ノート

Varian 社製 Clinac 2100C 18 MV photon beam の特性

長谷川 隆 幸・津 田 政 行・瀬 尾 誠

戸 高 秀 晴・笠 原 賢 治・小 川 智

東海大学医学部附属病院放射線治療科

(論文受理 1992年 3 月30日)

(最終論文受理 1992年 8 月21日)

(Code No. 222.2, 742.2)

Key words : 18 MV photon beam, Dosimetry, Linear accelerator

**PROPERTIES OF THE 18 MV PHOTON BEAM FROM A VARIAN CLINAC 2100C
LINEAR ACCELERATOR**

TAKAYUKI HASEGAWA, MASAYUKI TSUDA, MAKOTO SEO

HIDEHARU TODAKA, KENJI KASAHARA, SATOSHI OGAWA

Department of Radiation Therapy, Tokai University Hospital

(Article received : Mar. 30, 1992)

Summary

Dosimetry data are presented for the 18 MV photon beam of a Varian Clinac 2100C dual energy linear accelerator.

The clinical parameters of tissue-peak ratio (TPR), buildup region and surface dose, beam flatness and symmetry, isodose curves, dose rate dependence are discussed to 18 MV photon beam data. For the dose distribution of parallel opposed field with 18, 6, 10 MV related to this paper.

We obtained 0.782 for the ionization ratio and 18.1 MV for the nominal energy with AAPM guidelines. Depth of the maximum dose for a 10×10 cm² field at 100 cm source-chamber distance (SCD) was 3.8 cm. The relative surface dose increase with field size from 19.9% for a 5×5 cm² field to 55.4% for a 40×40 cm² field.

1. はじめに

今日、放射線治療における医用直線加速器（以下、リニアック）への依存度は高く、しかも照射部位によりエネルギーの使い分けを行う施設が増加しつつある。

現在、国内における高エネルギー X 線は 10 MV が多くなりつつあるが、患者の体格の向上や深部ターゲットに対する線量分布等を考慮した場合、10 MV よりさらに高いエネルギーの要望が高くなるものと思われる。また、諸外国ではすでに 15 MV 以上の高エネルギー X 線を使

Varian 社製 Clinac 2100C 18 MV photon beam の特性 (長谷川・他)

用する施設も多く、これに関連した報告¹⁻⁴⁾が数多く発表されている。

今回、Varian 社製 Clinac 2100C デュアルエネルギーリニアックの導入により18 MV, 6 MV X線のビームデータの測定を行う機会が得られたので、本報では18 MV X線の諸特性を示すと共に、10 MV, 6 MV X線との相互比較を行い、18 MV X線の臨床での適応性と有用性を示唆するものである。

2. 使用装置及び機器

1) 照射装置

- ・ Clinac 2100C (Varian), 18, 6 MV X線
- ・ Clinac 18 (Varian), 10 MV X線

2) 測定器

- ・ Iso-Dose Recorder・FM-0050CPC (フジテック)
- ・ AE-132, 0.6 ml JARP 型線量計 (応用技研)
- ・ 耐水性の指頭型チェンバーと平行平板型チェンバー, 0.075 ml (フジテック)

3) ファントム

- ・ 水ファントム, 610×590×570 mm³ (フジテック)
- ・ Tough Water ファントム (京都科学)

3. 方法及び結果

3.1 TPR とエネルギー

組織ピーク線量比 (以下、TPR) の測定は、18, 6, 10 MV X線について、JARP 型線量計 (0.6 ml・指頭型チェンバー)、水ファントムを使用し、線源検出器間距離

(SCD) を100 cm とし、照射野を3×3 cm² から40×40 cm² まで変化させて行った。得られたデータについて最小2乗法による関数近似⁵⁾を行った照射野10×10 cm² における3種エネルギーのTPR曲線をFig. 1に示す。

また18 MV X線の各照射野のTPR値をTable 1に示す。

3種エネルギーのピーク深は18 MV X線で3.8 cm, 6 MV X線で1.5 cm, 10 MV X線では2.5 cm となり, 18 MV X線は10 MV X線に比し1.3 cm 深くなった。

18 MV X線において照射野の違いによるピーク深の変化は6×6 cm² での4.3 cm を最高に照射野の増減と共にピーク深は浅くなり, 3×3 cm² で3.5 cm, 40×40 cm² では2.8 cm となった。

また、TPR 値からエネルギーの算出を行った。方法は水深20 cm 及び10 cm での TPR の比 (以下、 $\overline{\text{TPR}}$) につ

Fig. 1 TPR curves for 18, 6, and 10 MV photon beam with 10×10 cm² field at 100 cm SCD.

Table 1 TPR with 18 MV photon beam at 100 cm SCD.

Depth (cm)	Side of square field (cm)											
	3	4	5	6	8	10	15	20	25	30	35	40
1	0.701	0.886	0.891	0.895	0.720	0.746	0.803	0.840	0.864	0.879	0.890	0.896
2	0.908	0.893	0.891	0.893	0.906	0.919	0.950	0.965	0.973	0.979	0.982	0.982
3	0.989	0.977	0.978	0.976	0.982	0.988	0.994	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
4	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	0.997	0.995	0.992	0.989	0.992	0.992
5	0.989	0.990	0.997	0.994	0.991	0.988	0.983	0.978	0.976	0.974	0.975	0.974
6	0.968	0.971	0.978	0.979	0.976	0.974	0.967	0.962	0.957	0.958	0.958	0.958
7	0.942	0.947	0.955	0.956	0.956	0.954	0.947	0.944	0.939	0.941	0.941	0.943
8	0.915	0.922	0.931	0.933	0.935	0.934	0.928	0.927	0.922	0.923	0.924	0.927
9	0.891	0.901	0.908	0.910	0.914	0.912	0.909	0.908	0.905	0.908	0.908	0.911
10	0.866	0.877	0.884	0.890	0.894	0.893	0.892	0.891	0.890	0.892	0.893	0.896
12	0.817	0.828	0.838	0.845	0.850	0.850	0.853	0.853	0.856	0.858	0.859	0.865
15	0.750	0.764	0.772	0.780	0.788	0.793	0.797	0.802	0.805	0.807	0.812	0.815
18	0.690	0.702	0.711	0.758	0.728	0.735	0.743	0.749	0.754	0.759	0.764	0.768
20	0.651	0.663	0.675	0.680	0.690	0.697	0.708	0.715	0.722	0.728	0.733	0.737
25	0.563	0.576	0.588	0.595	0.605	0.614	0.625	0.636	0.644	0.652	0.660	0.664
30	0.489	0.502	0.513	0.518	0.531	0.536	0.553	0.565	0.575	0.583	0.590	0.596
Peak of depth	3.7	4.0	4.3	4.3	4.0	3.8	3.5	3.2	2.9	2.9	2.9	2.8

いて JARP による方法 (以下, JARP 法)^{6,7)} と AAPM・TG-21 のガイドラインに沿った方法 (以下, AAPM 法)^{7,8)} と, TPR の 0.7 線量レベル (以下, $d_{0.7}$) で評価を行った. **Table 2** に実測エネルギーとそのパラメータ値を示す. 18 MV X 線において, TPR による JARP 法は AAPM 法と 0.9 MV 異なり, また $d_{0.7}$ とは 2.0 MV の差となった.

3.2 ビルドアップ領域

18, 6 MV X 線について, 水ファントム, 耐水性平行平板型チェンバーを用い, 線源表面間距離 (以下, SSD)

Table 2 Accelerating potential with the JARP and AAPM methods, TPR at 10 cm and 20 cm depth, and the depth of 0.700 TPR value.

	Nominal energy		
	Clinac 2100C 18 MV	6 MV	Clinac 18 10 MV
TPR (MV)			
JARP	17.2	5.5	10.0
AAPM	18.1	4.7	9.5
Measured value			
10 cm	0.893	0.775	0.836
20 cm	0.698	0.525	0.618
$d_{0.7}$ (MV)			
JARP	19.2	5.3	9.7
Measured value (cm)	19.9	12.7	16.1

を 100 cm, 照射野を $5 \times 5 \text{ cm}^2$ から $40 \times 40 \text{ cm}^2$ に変化した時の深部量百分率 (以下, PDD) の測定を行い, その結果を **Fig. 2** に示す. なお, 測定間隔は表面から水深 6 cm まで 1 mm ピッチである.

照射野によるピーク深の変化をグラフと共に示したが, 測定法の違いにより, 前記 TPR と若干のずれがある. 18 MV X 線では, $5 \times 5 \text{ cm}^2$ での 3.5 cm から $40 \times 40 \text{ cm}^2$ での 2.2 cm まで 1.3 cm 浅くなり, 6 MV X 線は 18 MV X 線に比べピーク深と表面線量の変化量は少なく, ピーク深は 0.3 cm 表面方向に移動するにとどまる.

3.3 表面線量

測定方法は, 前項のビルドアップ領域と同様にアクリルシャドートレイ 5 mm 厚 (以下, トレイ) を 1 枚または 2 枚挿入したときの, 水深 0 cm の PDD 値を求め, その結果を **Fig. 3** に示す.

Fig. 3 Surface dose as a function of field size with and without 5 mm Acrylic shadow tray.

Fig. 2 Buildup region PDD curves for field size at 100 cm SSD.

Varian 社製 Clinac 2100C 18 MV photon beam の特性 (長谷川・他)

トレイの幾何学的配置は、アイソセンターから36.3 cm, また、ブロックを挟み込む2枚のトレイ間の距離は8 cmである。なお、当施設ではブロックの使い勝手を考慮した特注のトレイホルダーを使用しているため Varian 社のオリジナルトレイホルダーでの44.3 cm よりも8 cm アイソセンターに近く位置する。

照射野の増加と共に表面線量も増え、18 MV X線では $5 \times 5 \text{ cm}^2$ での19.9%から $40 \times 40 \text{ cm}^2$ の55.4%まで増加する。またトレイを挿入することにより、さらに、最大12.9%の増加があり、トレイを2枚挿入した場合では、トレイ1枚に比し最大2.5%の増加があり、6 MV X線についてはその傾向は認められなかった。

このように、18, 6 MV X線共に照射野の変化と共に表面近傍の線量変化は大きく、特にエネルギーの高い18 MV X線において著明であった。

3.4 平坦度, 対称性と等線量曲線

測定法と評価法は IEC の方法⁹⁾ に準じて行った。18 MV X線と 6 MV X線について、水ファントム中で耐水型・指頭型チェンバーを用い、SSD 100 cm, 測定深は5, 10, 30 cm, 照射野は 5×5 , 10×10 , $20 \times 20 \text{ cm}^2$ について両主軸と対角軸の4軸方向について測定を行った。ただし、IEC の勧告には最大照射野についての試験を必要としているが、使用した水ファントムの大きさにより、本測定では最大照射野を $20 \times 20 \text{ cm}^2$ として行った。

Fig. 4 は上記測定のうち18 MV X線における主軸方向のビームプロファイルを示す。測定深は標準測定深の10 cmである。また、このグラフから平坦度、対称性と半影を求め、その結果を Table 3 に示す。

平坦度、対称性とも IEC 勧告の範囲内にあり、また Fig. 4, Table 3 に示したものの以外でも同様な結果となっ

Fig. 4 Radial axis relative dose profiles at 10 cm depth for field size.

た。

Fig. 5 は18 MV X線と 6 MV X線について、照射野 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ の等線量曲線を示す。18 MV X線の10%レベルの表面近傍で広がりがあったほかは、平坦度が良く、半影も少ないことがこのグラフからも確認できた。

3.5 線量率依存性

モニター線量計の線量率依存性について、Clinac 2100C の18 MV X線と 6 MV X線, Clinac 18 の10 MV X線について以下の条件で測定を行った。

Tough water ファントム, JARP 型線量計を用い Clinac 2100C は80 MU/min から400 MU/min まで80 MU/min ごとに5段階, Clinac 18 は100 MU/min から500 MU/min まで100 MU/min ごとに5段階の線量率について行い、得られた値を臨床で最も多く使用する線量率で正規化(Clinac 2100C : 320 MU/min, Clinac 18 : 400 MU/min) した結果を Fig. 6 に示す。

装置による出力差として、Clinac 2100C の方が線量率

Table 3 Flatness, symmetry and penumbra due to the IEC method as Fig. 4.

	Field size (cm^2)		
	5×5	10×10	20×20
Flatness (%)	102.9	102.6	101.9
Symmetry (%)	102.0	101.0	102.0
Penumbra (mm)	11.1	8.6	13.6

Fig. 5 Isodose curves for $10 \times 10 \text{ cm}^2$ field at 100 cm SSD.

Fig. 6 Relative dose at various dose rate normalized to a dose rate setting with 320 MU/min (Clinac 2100C), 400 MU/min (Clinac 18).

Fig. 7 For the dose distribution of parallel opposed field.

依存性が少なく、最大で 6 MV・80 MU/min での 1.1% であるのに対し、Clinac 18 からの 10 MV・100 MU/min で 3.3% の出力差があった。

3.6 対向二門照射のシミュレーション

臨床における 18 MV X 線の有用性を確認するため、PDD データを用いて照射野 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ における 18, 6, 10 MV X 線の対向二門照射を体厚 10 cm から 25 cm までの 4 種体厚についてシミュレーションし、その結果を Fig. 7(a)-(b) に示す。なお、計算では均一な水とし、ビルドダウンは考慮していない。

体厚の増加に伴い、表面近傍の線量増加が認められ、エネルギーが低いほど著明である。逆に、Fig. 7(a) に示すように体厚の薄い場合では、6 MV X 線ではほぼフラットな分布となり、18 MV X 線では表面近傍の線量は少なかった。

4. 考 察

TPR の測定データから実測エネルギーの算出を行う場合種々の方法があり、国内では JARP により勧告がなされ、その中に 15 MV 以上では $\overline{\text{TPR}}$ より $d_{0.7}$ の方が線質識別能が高く、優先して用いるべきと示されているが、今回我々は Donald らのデータ⁴⁾ との比較を行う目的もあり AAPM 法によるエネルギーを算出した。Donald は Clinac 1800 の 18 MV X 線のエネルギー測定を行っており $\overline{\text{TPR}}$ で 0.785 ± 0.003 、エネルギーは $18.3 \pm 0.8 \text{ MV}$ であり、本測定との差は 0.2 MV であった。また 6 MV X 線の実測エネルギーは 4.7 MV であったのに対し、Nneamekac³⁾ が Clinac 1800 で示した値は 5.3 MV であり、 $\overline{\text{TPR}}$ で 0.004、エネルギーで 0.6 MV の違いであり大きな差はなかった。

ビルドアップ領域の測定から、各照射野のピーク深を求めたが、エネルギーが高くなると共に、ピーク深の移動量も増加した。これは、照射野サイズの増加と共にピーク深が浅くなるのは 2 次散乱線の影響であり、またエネルギーの高い 18 MV X 線の散乱エネルギーの方が 6 MV X 線の散乱エネルギーより高く、照射野サイズに影響され易いためである。そのため、臨床においては高エネルギーゆえの難しい側面を持っている。

IEC の勧告に照射野均一性の試験項目に半影を示すようになっているが、報告されている多くの文献で示していないものや、示し方が IEC 勧告に沿っていないものがあり比較ができないものが多い。今回の測定より得られた数値を今後の比較データとして活用できるようにあえて示した。

Fig. 5 に示した等線量曲線で、18 MV X 線の 10 % レベルの表面近傍での広がりについて、Nilson¹⁰⁾ らは放射線ヘッドのターゲット、フラットニングフィルター、コリメータや空気による散乱線であると述べており、他の報告¹¹⁾ にも本測定結果と同様な広がりを見せたものが見受けられる。Nilson らの示すデータ値の中に $^{60}\text{Co}-\gamma$ 線において線源-患者間の空気による散乱線量は照射野 $20 \times 20 \text{ cm}^2$ の照射野端で約 13% であり、またエネルギーが高いほど相対散乱線量は少ないと述べている。今回、6 MV にその広がりが無かったのは、エネルギーが低いため表面近傍でのチェンバーの分解能が低く検出できなかったためであり、実際には 18 MV X 線同様に広がりを持っている。

不確定度 5 % の目標に際し、本測定における線量率依存性は線量計算での補正を必要としないレベルであると考え。逆に依存性の大きい装置においては補正係数として必要なパラメータと思われる。

エネルギーの選択因子として、照射ターゲットの位置と範囲、表面線量、健常組織での線量分布、腫瘍組織の進展度等があるが、それらは複雑に絡み合い画一的には決められない。よって、3.6 項の対向二門照射のシミュレーションの結果から直接的なエネルギー選択はできないが、大きな因子として捉え、以下に考察して行く。ターゲットが中心部に局限している場合はエネルギーの高い 18 MV X 線が良く、この場合を Fig. 7(a) の体厚 10 cm で見ると、表面から中心部ターゲットまでの線量は 10 MV X 線に比べ約 15%、6 MV X 線に対して約 25% 低く、また、Fig. 7(d) の体厚 25 cm の場合では、深さ 1-5 cm 付近の線量増加が少なく良い分布と言える。

次にターゲットが広く分布している場合はターゲット全体を高い線量で均一に照射することが望ましく、各体厚による最適なエネルギーが変わってくる。この場合を Fig. 7(a)-(d) について見ると、体厚 10 cm では 6 MV X 線、15 cm では 6 または 10 MV X 線、20 cm では 10 または 18 MV X 線、25 cm では 18 MV X 線が良好な結果を示すが、3.2 項のビルドアップ領域 3.3 項の表面線量で述べたように照射野、トレイ、ボラス等により表面近傍の線量変化は大きく、この点を考慮すると高エネルギーの方が有効になる場合が多くなる。

また、3 門、4 門、回転照射の場合はターゲットが中心部に局限している場合が多く、高エネルギーの方が照射容積 (Irradiated Volume) が小さく、より良い分布になることが考えられる。

以上のことから、現在多くなっている 10 MV X 線

より、エネルギーの高い 18 MV X 線の方が臨床的に有用性は高いものと思われる。

5. 結 語

10 MV 以上の高エネルギー X 線のビームデータに関して欧米では数多くの報告がされており、本測定においてこれらのデータとの相互比較を行い、本装置の特性を評価することができた。公称エネルギーが同一であっても、ターゲット、フラットニングフィルターの材質、アクセレータガイド、コリメータデザイン等の違いにより、線量的な特徴が異なってくるのは一般的であるが、今後、国内においても 10 MV 以上の高エネルギー X 線の需要が高まる中、本報告が 18 MV X 線の諸特性比較データの一報告として、活用参照されることを望むものである。

なお、本論文の要旨は第 19 回日本放射線技術学会秋期大会で発表した。

参 考 文 献

- 1) Jatinder R.P., Jeffrey A.M. et al.: Dosimetric characterization of the 18-MV photon beam from the Siemens Mevatron 77 linear accelerator., *Med. Phys.* **11**, 717-724, (1984).
- 2) John E.A., Howard B.M.: Characteristics of the photon beam from a new 25-MV linear accelerator., *Med. Phys.* **12**, 619-624, (1985).
- 3) Nnaemeka C.I., Donald A.J., Peter P.A.: Characteristics of the 6-MV photon beam produced by a dual energy linear accelerator., *Med. Phys.* **14**, 93-97, (1987).
- 4) Donald A.J. et al.: Properties of the 18-MV photon beam from a dual energy linear accelerator., **14**, 1071-1078, (1987).
- 5) 尾内能夫, 川島勝弘, 入船寅二, 他: 放射線医学大系・放射線物理学, 277-283, 中山書店, 東京, (1984).
- 6) 日本医学放射線学会物理部会: 放射線治療における高エネルギー X 線および電子線の吸収線量の標準測定法, 通商産業研究社, (1986).
- 7) 川島勝弘: 放射線治療のための線量測定・その 1. 光子エネルギーの決定法, 放治システム研究, **2**, 17-23, (1985).
- 8) AAPM Task Group 21: A protocol for the determination of the absorbed dose from high-energy photon and electron beams., *Med. Phys.* **10**, 741-771, (1983).
- 9) IEC 967: International Electrotechnical Commission, Medical electrical equipment, Medical electron accelerators-Functional performance characteristics. **10**, (1989).
- 10) B. Nilsson., A. Brahme.: Absorbed dose from secondary electrons in high energy photon beams., *Phys. Med. Biol.*, 901-912, (1979).
- 11) D.O. Findley, B.W. Forell, P.S. Wong.: Dosimetry of a dual energy linear accelerator., *Med. Phys.* **14**, 270-273, (1987).