ノート

線量率変化を伴う Dynamic MLC IMRT の
MLC 速度制御法における投与線量誤差に関する考察小島秀樹¹ 瀧上 誠¹ 浅野友洋¹ 畑中康弘² 相澤一宏³ 石川正純⁴論文受付
2016 年 10 月 2 日論文受理
2017 年 2 月 27 日Code Nos. 400
430
431¹ 札幌東徳洲会病院放射線治療部² 市立旭川病院中央放射線科³ 市立札幌病院放射線部⁴ 北海道大学大学院保健科学研究所

緒 言

動的マルチリーフコリメータ (dynamic multi-leaf collimator, DMLC) を用いた intensity modulated radiotherapy (IMRT) 照射では MLC を頻繁に動かすため、MLC 駆動の位置的精度が問題となる。MLC の動的的位置精度は線量精度と密接な関係があり、駆動時の

MLC 位置誤差は投与線量に対する線量誤差を引き起こす。そのため、DMLC IMRT を開始する前に、品質管理項目として MLC 駆動と線量率やビーム制御の関係性を把握しておく必要がある。

VARIAN 社製リニアックにおいて、DMLC IMRT の treatment plan file は digital imaging and communi-

Consideration of Dose Error in Dynamic MLC IMRT Using MLC Speed Control with Dose Rate Change

Hideki Kojima,^{1*} Makoto Takigami,¹ Tomohiro Asano,¹ Yasuhiro Hatanaka,² Kazuhiro Aizawa,³ and Masayori Ishikawa⁴¹ Department of Radiation Oncology, Sapporo Higashi Tokushukai Hospital² Central Radiological Department, Asahikawa City Hospital³ Department of Radiology, Sapporo City General Hospital⁴ Graduate School of Human Health Sciences, Hokkaido University

Received October 2, 2016; Revision accepted February 27, 2017

Code Nos. 400, 430, 431

Summary

In dynamic multi-leaf collimator (MLC) intensity-modulated radiotherapy (IMRT), the accuracy of delivered dose is influenced by the positional accuracy of the moving MLC. In order to assess the accuracy of the delivered dose during dynamic MLC IMRT, the delivered dose error in dynamic MLC IMRT using the MLC speed control with dose rate change was investigated. Sweeping gap sequence irradiation was performed with constant MLC leaf speed at 0.6 to 5 cm/s or changed MLC speed (4 steps). The positional accuracy of the moving MLC was evaluated from the trajectory log file. Absorbed dose measurements with sweeping field (Field size: 10 cm×10 cm, MLC leaf speed: 0.6 to 2.7 cm/s, MLC leaf gap width: 0.2 to 2.0 cm) were performed. The delivered dose error at each gap width was evaluated according to MLC leaf speed change. MLC positional errors and changes in delivered dose according to MLC leaf speed were within 0.07 mm and 0.6%, respectively, for all measurements. Beam hold-off did not occur under any conditions. We confirmed that TrueBeam can regulate MLC leaf speed below the maximum limit (2.5 cm/s) by changing the dose rate in real-time during irradiation in dynamic MLC IMRT. MLC gap error during irradiation was estimated within 0.2 mm at the maximum dose rate from the results of absolute dose measurements using dynamic MLC irradiation. In conclusion, TrueBeam can use the maximum dose rate for the treatment planning of dynamic MLC IMRT, which has an advantage of shorter treatment time.

Key words: dynamic multi-leaf collimator, trajectory log file, dose rate, intensity-modulated radiotherapy (IMRT)

*Proceeding author

cation in medicine (DICOM) 形式で記述されている。Treatment plan file には MLC 速度についての記載はない。MLC 速度と照射線量率は関連があるが、リニアックのアーキテクチャによって、線量率制御方法は異なる。

VARIAN 社製リニアックでは、リニアック制御系と独立した MLC workstation が MLC 駆動を制御しているため、ビーム照射の制御と MLC 駆動を完全に同期して制御することはできない¹⁾。MLC を駆動する照射では、各 control point に線量が配分されており、配分された線量に対して実際の MLC 位置と指示された位置との乖離が許容範囲を超えた場合、MLC workstation はビームを停止する命令をリニアック制御系に送り、リニアックはビームを hold 状態にして MLC が計画位置に到着するまで待機する。これは beam hold-off²⁾ と呼ばれる。Beam hold-off 信号は MLC workstation から命令され、MLC 照射ログファイル (trajectory log file) で確認することが可能である。Trajectory log file にはビーム照射中に設定した MLC 位置 (expect MLC position) と実際の MLC 位置 (actual MLC position) の、経時的な情報が記述される。これらの値は、1 秒間に 18~20 回の頻度^{1,3)} で経時的に記述されているが、MLC workstation からリニアック制御系への通信応答に 50~55 ms の遅れ^{1,3)} があるため、50 ms 程度遅れた MLC 位置を sampling している可能性がある。例えば、MLC を 4 cm/s で駆動させていたとしたら、50 ms 前の駆動位置 2 mm の位置誤差が生じる。したがって、trajectory log file には正味の MLC 位置誤差に、応答遅延に由来する系統的な位置誤差が加わる。

TrueBeam (Varian Medical Systems) は supervisor モジュールがシステム全体を統括しており、beam generation, collimation, couch, imaging system, detector arms, stand 等のモジュールは各々下位システムとして supervisor の下に統括されている。これらの node は supervisor と 10 ms 毎に通信応答しており、10 ms 毎に発信される同期信号により delivery status が同期され⁴⁾、MLC 駆動は、"COLL" と呼ばれる下位システムによって制御される。

上記仕様の違いにより、TrueBeam は Clinac シリーズとは異なった通信応答特性や MLC 精度特性を持つ可能性がある。また、これらを把握することは、IMRT 施行において線量率選定の根拠となる。本研究では、TrueBeam の DMCLC 照射時における線量率制御法が、MLC の駆動精度および線量精度に与える影響を評価し、IMRT 照射に用いる線量率について考

察を行うことを目的とする。

1. 装置と方法

DMCLC 照射中の MLC の動的精度を包括的に検証するため、動的位置精度および照射線量精度による検証を行った。

1-1 検討に用いた装置

本研究では、リニアックとして TrueBeam Ver. 1.6 (Millennium 120 Leaf MLC)、治療計画装置は治療計画装置 Eclipse Ver.11 (Varian Medical Systems) を用いた。すべての照射は 10MV-X 線 (with flattening filter) で行った。Eclipse における設定パラメータは、LoSasso の論文⁵⁾ にない max. leaf speed を 2.5 cm/s, dose dynamic leaf tolerance を 2 mm とした。Trajectory log file 解析には TM-WINS Ver. 5.6 (R-Tech. Inc.) および trajectory log file を CSV 形式に変換した後、Excel (Microsoft) にて解析を行った。また、絶対線量検証においては、Farmer 形電離箱 TN30013 (PTW-freiburg) を電位計 (RAMTEC Smart, TOYO MEDIC) に接続し、一次元水ファントム (WP1D Water Phantom, iba Dosimetry) および水等価固体ファントム (OmniPro I⁺ mRT BS40-000 Phantom, iba Dosimetry) を用いた。線量分布検証では、フィルム測定として GAFCHROMIC EBT3 (ASHLAND) を使用し、Simple IMRT Analysis (Triangle Products) を用いて線量分布の解析を行った。また、二次元検出器として MapCHECK2 (Sun Nuclear)、三次元検出器として ArcCHECK (Sun Nuclear) を用いた線量分布の検証も行った。

1-2 MLC 速度と MLC 位置誤差の関係

MLC leaf gap 幅が一定 (1 cm) で、X 方向に -5~5 cm へ sweep する DMCLC ファイルにおいて、MLC が速度一定 (0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5, 3.0, 4.0, 5.0 cm/s の 8 通り) となるシーケンスを作成した。これらを gantry 角度 4 方向 (0, 90, 180, 270°) で照射し、照射中の trajectory log file を解析した。

1-3 MLC 速度が段階的に変化するときの MLC 速度と MLC 位置誤差の関係

MLC leaf gap 幅が一定 (1 cm) で、X 方向に -5~5 cm で sweep し、照射中の MLC 速度が Table 1 に示すように 4 段階で変化する DMCLC ファイルを作成し、計画線量率 100, 200, 300, 400, 500, 600 monitor unit (MU)/min で照射することにより、MLC 速度が

Table 1 MLC velocity sequence pattern for each dose rate

DR (MU/min)	MLC Velocity (cm/s)				Ave. (cm/s)
	1st	2nd	3rd	4th	
100	0.6	0.8	0.6	0.7	0.7
200	1.2	1.7	1.2	1.3	1.3
300	1.9	2.5	1.8	2.0	2.0
400	2.5	3.3	2.4	2.6	2.7
500	3.1	4.2	3.0	3.3	3.4
600	3.7	5.0	3.6	3.9	4.0

0.6~5 cm/s と変化するシーケンスを作成した。これらを gantry 角度 4 方向(0, 90, 180, 270°)で照射し, trajectory log file を解析した。

1-4 Gap 幅・MLC 速度と投与線量精度の関係

X 方向に-5~5 cm で sweep し, gap 幅が 8 通り (0.2, 0.4, 0.5, 0.6, 1.0, 1.4, 1.6, 2.0 cm) の DMLC ファイルを作成した。MLC 移動速度が想定した値となるように, 各々の gap 幅に応じて MLC の移動距離および monitor unit(MU)を決定した。例えば, gap 幅 0.2 cm, 0.4 cm の場合, 移動距離はそれぞれ 10.2 cm, 10.4 cm とし, MU 値 D は gap 幅 L (cm), MLC 速度 v (cm/s), 線量率 d (MU/min) を用いて以下の式(1)で求められる。

$$D = \frac{(L + 10d)}{60v} \dots\dots\dots (1)$$

300~600 MU/min にて MLC 速度を 0.6, 1.2, 1.33, 2.4, 2.67 cm/s で駆動する際の MU を計算, 照射し線量測定を行った。得られた線量を 100 MU に規格化し, MLC 速度 0.6 cm/s の測定値と比較した。照射野の大きさは $10 \times 10 \text{ cm}^2$ とし, source to chamber distance (SCD) 100 cm, 水中 10 cm 深にて線量測定を行った。

2. 結果

2-1 MLC 速度と MLC 位置誤差の関係

Figure 1a に trajectory log file 解析による, gantry 角度別の MLC 速度と MLC root mean square error (RMSE) の関係を示す。Figure 1a より, MLC RMSE は MLC 速度に応じて増加し, 治療計画装置で設定された MLC の限界速度 2.5 cm/s で一定となることが確認された。MLC 速度が 2.5 cm/s 以上では, MLC RMSE は $0.06 \pm 0.01 \text{ mm}$ となった。gantry 角度による MLC の自重の影響は 0.01 mm であった。

次に, 照射中における MLC 速度と MLC 位置誤差の変化を Fig. 2 に示す。図中の plan, actual, error は, 計画および実際の MLC 速度 (cm/s) と, RMSE (cm) を表している。Figure 2a から, MLC 速度が 0.5~2.5 cm/s において計画 MLC 速度と実際の MLC 速度は一致し, MLC 位置誤差は MLC 速度に応じて増加したが, 2.5 cm/s 以上で位置誤差が 0.07 mm と一定になった。

Figure 3 に照射中の経時的な線量率の変化をコントロールポイントごとに示す。Figure 3a は, MLC 速度一定 (1.0 cm/s), 線量率 600 MU/min で計画されたシーケンス (Fig. 2a の Plan 1.0 cm/s に相当) であるが, 線量率の設定値と実際の値は, 計画値と一致しており, MLC 速度も計画値 (1.0 cm/s) に対して一致していた。一方, Fig. 3b は MLC 速度 5.0 cm/s, 線量率 600 MU/min で計画されたシーケンス (Fig. 2b の Plan 5.0 cm/s に相当) であるが, 線量率の設定値および実際の値は計画値 (600 MU/min) に対して約 300 MU/min となり, MLC 速度も, 計画値 (5.0 cm/s) に対して実際の値は 2.5 cm/s であり, ほぼ半分の速度となっていた。

Fig. 1 MLC position errors for MLC velocity constant (a) and MLC velocity change (b).

Fig. 2 Actual MLC velocity for various planned MLC velocities. The actual MLC velocity was the same as the planned MLC for MLC velocity less than 2.5 cm/s (a). The actual MLC velocity was clipped at 2.5 cm/s for MLC velocity exceeding 2.5 cm/s (b).

Fig. 3 Dose rate change during irradiation. P and A indicate planned and actual MLC velocity, respectively.

2-2 MLC 速度が段階的に変化するときの MLC 速度と MLC 位置誤差の関係

Figure 1b に trajectory log file 解析による, gantry 角度別の平均 MLC 速度と MLC RMSE を示す. Figure 1b より, MLC RMSE は MLC 速度が一定のときと同様に平均 MLC 速度に応じて増加し, MLC 速度 2.7 cm/s 以降で飽和する傾向がみられた.

次に, 照射中における MLC 速度と MLC 位置誤差の変化を Fig. 2b に示す. Figure 2b から, MLC 速度が 2.5~5.0 cm/s では, 計画値 2.5, 3.0, 4.0, 5.0 cm/s に対して実際の速度はすべて 2.5 cm/s と一定であり, MLC 位置誤差もほぼ一定の値となった.

Figure 3c は, 線量率 300 MU/min で計画された

シーケンスであるが, 線量率の設定値と実際の値は, 計画値と一致しており, MLC 速度も計画値(1.9, 2.5, 1.8, 2.0 cm/s)に対して一致していた. 一方, Fig. 3d は線量率 600 MU/min で計画されたシーケンスであるが, 線量率の設定値および実際の値は計画値(600 MU/min)に対して, MLC 速度(3.7, 5.0, 3.6, 3.9 cm/s)に応じて 405, 300, 417, 384 MU/min と減少していた. MLC 速度も, 計画値(3.7, 5.0, 3.6, 3.9 cm/s)に対して実際の値は 2.5 cm/s であり, すべて一定の速度となっていた. また, すべてのシーケンスにおいて実際の線量率の値は設定値に対して一定の幅で変動していた.

Fig. 4 Relative output for various MLC leaf gap values with respect to MLC leaf velocity.

2-3 Gap 幅・MLC 速度と投与線量精度の関係

各々の gap 幅における, MLC 速度 0.6 cm/s に対する各 MLC 速度での相対出力を, Fig. 4 に示す. Figure 4 より, すべての gap 幅において MLC 速度が 1.33 cm/s よりも速い速度で駆動する際に相対出力が増加する傾向がみられた. 特に, gap 幅 2 mm と 4 mm では変化率が大きくなったが, 変化は最大でも 0.6% であった.

3. 考 察

Clinac における trajectory log file の精度は過去に研究され^{3,6-8)}, Li らはダイオードアレイ⁶⁾, Zygmanski らはフィルム⁷⁾, Zeidan らは electronic portal imaging device (EPID)⁸⁾ を用いて独立した検証を行い, Kerns ら⁹⁾ は多施設にて包括的な評価を行った. 一方, TrueBeam では Agnew らが EPID と trajectory log file による MLC リーフ位置の位置精度比較を行い¹⁰⁾, 概ね一致していることを報告している. しかし, モーターの異常やナットの緩みなどによる, trajectory log file では検知されなかったエラーが存在した^{10,11)} との記述もあることから, 本手法においても同様の問題が懸念される. trajectory log file の健全性のチェックは, 定期的に行うことが提案されている¹¹⁾.

3-1 動的位置精度に関する考察

VARIAN 社製リニアックの DMCLC IMRT 照射では, MLC position と cumulative meterset weight (全照射 MU の割合) が treatment plan file (DICOM) に記述され, MLC 速度の記述はなく, 線量率を制御することで MLC speed を間接的に制御している. TrueBeam では, DMCLC IMRT 時の MLC 駆動制御法として, delivery system で設定された dynamic MLC max. leaf speed (本研究は 2.5 cm/s) を超えないよう

Fig. 5 Dose rate (a) and MLC velocity (b) at each elapsed time.

に, treatment plan file や delivery system で計画した線量率を変化させ, MLC 速度を制限する方法が採用されている. ある DMCLC 照射シーケンスにおいて, 計画された MLC 速度が 2.5 cm/s より高くなる場合, その部分の MLC 速度を 2.5 cm/s に制限するために, 計画された線量率よりも低い線量率に設定し, 実照射でもこの線量率が採用される. なお, 線量率を下げる割合は, 計画 MLC 速度と設定 MLC 速度 (2.5 cm/s) の比で計算される. Figure 3d では, この制御法によって, 計画 MLC 速度 3.7, 5.0, 3.6, 3.9 cm/s に対し, 各々計画 MLC 速度から 2.5 cm/s に減少した割合分だけ, 線量率が減少 (600 MU/min から 405, 300, 417, 384 MU/min) していることが確認できる. 一例として, Fig. 5 にある IMRT ビームを最大線量率 (600 MU/min) で照射した際の, 経時的な線量率および MLC 速度の変化を示す. Figure 5a は線量率の変化, Fig. 5b は同照射の MLC No.30 (B bank) の MLC 速度 (cm/s) の変化を示している. Figure 5a では, 照射シーケンスすべての線量率を下げるのではなく, MLC 速度が 2.5 cm/s を超えると予測された control point 部だけ線量率を下げ, 全照射中の MLC 速度を 2.5 cm/s 以下に収められていることがわかる. また Fig. 5b から, 照射中の線量率が計画値 (600 MU/min) から降下するポイントがみられ, MLC 速度が 2.5 cm/s でクリップしている様子が確認できる.

Fig. 6 Dynamic MLC relative output test (4, 6 mm gap, 0.6 cm/s) compared with baseline.

3-2 線量精度に関する考察

線量精度の評価には、リニアックの安定性、線量計の安定性、DMLCの位置再現性などが影響するため、これらの不確かさについて検討を行った。

- 2015年1月～2016年1月の期間における10MV-X線に対する出力をFarmer形線量計で週ごとに測定を行った結果から、リニアックと線量計の測定不確かさを評価したところ、標準偏差は0.28%となった。なお、測定には標準計測法12に従って実施した。
- 同期間における経時的なDMLC出力比試験(0.6 cm/s 駆動, 4, 6 mm gap)の結果をFig. 6に示す。この図より、baselineに対する変動値の標準偏差は0.44% (4 mm Gap), 0.31% (6 mm Gap)であった。5 mm gapのデータは測定していない。しかしながら、gap幅が小さいほどbaselineに対する変動値の標準偏差は大きくなる傾向にあるため、5 mm gapの経時的なDMLC出力比試験においてbaselineに対する変動値の標準偏差として、4 mm gapの標準偏差0.44%を採用した。
- Figure 4より5 mm gapにおけるMLC速度が0.6 cm/sから2.5 cm/sと変化することによる出力の変動は、最大誤差は0.56%と見積もられた。
a～c)より、合成標準不確かさは0.76%となった。この値より、5 mm gap, MLC速度2.5 cm/sの出力変動における2015年1月～2016年1月の、経時的なMLC開度再現性に起因する線量不確かさは、拡張不確かさとして2.29% (包含係数 $k=3$)を得た。

3-3 MLC 駆動精度に関する考察

LoSassoは、DMLCにおけるgap幅と出力線量誤差の関係よりMLC gap errorを評価する方法を提唱しており^{5, 12)}、5 mm gapにおいて、線量誤差が3%以内であるとき、gap errorは0.2 mm以下となることを示している^{5, 12)}。セクション3-2で求めた5 mm gap,

MLC速度2.5 cm/sの2015年1月～2016年1月の経時的なMLC開度再現性に起因する線量不確かさは、拡張不確かさ($k=3$)として2.29%と見積もられることから、gap errorは0.2 mm未満と推測することができる。これは、IMRT物理技術ガイドライン¹³⁾で定められている「DMLC IMRTのMLC位置再現性、開度再現性許容レベル0.2 mm以内」を満たす。この測定は300～600 MU/minの線量率で行っており、MLC速度が2.5 cm/s以下であれば、線量率に依らずガイドラインの許容値を満たすと判断できる。よって、TrueBeamのDMLC IMRT照射では、600 MU/minの使用が可能と考えられる。

上記のことを検証する目的で、前立腺癌治療検証用IMRTプラン8例に対して最大線量率(10MV-X, 600 MU/min)で照射を行うプランを作成し、絶対線量および線量分布の検証を行った。線量分布の解析にはgamma法を用い、pass criteriaとしてdose difference (DD): 2%, distance to agreement (DTA): 2 mmを設定した。絶対線量検証の結果は、全門検証で $0.8\% \pm 1.2\%$ ($N=8$), 各門検証で $1.2\% \pm 1.5\%$ ($N=62$)とほぼ一致し、Table 2に示す通り、gamma法による線量分布検証においてもすべて当院の許容範囲値以内に収まった。なお、照射中にはbeam hold-offは発生しなかった。以上の結果より、TrueBeamは最大線量率を用いたプランで照射した場合でも誤差を生じにくいと考えられる。

3-4 Log file 記述周期, 線量率および応答遅延の違い

ClinacシリーズのDMLC IMRTでは、DMLCにおけるMLC position errorの系統的な成分がClinacシリーズでのリニアック本体とMLC workstation間での応答遅延特性に依存する。一方、TrueBeamのtrajectory log fileは50 Hz (20 ms) 毎に記述され²⁾、supervisorはlog samplingと同時に、100 Hz (10 ms) 毎に同期pulseを発生して、すべてのnodeと通信同期を取っている⁴⁾。したがって、理論上はClinacシリーズのような応答遅延が発生しないため、sampling rateと応答遅延時間は一致しない。この点で、trajectory log fileにおけるClinacシリーズとTrueBeamの、系統的なMLC位置誤差の機序は異なると考えられる。

SupervisorはMLC位置等情報を受取り、順次control pointごとの線量とMLC位置を計算している(Fig. 7)。各control pointsにおいて、最大MLC速度(2.5 cm/s)の動作でも計画MLC位置へ到着できないと判断された時、control pointの線量(=設定線量率)

Table 2 Verification results of dose distribution analysis of actual patient QA plan (Gamma pass criteria DD: 2%, DTA: 2 mm)

	Pass Average (%)	SD	n
Film (Axi.)	97.3	1.5	12
Film (Sag.)	98.7	1.2	7
ArcCHECK	95.9	5.0	6
MapCHECK	98.5	1.3	24

を下げることで、無理なく MLC の移動を完遂させる方法が採用されている。これら一連の予測計算と制御は、照射中に絶えず行われており、volumetric modulated arc therapy (VMAT) 照射と類似した線量率・MLC 速度の制御方法といえる (Fig. 5)。

COLL node は supervisor より 10 ms 毎に命令を受け取って MLC 駆動制御を行い、COLL は MLC の各 leaf に取り付けられた motor を 2.875 μ s 毎に制御しているため⁴⁾、MLC が 2.5 cm/s で駆動したとき、通信応答による position error は $25(\text{mm/s}) \times 2.875(\mu\text{s}) = 0.072$ mm と計算される。この値は、セクション 2-1 で得られた MLC RMSE の値 (0.06 $\pm$ 0.01 mm) とほぼ一致する。

Clinac シリーズで発生する beam hold-off は、MLC RMSE の値が許容値 (2 mm) を超える場合に発生する仕組みになっているが、TrueBeam では MLC RMSE の値が 0.07 mm を超えないように線量率を下げることで beam hold-off の発生を防いでいると考えられる。

参考文献

- 1) Litzenberg DW, Moran JM, Fraass BA. Incorporation of realistic delivery limitations into dynamic MLC treatment delivery. Med Phys 2002; 29(5): 810-820.
- 2) Varian Medical Systems. TrueBeam Trajectory Log File Specification V2.0. 2013.
- 3) Stell AM, Li JG, Zeidan OA, et al. An extensive log-file analysis of step-and-shoot intensity modulated radiation therapy segment delivery errors. Med Phys 2004; 31(6): 1593-1602.
- 4) Varian Medical Systems. Eclipse 10 Inverse Planning Administration and Physics rev.6.1.0. 2011: 494.
- 5) LoSasso T, Chui CS, Ling CC. Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy. Med Phys 1998; 25(10): 1919-1927.
- 6) Li JG, Dempsey JF, Ding L, et al. Validation of dynamic MLC-controller log files using a two-dimensional diode array. Med Phys 2003; 30(5): 799-805.
- 7) Zygmanski P, Kung JH, Jiang SB, et al. Dependence of fluence errors in dynamic IMRT on leaf-positional errors varying with

Fig. 7 Communication between supervisor and axis nodes (courtesy of Varian, Inc.).

したがって、TrueBeam は、治療計画時に線量率を考慮する必要がなく、MLC の制限速度超過による誤差が発生しにくいシステムになっているといえる。

4. 結 語

10MV-X 線 (with flattening filter) での DMLC IMRT 照射における MLC 駆動と線量率やビーム制御特性に関する検討結果より、TrueBeam は MLC 速度が許容値以下となるように線量率を dynamic に制御することで誤差が発生しにくいシステムとなっていることが確認された。したがって、TrueBeam では治療計画時に線量率を考慮する必要がなく、最大線量率にて照射を行うことができるため、治療時間を短縮できる利点がある。

なお、本研究の要旨は第 42 回日本放射線技術学会秋季学術大会 (2014 年、札幌) にて発表した。

- time and leaf number. Med Phys 2003; 30(10): 2736-2749.
- 8) Zeidan OA, Li JG, Ranade M, et al. Verification of step-and-shoot IMRT delivery using a fast video-based electronic portal imaging device. Med Phys 2004; 31(3): 463-476.
- 9) Kerns JR, Childress N, Kry SF. A multi-institution evaluation of MLC log files and performance in IMRT delivery. Radiat Oncol 2014; 9: 176.
- 10) Agnew A, Agnew CE, Grattan MW, et al. Monitoring daily MLC positional errors using trajectory log files and EPID measurements for IMRT and VMAT deliveries. Phys Med Biol 2014; 59(9): N49-63.
- 11) Neal B, Ahmed M, Kathuria K, et al. A clinically observed discrepancy between image-based and log-based MLC positions. Med Phys 2016; 43(6): 2933.
- 12) LoSasso T, Palta J, Makie T. Intensity-Modulated Radiation Therapy: The State of the Art. Medical Physics Publishing. 2003
- 13) 河内 徹, 遠山尚紀, 小島 徹, 他. 強度変調放射線治療の線量検証法. 医学物理 2010; 30(Suppl 6): 1-210.

問合せ先

〒065-0033 札幌市東区北 33 条東 14 丁目 3 番 1 号
札幌東徳洲会病院放射線治療部 小島秀樹