

A practical method for the calculation of multileaf collimator shaped fields output factors

K. Yuen, M.S. A. K. Al-Ghazi, C. L. Swift, and C. A. White

Med. Phys. 26 (11) 2385-2389 (1999)

MLC 不整形照射野の出力係数を上絞りの一部が MLC で作られている直線加速器で測定した。出力係数への MLC による照射野整形によるファントム散乱の低下を考慮した手法は、コリメータ係数への MLC の影響があるので、この種の加速器においては不適當であることが示された (Palta 等、Med. Phys. 23, 1219-1224 (1996))。この論文では、MLC 不整形照射野の出力係数の測定値と十分な一致を示すコリメータ係数の二つの形式を示す。今回の手法は、似たような MLC 配置の他の加速器にそのまま応用できるはずである。臨床の治療計画において、この手法は実用的であり、十分に満足いく精度であると考えられる。出力係数を計算するための式では、装置のピーク散乱と出力係数のみを必要とする。これらは通常、装置のコミッショニング中に測定される。

I. はじめに

MLC の三つのタイプ

タイプ A : X と Y 絞りよりも下に MLC がある (Varian)

タイプ B : X と Y 絞りよりも上に MLC がある (Elekta)

タイプ C : タイプ A と B の間の位置に MLC がある、あるいは下絞りが MLC に置き換わっている (Siemens、GE、Toshiba、Mitsubishi)。このタイプの MLC については Das 等⁹が検討した。

最大線量深 d_{\max} の出力係数は、ピーク散乱係数 (PSF) とコリメータ散乱係数 (CF) の積であると考えられる^{10,11}。コリメータ散乱係数 S_c は、さらにモニタ線量計後方散乱係数 (S_b) とヘッド散乱係数 (S_h) という二つの係数の積と考えられる¹¹。 S_b と S_h は治療装置について調べられた¹⁰⁻¹⁴。 S_h を計算するためのモデルと手法が、実験データと組み合わせて示された^{11,15-18}。一般的に、コリメータ設定の関数である S_b と S_h は矩形照射野中の MLC の存在に影響されるだろう^{6,8,14}。

タイプ A の出力係数の計算は簡単である^{3,4}。この場合の空中出力係数は許容範囲で変化しないか、あるいはコリメータ係数と等価である。このときの MLC 不整形照射野のファントム中の出力係数の変化は、ファントム散乱の低下を考慮するのみで良い。タイプ B と C の場合には、ファントム散乱のみを考えるだけでは十分ではない^{6,8}。タイプ C (Siemens) に関する線量評価の詳細が最近報告された⁹ (I. J. Das et al. "Beam characteristics of a retrofitted double-focused multileaf collimator," Med. Phys. 25, 1676-1884 (1998))。ビーム中の MLC の存在のコリメータ係数に対する影響は十分に考慮しなければならない。この影響は恐らくタイプ C よりもタイプ B で大きい、治療計画における出力係数の計算や MLC を含んだ線量投与において含める必要がある。

Elekta SL20 加速器の MLC は Y 絞りのバックアップをもち、タイプ B と考えられる。

II. 器材と方法

ブロックトレーとほぼ同じ距離に MLC がある Varian 2100C 加速器の場合、MLC 不整形照射野の出力係数は、同じ X と Y 絞り設定のブロックのない矩形照射野よりも、ファントム散乱が減るので低下する。最大線量深 d_m の MLC 不整形照射野の出力係数 $OF(X,Y,R)_{MLC}$ は、次式によって良く近似される³。

$$OF(X,Y,R)_{MLC} = \left[\frac{PSF(R)}{PSF(x,Y)} \right] OF(X,Y) \quad (1)$$

ここで、 R はブロック照射野の等価正方形、 PSF はピーク散乱係数、 OF は出力係数、 X と Y は絞り設定である。臨床条件における測定出力係数と式(1)による計算値は、Varian 2100C では良く一意する³。

Elekta SL20（上絞りの一部が MLC）と MLC 配置が似た Elekta SL18 の場合、式(1)は出力係数計算において満足のいくものではない⁶。矩形照射野（ブロックのない）の場合と同じ形式の OF を用いると、すなわち、

$$OF(X,Y) = PSF(X,Y) \cdot CF(X,Y)$$

ここで、 $CF(X,Y) = OF(X,Y)/PSF(X,Y)$ はコリメータ係数であり、我々は次式を調べることにする。

$$OF(X,Y,R)_{MLC} = PSF(R) \cdot CF(X',Y') \quad (2)$$

Elekta SL20 の場合、 X' と Y' は調べるために選ぶ実効コリメータ設定である。

式(2)は次のように書くことができる。

$$OF(X,Y,R)_{MLC} = \left[\frac{PSF(R)}{PSF(X,Y)} \right] \cdot OF(X,Y) \cdot \left[\frac{CF(X',Y')}{CF(X,Y)} \right] \quad (3)$$

簡単なテストパターン（Fig.1）の MLC 遮蔽照射野で測定した出力係数を、二つの異なる形式の $CF(X',Y')$ 、すなわち $CF(R,R)$ と $CF(X,\bar{Y})$ を用いて式(3)に基づいて計算した値と比較する。ここで、 $\bar{Y} = A/X$ であり、 A はブロックされた照射野の面積である。二つの形式を選んだ理由は次のことによる。MLC が上絞りの一部であるので、回転した矩形の場合の $CF(X',Y')$ は、矩形の幅 W と長さ L としたときの $CF(L,W)$ と回転した正方形の $CF(R,R)$ でほぼ近似できると予想される。ここで、 L は X に最も近い。長い矩形の $CF(L,W)$ は $CF(X,\bar{Y})$ によってもっと簡単に近似される。ここで、 $X \cdot \bar{Y} = W \cdot L = A$ である。上記の理由の背景には、 CF は軸に対してほぼ回転対称であるということである。

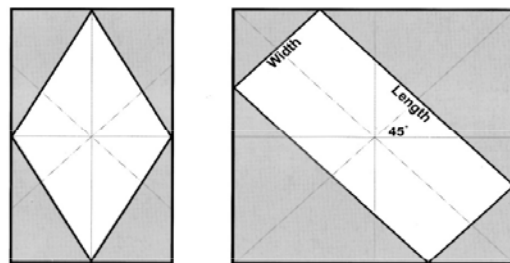


Fig.1 出力係数はダイヤモンドと 45° 回転した矩形（と正方形）で行った。

Elekta SL20 の MLC 整形照射野の出力係数を Farmer 形の Capintec PR-06C (0.6cm³) と電位計 Capintec model 192 で、再現性 0.5% で測定した。測定深は 6MV で 1.5cm (d_m) と 5cm、18MV

では 5.0cm のみである。照射した照射野形状は Fig.1、MLC 先端の設定は Fig.2。

測定結果は Table I。照射された形状の等価正方形は Varian の Cadplan 外部治療計画プログラムにより得た（等価正方形は 10cm 深で同じ深部線量百分率をもつ）。計算に用いた PSF は BJR Supplement 17 に基づいた。平均 Y 値は $\bar{Y} = A/X$ である。遮蔽される大きさは回転した正方形とダイヤモンドで 50%、回転した矩形では 50%以上である。

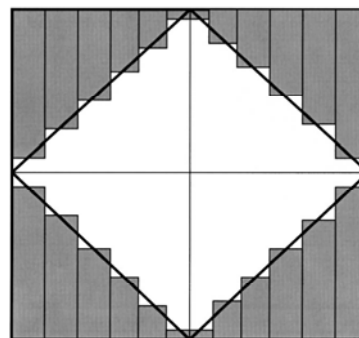


Fig.2 MLC の位置は半分が入り込んだ配置で設定した。

Table I. 出力係数測定で照射した MLC 整形試験パターンのパラメータ。平均 Y 値 (\bar{Y}) は式(3)による。

Field description	Field number	Jaw setting (cm)		Irradiated dimension (cm)		Equivalent of irradiated area (cm), R	Average Y value, \bar{Y}
		X	Y	Width	Length		
Rotated square	1	8.5	8.5	6	6	6	4.3
	2	14.1	14.1	10	10	10.0	7.1
	3	21.2	21.2	15	15	15.0	10.6
	4	28.3	28.3	20	20	20.0	19.1
	5	38.2	38.2	27	27	27.0	19.1
Diamond	6	6	10			5.5	5.0
	7	6	15			6.3	7.5
	8	6	25			7.5	12.5
	9	6	40			8.1	20.0
	10	15	10			8.6	5.0
	11	25	10			10.6	5.0
	12	40	10			12.0	5.0
	13	10	15			8.6	7.5
	14	10	25			10.6	12.5
	15	10	40			12.0	20.0
	16	25	15			13.6	7.5
	17	40	15			16.3	7.5
	18	15	25			13.6	12.5
	19	15	40			16.3	20.0
Rotated rectangle	20	11.3	11.3	6	10	7.5	5.3
	21	14.8	14.8	6	15	8.5	6.1
	22	21.9	21.9	6	25	9.2	6.8
	23	32.5	32.5	6	40	9.5	7.4
	24	17.7	17.7	10	15	11.9	8.5
	25	24.7	24.7	10	25	13.6	10.1
	26	35.4	35.4	10	40	14.1	11.3
	27	28.3	28.3	15	25	18.2	13.3
	28	38.9	38.9	15	40	19.5	15.4

III. 結果

Table II: 6MV の相対出力係数の測定値と計算値。計算値の二つの群は、 $CF(X',Y') = CF(R,R)$ もしくは、 $CF(X',Y') = CF(X,\bar{Y})$ を用いた式(3)によるものである。最後の二つの欄は、二つの群の計算値と測定値の差を示す。

深さ 5.0cm の出力係数の測定値と計算値を比較するために、式(3)を修正した。式の右辺に係数 $TPR(X,Y,d_m)/TPR(R,d_m)$ を乗じなければならない。ここで、 $TPR(X,Y,d_m)$ と $TPR(R,d_m)$ は d_m と基準深 5.0cm の組織最大線量比である。18MV の PSF は BJR Supplement 17 の 16 と 21 MV のデータを内挿する。これらの結果は（ここで示していないが）6MV と 18MV のそれぞれで $\pm 2.6\%$ と $\pm 3.4\%$ 以内で実験値を一致する。

IV. 検討

表には示していないが、Palta、Yueng と Frouhar⁶ が Elekta SL18 で確認したように、Elekta SL20 の MLC 整形照射野に対して式(1)を用いて計算した出力係数

TABLE II. Measured and calculated relative output factors at d_m (1.5 cm) of a 6 MV beam for the same MLC-shaped test patterns as outlined in Table I. Calculated values are based on Eq. (3)

Field number	Relative output factor			Calc-Meas.	
	Measured	Calculated		Meas. (%)	
		CF (R,R)	CF (X, \bar{Y})	CF (R,R)	CF (X, \bar{Y})
1	0.958	0.965	0.957	0.7	-0.1
2	0.995	0.999	0.990	0.4	-0.5
3	1.031	1.032	1.031	0.1	0.0
4	1.057	1.054	1.053	-0.3	-0.4
5	1.074	1.072	1.071	-0.2	-0.3
6	0.939	0.958	0.960	2.0	2.2
7	0.965	0.968	0.972	0.3	0.7
8	0.974	0.977	0.983	0.3	0.9
9	...		0.990		
10	0.983	0.984	0.974	0.1	-0.9
11	1.001	1.004	0.983	0.3	-1.8
12	1.014	1.013	0.990	-0.1	-2.4
13	0.982	0.984	0.983	0.2	0.1
14	0.998	1.004	1.007	0.6	0.9
15	1.009	1.013	1.022	0.4	1.3
16	1.017	1.023	1.012	0.6	-0.5
17	1.036	1.039	1.024	0.3	-1.2
18	1.022	1.023	1.023	0.1	0.1
19	1.033	1.039	1.044	0.6	1.1
20	0.973	0.976	0.971	0.3	-0.2
21	0.983	0.985	0.981	0.2	-0.2
22	0.995	0.992	0.993	-0.3	-0.2
23	0.999	0.996	1.004	-0.3	0.5
24	1.013	1.013	1.008	0.0	-0.5
25	1.027	1.024	1.030	-0.3	0.3
26	1.033	1.033	1.046	0.0	1.3
27	1.052	1.046	1.048	-0.6	-0.4
28	1.057	1.058	1.062	0.1	0.5

は測定値よりも大きい。我々のテストパターンでの平均偏差は、彼等の結果と同等の約 2.0% であった。式(3)に $CF(X',Y') = CF(R,R)$ もしくは、 $CF(X',Y') = CF(X,\bar{Y})$ のいずれかを代入した場合の測定値と計算値の一致は、6MV では同様である。回転させた正方形（照射野 1-5）と矩形（照射野 20-28）の CF の各形式を用いた計算値は似たようなものである。しかし、ダイヤモンド（照射野 6-19）の場合には $CF(R,R)$ は良好な一致を示す。特に、矩形比率の大きい形状の幾つか（例えば、照射野 8、9、12 および 15）では良好である。上記のことは 6MV と 18MV の $d=5\text{cm}$ で云えることでもある。

似たような形状の照射野における $CF(R,R)$ を用いた計算値と測定値との間の一致は、Palta、Yeung と Frouhar⁶ の結果と似ている。彼等もコリメータ係数で等価正方形を用いた（比較は間接的なものであるが）。この研究で調べたダイヤモンドと回転させた矩形のパターンは、彼等

の円形や楕円形のテストパターンよりも MLC で遮蔽する面積は大きく、また矩形比率も大きいものである。

我々のテストパターンでの結果は、定形の照射野の遮蔽が非対称であり、不整形である臨床状況に適用できると考える。例えば、 $14.1 \times 14.1 \text{ cm}^2$ の照射野の四つの証言の半分がブロックされたテストパターンの照射野 2 のような場合を考えてみよう (Table I)。我々の装置の 6MV における照射野 2 の $CF(R,R)$ を用いた MLC 係数 $CF(X',Y')/CF(X,Y)$ は、

$$CF(10,10)/CF(14.1,14.1)=1.00/1.014=0.986$$

である。式(3)の右辺は、式(1)に MLC 係数 $CF(X',Y')/CF(X,Y)$ を乗じたものである。この係数は常に 1 より小さい。式(1)は正確にファントム散乱の変化を考慮する。 $CF(X',Y')/CF(X,Y)$ と 1 との間の相違が大きいほど、 $CF(R,R)$ もしくは $CF(X,\bar{Y})$ のいずれかに等しい $CF(X',Y')$ で式(3)を用いて計算した値と測定値の間の相違は大きくなると考えるのは合理的である。三つのコーナーを遮蔽した場合、MLC 係数は照射野 2 よりも 1 に近い。したがって、測定値と計算値の一致は良好ではないとしても、照射野 2 に似たものとなると予想される。さらに、コーナーの一つの遮蔽が象限の半分以下の場合には、MLC 係数は 1 より近いものとなろう。言葉をかえると、対称的な MLC 遮蔽の場合に測定値と計算値の一致が満足 of いくものであれば、各象限の遮蔽が 50% を超えないという条件のもとで、MLC 不整形遮蔽において満足 of いくものとなると仮定するのが合理的である。

別の考えとして、以下のようにも考えられる。MLC 係数は MLC のリーフの影響を補正する。定形のビーム中のリーフの量が多ければ、それだけ影響は大きく、任意の補正法を採用したときの補正の不確かさは大きくなる。その結果、矩形ビームの 50% 以下の MLC 遮蔽は、ダイヤモンド形照射野の場合よりも計算値と測定値の間の差は大きくはならない。

まとめると、式(3)は臨床条件での MLC 整形照射野の出力係数を $CF(X',Y')$ に対して $CF(R,R)$ を用いて計算することは満足 of いくものであると結論されるだろう。 $CF(X',Y')$ に対して $CF(X,\bar{Y})$ を用いることも、矩形度の強い絞り設定の場合を除いて適当なものである。後者の場合、対応するペアの平均を用いることで、この節のはじめで述べたように精度が改善されるだろう。

V. 結論

Elekta SL20 加速器の MLC 整形照射野の出力係数を計算するための実際的手法を示した。この加速器の MLC のリーフはコリメータ散乱係数に影響を及ぼす。この手法の精度を実験的に検証した。この手法の計算で用いる式はピーク散乱と装置の出力係数を必要とするのみであるので、臨床的に有用である。これらのデータは通常コミッショニング中に取得され、追加の測定は必要としない。この手法は MLC の配置が似ている別の装置の MLC にも直接応用できると考える。

参考文献

- 1 E. M. Frenandez, G. S. Shentall, W. P. M. Mayles, and D. P. Dearnaley, “The acceptability of a multileaf collimator as a replacement for conventional blocks,” *Radiother. Oncol.* **36**, 65 – 74 1995.
- 2 A. Frazier, D. Yan, M. Du, J. Wong, F. Vicini, R. Matter, M. Joyce, and A. Martinez, “Effects of treatment setup variation on beams eye view dosimetry for radiation therapy using the multileaf collimator vs. the cerrobend block,” *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **33**, 1247 – 1256 1995.
- 3 A. L. Boyer, T. G. Ochrn, C. E. Nyerick, and T. J. Waldron, “Clinical dosimetry for implementation of a multileaf collimator,” *Med. Phys.* **19**, 1255 – 1261 1992.
- 4 E. E. Klein, W. B. Harms, D. A. Low, V. Willcut, and J. A. Purdy, “Clinical implementation of a commercial multileaf collimator: Dosimetry, networking, simulation, and quality assurance,” *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **33**, 1195 – 1208 1995.
- 5 T. J. Jordan and P. C. Williams, “The design and performance characteristics of a multileaf collimator,” *Phys. Med. Biol.* **39**, 231 – 251 1994.
- 6 J. R. Palta, D. K. Yeung, and V. Frouhar, “Dosimetric considerations for a multileaf collimator system,” *Med. Phys.* **23**, 1219 – 1224 1996.
- 7 A. Frazier, M. Du, J. Wong, F. Vicini, R. Taylor, C. Yu, R. Matter, A. Martinez, and D. Yan, “Dosimetric evaluation of the conformation of the multileaf collimator to irregularly shaped fields,” *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **33**, 1229 – 1238 1995.
- 8 D. Georg and A. Dutreix, “A formalism to calculate the output ratio in a mini phantom for a GE multileaf collimator,” *Phys. Med. Biol.* **42**, 521 – 536 1997.
- 9 I. J. Das, G. E. Desorby, S. W. McNeeley, E. C. Cheng, and T. E. Schultheiss, “Beam characteristics of a retrofitted double-focused multileaf collimator,” *Med. Phys.* **25**, 1676 – 1884 1998.
- 10 M. Tatcher and B. E. Bjarngard, “Head-scatter factors in rectangular photon fields,” *Med. Phys.* **20**, 205 – 206 1993.
- 11 K. L. Lam, M. S. Muthuswamy, and R. K. Ten Haken, “Flattening-filter- based empirical methods to parametrize the head scatter factor,” *Med. Phys.* **23**, 343 – 352 1996.
- 12 C. Duzenli, B. McClean, and C. Field, “Backscatter into the beam monitor chamber: Implications for dosimetry of asymmetric collimators,” *Med. Phys.* **20**, 363 – 367 1993.
- 13 M. K. Yu, R. S. Sloboda, and F. Mansour, “Measurement of photon beam backscatter from collimators to the beam monitor chamber using target-current-pulse-counting and telescope techniques,”

Phys. Med. Biol. **41**, 1107 – 1117 1996.

14 A. R. Hounsell, “Monitor chamber backscatter for intensity modulated radiation therapy using multileaf collimators,” Phys. Med. Biol. **43**, 445 – 454 1998.

15 A. Ahnesjö, “Analytic modeling of photon scatter from flattening filters in photon therapy beams,” Med. Phys. **21**, 1227 – 1235 1994.

16 M. B. Sharpe, D. A. Jaffray, J. J. Battista, and P. Munro, “Extrafocal radiation: A unified approach to the prediction of beam penumbra and output factors for megavoltage x-ray beams,” Med. Phys. **22**, 2065 – 2074 1995.

17 A. R. Hounsell and J. M. Wilkinson, “Head scatter modeling for irregular field shaping and beam intensity modulation,” Phys. Med. Biol. **42**, 1737 – 1749 1997.

18 P. A. Jursinic, “Clinical implementation of a two-component x-ray source model for calculation of head-scatter factors,” Med. Phys. **24**, 2001 – 2006 1997.

19 British Journal of Radiology Supplement **17**, 78 – 81 1983.