10 MV X線の偏心照射時における OCR の測定と治療計画装置による計算値との比較 (阿部・他)

原 著

10 MV X線の偏心照射時における OCR の測定と治療計画装置による 計算値との比較

阿 部 真 治・外 山 和 男・桜 井 康 雄

山 口 宏

名古屋大学医学部附属病院放射線部

(論文受理 1991年10月16日)

(最終論文受理 1992年 3 月27日)

(Code No. 228.2, 729.2)

Key words : Off-center beam, Over-centerable multileaf collimators, Off-center ratio, Dose distribution, Dose profile curve

MEASUREMENT OF THE OFF-CENTER RATIO IN 10 MV X-RAY OFF-CENTER BEAM AND A COMPARISON WITH THE CALCULATED VALUES

SHINJI ABE, KAZUO TOYAMA, YASUO SAKURAI
AND HIROSHI YAMAGUCHI

Department of Radiology, Nagoya University Hospital

(Article received : Oct. 16, 1991)

Summary

In order to extend the application of the conformation radiotherapy, a linear accelerator was equipped with over-centerable multi-leaf collimators.

The off-center ratio in a 10 MV Xray off-center beam with over-centerable collimators was measured. For the measurement, the same source situation, phantom, chamber between the off-center beam and normal beam with symmetric collimators was made and compared with the dose profile curves of both them. The dose profiles of the off-center beam are inclined to the rotational center of gantry. With the increase distance from the center, the dose profiles showed an increase in the gradient but with the increase depth of the phantom, a decrease was shown. Dose of off-center beam showed a decrease of about 3~5% at the off-center distance of 52 and 87 mm. Energy of the off-center beam had almost no change because the proportion of dose decrease had no change with the depth of the phantom.

The off-center ratio data of the off-center beam has not been used in the algorism of the radiation treatment planning system. So the calculated dose values are estimated high at the rotation center side. The

calculated values compared with the measured values concided with a 4% error.

1. 緒 言

放射線治療装置において、近年、コンピュータ制御による、絞りを正中を越えて動かすことが可能な偏心性多分割原体絞りが開発され、線束中心軸を移動させた偏心照射が可能となった¹⁻⁴⁾。これまで原体照射のターゲットを設定する際には、多分割絞りのそれぞれのリーフに共通の回転軸が必要であったが、この偏心性多分割絞りを原体照射に応用することにより、回転軸に関係なくターゲットを設定できるようになった。また、凹形線巢の設定¹⁾、打抜吸収体を用いない打抜照射²⁻⁴⁾など、その応用範囲はさまざまに広がっている。

しかし、偏心照射の場合、コリメータが非対称に動くため、線束の中心がアブソーバ、フラットニングフィルタなどを通過する位置や通過する厚さはコリメータが対称に開いた場合に比べて変化する。また散乱線の影響も変わるため、それに従いビームの線質も変化すると考えられる。この偏心性多分割絞りをを用いた偏心照射時の OCR (off center ratio) を測定することによって、通常の線束中心軸が架台の回転中心を通る場合と比較を行い、その差を求める。

偏心照射の線量分布計算は、すでにプログラムの変更について対応がなされている¹⁾。しかし、現在行われている偏心照射の線量分布計算は、絞りが正中を越えた状態での深部線量と OCR のデータを用いていない。そのため、この計算値と実測値との差についても求め、計算のプログラムに変更が必要か検討を加える。

2. 装置および方法

2.1 装置

治療装置は東芝直線加速器・Mevatron-KD77、多分割原体絞りは東芝製 MLC-10A 形である。X線エネルギーは 6 MV と 10 MV のデュアルタイプである。最大照射野は 40 cm×40 cm、多分割絞りはテーパ形11対で各絞りはアイソセンターの距離で正中を 7 cm 越える範囲まで開閉が可能となっており、架台回転角 2° 毎の開度情報に従い架台回転に連動開閉する。この絞りにより、RL 方向の照射野幅が 10 cm の時、アイソセンターと同じ平面上で線束中心軸を最大 120 mm 偏心させることができる。

ビームデータ収集は CMS 社製・Dynascan システムを用いた。このシステムは 55 cm×55 cm×55 cm の水ファントム中を PC コントローラにてプローブを走査する

ことによって、ビームプロファイルを得ることができる。また得られたデータはそのままハードディスクに格納され各種処理が可能である。

線量分布計算には CMS 社製治療計画システム・Modulex を用いた。原体照射のターゲット設定は Modulex によって行われ、その治療データはオンラインで多分割原体絞り装置へ送られる。このシステムにおいては偏心照射の線量分布計算についても対応ができるようプログラムが改良されている。

2.2 方法

Fig. 1 のように通常の線束中心軸が架台の回転中心を通過する場合と同じ幾何学条件で偏心照射の状態をつくり出すために、リニアックのガントリーの回転角度と絞りの開度を調節して線束中心軸が水平面に対して垂直になるように平行移動させた。架台を回転に伴って、線源と水面の距離が短くなるので水ファントムの水面を下げることによって、SSD (Source-surface-distance) は 100 cm 一定とした。また使用するビームのエネルギーは 10 MV とした。

Fig. 1 Schema of the off center beam with over-centerable collimators.

以上の条件において、通常の絞りが対称に開いた状態である偏心 0 mm (ガントリー角度 0°) と、架台の回転中心と偏心状態での線束中心軸が回転中心上の面と交わる点との距離 (以下、偏心距離) が、52 mm (ガントリー角度 3°)、87 mm (ガントリー角度 5°) について、照射野 (RL 方向×XGT 方向) 4 cm×10 cm、7 cm×10 cm、10 cm×10 cm、16 cm×10 cm での OCR データを基準深にあたる深さ 25 mm から 5 cm おきに 175 mm まで得た。

また、実験を行った場合と同じ幾何学条件、ビーム条件を Modulex に入力し、線量分布計算を行い、さらに、そのデータからドーズプロファイルを作成し、測定した

10 MV X線の偏心照射時における OCR の測定と治療計画装置による計算値との比較 (阿部・他)

プロフィールと比較を行った。

3. 結 果

Fig. 2(a)~(d)に、それぞれの照射野でのビームプロフィールの測定結果を示す。ビームプロフィールは各照射野の基準点である線束中心軸上、水中深さ25 mm における線量をもとに正規化を行った。

各照射野とも偏心距離を増すにつれ架台の回転中心方向に向かって OCR カーブは傾きをみせている。そしてわずかずつであるが線量も減少しているのが分かる。

照射野 4×10 cm では、プロフィールが平坦になっている部分が少ないので傾きが分かり難いが回転中心に近い側の肩が下がっているのが分かる。

照射野 7×10 cm と照射野 10×10 cm では、線束中心でやや窪んでいたプロフィールが偏心すると逆に膨らみをみせている。さらに両肩の下がり方も大きくなっている。

照射野 16×10 cm ではそれぞれのプロフィールでの傾

きは一様にはなっていない。これは偏心のない場合のプロフィールの凹凸の傾向と一致しているように見える。特に照射野が回転中心の垂線上を通っている場合にその傾向が強く出ていることが分かる。

Mevatron の場合、平坦度は深さ10 cm でのプロフィールを測定し、照射野の80%内での最大値と最小値の差をその和で除した値で決定される。今回の偏心させた場合の測定では、プロフィールの中心部に膨らみがあり、また照射野の80%付近に落込みがあるため、最大3.8%の値を示した。

そのため、偏心のない場合と偏心させた場合のプロフィールの線束中心部での傾きを比較するために、それぞれのプロフィールの中心部での接線を一定距離伸ばし、その角度を求めた。

Fig. 3 はそれぞれの照射野について、横軸に偏心距離、縦軸にプロフィールの中心部での傾きをとったものである。各照射野とも偏心距離が多いほど OCR の傾きは大きくなった。

(a)

(c)

(b)

(d)

Fig. 2 Dose profile curves at depth 25, 75, 125 and 175 mm by the normal beam with symmetric collimators and by the off-center beam with over-centerable collimators. Curves are displaced along the distance of off-center.

Fig. 3 Change in the gradient of the center region of the dose profile curve in an off center beam. With an increase distance in the center axis, the gradient shows an increase.

Fig. 4 Change in the gradient of the center region of dose profile curve in an off-center beam. With the increase depth from the surface of phantom, the gradient shows a decrease.

Fig. 4 はそれぞれの照射野について、横軸に水中の深さ、縦軸に傾きをとったものである。偏心を行っていない場合はどの深さでも傾きは1%以内に収まっている。各照射野とも25 mmの深さで傾きは最大となり、水中の深さが増すほど傾きは小さくなった。また、どの深さにおいても偏心距離の多いほうが傾きが大きくなっている。

Fig. 5 は照射野10 cm×10 cmにおける偏心距離とdepth dose curveの関係をグラフにしたものである。横軸に深さ、縦軸に線量を取り、それぞれの偏心距離での最高線量で正規化を行いプロットさせてある。深さが増してもそれぞれ線量の減少する割合は変わっていない。

Fig. 6 は照射野10 cm×10 cm, 87 mm 偏心を行った場合について、測定で得られたプロファイルに Modulex で計算させたプロファイルを重ね合わせたものである。

Fig. 5 Depth dose curves of the off center beam and normal beam. Curves are normalized by the dose at a 25 mm depth.

10 MV X線の偏心照射時における OCR の測定と治療計画装置による計算値との比較 (阿部・他)

Fig. 6 Comparison of measured dose profile curves (a solid line) and the calculated values (a dotted line). (Field size 100 mm×100 mm, Off-center distance 87 mm) Calculated dose values are estimated higher at the rotational center side than the measured values.

実線が測定したプロファイル、点線が計算値である。計算値に用いた OCR は偏心を考慮に入れていない。したがって、プロファイルの右肩付近に大きな差がみられ、その差は大きなところで約 4% 程度である。しかし、水中の深い部分では測定値と計算値はよく一致している。

4. 考 察

今回行った実験では、偏心を行った場合と行わなかった場合で、線源、ファントム、チェンバーの位置関係は

Fig. 7 Schema of flattening filter used in Mevatron.

同一であり、異なるのは線源から照射口に至るまでのビームの経緯である。Mevatron の場合、ターゲットで発生した X 線は一次コリメータを通り、2 種のアブソーバ、フラットニングフィルタを通過することにより制御された大きさで均一なビームになる。一次コリメータによる有効照射野は直径 42.5 cm の円である。つまり、アイソセンターを中心としたビーム軸に対して垂直な円内に関して均一である。偏心照射による今回の測定はビーム強度に関して均一に調整された面に対して、ファントムを斜めに置いた格好になる。ビームは斜入射となるので深さの差によるビームの減衰だけ補正すれば架台の傾きからプロファイルの傾きを導くことができる。この装置で 10 MV のエネルギーの場合、プロファイルの傾きは架台が 3°, 5° 傾いたことに対して、それぞれ、最高で 3.3°, 4.6° といった結果であった。

プロファイルの傾きとともに偏心照射の OCR の変化の大きな特徴として、フラットニングフィルタの効果が、偏心した場合にもそのまま現われるということがある。大きな照射野では偏心照射による OCR の傾きはいつも一定ではない。Fig. 2(d) の照射野が 160 mm×100 mm で偏心距離が 52 mm の場合のように架台の回転中心に照射野がかかる場合、その部分ではフィルタリングの影響を強く受けることになる。

また Mevatron に使用されているフラットニングフィルタの形状の概観図を Fig. 7 に示す。Mevatron の場合、ビームフラットネスは調整することができないようになっている。フィルタは、中心部の窪みの中に円錐状の突起があるなどの複雑な形状となっている。またそれぞれの正確な寸法については不明であるため、偏心照射時に線束の中心がフィルタのどの位置を通過するか、またその通過する厚さについては分からない。今回の実験に用いた Mevatron の場合では偏心を行った場合、線量は減少する傾向をみせた。これは、ターゲットの材質、厚み、フィルタの形状、位置関係について個々の装置に特徴があり、おのおのの傾向があると考えられる。

日本医学放射線学会物理部会編の吸収線量の標準測定法⁵⁾によると X 線のエネルギーの校正は X 線の深部線量の測定による方法が採用されている。この方法によると、10 MV の X 線の場合の測定には、水ファントムを用い、照射野 10 cm×10 cm に対する深さ 20 cm および 10 cm での TPR の比を測定すればよい。今回の測定値の中から照射野 10 cm×10 cm で、深さと線量をグラフにした図より、TPR の比を求め、偏心を行わなかった場合と偏心を行った場合とで比較を行った。しかし、その値には

特に有意差がみられないことから、Mevatron での場合、偏心照射によってビームのエネルギーについて大きな変化は認められないことが分かった。

今回の実験に使用した Mevatron は 6 MV と 10 MV のデュアルエネルギーであるが、偏心照射は主として原体照射の一部として用いることが多いため、今回は 10 MV に絞って実験を行った。しかし、低エネルギーの X 線のほうがフィルタなどの影響を強く受けることが考えられるため、今後、10 MV 以外のエネルギーの X 線を用いた場合ではどのような結果が出るか検討してみたい。

これまで原体照射の線量分布計算は非対称に開いた照射野を 2 種の OCR を組み合わせることによって行われてきた^{6,7)}。また同様に偏心照射の場合は回転中心での OCR を偏心させた距離だけスライドさせて用いている⁹⁾。そのため、偏心照射による OCR の傾きは考慮されていなかった。今回の実験の場合は固定の照射であるが、回転の照射の線量分布を計算させた場合、ターゲットの回転中心に近い側では線量を過大評価し、偏心側では過小評価することが分かる。

現在行われている偏心照射の線量分布計算を改良するために偏心照射専用の OCR を用いるのは、偏心距離、線源と偏心の中心までの距離が計算する角度ごとに変化し、さらに OCR の組み合わせの問題もあり、非常に困難である。改良のためにはなんらかの簡略化された計算方法を考える必要があると思われる。しかし、絞りを正中を越えて用いる偏心照射は、臨床上、原体照射の一部に用いられるテクニックであることが主となる。原体照射のターゲットが架台の回転中心を含んでいない場合、絞りが正中を越える幅が最大になるのはターゲットの軸の垂線と線源の回転する円との交点であり、今回の測定がそれにあたる。また、偏心照射を行う部分もそれほど多くはならない。したがって、現行の計算方法で十分対応が可能であると考えられる。しかし、より高精度の治療を行うためにはより実際に即した治療計画が行われるべきであり、今後検討が必要である。

5. 結 語

絞りを正中を越えて動かし線束中心軸を移動させた偏心照射での OCR の測定を行った。その OCR は架台の回転中心方向に向かって勾配を見せた。その勾配は偏心距離が増すほど大きくなった。しかし、深さを増すにつれその勾配は減少した。また、線量は照射野の縦方向が 10 cm の時、52 mm 偏心で約 3 %、87 mm 偏心で約 5 %程

度減少したが、その減少の割合は深さが増しても変化がなかったためエネルギーの変化はないと考えられた。

線量分布計算では、回転中心での OCR をスライドさせて用いた場合、ターゲットの回転中心側で線量が多く見積られ、偏心側で少なく見積られることが分かった。その差は最大で約 4 %程度であった。偏心照射の線量分布計算に専用の OCR を用いることは大変困難であり、現行の計算法で対応できると考えられた。しかし、偏心用に近似した OCR を用いるなど今後検討も必要である。

謝 辞

本稿に対して御指導いただいた名古屋大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科小幡康範教授に深く感謝いたします。

なお本報告の要旨は、第 7 回日本放射線技術学会東海支部地方会において発表した。

文 献

- 1) 小幡康範, 佐久間貞行: 偏心性多分割絞りによる原体照射法の研究, 第 1 報 装置と線量分布計算, 日本医放会誌, **46** (8), 1057-1062, (1986).
- 2) 小幡康範, 田所匡典, 佐久間貞行: 偏心性多分割絞りによる原体照射法の研究, 第 2 報 偏心回転照射と打抜照射法, 日本医放会誌, **47** (8), 1058-1063, (1987).
- 3) 小幡康範, 田所匡典, 佐久間貞行: 偏心性多分割絞りによる原体照射法の研究, 第 3 報 吸収体を用いない打抜照射法, 日本医放会誌, **46** (11), 1508-1513, (1987).
- 4) 小幡康範, 藤井洋司, 佐久間貞行: 偏心性多分割絞りによる原体照射法の研究, 第 4 報 原体打抜照射法の線量分布計算と臨床応用, 日放腫会誌, **2**, 181-196, (1990).
- 5) 日本医学放射線学会物理部会編: 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, (1989).
- 6) 高橋一廣: 治療計画用電算機による原体照射線量分布の計算, 第 2 報 原体照射の治療計画システム, 日放技学誌**37** (4), 402-410, (1981).
- 7) 高橋一廣, 木村千明, 植田俊男: 治療計画用電算機による原体照射線量分布の計算, 第 3 報 システムの改良と原体照射野に関する基礎的実験, 日放技学誌**38** (2), 203-210, (1982).