原 著

ゴールデンビームデータを用いた 効率的な治療計画装置コミッショニング

広木智之¹ 藤田幸男² 前平祥太¹ 早田憲治¹ 菊地朋子¹ 國枝悦夫³

論文受付
2018年11月2日

論文受理
2019年5月22日

Code No. 430

¹ 東海大学医学部附属病院放射線技術科

² 東海大学医学部放射線治療科学(現 駒澤大学診療放射線技術科学科)

³ 東海大学医学部放射線治療科学

緒 言

リニアックの臨床導入に際しては、幾何学的精度等のリニアック本体の精度評価だけではなく、治療計画装置に登録するための多数のビームデータ測定が必須であり、一般的にベンダからの装置受け渡し後3~4カ月の期間を要する¹⁾。この臨床導入のための準備作業であるコミッショニングの工程では²⁾、煩雑なビー

ムデータ測定のみならず、データの加工や検証、登録作業にも多くの時間を要することが問題となる。また治療計画装置へのデータ入力誤り等、治療計画装置のコミッショニングに由来するインシデントが世界的に多く報告されており³⁾、安全管理の面からも作業の単純化・簡略化、およびチェック体制の構築は重要な課題である。しかしながら臨床ニーズや経済的な面か

Efficient Commissioning of the Radiotherapy Treatment Planning System with the Golden Beam Data

Tomoyuki Hiroki,^{1*} Yukio Fujita,² Shota Maehira,¹ Kenji Soda,¹ Tomoko Kikuchi,¹ and Etsuo Kunieda³

¹ Department of Radiology, Tokai University Hospital

² Department of Radiation Oncology, Tokai University School of Medicine (Current address: Department of Radiological Sciences, Komazawa University)

³ Department of Radiation Oncology, Tokai University School of Medicine

Received November 2, 2018; Revision accepted May 22, 2019

Code No. 430

Summary

Commissioning of a linear accelerator (Linac) and treatment planning systems (RTPs) for clinical use is complex and time-consuming, typically 3–4 months in total. However, based on clinical needs and economics, hospitals desire early clinical starts for patients, and various studies have been conducted for shortening the preparation period. One of the methods to shorten the period is using golden beam data (GBD). The purpose of this study was to shorten the commissioning period without reducing accuracy and to simplify commissioning works while improving safety. We conducted commissioning of the RTPs before installing the Linac using GBD, and carried out verification immediately after the acceptance test. We used TrueBeam STx (Varian Medical Systems) and Eclipse (ver. 13.7, Varian Medical Systems) for RTPs and anisotropic analysis algorithm (AAA) and AcurosXB (AXB) for calculation algorithms. The difference between GBD and the measured beam data was $0.0 \pm 0.2\%$ [percentage depth dose (PDDs)] and $-0.1 \pm 0.2\%$ (Profiles) with X-ray, and $-1.2 \pm 1.3\%$ (PDDs) with electrons. The difference between the calculated dose and the measured dose was $0.1 \pm 0.3\%$ (AAA) and $0.0 \pm 0.3\%$ (AXB) under homogeneous conditions, and $0.7 \pm 1.4\%$ (AAA) and $0.6 \pm 1.1\%$ (AXB) under heterogeneous conditions. We took 43 days from the end of the acceptance test to the start of clinical use. We found that the preparation period for clinical use can be shortened without reducing the accuracy, by thinning out the number of measurement items using GBD.

Key words: radiotherapy treatment planning system, commissioning, golden beam data, representative beam data, dose calculation algorithm

*Corresponding author

ら、早期の使用開始が望まれており、期間短縮に向けた種々の検討がなされている。

準備期間を短縮する方法の一つにゴールデンビームデータ (golden beam data: GBD)⁴⁾ を用いる方法がある。GBD とは、ベンダが提供する特定のリニアック機種における代表データであり、主に施設で測定されたビームデータ (measured beam data: MBD) の比較検証等に用いられる⁴⁾。治療計画装置のコミッショニングにおいて、GBD をビームデータとして登録することで、測定作業およびデータ加工作業等を簡略化し、期間短縮を図る方法について検討がなされている⁵⁾。GBD に関する先行研究では、近年の治療装置は精度が高く、個体間のビーム特性のばらつきが小さいことが報告されている^{6~8)}。また Lim らは 2 台の TrueBeam における GBD と MBD の比較結果を示しており、概ね 1% 以内で一致したと報告している⁹⁾。しかし、これらの報告では GBD の有用性については言及しているが、GBD の具体的な利用法については検討されていない。また具体的にどの程度準備期間を短縮できたかを示す報告もない。

本研究では当院のリニアック新規導入に際し、ベンダが提供する GBD を用いて、リニアック据付前に治療計画装置のビームモデリングとコミッショニング用データの準備を行い、受入試験終了後即座に抜き取り検証を行うことで、精度を落とすことなくコミッショニング期間の短縮を図った。また手作業によるデータ入力を最小限にし、コミッショニング作業を単純化することで、安全性の向上を図った。今回、われわれは GBD と MBD の単純比較だけでなく、GBD 単独での線量計算アルゴリズムのモデリング結果や、実際に要した準備期間について、詳細に検証を行ったので報告する。

1. 方 法

1-1 コミッショニング計画の概要

Figure 1 に本研究で実施したコミッショニングの概要を示す。通常はリニアック据付後に実施される治療計画装置のビームモデリングとコミッショニング用データの準備を事前に行うことで、臨床使用開始までの期間短縮を図った。各項目の詳細は後述する。

1-2 使用機器

リニアックは TrueBeam STx (Varian Medical Systems 社)、治療計画装置は Eclipse ver.13.7 (Varian Medical Systems 社) を用いた。使用エネルギーは X 線の平坦ビーム (flattening filtered beam: FF) が 4, 6,

Fig. 1 An outline of commissioning carried out in this study.

8, 10 MV, 非平坦ビーム (flattening filter free beam: FFF) が 6, 10 MV, 電子線が 6, 9, 12, 15, 18, 20 MeV である。ビームデータ測定には Blue Phantom 2 (IBA Dosimetry 社) を使用し、電離箱線量計は CC13 (IBA Dosimetry 社) を用いた。これら電離箱の選定を含め、電離箱の走査方法や取得ビームデータの後処理方法については、GBD の測定条件に準じた¹⁰⁾。また、GBD でモデリングした Eclipse の計算線量を、均質媒質および不均質媒質条件にて電離箱線量計を用いて検証を行った。使用ファントム、電離箱線量計はそれぞれ均質媒質が Blue Phantom 2, Exradin A12 Ion Chamber (Standard Imaging 社)、不均質媒質条件が Model 002LFC (CIRS 社)、CC13 であり、詳細な検証方法については 1-5 で述べる。線量計算アルゴリズムは Anisotropic analytical algorithm (AAA) ver.13.7 および AcurosXB (AXB) ver.13.7 を用い、線量計算グリッドは臨床使用条件に合わせ、それぞれ 2.5, 2.0 mm とした。

1-3 治療計画装置の事前コミッショニング

TrueBeam および TrueBeam STx では、GBD に相当するビームデータとして、Duke University の 3 台の TrueBeam の平均ビームデータが TrueBeam representative beam data (TRBD) として公開されている^{6, 10)}。TRBD には、深部線量百分率 (percentage depth dose: PDD)、オープン照射野プロファイル、出力係数 (output factor: OPF) 等のデータが含まれており、これらはすべて w2CAD 形式のファイルで公開されているため、Eclipse にそのままファイルを読み込むだけでビームモデリングを行うことができる。ま

た、Microsoft Excel 形式のファイルも用意されており、より簡便に詳細な検証が可能となっている。

本研究では、w2CAD 形式のファイルを用いてリニアック搬入前に Eclipse 内の光子線線量計算アルゴリズムのモデリングを行い、検証に用いる治療計画についても事前に作成した。検証用治療計画の詳細については後述する。

1-4 ビームデータの検証

ベンダが推奨するビームモデリング項目のうち、指定された照射野サイズおよび測定深から X 線は約 30%、電子線は約 70%の項目を抜き取り、三次元水ファントムを使用し測定を行った。測定ジオメトリは TRBD の測定条件¹⁰⁾ に準じて線源表面間距離 (source surface distance: SSD) を 100 cm とし、PDD、プロファイルともに電離箱の実効中心にて測定を行った。取得したデータに対して、メディアンフィルタを用いた平滑化処理を施したのち、PDD は最大線量点にて、プロファイルは central axis (CAX) にて線量の正規化を行った。これら処理後のデータを MBD とし、TRBD と比較検証を行った。比較の際、MBD は TRBD の sampling 間隔 (1 mm) に合わせ、Microsoft Excel 上で resample を実施した。2 点間の補間には直線補間法を用い、resample 後に PDD は最大線量点で、プロファイルは CAX で再度正規化を行い、同一ポイントでの線量差 (dose difference: DD) および同一線量の位置差 (distance to agreement: DTA) の絶対値を算出した。PDD において、DD はすべての深さで、また DTA は最大深より深い位置で算出した。プロファイルにおいて、DD は設定照射野の 80% 領域内で、また DTA は半影部 (CAX 線量の 80-20% の位置) にて算出した。OPF については、TRBD の OPF は基準深が 5 cm のデータであり、標準計測法 12 に記載されている定義と異なる¹¹⁾。本研究において、われわれは効率化を目的としていたため、ビームデータの検証ではスキャンデータのみを検証し、OPF の検証は均質媒質 (水ファントム) を用いた計算線量検証時に合わせて検証を実施した。具体的な手順は 1-5 で述べる。Table 1 に測定項目数を、Table 2 に主な測定条件を示す。

1-5 治療計画装置のビームモデルの検証

X 線のみ TRBD でモデリングした Eclipse の計算線量を、均質媒質および不均質媒質条件にて電離箱線量計を用いて検証を行った。均質媒質の検証には BluePhantom 2 および Exradin A12 を用い、SSD=100

cm における 4-30 cm の正方形照射野および 14 種のダイナミックウェッジ照射を行い、ビーム中心軸上の複数の測定深における水吸収線量を測定し、同一条件で計算された Eclipse の線量と比較した。また、同一測定条件にて、OPF の検証を実施した。基準深 5 cm で測定された TRBD の OPF データをそのまま治療計画装置へ入力し、ビームモデリングを実施した。SSD=100 cm, depth=10 cm, 4-30 cm の正方形照射野における計算線量を算出し、同一ジオメトリの水中線量と比較することで、間接的に OPF の妥当性を検証した。不均質媒質の検証には、胸部不均質ファントムおよび CC13 を用い、斜入ビームや不整形照射野、ノンコプラナ照射を含む八つの治療計画 (AXB ではウェッジの設定がないため六つ) を用いて、電離箱による実測線量と Eclipse の計算線量を比較した。検証条件および検証方法について、均質媒質条件では IAEA Technical Report Series No.430¹²⁾ を、不均質媒質条件では IAEA TECDOC 1583¹³⁾ を参照した。Table 3 に検証用治療計画の概要を示す。

1-6 その他の準備作業

ビームデータの検証および計算線量の検証が終わったのち、三次元原体照射、ダイナミックウェッジ照射、強度変調回転放射線治療 (volumetric modulated arc therapy: VMAT) のコミッショニングを実施した。コミッショニングの項目等については各臨床技術における国内外のガイドラインを参考に実施した^{4, 14-16)}。また、上記治療技術の検証に加え、リニアックの幾何学的精度や画像誘導放射線治療等の基礎データの取得、スタッフの教育等を実施した。

1-7 受入試験終了から臨床開始までの期間の検証

受入試験終了後からビームデータ検証および計算線量検証が終了するまでの期間について、また受入試験終了から臨床使用開始までの期間について、それぞれ評価を行った。なお、上記期間中の休診日についても一日として数え、総期間として評価した。

2. 結果

2-1 ビームデータの比較

X 線の TRBD と MBD の DD および DTA を Fig. 2 に示す。上段に DD を、下段に DTA を示しており、また左に PDD を、右にプロファイルの結果を示し、各照射野における線量差 (または位置差の平均値の絶対値) を箱ひげ図で示している。TRBD と MBD の DD は PDD、プロファイルそれぞれ $0.0 \pm 0.2\%$ 、 $-0.1 \pm$

Table 1 Comparison between number of measurements recommended by the vendor and pre-sampled in our method

		Recommended ^a	Pre-sampled ^b	Sampling ratio ^c (%)
Photons	PDDs	8	4	50
	Profiles	40	12	30
	Diagonal profiles	5	0	0
	OPFs	144	42	29
	MLC parameters	2	2	100
	Subtotal	199	60	30
Electrons	PDDs with applicator	5	3	60
	PDDs w/o applicator	1	0	0
	Profiles in air	1	0	0
	Absolute dose	5	5	100
	Subtotal	12	8	67
Total		211	68	32

^a Measurement items recommended by the vendor^b Sampling items measured in this study^c Sampling ratio=(Pre-sampled items)/(Recommended items)* 100

Table 2 Field sizes and scanning depths for PDDs and OARs recommended by the vendor and pre-sampled in our method

	PDD and profile		Profile	
	Field size: A		Depth: d	
	Recommended	Pre-sampled	Recommended	Pre-sampled
Photons	A _{min}	x	d _{max}	x
	A (4*4 cm ²)	x	d (5 cm)	
	A (6*6 cm ²)		d (10 cm)	x
	A (8*8 cm ²)		d (20 cm)	x
	A (10*10 cm ²)	x	d (30 cm)	
	A (20*20 cm ²)			
	A (30*30 cm ²)	x		
Electrons	A (40*40 cm ²)			
	A (6*6 cm ²)	x	d _{max}	x
	A (10*10 cm ²)	x		
	A (15*15 cm ²)			
	A (20*20 cm ²)			
	A (25*25 cm ²)	x		
	A (10*6 cm ²)			
	A _{cutout}	x		

Table 3 Plan description for commissioning of photon dose calculation model

Plan type	Plan name	Description
Simple geometry (Homogeneous)	Photon test 1	Square and rectangular fields
	Photon test 9	Dynamic (virtual) wedge
Clinical (Heterogeneous)	Case 1	Testing for reference conditions based on CT data
	Case 2	Oblique incidence, lack of scattering and tangential fields
	Case 3	Significant blocking of the field corners
	Case 4	Four field box
	Case 5	Automatic expansion and customized blocking
	Case 6	Oblique incidence with irregular field and blocking the centre of the field
	Case 7	Three fields, two wedge-paired, asymmetric collimation
	Case 8	Non coplanar beams with couch and collimator rotation

Fig. 2 Box plots of dose difference (upper panels) and distance-to-agreement (lower panels) between TRBD and MBD for PDDs (left panels) and profiles (right panels) for various photon beam energies with field sizes of 4*4, 10*10, and 30*30 cm². The central mark on the box is the median, while the bottom and top edges indicate the 25th and 75th percentiles, respectively.

0.2%であり、また DTA は PDD, プロファイルそれぞれ 0.4 ± 0.3 mm, 0.4 ± 0.3 mm であった (Fig. 2 に示した全データの平均 $\pm$ 標準偏差)。なお、本研究で測定した最小照射野 ($A_{\min}$) は 2×2 cm² であり、TRBD に比較対象のデータがないため、 $A_{\min}$ については上記の結果に含まれていない。X 線の TRBD と MBD の比較結果の一例を Fig. 3 に示す。上段に基準照射野である 10×10 cm² の PDD を、下段に測定深 10 cm における 6MV (左) および 10MV-FFF (右) のプロファイルを示す。PDD, プロファイルともに両者は良好に一致した。

電子線の TRBD と MBD の比較結果の一例として、基準照射野である 10×10 cm² の結果を Fig. 4 に示す。電子線において、TRBD と MBD の差 (全スキャンデータの平均 $\pm$ 標準偏差) は PDD が $-1.2 \pm 1.3\%$ であり、すべての測定条件において PDD の一致が悪く、 R_{50} で最大 1.6 mm の相違がみられた (20 MeV, 25×25 cm²)。

2-2 治療計画装置の計算線量と実測線量の比較

計算線量と実測線量の比較結果を Fig. 5 および Table 4 に示す。均質媒質におけるすべての検証条件の計算線量と実測線量の差 (平均 $\pm$ 標準偏差) は、AAA, AXB のそれぞれに対して $0.1 \pm 0.3\%$ (最大 1.2%), $0.0 \pm 0.3\%$ (最大 1.0%) であり、同一測定条件での OPF の検証結果については、同様に $0.1 \pm 0.2\%$ (最大 0.4%), $-0.1 \pm 0.2\%$ (最大 0.5%) であった (Fig. 5 上段)。また、不均質媒質におけるすべての検証条件の計算線量と実測線量の差 (平均 $\pm$ 標準偏差) は、AAA, AXB のそれぞれに対して $0.7 \pm 1.4\%$ (最大 6.3%), $0.6 \pm 1.1\%$ (最大 4.8%) であった (Fig. 5 下段)。計算線量と実測線量は 95% 信頼区間内において、均質媒質条件では $\pm 1\%$ 、不均質媒質条件では $\pm 3\%$ で一致した。

Fig. 3 Comparison of PDDs (upper panels) and profiles (lower panels) of TRBD (circles) and MBD (solid line) for the flattening filtered beam (left panels) and flattening filtered free beam (right panels).

The secondary vertical axis shows dose differences between the two data series.

The mean difference in PDDs was 0.0% (DD), 0.4 mm (DTA) and the mean difference in profiles was -0.1% (DD), 0.4 mm (DTA).

Fig. 4 Comparison of PDDs of TRBD (circles) and MBD (solid line) for the 6–20 MeV electron beams.

The secondary vertical axis shows dose differences between the two data series.

Fig. 5 Box plots of differences between measured and calculated dose by AAA and AcurosXB algorithms in the homogeneity (upper panel) and heterogeneity conditions (lower panel). The central mark on the box is the median, while the bottom and top edges indicate the 25th and 75th percentiles, respectively.

2-3 コミッショニングに要した期間

受入試験終了から臨床使用開始まで 43 日 (1.4 カ月) を要した。そのうち TRBD の検証に要した期間は 6 日であった (Fig. 6)。

3. 考 察

われわれはビームデータ測定代わりに抜き取り検証を行うことで、精度を落とすことなくコミッショニング期間の短縮を図った。この抜き取り検証でビームデータを比較する際には、まず初めに治療エネルギーとプロファイルの一致を確認する必要があるため、これらの変化に敏感な照射野サイズの影響が重要となる。そこでわれわれは治療エネルギーの変化が PDD およびプロファイルに与える影響について、モンテカルロシミュレーションにて事前に評価を行った。モンテカルロシミュレーションコードには EGSnrc¹⁷⁾ の

ユーザーコード BEAMnrc¹⁸⁾ と DOSXYZnrc¹⁹⁾ を使用した。BEAMnrc コード内に Varian 社より提供された情報をもとに加速器構造を詳細に再現した。10MV X 線に対して実際の装置で測定した線量分布に一致するように加速電子のパラメータを調整した。平均エネルギーが 10.5 MeV (ガウス分布 FWHM 3%) において最も一致する結果を得られた。これに対して平均エネルギーを ± 1 MeV 変化させたときの線量分布を求めた。FFF ビームは、この調整したビームに対してフラットニングフィルタを取り外した状態でシミュレーションを行い、同様に平均エネルギーを ± 1 MeV 変化させて線量分布を計算した。Figure 7 にモンテカルロシミュレーションの結果を示す。上段に FF ビームの PDD を、下段に FF ビームのプロファイルのシミュレーション結果を示しており、照射野サイズの違いによる、深部線量の変化および軸外プロファイルの

Table 4 Difference between calculated dose and measured dose in AAA and AcurosXB

Plan type	Evaluated	Energy	Dose deviation (%)					
			AAA			AcurosXB		
			Mean	SD	Max	Mean	SD	Max
Simple geometry (Homogeneous)	CAX dose at multiple depths (d = 2.4, 5, 20 cm)	4 MV	0.02	0.18	0.67	-0.10	0.23	0.77
		6 MV	0.24	0.15	0.60	0.02	0.19	0.44
		8 MV	0.09	0.18	0.59	0.03	0.23	0.49
		10 MV	0.15	0.27	1.19	0.06	0.36	0.99
		6 MV-FFF	-0.18	0.23	0.52	-0.03	0.31	0.72
		10 MV-FFF	0.05	0.40	1.23	-0.16	0.33	0.83
	OPF (CAX dose at 10 cm)	4 MV	0.10	0.09	0.23	-0.06	0.12	0.32
		6 MV	0.27	0.09	0.40	0.03	0.13	0.23
		8 MV	0.19	0.11	0.31	0.09	0.07	0.15
		10 MV	0.10	0.14	0.40	-0.05	0.16	0.38
		6 MV-FFF	-0.12	0.11	0.24	-0.16	0.17	0.44
		10 MV-FFF	-0.21	0.12	0.31	-0.34	0.14	0.51
Clinical (Heterogeneous)	Point dose at multiple locations	4 MV	1.00	1.64	6.31	0.76	1.14	4.04
		6 MV	0.93	1.51	5.73	0.77	1.13	4.37
		8 MV	0.59	1.33	4.67	0.66	1.09	4.47
		10 MV	0.43	1.21	3.89	0.56	1.15	4.80
		6 MV-FFF				0.50	1.08	3.82
		10 MV-FFF				0.49	1.20	4.45

Fig. 6 Our commissioning workflow and number of days required to commission the Linac and treatment planning system.

変化を示している。この結果より PDD は照射野サイズが小さいほど加速電子エネルギーの変化に対する深部の線量差が大きくなっている。また、プロファイルは照射野サイズが大きく、また軸外ほど加速電子エネルギーの変化に対する線量差が大きくなっている。つまり、小さい照射野サイズの PDD, 大きい照射野サイズのプロファイルはエネルギーの変化に敏感であると考えられる。この傾向は FFF ビームについても同様であった。以上より本研究では測定照射野サイズ 4*4 cm², 10*10 cm², 30*30 cm² を選択した。Lim らは照射野サイズ 3*3 cm², 10*10 cm², 30*30 cm² における

MBD と TRBD の差について、PDD は平均 0.5%, プロファイル(平坦度)は 0.4% (FF), 1.0% (FFF)であったと報告している⁹⁾。本研究において、X 線では TRBD と MBD の差は PDD, プロファイルともに 1% 未満であり、先行研究の報告と同様の結果となった。加えて、線量分布の位置差も PDD およびプロファイルのどちらも平均が 0.5 mm 未満であったことから、TRBD は本リニアックの特性を十分反映できると判断した。

電子線に関してはすべての測定条件において PDD の一致が悪く、R₅₀ で最大 1.6 mm の相違がみられた (20 MeV, 25*25 cm²)。Hurst らは電子線 R₅₀ における 4 装置間の最大偏差は 1.5 mm であったと報告しており⁷⁾、本報告の結果と一致している。差が生じた原因としては、ベンダがビーム調整を実施した際との測定条件の違いが考えられる。今回の導入時には水を封入したアクリル製ファントム (Fig. 8) を使用し、許容値は R₅₀±1 mm にてエネルギーの調整および受入試験を行い、仕様内であることを確認したが、三次元水ファントムとの散乱条件や壁材の有無等の違いにより、線質の差が生じたものと推察される。たとえ受入試験の仕様内であったとしても、電子線のエネルギーは測定条件の差に大きく影響を受けるため、施設間の測定結果に差が生じやすく、TRBD とは必ずしも一致しないことに注意が必要である。よって、X 線と同様に TRBD を用いて電子線のビームモデリングを行う際は、受入試験時もしくはその直後に三次元水ファン

Fig. 7 A energy sensitivity study on PDDs (upper panel) and profiles (lower panel) at 10 MV photon beam with/without flattening filter. The energy of the incident electron beam is varied from 9.5 to 11.5 MeV in steps of 1.0 MeV, with an energy spread of 3% FWHM.

トムを用いたビーム確認および調整の必要性について、ベンダとともに十分検討すべきと考える。以上より、本研究において電子線の TRBD はビームモデリングに十分な精度がないと判断し、電子線線量計算アルゴリズム (electron Monte Carlo: eMC) のモデリングは実施しなかった。電子線治療計画における TRBD の活用法については今後の検討課題と捉えている。

X 線における治療計画装置の計算線量と実測線量の比較結果について、均質媒質条件では線量差の平均が 0.0% (最大 1.2%) であり、また OPF についても平均が 0.0% (最大 0.5%) と良好な一致を確認できた。しかし、本研究では標準計測法 12 とは異なる測定法で取得された OPF を用いてビームモデリングを行ったため、本手法の妥当性について考察する。OPF は照射野サイズ以外では光子エネルギーに依存しており、PDD や $\text{TPR}_{20,10}$ でエネルギーが一致していれば、理論上測定基準深によって OPF に大きな差は生じないものと考えられる。また、Beyer らは、TrueBeam は

従来のリニアックと比較してヘッド構造が異なり、OPF の照射野依存性が小さいこと、また装置間のばらつきが小さいことを報告している (<0.5%)⁸⁾。これらの報告に加え、本研究における検証結果が良好だったことから、OPF の測定基準深の差が計算線量に与える影響は小さいと考えられる。よって、われわれは本装置における OPF の確認は、本研究で行った方法 (基準深 5 cm のデータで計算された 10 cm 深の線量を検証する方法) で十分であると判断した。また、不均質媒質で検証を行った臨床条件のうち一部の照射条件 (Case2, AAA) で許容値外となった (最大誤差 6.3%)。同一ジオメトリの AXB の計算結果と比較すると約 5% の差があることから、この誤差はビームデータの差によるものではなく、線量計算アルゴリズムの計算精度をみているものと考えられる²⁰⁾。具体的には AAA の不均質領域におけるカーネル補正の不確かさが主な原因と考えられ²¹⁾、これらの条件を除くほとんどの条件において十分な計算精度を確認できた。

Fig. 8 Water phantom used for acceptance test and beam adjustment (Waterphantom Typ. BS2010, Scanditronix Wellhofer).

また、定位放射線治療のコミッショニングの際、小照射野 (1.0–2.0 cm) の線量検証において、約 3–5% の系統誤差が生じた。これは TRBD の最小照射野が $3 \times 3 \text{ cm}^2$ であり、それより小さい照射野については外挿値で計算されていること、また TRBD が小照射野においても同一の電離箱 (CC13) で測定されたデータであることが影響していると考えた。そこでわれわれは $3 \times 3 \text{ cm}^2$ 未満の OPF のみ測定データを追加登録し、結果として線量誤差は改善した。小照射野の OPF については、側方電子平衡の不成立や検出器の部分体積効果等により、使用する検出器によって結果が大きく異なることが知られているため^{22, 23)}、上記の追加データは小型検出器 (半導体検出器および体積 0.01 cm^3 の小型電離箱) の測定値より決定した。以上より、TRBD に含まれていないデータについては、施設で実施予定の治療のコミッショニング時に必要なデータを追加していくことが必要と考えられる。

今回われわれはビームモデリングに必要な MBD をすべて取得していないため、MBD のビームモデルとの直接比較ができていない。Breitman らは MBD でモデリングした AAA の計算精度について、不均質ファントム内において 2.1% (最大 5.3%) であったと報告している²⁴⁾。本研究において、TRBD でモデリングされた AAA の計算精度は、単純条件で最大 1.2%、臨床条件で最大 6.3% であることから、ソフトウェアのバージョンの違いはあるものの、MBD を使用した場合と同等の精度でモデリングできていると考えられる。

本研究では導入計画時より TRBD を用いたビームモデリングを想定していたため、リニアック搬入前に Eclipse 内の光子線線量計算アルゴリズムのモデリングを行った。これによりコミッショニング期間が短縮することはもちろん、入念なスケジュールの考案や検証用治療計画の作成に対して十分な時間をかけることができ、効率的な導入作業が実現した。また、TRBD を用いたモデリング作業はファイルをインポートするだけの単純作業であり、誤った測定データを入力する危険性が少なくなるため、安全性の向上も期待できる。

TRBD を用いることで短縮した時間を VMAT の MLC パラメータ調整等、他のコミッショニング項目に充当することで、結果としてガイドラインが推奨する半分以下の期間で臨床使用開始することができた。ただ、必ずしも期間を短縮できるわけではない。仮に TRBD と MBD の間に許容できない乖離が認められた場合や、線量検証で大きな誤差が認められた場合には、装置のビーム調整もしくは実測ベースのモデリングへの切り替えが必要となるため、本研究で示したような期間短縮は望めない。期間短縮はあくまで可能性と捉え、従来どおり精度と安全性を第一に考えた立ち上げ計画の立案が肝要となる。また、本研究は装置一台のみの検証であり、すべての装置で同様の結果になるとは限らないため注意が必要である。全く検証を行わずに TRBD を使用することは避けるべきであり、リニアックの調整・設定ミスを検出する意味でも、自施設の測定データとの比較検証は必須と考える。以上より、リニアックの精度を過信せず、TRBD の特性をよく理解したうえで使用することで、効率的で安全なリニアックの立ち上げを実現できるといえる。

4. 結 語

本研究において、TrueBeam STx の MBD と GBD は $\pm 1\%$ 以内で一致し、GBD でモデリングした線量計算アルゴリズムの計算精度は均質条件で $\pm 1\%$ 、不均質条件で $\pm 3\%$ 以内となった。また、VMAT を含めた臨床使用開始までに要した期間は受入試験終了後より 1.4 カ月であった。以上より、治療計画装置のコミッショニングにおいて、GBD を使用することで線量計算精度を落とすことなく準備期間を短縮することができ、高精度治療の早期提供が可能となることが明らかとなった。

なお、本研究の要旨は第 74 回日本放射線技術学会総会学術大会 (2018 年、横浜) にて発表した。

参考文献

- 1) 放射線治療品質管理機構. 放射線治療装置導入に関するコミッショニング必要期間について. https://www.qcrt.org/document/comisshoning_proposal.pdf (Accessed 2018.5.11).
- 2) Smilowitz JB, Das IJ, Feygelman V, et al. AAPM medical physics practice guideline 5.a.: Commissioning and QA of treatment planning dose calculations -megavoltage photon and electron beams. *J Appl Clin Med Phys* 2015; 16(5): 14-34.
- 3) WHO. Radiotherapy Risk Profile. 2008. https://www.who.int/patientsafety/activities/technical/radiotherapy_risk_profile.pdf (Accessed 2018.7.21).
- 4) Das IJ, Cheng CW, Watts RJ, et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Med Phys* 2008; 35(9): 4186-4215.
- 5) Das IJ, Njeh CF, Orton CG. Point/counterpoint: vendor provided machine data should never be used as a substitute for fully commissioning a linear accelerator. *Med Phys* 2012; 39(2): 569-572.
- 6) Chang Z, Wu Q, Adamson J, et al. Commissioning and dosimetric characteristics of TrueBeam system: composite data of three TrueBeam machines. *Med Phys* 2012; 39(11): 6981-7018.
- 7) Glide-Hurst C, Bellon M, Foster R, et al. Commissioning of the Varian TrueBeam linear accelerator: a multi-institutional study. *Med Phys* 2013; 40(3): 031719.
- 8) Beyer GP. Commissioning measurements for photon beam data on three TrueBeam linear accelerators, and comparison with Trilogy and Clinac 2100 linear accelerators. *J Appl Clin Med Phys* 2013; 14(1): 273-288.
- 9) Lim S, Tang G, LoSasso T, et al. A comparative study of commissioning data of two TrueBeam LINACs with TrueBeam representative beam data. *Med Phys* 2013; 40(6): 210-210.
- 10) Varian Medical Systems. TrueBeam Representative Beam Data for Eclipse. 2015.
- 11) 日本医学物理学会編. 外部放射線治療における吸収線量の標準計測法(標準計測法 12). 東京: 通商産業研究社, 2012.
- 12) IAEA. Technical Reports Series No.430; Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer. International Atomic Energy Agency, Austria, 2004.
- 13) IAEA. TECDOC No. 1583; Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques. International Atomic Energy Agency, Austria, 2008.
- 14) Fraass B, Doppke K, Hunt M, et al. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med Phys* 1998; 25(10): 1773-1829.
- 15) 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.
- 16) Mijnheer B, Olszewska A, Fiorino C, et al. Quality assurance of treatment planning systems, practical examples for non-IMRT photon beams. ESTRO Booklet No.7, ESTRO, Belgium, 2004.
- 17) Kawrakow I, Mainegra-Hing E, Rogers DW, et al. The EGSnrc Code System: Monte Carlo simulation of electron and photon transport. Technical Report PIRS-701, National Research Council Canada, 2006.
- 18) Rogers DW, Faddegon BA, Ding GX, et al. BEAM: a Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. *Med Phys* 1995; 22(5): 503-524.
- 19) Walters BRB, Kawrakow I, Rogers DWO. DOSXYZnrc Users Manual. NRC Report PIRS-794. National Research Council of Canada. 2003.
- 20) Bush K, Gagne IM, Zavgorodni S, et al. Dosimetric validation of Acuros XB with Monte Carlo methods for photon dose calculations. *Med Phys* 2011; 38(4): 2208-2221.
- 21) 中口裕二, 荒木不次男, 丸山雅人, 他. 放射線治療計画装置における不均質領域の線量計算精度の評価—Monte Carlo 計算との比較—. *日放技学誌* 2010; 66(4): 322-333.
- 22) Alfonso R, Andreo P, Capote R, et al. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. *Med Phys* 2008; 35(11): 5179-5186.
- 23) IAEA. Technical Reports Series No.483; Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy. International Atomic Energy Agency, Austria, 2017.
- 24) Breitman K, Rathee S, Newcomb C, et al. Experimental validation of the Eclipse AAA algorithm. *J Appl Clin Med Phys* 2007; 8(2): 76-92.

問合先

〒259-1193 伊勢原市下糟屋 143
東海大学医学部付属病院放射線技術科 広木智之