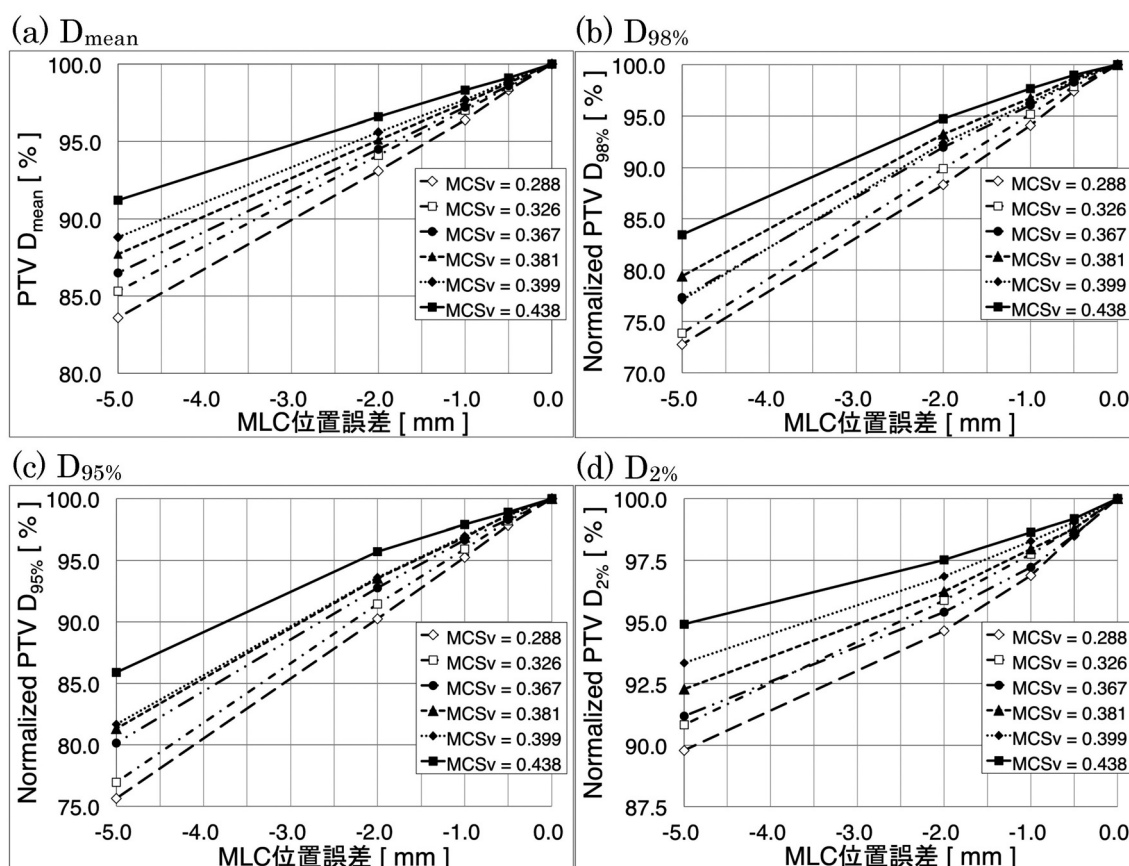


図 3 各 MLC 位置誤差による PTV の各線量評価指標の変化

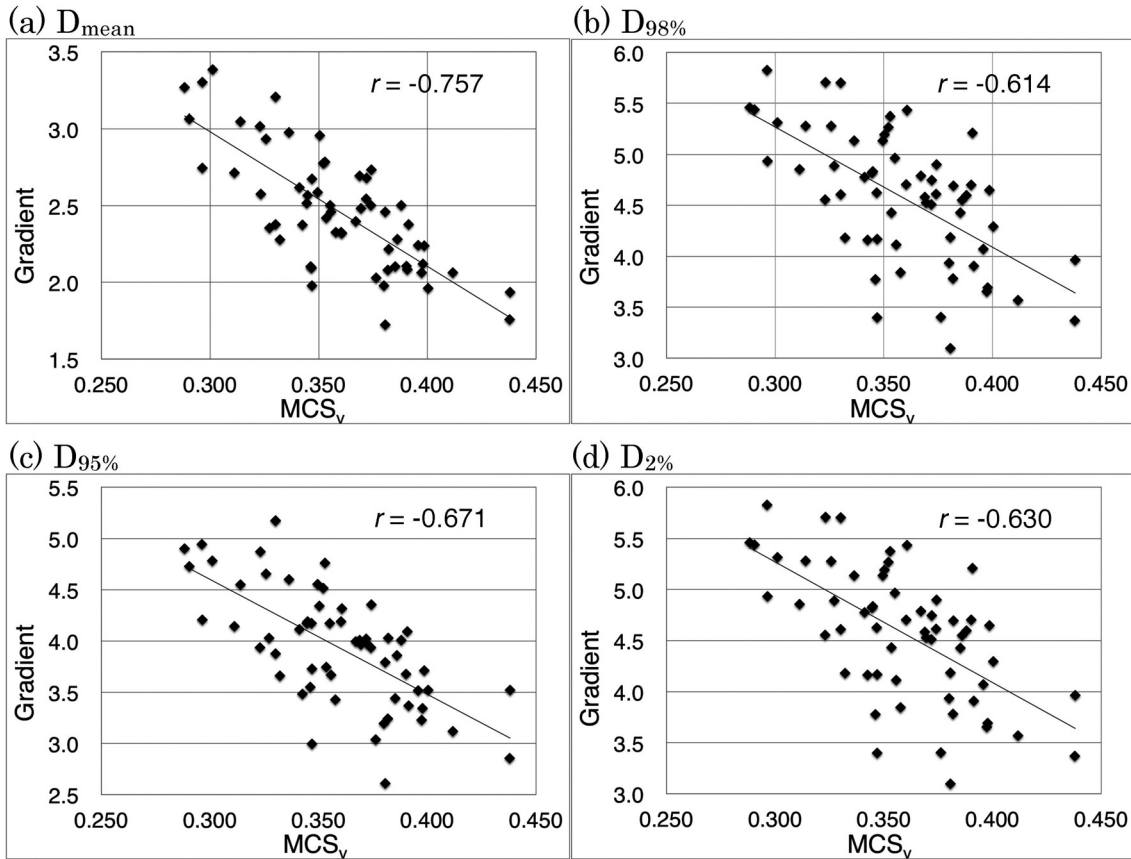


図4  $MCS_v$  と PTV の各線量評価指標変化率の関係  
 図中の実線は線形近似曲線を示す.  $r$  は相関係数.

$MCS_v$  が小さいほど, 大きくなった. PTV の  $D_{\text{mean}}$  の変化率と  $MCS_v$  との間には強い負の相関 ( $r = -0.757$ ,  $p < 0.05$ ) を示した.  $D_{98\%}$ ,  $D_{95\%}$ , および  $D_{2\%}$  のすべての線量評価指標においては,  $-0.7 < r < -0.6$  であった.

実際の治療計画に対して MLC 位置誤差が生じた場合, 単純な MLC の動きを有する治療計画と比較して, より複雑な MLC の動きを有する治療計画では投与線量の誤差が急激に増加することが示された.

#### V. VMAT 治療計画における系統的 MLC 位置誤差の許容値

MLC 位置精度の許容値を設定するために, 今回検討した60症例の中で最も  $MCS_v$  の小さい ( $MCS_v = 0.288$ ) 治療計画における MLC 位置誤差と PTV の  $D_{\text{mean}}$  との近似式 ( $y = 3.267x + 99.8$ ) より,  $D_{\text{mean}}$  が処方線量の2%以内となる MLC 位置誤差を算出した. その結果, MLC 位置誤差は閉じる方向に対して0.5mm まで許容できた. 今回検討した60症例において, 最も  $MCS_v$  の小さい治療計画と最も線量誤差の大きい治療計画は異なっていたが, 最も線量誤差の大きい治療計画においても  $D_{\text{mean}}$  が処方線量の2%以内となる MLC 位置誤

差は0.5mmであった.

#### 考 察

当院における前立腺がんに対する VMAT 治療計画の  $MCS_v$  の値は,  $0.359 \pm 0.034$  (平均  $\pm$  SD), 最大値 0.438, 最小値 0.288 (最大値と最小値の差 0.15) となり,  $MCS_v$  のばらつきは非常に小さかった. これは, 前立腺と周囲の OAR (直腸と膀胱) との解剖学的な構造および位置関係が症例ごとにばらつきが少ないことと, 計画プロトコールに基づいた治療計画を行っていることが要因として考えられる. 結果的に, 各症例で作成された VMAT の治療計画ごとの複雑さが, ほぼ同じであるという理想的な結果であった.

MLC 位置誤差によって生じる PTV の各線量評価指標と  $MCS_v$  には相関があり,  $MCS_v$  と処方線量を規定する  $D_{\text{mean}}$  には強い正の相関があった. また,  $D_{98\%}$ ,  $D_{95\%}$ , そして  $D_{2\%}$  においてもやや強い正の相関があった. LoSasso<sup>6)</sup>らは, MLC 位置誤差による線量誤差への影響度は, MLC 開口サイズに依存することを報告している. 方法(II)の式(1)-(3)で示した  $MCS_v$  のパラメータである  $LSV_{cp}$  や  $AAV_{cp}$  の値が小さいほど, MLC

形状がより不整形であることや MLC 開口サイズの変動が大きいことを意味しており、 $LSV_{cp}$ や  $AAV_{cp}$ の値が小さいほど、 $MCS_v$ が小さくなり治療計画の複雑さが増したことを表す。つまり、線量誤差との間に強い正の相関があったのは、 $MCS_v$ が MLC 開口サイズに依存して変化する値であったためと考える。

線量誤差と  $MCS_v$ に相関が得られたことから、治療計画の  $MCS_v$ を算出することによって、その治療計画に要求される MLC 位置精度の推定が可能であると考える。

本研究の結果から、同じ部位に対する VMAT 治療計画であっても、治療計画のもつ複雑さはそれぞれ異なるといえる。また、治療計画の複雑さに応じて、MLC 位置誤差が発生した場合の投与線量に及ぼす影響が異なる。したがって、自施設における治療計画に応じた MLC 位置誤差の許容値を設定する必要がある。当院の前立腺がんに対する VMAT 治療計画を対象とした本研究では、PTV の  $D_{mean}$ を処方線量の 2%以内におさめるために許容される MLC 位置誤差は閉じる方向に対しては 0.5mm となり、Palta<sup>7)</sup>らの提唱した MLC 開口サイズの再現性に関する MLC 位置精度の許容値よりも大きくなった。これは、前立腺がんに対する VMAT 治療計画が比較的複雑でないことに起因すると考える。

MLC の位置誤差が逆に広がる方向への許容値は、投与される線量の増加が懸念されるため PTV ではなく OAR に対して評価しなければならないと考える。したがって、許容値が異なることが予測される。今後さらに複雑さをもつ治療計画が立案されるような場合には、より厳しい許容値の設定が必要であろう。

本検討では MLC の系統的 position error に対する許容値を算出した。しかし、偶発的位置誤差に対する許容値は検討していない。Oliver<sup>8)</sup>らは、偶発的位置誤差によって生じる線量誤差はわずかであり、MLC 開口サイズの変化を評価することがより重要であると報告しており、偶発的位置誤差に対する許容値算出の臨床的意義は高くないと考える。

## おわりに

本研究では、当施設で前立腺がんに対して臨床使用されている治療計画の複雑さを  $MCS_v$ によって評価し、 $MCS_v$ と投与線量誤差の関係を評価した。この結果より、治療計画の質的評価を行うことの重要性を示した。今後、前立腺がん以外の症例に対する VMAT 治療計画においても  $MCS_v$ を評価し、自施設の治療計画に要求される MLC 位置精度を決定することが重要である。

## 参考文献

- 1) 日本放射線腫瘍学会 QA 委員会：多分割コリメータによる強度変調放射線治療の機器的精度確保に関するガイドライン (Ver. 1), 2004
- 2) 日本放射線腫瘍学会 QA 委員会：強度変調放射線治療における物理・技術的ガイドライン2011, 2011
- 3) Low D, Sohn JW, Klein EE, et al.: Characterization of a commercial multileaf collimator used for intensity modulated radiation therapy. *Med Phys*, 28(5) : 752-756, 2001
- 4) LoSasso T: Acceptance testing and commissioning of IMRT. In Fuks Z, Leibel SA, Ling CC (eds): A practical guide to intensity-modulated radiation therapy, Medical Physics Publishing, Madison, 123-146, 2003
- 5) Kunga JH, Chen GTY: Intensity modulated radiotherapy dose delivery error from radiation field offset inaccuracy. *Med Phys*, 27 (7) : 1617-1622, 2000
- 6) LoSasso T, Chui CS, Ling C: Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy. *Med Phys*, 25(10) : 1919-1927, 1998
- 7) Palta JR, Kim S, Li JG, et al.: Tolerance limits and action levels for planning and delivery of IMRT. *Medical Physics Monograph*, 29 : 593-612, 2003
- 8) Oliver M, Gagne I, Bush K, et al.: Clinical significance of multi-leaf collimator positional errors for volumetric modulated arc therapy. *Radiother Oncol*, 97(3) : 554-560, 2010
- 9) 日本放射線腫瘍学会：放射線治療計画ガイドライン2012年版, 金原出版, 東京, 2012
- 10) Otto K: Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Med Phys*, 35 (1) : 310-317, 2008
- 11) Mohan R, Arnfield M, Tong S, et al.: The impact of fluctuations in intensity patterns on the number of monitor units and the quality and accuracy of intensity modulated radiotherapy. *Med Phys*, 27 (6) : 1226-1237, 2000
- 12) Dai J, Zhu Y: Minimizing the number of

- segments in a delivery sequence for intensity - modulated radiation therapy with a multileaf collimator. *Med Phys*, 28(10) : 2113-2120, 2001
- 13) Webb S : Use of a quantitative index of beam modulation to characterize dose conformality: Illustration by a comparison of full beamlet IMRT, few - segment (fsIMRT) and conformal unmodulated radiotherapy. *Phys Med Biol*, 48 (14) : 2051-2062, 2003
- 14) McGarry CK, Chinneck CD, O' Toole MM, et al. : Assessing software upgrades, plan properties and patient geometry using intensity modulated radiation therapy (IMRT) complexity metrics. *Med Phys*, 38 (4) : 2017-2034, 2011
- 15) Masi L, Doro R, Favuzza V, et al. : Impact of plan parameters on the dosimetric accuracy of volumetric modulated arc therapy. *Med Phys*, 40 (7) : 071718, 2013
- 16) McNiven AL, Sharpe MB, Purdie TG : A new metric for assessing IMRT modulation complexity and plan deliverability. *Med Phys*, 48 (2) : 505-515, 2010