原 著

論文受付
2019年7月17日

論文受理
2019年10月22日

Code Nos. 700
750
751

高速回転 O リングリニアックと汎用リニアックにおける VMAT 治療計画の比較

松本賢治¹ 大塚正和¹ 田村 命² 門前 一² 奥村雅彦¹

¹ 近畿大学病院中央放射線部

² 近畿大学大学院医学研究科

緒 言

現在、放射線治療において volumetric modulated arc therapy (VMAT) が使われているようになってい
る。VMAT は線量分布の形成の自由度が高いため、
ターゲット線量を担保したまま周辺の organ at risk
(OAR) に対する線量を低減することが可能である¹⁾。
しかし、VMAT の線量分布の照射精度は、エネル
ギー、線量率、ガントリ速度、multileaf collimator

(MLC) 位置およびコリメータ角度に依存する^{2,3)}。ま
た、通常のリニアックでは1回転に60秒の回転時間
が限定されるため、arc 数の増加に伴い相対的に照射
時間が長くなる特徴がある。

O リング型リニアックである Halcyon v2.0 (Varian
Medical systems, Palo Alto, CA, USA) (以下, HA)
は、ガントリの1回転が最大24秒で回転する高速回
転型のリニアックである (Fig. 1a)。また、本装置は二

Comparison of O-ring and General Linacs for Treatment Planning of Volumetric Modulated Arc Therapy

Kenji Matsumoto,^{1*} Masakazu Otsuka,¹ Mikoto Tamura,² Hajime Monzen,² and Masahiko Okumura¹

¹ Department of Central Radiology, Kindai University Hospital

² Department of Medical Physics, Graduate School of Medical Science, Kindai University

Received July 17, 2019; Revision accepted October 22, 2019

Code Nos. 700, 750, 751

Summary

Purpose: Novel linac improvements in speed of gantry, collimator, leaf and dose rate may increase the time-efficiency of volumetric modulated arc therapy (VMAT) delivery, however remains to be investigated. In this study, a fast-rotating O-ring linac (Halcyon) with fast moving leaves is compared with a general linac (TrueBeam: TB) in terms of plan quality for VMAT of C-shape, prostate, multi target and, head and neck (H&N) cases from AAPM TG-119. **Materials and Methods:** For the four test cases, VMAT planning was performed using single to four-arc VMAT on a Halcyon and using single to three-arc VMAT on a TrueBeam. Same conditions for optimization were used in each test case. Target coverage metrics and organ at risks (OAR) dose were compared. Monitor unit (MU) and irradiation time in each plan were also compared. **Results:** In all cases, single-arc plans of Halcyon were inferior to TB plans on dose objectives. Conformity index (CI) to outer target of C-shape case was better for Halcyon (1-arc: 1.242, 2-arc: 1.202, 3-arc: 1.198, 4-arc: 1.181) than for TB (1-arc: 1.247, 2-arc: 1.211, 3-arc: 1.211) except to single arc. D₅ (Gy) of core for C-shape case was better for halcyon (1-arc: 23.29, 2-arc: 21.01, 3-arc: 20.64, 4-arc: 20.47) than for TB (1-arc: 24.04, 2-arc: 22.94, 3-arc: 23.04). Calculated MU was smaller for Halcyon than for TB. In addition, Halcyon is more faster than TB because mechanical movements were improved. **Conclusion:** For VMAT plan in each case, Halcyon as well or better at the plan quality of two or three arcs on TB while reducing the delivery time.

Keywords: O-ring linac, dual-layer multileaf collimator (MLC), volumetric modulated arc therapy (VMAT) planning

*Corresponding author

Fig. 1

(a) The image of O-ring linear accelerator Halcyon

(b) The image of dual layer multi leaf collimator. Upper and lower leaf is proximal and distal, respectively.

Fig. 2 The images of Mock structures (H&N, C-shape, multi target, prostate) from AAPM TG-119.

段式の MLC の機構を有している。それぞれの MLC 幅は 1.0 cm であり、上段 (Proximal) および下段 (Distal) の MLC は 5.0 mm 平行にオフセットして配置されており、これら上下段の MLC が独立に動作することによって幾何学的に 5.0 mm のリーフ幅を実現している^{4,5)} (Fig. 1b)。この二段式 MLC の最大移動速度は、5.0 cm/s となっており、従来の Varian 社製リニアックのおよそ 2 倍の速度で移動することが可能となっている。HA はこのように新しいコンセプトによって開発されたリニアックであり、ガントリおよび MLC が高速に動作することにより VMAT の照射を短時間に実現することが可能な装置となる。検討を行った MLC のバージョンは SX2 であり、ダイナミックの照射時に上段および下段の MLC がそれぞれ独立して動作することが可能となっている。この二段式 MLC が VMAT 治療計画の線量分布にどのように影響するかは明らかとなっておらず、従来のリニアックと同等程度の線量分布の立案が可能な照射条件を確立することは臨床使用を開始するにあたって非常に重要

である。

今回、われわれは HA の VMAT 治療計画を立案し、汎用型リニアックである TrueBeam (Varian Medical systems) (以下、TB) を用いて作成した VMAT 治療計画との線量分布の比較を行い、適切な照射門数の検討を行ったので報告する。

1. 方法

1-1 使用機器

米国医学物理学会 (The American Association of Physicists in Medicine: AAPM) の Task group report 119 (TG-119) では、強度変調放射線治療 (Intensity Modulated Radiation Therapy: IMRT) における治療計画の品質を評価するための mock structures を提供している⁶⁾。Dinesh らは、これらの mock structures を用いて IMRT の最適化計算結果の比較を行い計画の評価を行うことは有用であると報告している^{7,8)}。提供されている mock structures は、prostate, head & neck, multi target および C-shape (Fig. 2) の 4 種類が

Table 1 Details about Mock structures from AAPM TG 119

Mock structure	Total dose (Gy)	Structures
Head & Neck	50.0	PTV, cord, parotid L, parotid R
Prostate	76.0	PTV, rectum, bladder
C-shape	50.0	Outer target, core
Multi target	50.0	Center (50 Gy), superior (25.0 Gy), inferior (12.5 Gy)

Table 2 Treatment plan statistics for C-shape and prostate
C-shape

Structure	Parameters	Goal	HA 1-arc	HA 2-arc	HA 3-arc	HA 4-arc	TB 1-arc	TB 2-arc	TB 3-arc
Outer target	D ₉₅ (Gy)	50.00	50.00	50.00	50.00	50.00	50.00	50.00	50.00
	D ₁₀ (Gy)	<55.00	54.164	52.731	52.424	52.339	54.461	53.316	53.386
	HI		1.129	1.085	1.076	1.073	1.132	1.100	1.103
	CI		1.242	1.202	1.198	1.181	1.247	1.211	1.211
	Mean (%)		105.2	103.3	102.9	102.8	105.6	104.3	104.4
Core	D ₁₀ (Gy)	<25.00	21.936	19.818	19.530	19.385	22.724	21.725	22.348

Prostate

Structure	Parameters	Goal	HA 1-arc	HA 2-arc	HA 3-arc	HA 4-arc	TB 1-arc	TB 2-arc	TB 3-arc
PTV	D ₉₅ (Gy)	>75.6	76.00	76.00	76.00	76.00	76.00	76.00	76.00
	D ₅ (Gy)	<83.00	79.96	79.55	79.27	79.19	79.32	79.16	78.94
	HI		1.061	1.061	1.059	1.061	1.056	1.059	1.055
	CI		1.188	1.175	1.185	1.177	1.192	1.178	1.181
	Mean (%)		102.9	102.6	102.4	102.3	102.3	102.4	102.3
Rectum	D ₃₀ (Gy)	<70.00	61.09	60.83	60.24	60.29	60.12	61.97	61.37
	D ₁₀ (Gy)	<75.00	74.51	74.07	74.10	73.89	75.47	74.04	73.82
Bladder	D ₃₀ (Gy)	<70.00	40.69	38.07	43.44	42.27	38.62	39.75	40.49
	D ₁₀ (Gy)	<75.00	59.95	56.51	60.22	59.51	57.27	57.16	58.44

含まれており、それぞれの computed tomography (CT) 画像および structure set を治療計画装置である Eclipse ver.15.6 (Varian Medical systems) に転送し、HA の VMAT 治療計画を作成した。比較する対象として、TB (MLC type: millenium 120) の VMAT 治療計画を採用した。

1-2 治療計画および VMAT 最適化計算の条件

TB の治療計画は、jaw tracking を用いた⁹⁻¹¹⁾。双方の治療計画の計算アルゴリズムは anisotropic analytical algorithm (AAA) とし、計算グリッドは 2.5 mm を採用した。TB の線量計算に使用するエネルギーは、MLC の違いにおける線量分布を評価するため、HA と同じ 6MV-X 線の flattening filter free (FFF) ビームを採用した。HA および TB の FFF の線量率は、それぞれ 600 および 1400 MU/min を採用した。各 mock structures における arc 数は、HA: 1~4-arc, TB: 1~3-arc, アイソセンタは各 planning target volume (PTV) 内の重心とした。Collimator の角度は arc 数が増加するごとに変更し、30° (1-arc), 330° (2-arc),

5° (3-arc) および 85° (4-arc) の共通の値を採用した。すべてのガントリ回転角度は回転幅 181-179° の full arc を採用した。線量分布の normalization は、Head & Neck (H&N) に関しては D₉₀, multi target に関しては central target に対して D₉₈, prostate および C-shape に関しては D₉₅ 処方を採用し、各 mock structures の治療計画における処方線量および線量評価に使用する structure を Table 1 に示す。

最適化計算に用いる各臓器の線量指標および線量制約の値は TG-119 で推奨されている目標値を採用し、Table 2, 3 の Goal 欄に示すものとした。最適化計算に用いた線量制約の値および優先度は HA および TB の計算で同一値とし、最適化計算の条件による影響が計算結果に反映されないようにした。

1-3 線量計算結果の評価

各 Benchmark の target に対する評価には、D₉₅ (H&N は D₉₀), D₁₀, D₅, homogeneity index (HI) および conformity index (CI) を使用した。HI および CI は治療計画の品質の指標として有用とされており、さ

Table 3 Treatment plan statistics for Multi target and head & neck.

Multi target

Structure	Parameters	Goal	HA 1-arc	HA 2-arc	HA 3-arc	HA 4-arc	TB 1-arc	TB 2-arc	TB 3-arc
Center	D ₉₉ (Gy)	>50.00	49.35	49.22	49.19	49.107	49.27	49.00	48.69
	D ₁₀ (Gy)	<53.00	52.92	52.58	52.68	52.793	52.76	52.37	52.50
	HI		1.062	1.061	1.057	1.054	1.062	1.053	1.054
	CI		1.269	1.248	1.300	1.254	1.246	1.243	1.262
	Mean (%)		104.0	103.6	103.8	103.9	103.8	103.2	103.5
Superior	D ₉₉ (Gy)	<25.00	20.33	21.56	22.25	22.55	21.97	21.81	22.79
	D ₁₀ (Gy)	<35.00	33.77	32.86	35.12	34.46	33.18	33.85	29.96
Inferior	D ₉₉ (Gy)	<12.50	7.22	10.07	9.40	9.97	8.83	9.85	10.86
	D ₁₀ (Gy)	<25.00	21.61	22.81	23.33	23.11	22.32	22.6	22.91

H&N

Structure	Parameters	Goal	HA 1-arc	HA 2-arc	HA 3-arc	HA 4-arc	TB 1-arc	TB 2-arc	TB 3-arc
PTV	D ₉₉ (Gy)	>46.50	48.20	48.71	48.77	47.98	48.33	48.76	48.77
	D ₉₀ (Gy)	50.00	50.00	50.00	50.00	50.00	50.00	50.00	50.00
	D ₂₀ (Gy)	<55.00	52.12	51.76	51.52	50.66	52.22	51.68	51.46
	HI		1.090	1.070	1.061	1.062	1.091	1.067	1.060
	CI		1.132	1.120	1.116	1.075	1.137	1.121	1.112
	Mean (%)		102.5	102.1	101.8	100.2	102.7	102.0	101.7
Cord	Max (Gy)	<40.00	38.20	37.70	36.50	35.90	37.80	37.10	36.60
Parotid L	D ₅₀ (Gy)	<20.00	19.87	19.65	19.47	19.44	19.50	19.74	18.98
Parotid R	D ₅₀ (Gy)	<20.00	20.37	19.57	19.15	18.98	19.71	18.60	19.06

ざまな計算式が存在する¹²⁾。今回、われわれが用いた計算式を以下に示す。

$$HI = D_2 / D_{98}$$

Where D₂=minimum dose in 2% of the target volume

D₉₈=minimum dose in 98% of the PTV

CI=volume of body D₉₅/Planning target volume

Where volume of body

D₉₅=minimum dose to the 95% body volume

1-4 治療 MU および照射時間の比較

治療計画の計算によって算出された各照射条件における合計の monitor unit (MU) 値の比較を行った。また、実際に各治療計画は実機を用いて照射を行い、ストップウォッチを用いて照射開始から終了までに要した照射時間を計測し比較を行った。

2. 結果

2-1 治療計画の線量計算結果の比較

HA および TB における VMAT の線量計算結果を、Table 2 (C-shape, prostate) および Table 3 (multi target, H&N) に示す。HA を用いた治療計画では、各 mock structures の TG-119 の求める goal をすべて達成することはできなかった。HA の 1-arc を用いた計算結果は、各 mock structures の target に対して HI,

CI および Mean の指標において TB の照射条件よりも劣る結果となった。C-shape における比較では、HA の 2-arc plan は TB の 2-arc および 3-arc の計算結果に対して target の指標において同等の結果となった。また、HA は arc 数の増加に伴い mean および core の D₁₀ に対して TB に比べて優位となる結果であった。Prostate における比較では、HA の 1-arc を用いた計算結果は、target に対する HI, CI および mean がそれぞれ 1.061, 1.188, 102.9 となり、TB の計算結果よりも劣る結果となったが十分に TG-119 の求める goal を満たす結果となった。Multi target では、HA および TB の 1-arc の plan は他の照射条件に比べて劣る結果となった。Arc 数を増加することにより各 target の目標線量に近づく傾向を示し、center target の HI, CI の値も小さくなる結果であった。H&N における HA の治療計画は、1-arc では耳下腺の制限値を満たすことができなかった。また cord の線量は 1-arc のみ 38 Gy を超える値となった。一方で、target 線量に関しては、2-arc 以上の照射条件では HA の計算結果は TB の計算結果と同等であった。特に 4-arc では、target の CI および Mean がそれぞれ 1.075, 100.2 となり、最も線量集中性のよい計算結果が得られた。

Fig. 3 The total monitor unit of VMAT plan for Halcyon (1 to 4-arc) and Truebeam (1 to 3-arc), which calculated for C-shape, H&N, prostate and multi target from TG-119.

2-2 治療 MU および照射時間の比較結果

各照射部位に対する治療 MU の合計の比較結果を Fig. 3 に示す。照射部位における治療 MU の合計は、HA および TB とともに C-shape, H&N, prostate および multi target の順に減少する傾向を示した。照射部位の違いによる最大差は、C-shape に対する multi target でおよそ 30% の減少となり、照射部位によって合計の MU 値は異なる結果となった。HA の合計 MU 値は、総じて TB よりも減少する結果となった。Arc 数によって合計の MU 値が大きく変動することはない。

照射時間において、照射部位に対する依存性は確認されなかった (Fig. 4)。HA の 1-arc が最も短い照射時間となり照射開始から終了までの平均時間は、57 秒であった。HA の 2-arc の照射では、平均 70 秒の照射時間となり 1-arc 照射時よりも約 10 秒の照射時間の延長となった。TB の 2-arc および 3-arc の照射時間はそれぞれ平均で 125 秒と 187 秒であったが、HA の 3-arc および 4-arc の照射では、平均の照射時間はそれぞれ 102 秒と 135 秒となり、TB の 2-arc に対して HA の 2-arc は約 20 秒短く、3-arc では約 10 秒長い結果となった。

3. 考 察

今回、われわれは TG-119 で提供されている structure set を検討対象とし、HA および TB を用いて作

成した VMAT 治療計画の比較を行った。HA を用いた VMAT 治療計画では、各治療部位における目標線量は multi target の D_{99} 、H&N の耳下腺の線量を除いた指標で達成することが可能であった。HA の 1-arc の治療計画では、TB の 1-arc に対して特に各 target の HI, CI, mean dose において同等もしくは劣る結果となった。これは、HA の MLC 幅が 1.0 cm であり、上下段の MLC が独立に動作することによって 5.0 mm 幅のフルエンスを得ているため、TB の 5.0 mm 幅の MLC に比べ 1-arc では、治療計画における空間的線量分布が相対的に劣ることにつながったと考えられる。しかし、2-arc に arc 数を増やすことによって各治療部位の TB の 2-arc の治療計画と同等の結果が得られた。特に C-shape では、OAR である core の線量指標 D_5 において、TB の計算結果よりも低い線量を達成することが可能であった。一方で、HA の H&N の耳下腺の線量は、同じ条件の最適化計算にもかかわらず TB に比べ高くなる結果となった。したがって HA で H&N の治療計画を立案する際は、耳下腺の線量制約は優先度を高くする必要があることが示唆された。また H&N では他の治療部位に比べ、arc 数を増加させることによって各線量指標の値を改善することが可能であった。しかし、arc 数を増加させることによって照射時間の増加を伴うため、患者状態を考慮したバランスのよい arc 数の選択が重要である。HA では、2-arc 以上の照射条件が臨床に適した

Fig. 4 The total time of VMAT plan for Halcyon (1 to 4-arc) and Truebeam (1 to 3-arc), which calculated for C-shape, H&N, prostate and multi target from TG-119.

治療計画を作成することが可能であった。4-arc までの照射条件が選択可能であるため、HA を用いた治療計画では、コリメータ角度との組み合わせでより多くのアレンジが可能であることが利点となる。また、上下の 1.0 cm 幅の MLC を用いて作成されたフルエンスの精度に関しては、今後の研究課題である。

治療 MU の比較では、HA および TB の C-shape の治療 MU が最も多く、multi target は最も少なくなる結果となった。また、HA と TB の治療 MU は平均で 1.3 倍の差となり HA の治療 MU が少なくなる結果となった。この結果は、HA と TB の dose monitor unit (DMU) を規定する深さの違いによるものである。TB の DMU を規定する深さは組織最大線量深 tissue maximum ratio (TMR_{max}) を採用している。一方で HA はユーザによって、percent depth dose (PDD_{max}) (dose rate: 800 MU/min), $TMR_{5\text{ cm}}$ (Dose rate: 740 MU/min), $TMR_{10\text{ cm}}$ (dose rate: 600 MU/min) の三つの深さから DMU を規定する深さを選択する必要がある¹³⁾。当院では、 $TMR_{10\text{ cm}}$ を DMU の規定する深さに選択しているため、TB との治療 MU の差が生じる結果となった。しかし HA では、 $TMR_{10\text{ cm}}$ の深さで DMU の規程をした場合に線量率は 800 から 600 MU/min に低下するため、合計の治療 MU は減少しても結果的に照射時間の短縮にはつながらない。したがって HA では、三つの選択肢の中のどちらの深さで DMU の規定をしても照射時間は同等となる。

HA と TB の照射時間の比較では、治療部位に対する依存性は確認されず arc 数に依存する結果となった。HA の 2-arc の照射時間は平均 65 秒となり TB の 2-arc 照射の約半分の時間で治療をすることが可能であった。この照射時間の違いは、両者のガントリ回転速度および MLC 速度の違いによるものである¹⁴⁾。HA は、最大 5.0 cm/s の MLC 速度および最大 24.0 s/rot のガントリ回転速度で照射が可能であるため、2-arc 以上の照射では TB に比べて大幅な照射時間の短縮が可能であった。加えて、cone beam computed tomography (CBCT) の撮影時間を HA では 30 秒程度で行うことができるため、画像誘導による放射線治療の実施が短時間に行うことが可能である。

4. 結 語

本研究では、HA による VMAT 治療計画の検討を TG-119 の mock structures を用いて行った。HA では、2-arc 以上の治療計画条件を採用することで TB と同等の VMAT 計画を作成することが可能であった。また治療時間は TB と同じ arc 数の治療計画に比べ短縮するため、治療患者の負担を軽減することが可能である。

利益相反

筆頭著者および共著者全員に開示すべき利益相反はない。

参考文献

- 1) Chow JC, Jiang R. Prostate volumetric-modulated arc therapy: dosimetry and radiobiological model variation between the single-arc and double-arc technique. *J Appl Clin Med Phys* 2013; 14(3): 3-12.
- 2) Sung W, Park JM, Choi CH, et al. The effect of photon energy on intensity-modulated radiation therapy (IMRT) plans for prostate cancer. *Radiat Oncol J* 2012; 30(1): 27-35.
- 3) Kragl G, Baier F, Lutz S, et al. Flattening filter free beams in SBRT and IMRT: dosimetric assessment of peripheral doses. *Z Med Phys* 2011; 21(2): 91-101.
- 4) Lim TY, Dragojević I, Hoffman D, et al. Characterization of the Halcyon™ multileaf collimator system. *J Appl Clin Med Phys* 2019; 20(4): 106-114.
- 5) Cozzi L, Fogliata A, Thompson S, et al. Critical appraisal of the treatment planning performance of volumetric modulated arc therapy by means of a dual layer stacked multileaf collimator for head and neck, breast, and prostate. *Technol Cancer Res Treat* 2018; 17: 1533033818803882.
- 6) TG-119 IMRT Commissioning Tests instructions for Planning, Measurement, and Analysis. American Association of Physics in Medicine 2009.
- 7) Mynampati DK, Yaparalvi R, Hong L, et al., Application of AAPM TG 119 to volumetric arc therapy (VMAT). *J Appl Clin Med Phys* 2012; 13(5): 108-116.
- 8) Ezzell GA, Burmeister JW, Dogan N, et al. IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Med Phys* 2009; 36(11): 5359-5373.
- 9) Mani KR, Upadhyay S, Das KJ. Influence of jaw tracking in intensity-modulated and volumetric-modulated arc radiotherapy for head and neck cancers: a dosimetric study. *Radiat Oncol J* 2017; 35(1): 90-100.
- 10) Yao S, Zhang Y, Chen T, et al., Dosimetric comparison between jaw tracking and no jaw tracking in intensity-modulated radiation therapy. *Technol Cancer Res Treat* 2019; 18: 153303381984106.
- 11) Feng Z, Wu H, Zhang Y, et al. Dosimetric comparison between jaw tracking and static jaw techniques in intensity-modulated radiotherapy. *Radiat Oncol* 2015; 10: 28.
- 12) Kataria T, Sharma K, Subramani V, et al. Homogeneity Index: An objective tool for assessment of conformal radiation treatments. *J Med Phys* 2012; 37(4): 207-213.
- 13) Lloyd SAM, Lim TY, Fave X, et al. TG-51 reference dosimetry for the Halcyon™: a clinical experience. *J Appl Clin Med Phys* 2018; 19(4): 98-102.
- 14) Michiels S, Poels K, Crijns W, et al. Volumetric modulated arc therapy of head-and-neck cancer on a fast-rotating O-ring linac: Plan quality and delivery time comparison with a C-arm linac. *Radiother Oncol* 2018; 128(3): 479-484.

問合先

〒589-8511 大阪府大阪狭山市大野東 377-2
 近畿大学病院中央放射線部 松本賢治