

On empirical methods to determine scatter factors for irregular MLC shaped beams

MLC による不整形ビームの散乱係数算出のための経験的手法について

D. Georg, J. Olofsson, T. Künzler, and M. Karlsson

Med. Phys. 31 (8) 2222-2229 (2004)

Abstract マルチリーフコリメータ (MLC) は 10 年以上にわたって臨床で用いられており、放射線治療において十分に受け入れられた道具である。ほぼすべての MLC の形式に対して、不整形ビームの空中出力比を計算するための経験的もしくは半解析的な手法が示されてきた。しかし、今日までマルチリーフコリメータによって整形された不整形照射野を、独立モニタ単位 (MU) 検証においてどのように扱うかについての勧告がなされていない。この論文では独立 MU 検証のために提示されてきた MLC 不整形照射野に関する、(1) 空中出力比 (S_c) と (2) ファントム散乱係数 (S_p) を求めるための個々の経験的手法を比較する。10 個の照射野形状を五つの異なるタイプの MLC (Elekta、Siemens、Varian、Scanditronix、General Electric) に対して適用した。計算はすべて経験的關係に基づいたものであり、測定値とフルエンスに基づいたアルゴリズムを用いる治療計画システムによって行った計算値と比較した。大半の不整形 MLC 照射野における空中出力比は、リーフと絞りによって規定されるオープン照射野の開口部に対して Vadash と Bjärngård [P. Vadash and B. E. Bjärngård, Med. Phys. 20, 733-734 (1993)] が提案した等価正方形の定式を組合わせた手法を適用することで、約 1%-1.5% の精度でうまくモデル化できた。この手法の精度は、加速器に固有のヘッド散乱特性と不整形照射野に強く依存する。平坦化フィルタの中心部分をリーフが遮る照射野では 3% 強の偏差がみられた。不整形照射野の S_p に対する単純な等価正方形法は、許容できる結果ではなかった (ほとんど >3% の偏差)。ファントム散乱補正係数の公表されているデータに基づく Clarkson 積分における S_p 値は、治療計画システムのペンシルビームアルゴリズムを用いて行った計算と同じレベルの精度を示した (均質媒質中)。ヘッド散乱線とファントム散乱線の寄与は異なる影響をもつので、二つの散乱線の寄与の分離が MLC 不整形照射野に対して強く推奨される。かなり簡単な手法を用いて、標的形状に相似させる放射線治療で遭遇する大半の臨床状況において、 S_c と S_p は 1.5% より良好な精度で独立 MU 計算において求めることができる。

1. はじめに

マルチリーフコリメータ (MLC) は 10 年以上にわたって臨床で用いられており、放射線治療において十分に受け入れられた道具である。初期の MLC は簡単な照射野整形のためのブロックの代用として利用されたが、その後、標的に対する相似をねらった conformal な放射線治療に利用された^{1,3}。コンピュータによる治療計画の最適化に基づく強度変調放射線治療 (IMRT) の発展に伴い、MLC は IMRT に必須のものと考えられている⁴。今日、新しい直線加速器で MLC な

して設置されるものはほとんどない。

MLC の適用の展開の変化は、文献にも反映している。初期の MLC に関する論文はリーフ設計、半影への影響、およびモニタ単位 (MU) 計算に関係する見解に注目していた (例えば、文献 5-10)。しかし、最新の MLC 論文は IMRT に関係した観点で主に扱っている (例えば、文献 11-15)。現在、IMRT は放射線治療における主たる研究分野であるが、患者の大半は照射野整形にブロックや MLC を用いた、一定の放射線強度の複数のビームによる標準的手法でまだ治療されている。

治療装置ヘッド内のリーフの配置は製造業者によって変わる。MLC は上側もしくは下側の絞りに置き換えるか、あるいは上下絞りの下に配置されている。個々の MLC の設計形式に対して、経験的、解析的、あるいは半解析的手法が、不整形照射野の散乱補正係数を計算するために示されてきた。これらはモニタ単位計算で基本的に必要とされる¹⁶⁻¹⁸。これらのモデルの大半は個々の MLC の構造に対して開発され、試験されてきた。治療装置ヘッド内の MLC の位置はヘッド散乱補正係数に影響を与えるが、照射野サイズによる全ヘッド散乱の変動に寄与する幾つかのその他の因子 (例えば、平坦化フィルタの材質、大きさ、および形状、あるいは後方散乱線の保護板の存在) がある^{19,20}。以下、省略

2. 機材と方法

ESTRO と NCS (オランダ放射線線量評価委員会) の勧告に基づき、全出力係数をヘッド散乱係数 (空中出力比) S_c とファントム散乱係数 S_p に分離した^{21,22}。いずれの係数も基準深を 10cm 水等価深とし、この論文で示すすべての散乱補正係数はアイソセントリック条件のものである。出力係数と散乱補正係数はすべて 10cm×10cm の基準照射野で標準化した。

A. 加速器と MLC タイプ

対象とした加速器、MLC および X 線エネルギーを Table I に示す。MLC の形式は、下絞りが MLC に置き換わったものが 3 台、上絞りが MLC のタイプが 1 台、第 3 段コリメータタイプが 1 台である。

Table I. この研究で対象とした加速器の仕様

Manufacturer	Machine type	Photon beam energy	Number of leaves	MLC design	Leaf width at isocenter
Varian	Clinax 2300C/D	6, 20 MV	2×40	Tertiary collimator	1 cm
Scanditronix	MM 50	20 MV	2×32	Lower jaw replacement	1.25 cm
General Electric	Saturne 43	6, 10, 25 MV	2×32	Lower jaw replacement	1.25 cm
Elekta	SLi Precise	6, 10, 25 MV	2×40	Upper jaw replacement	1 cm
Siemens	Primus	6, 18MV	2×27+2	Lower jaw replacement	1 cm (6.5 cm)

B. 測定器具

GE と Elekta の加速器の S_c の測定は、円筒形電離箱 (PTW31002、 0.125cm^3) を直径 3cm のポリスチレン製ミニファントムの深さ 10cm に配置して行った。

他の加速器の S_c の測定は、円筒形電離箱 (Scanditronix RK タイプ、 0.12cm^3) を直径 4cm の Perspex (PMMA) 製ミニファントム中の 10cm 水等価深部に配置した。5cm 以下のコリメータ開度では、材質の異なる水等価厚の半球状のビルドアップキャップを用いた。ビルドアップキャップはすべて、混入電子の影響を除外するのに十分な大きさである。6MV の光子ビームのビルドアップキャップは Perspex 製であり、18 と 20MV の場合はスチール製であった。

S_p は同一の電離箱を用いた大きい水ファントム中の全出力係数と空中出力比の測定値から求めた。

C. 不整形照射野

S_c と S_p を求める種々の方法を試験するために、Fig.1 に示す 10 種類の対称および非対称の散乱条件をもつ不整形照射野を作成した。Fig.1 に示すように、“belly” と “circle” の照射野は三つの異なる大きさを用いた。照射野サイズの X はリーフの走行方向に平行となるようにした。

Fig.1 の照射野形状のテンプレートを照射野整形に用い、各リーフは照射野辺縁と中点で交差するようにした²⁴。治療計画システム (TPS) (TMS、Version 6.1、Nucletron) にはデジタイザーで同じテンプレートをを用いて照射野を入力した。照射野整形は TPS で行い、TPS と加速器間のネットワークを介してリーフ設定を送信した。上絞りが MLC に置き換わった加速器では下絞りを Y 照射野サイズと定義した。ただし、このタイプの MLC 設計では、リーフ透過を最小限にするために“バックアップ”の絞りが付属する。バックアップ絞りはリーフと同じ方向に移動し、最も外側のリーフ位置に自動的に配置される。第 3 段 MLC の場合も同様で、 X 絞りは最も外側のリーフ位置に配置した。

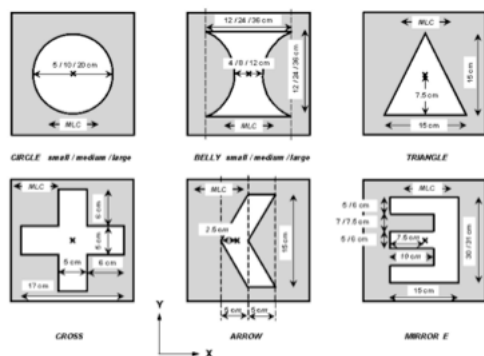


Fig.1. ヘッドおよびファントム散乱計算を調べるための不整形照射野形状。Circle と belly の照射野は三つの異なる大きさを用いている。

D. 空中出力比、 S_c

第一段階として、すべての加速器において空中出力比を、 $4\text{cm} \times 4\text{cm}$ から $40\text{cm} \times 40\text{cm}$ ($39\text{cm} \times 39\text{cm}$) の範囲の 10 から 12 個の正方形照射野と $X \text{ cm} \times 40\text{cm}$ と $40\text{cm} \times Y \text{ cm}$ の一連の矩形照射野で測定した。正方形照射野で測定した空中出力比により多項式回帰を行い、その回帰関数を等価正方形から S_c を計算するために用いた。

Fig.1 に示した不整形照射野の空中出力比を求めるために、以下の三つの経験的手法を用いた。その目的はリーフ（ X 方向）と絞り（ Y 方向）で規定される不整形照射野の等価正方形を導くことにあった。

方法 1：面積周囲長比法²⁵として知られている式

$$c_e = 2 \cdot X \cdot Y / (X + Y) \quad (1)$$

を、 X と Y の大きさが異なる(i)対向するリーフ間の最大距離に相当する X と絞り設定の Y 、(ii) 対向するリーフ間の最小距離に相当する X と絞り設定の Y 、(iii) X と Y を $(X_{\max} + X_{\min})/2$ と $(Y_{\max} + Y_{\min})/2$ から計算した三つの矩形照射野に適用した。添字 “max” と “min” は、リーフと絞りのそれぞれで最大と最小の照射野サイズを意味する。

方法 2：Vadash と Bjärngard はコリメータ反転効果を考慮できるように、下絞りで規定される照射野サイズに対して “加重” を付けることを提案した²⁶。下絞りが X 方向を規定している場合には、等価正方形は以下のように計算される。

$$c_e = (G + 1) \cdot X \cdot Y / (G \cdot X + Y) \quad (2)$$

ここで、 G は加速器ヘッド構造とエネルギーに対して決まるパラメータである。また、公称加速電圧が同じでもオープンとくさび照射野で異なる²⁶。今回の研究では、矩形照射野で測定した S_c から最小二乗回帰により、各装置とエネルギーに対して導いた。この定式は上記の(i)から(iii)の三つの異なる矩形照射野にも適用した。

方法 3：三番目の手法では、Yuen 等が提案した方法に基づき、空中の出力係数は仮想矩形照射野の大きさから導く²⁷。まず、不整形 MLC 照射野のオープン領域の面積 A を計算した。次に、リーフの開口 X_v (仮想矩形照射野とみなす) を、リーフの移動方向に直交する絞りによって規定される Y 照射野サイズで A を除することで計算した。

$$X_v = A / Y \quad (3)$$

最後に、式(2)を X_v と Y から c_e を計算するために用いた。そして、各照射野の $S_c(c_e)$ を計算した。

さらに、測定値と先に述べた経験的方法から導いた計算値を、治療計画システム Helax TMS v.6.1 (Nucletron) によって計算した値と比較した。この治療計画システムの S_c 計算は、平坦化フィルタ、二次コリメータからの散乱線寄与およびモニタ線量計への後方散乱を考慮したエネルギーフルエンスモデルに基づいている²⁸⁻³⁰。

三つの円形照射野の等価正方形 c_e は、関係式 $c_e = r_e / 0.561$ (r_e は円形照射野の半径)²¹ を用いて照射野半径から直接導いた。

E. ファントム散乱係数、 S_p

すべての不整形照射野の S_p は完全な散乱条件にあるファントム (十分な大きさのファントム) 中の 10cm 水等価深の全出力係数の測定値と測定した S_c 値から求めた。すべての光子ビームで線

質指標 (QI) を測定し、アイソセントリック条件において公表されているファントム散乱補正係数の表²¹を、 S_p を計算するための基本ビームデータとして利用した。また、以下の手法の目的は、独立 MU 検証にすでに利用されている方法に基づいた不整形照射野の等価正方形を導くためのものであった。

方法 1：面積周囲長比 (式(1)) を II D 節で述べた異なる矩形照射野(i)-(iii)に適用した。

方法 2：遮蔽された面積 A_{blocked} を、不整形照射野の外照射野サイズとなる矩形照射野の面積 A から差し引いた。次に、等価正方形 s_e を残ったオープン面積の平方根から計算した。この簡単な手法は遮蔽された照射野のモニタ単位検証のために臨床の場で用いられることが多い。

$$s_e = \sqrt{A - A_{\text{blocked}}} \quad (4)$$

方法 3：この方法は Clarkson 積分³¹に基づく。すべての不整形照射野に対して 10° の扇形を用い、各扇形のファントム散乱寄与を公表されたデータ表 (オランダ線量評価委員会) から $r_{\text{av-seg}}=0.561s_e$ を用いて導いた。ここで、 $r_{\text{av-seg}}$ は照射野の扇形の平均半径である。

$$S_p(c_{\text{MLC}}) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n S_p(s_e) \quad (5)$$

最後に、ファントム散乱係数 S_p の測定値と計算値を、治療計画システム Helax TMS v.6.1 (Nucletron) の計算値と比較した。治療計画システムの S_p 計算はペンシルビームモデルに基づくものである³²。

3. 結果

A. 空中出力比、 S_c

不整形照射野の内接と外接のサイズに対応した矩形照射野に、式(1)と(2)を用いた MLC 不整形照射野に対する等価正方形法は、偏差が大きなものとなった。大半の装置と照射野形状における S_c の測定値と計算値の偏差は 3%以上であり、最大で 5%であった。最大と最小のリーフもしくは絞りの開度から計算した矩形照射野の大きさをを用いた場合には、等価正方形法は S_c の測定値と計算値の間でかなり小さい偏差となった。方法 1 と 2 における以下に示すすべての結果は、リーフと絞りの平均開度に基づく矩形照射野に基づく (II D で述べた手法(iii)を参照)。

Fig.2(a)-2(d)は調べた五つの MLC 構造における S_c の測定値に対する、すべての不整形照射野に対する治療計画システムの S_c の計算値、および経験的手法で導いた S_c の値の偏差のヒストグラムである。

方法 1 で得た S_c の結果 (Fig.2(a)) は、Siemens と GE の加速器においてすべてのエネルギーと照射野サイズの測定データと 1.5%以内で一致した。Scanditronix Microtron においては、 $\pm 1\%$ で一致した。Elekta 加速器では、すべての照射野サイズで 6 と 10MV では 1.5%以内で一致したが、25MV では方法 1 の “belly small” 照射野で $>1.5\%$ 、“mirror E” 照射野で 2.1%であった。Varian 加速器での計算値と測定値の間で $\pm 1.5\%$ よりも若干大きい偏差が、20MV の “cross” (-1.6%) と

“triangle” (-1.7%) でみられたが、その他は 1.5%以内で一致した。

Scanditronix MM50 の MLC 不整形照射野に方法 2 を適用すると、<1%の偏差となった (Fig.2(b) 参照)。Siemens の加速器では、20MV の調べたすべての照射野で、<1.5%の偏差であったが、6MV では belly small (1.6%) と mirror E (2%) の二つの照射野で、>1.5%の偏差がみられた。Elekta 加速器では、すべての測定データは計算データと $\pm 1.5\%$ で一致した。ただし、25MV の belly small では 1.7%の偏差であった。GE 加速器で調べたすべての照射野は、10MV で、 $\leq 1.5\%$ の偏差であったが、6 と 25MV の mirror E の照射野で、2.1%の偏差であった。同じ加速器の同じエネルギーの “belly medium” では 1.6%の偏差であった。しかし、これらのエネルギーにおける他のすべての照射野では、 $\leq 1.5\%$ であった。Varian 加速器における手法 2 によって得たすべての結果は、6MV の cross 照射野を除くと $(1.7\%) \pm 1.5\%$ で一致した。

Varian と Scanditronix の加速器に対する方法 3 によるすべての結果 (Fig.2(c)) は $\pm 1\%$ であった。GE、Siemens および Elekta の加速器における偏差は、すべてのエネルギーと照射野形状で $\pm 1.5\%$ であった。ただし、照射野形状 mirror E は 1.8%と 2.6%の間の偏差となった。

治療計画システムの計算値 (109/110) は測定データと $\pm 1.5\%$ で、大半は $\pm 1\%$ であった。最大偏差 1.9%は、25MV の Elekta 加速器の最小円照射野でみられた。

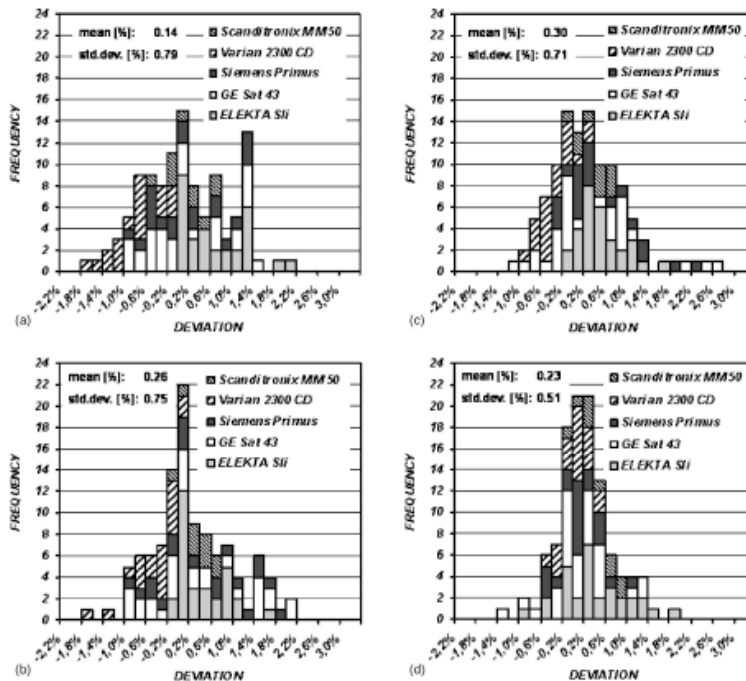


Fig.2. 調べた五つの MLC 構造におけるすべての不整形照射野の空中出力比 (S_c) の計算値と測定値の偏差ヒストグラム。Table I に示す各加速器のすべてのエネルギーの結果を含む。方法 1 と 2 に関して示す結果は計算によって平均したリーフもしくは絞りの開度をもつ矩形照射野に基づく (II D 節で述べた手法(iii))。 (a)方法 1、(b)方法 2、(c)方法 3、(d)治療計画システム。

B. ファントム散乱係数、 S_p

MLC 不整形照射野の内接と外接に対応した矩形照射野に面積周囲長比法を適用した等価正方形法は、一般的に大きな偏差となった。不整形度の高い照射野では、 $\geq 5\%$ の最大偏差がみられた。リーフおよび絞りの平均開度に対応した矩形照射野を用いると、改善がみられた。測定値と計算値の最大偏差は、GE 加速器の 6MV の belly medium で 3.8%であった。方法 1 に関して以下で示すすべての結果は、最小と最大のリーフと絞りの開度から計算した矩形照射野に基づくものである。

Fig.3(a)-3(b)は、調べたすべての MLC 構造と不整形照射野における Clarkson 積分と治療計画システムを用いて行った計算結果の他に、測定と経験的手法から導いた S_p の偏差のヒストグラムである。

すべての MLC 構造と光子ビームの線質において、三つの円照射野、“triangle”および“cross”の照射野で方法 1 と 2 を用いて計算した S_p 値と測定値の偏差は $\pm 1.5\%$ 以内であった (Fig.3(a)と 3(b))。“mirror E”、“arrow”および三つの“belly”形状での偏差は、すべての MLC 構造においてほとんど 1.7%から 4%の間で変化した。最大偏差は GE、Siemens および Elekta の加速器の 6MV

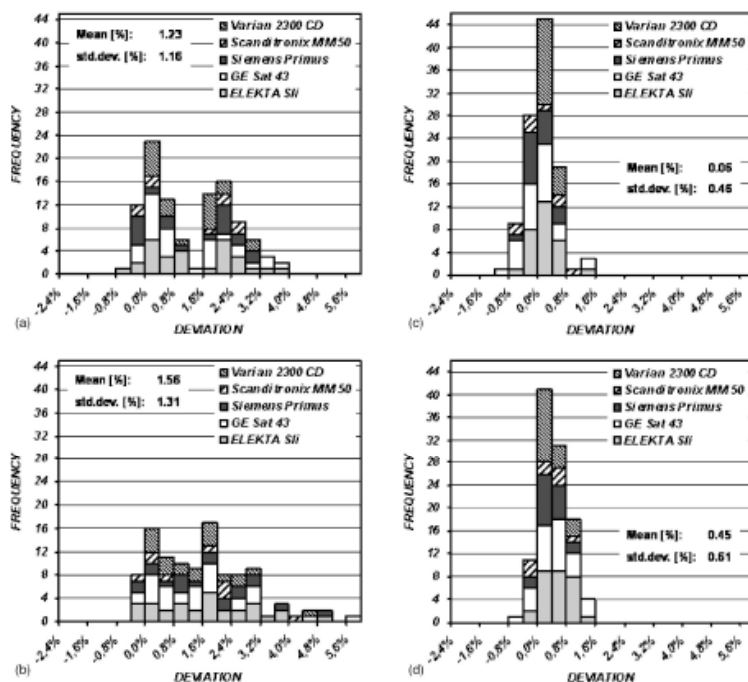


Fig.3. 調べた五つの MLC 構造におけるすべての不整形照射野のファントム散乱係数 (S_p) の計算値と測定値の偏差ヒストグラム. Table I に示す各加速器のすべてのエネルギーの結果は、(a)方法 1 (Sterling)、(b)方法 2 (遮蔽面積減算)、(c)方法 3 (Clarkson 積分)、(d)治療計画システムを含む。方法 1 について示す結果は計算によって平均したリーフもしくは絞りの開度をもつ矩形照射野に基づく (II D 節で述べた手法(iii))。

において、“mirror E” に方法 2 を用いた場合で 5% から 6% の間にあった。

Clarkson 積分 (Fig.3(c)) とペンシルビームモデル (Fig.3(d)) に基づく MLC 不整形照射野の S_p 計算は、等価正方形に基づく経験的手法よりも優れていた。Clarkson 積分とペンシルビームアルゴリズムにおける計算値と測定値のすべての偏差は、 $\pm 1.5\%$ 以内であった。Clarkson 積分の中で 3/110 で、またペンシルビームアルゴリズムでは 4/110 で 1.2% 以上の偏差であった。これら 7 個の大きな偏差は、GE 加速器と Elekta 加速器の “belly large” ともしくは “mirror E” のいずれかでみられた。

4. 検討

加速器のヘッド散乱に影響する幾つかの因子がある。全エネルギーフルエンス、すなわちヘッド散乱の照射野サイズに伴う変動は、X 線ターゲットからの散乱しない放射線、一次コリメータ、平坦化フィルタおよび二次コリメータによる散乱線、そしてモニタ線量計への後方散乱の相対的寄与に依存する。Fig.4 は MLC を搭載した種々の加速器の空中出力比の照射野サイズ変化を示す。データはすべて 6MV で、MM50 のみが 10MV である。種々の装置ヘッド構造の固有のヘッド散乱特性が、傾きの違いに反映している。これは MLC 不整形照射野の空中出力比を計算もしくは近似するための経験的手法を考えるとときに重要となる。傾きが強くなるほど、MLC 不整形照射野の等価正方形を求める手法の精度に大きく影響してくる。例えば、すべての経験的等価正方形法が Scanditronix のマイクロトロンに対する測定値と $\pm 1\%$ 以内で一致するような結果を与える。この加速器は S_c 変化が最小である。他方、GE 加速器は照射野サイズに対して最大のヘッド散乱の変化もつので、経験的手法の精度は制約があり、不整形リーフ設定に依存する。

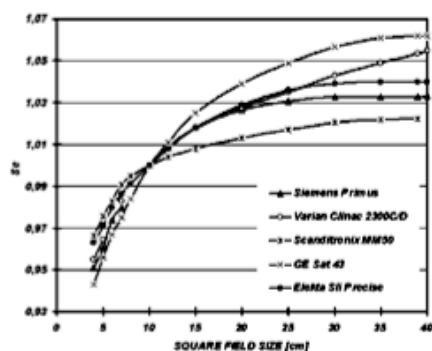


Fig.4. 調べた五つの加速器の照射野サイズに伴う空中出力係数 (S_c) の変動。Scanditronix MM50 (10MV) を除くと、すべてのデータは 6MV 光子に対するものである。

仮想矩形照射野の大きさを導くためにリーフと絞りで規定されるオープン照射野開口部を用いる経験的手法 3 (II D 参照) は、Vadash と Bjärngard の公式を適用した等価正方形を計算するために用いるが、Yuen 等が提案した手法に似ている。しかし、Yuen 等は仮想矩形照射野の大きさを、また、X 方向のリーフと Y 方向の絞りによってどのように定義されるか、 S_c もしくは他の線量評価パラメータを求めるためにさらにどのように処理するのかを具体的に述べなかった。このような手法の主たる利点は、容易にソフトウェアに移植できる標準的手順に基づいていることである。この方法は他の経験的手法と比較して最小の標準偏差で S_c を与える。用いた他の標準的手順は平均リーフ開度と絞り開度に基づく。この方法による偏差は若干高い。不整形照射野の内接もしくは外接サイズに対応した矩形に基づく簡単な手順は、独立モニタ単位

計算で十分な精度をもつ結果とはならなかった。したがって、勧められない。

測定値と計算値の最大偏差を示す Fig.2(c)の6個のデータ点は、すべて“mirror E”の不整形照射野に対するものであった。この照射野の場合、似たような大きさの矩形照射野と比べると、幾つかのリーフが平坦化フィルタの中心部分を遮断している。このような照射野の場合、治療計画システムのヘッド散乱線モデルに基づくフルエンスのみが、1%以下の偏差の結果となった。治療計画システムで得た最大偏差（約 1.5%）は、GE 加速器の一つの光子ビームと Elekta 加速器のすべての光子ビームの小さい円形照射野であった。このような結果は小照射野に対するヘッド散乱モデルに基づくフルエンスを改めることによって改善されるかも知れない。

ヘッド散乱計算に適用したどちらかというと簡単な経験的手法が、ファントム散乱係数計算に利用したときに、かなり小さい偏差となった。Sterling の面積周囲長比の定式、もしくは遮蔽面積減算法を S_p に利用すると、かなり不整形度の強い照射野で約 5%-6%の最大偏差となった。他方、Clarkson 積分法は、治療計画システムに匹敵する精度の結果となった。Clarkson 積分による計算値と測定値の最大偏差（約 1.5%）は、小照射野において公表された S_p が最大の誤差をもつので、改善されたといえるだろう³⁴。にもかかわらず、この方法の精度は公表されている S_p 値を入力データ（同程度の誤差をもつ）として利用していることを考えると、非常に良好なものであった。Storchi と Van Gasteren によって公表された元の S_p データは、約 6 から 8 個の似た光子ビームを対象に平均した測定データに基づいたものであった³⁴。

5. 結論

不整形度が中程度の MLC 不整形照射野の空中出力比は、リーフと絞りの設定によって規定される開口部を Vadash と Bjärngard²⁶が提示した等価正方形法と組み合わせることで、うまくモデル化できる（精度 1%-1.5%）。しかし、このモデルの精度は加速器に固有のヘッド散乱特性と対象となる不整形照射野に強く依存する。照射野サイズに伴うヘッド散乱変化が大きい装置で、リーフが平坦化フィルタの中心部分を遮断するような照射野の場合、3%強の偏差が今回の研究ではみられた。

単純な等価正方形法は、不整形照射野の S_p 計算には勧められない。Clarkson 積分から導かれる S_p 値は、ペンシルビームアルゴリズムを用いた治療計画システムと同じレベルの精度を示す（均質媒質中）。公表された S_p データに基づく Clarkson 積分の精度は、ほとんど治療装置、ビームエネルギーおよび照射野形状に依存しない。

ヘッド散乱とファントム散乱は全出力係数に対して異なる影響因子をもつので、二つの散乱の寄与の分離を不整形 MLC 照射野の散乱補正係数を計算する上で強く勧める。これはまた、MLC 不整形照射野に適用する MU の決定と検証に一般的に応用される簡単な手法の精度レベルにも反映する。

参考文献

- 1) A. Brahme, "Design principles and clinical possibilities with a new generation of radiation therapy equipment," *Acta Oncol.* **26**, 403-412 (1987).
- 2) 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.
- 3) T. LoSasso, C. S. Chui, J. K. Kutcher, S. A. Leibel, Z. Fuks, and C. C. Ling, "The use of a multileaf collimator for conformal radiotherapy of carcinomas of the prostate and nasopharynx," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **25**, 161 – 170 1993.
- 4) Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working Group, "Intensity modulated radiotherapy: current status and issues of interest," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **51**, 880 – 914 2001.
- 5) P. Biggs, J. Capalucci, and M. Russell, "Comparison of the penumbra between focused and nonfocused divergent blocks—Implications for multileaf collimators," *Med. Phys.* **18**, 753 – 758 1991.
- 6) A. L. Boyer, T. G. Ochrzan, C. E. Nyerick, T. J. Waldron, and C. J. Huntzinger, "Clinical dosimetry for implementation of a multileaf collimator," *Med. Phys.* **19**, 1255 – 1261 1992.
- 7) J. M. Galvin, A. R. Smith, and B. Lally, "Characterization of a multileaf collimator system," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **25**, 181 – 192 1992.
- 8) D. Georg, F. Julia, E. Briot, E. D. Huyskens, U. Wolff, and A. Dutreix, "Dosimetric comparison of an integrated multileaf-collimator versus a conventional collimator," *Phys. Med. Biol.* **42**, 2285 – 2303 1997.
- 9) T. J. Jordan and P. C. Williams, "The design and performance characteristics of a multileaf collimator," *Phys. Med. Biol.* **39**, 231 – 251 1994.
- 1 0) J. R. Palta, D. Y. Yeung, and V. Frouhar, "Dosimetric considerations for a multileaf collimator system," *Med. Phys.* **23**, 1219 – 1224 1996.
- 1 1) J. E. Bayouth and S. M. Morrill, "MLC dosimetric characteristics for small field and IMRT applications," *Med. Phys.* **30**, 2545 – 2552 2003.
- 1 2) Y. Yang and L. Xing, "Incorporating leaf transmission and head scatter corrections into step-and-shoot leaf sequences for IMRT," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **55**, 1121–1134 2003.
- 1 3) K. Otto and B. G. Clark, "Enhancement of IMRT delivery through MLC rotation," *Phys. Med. Biol.* **47**, 3997 – 4017 2002.
- 1 4) J. B. Fiveash, H. Murshed, J. Duan, M. Hyatt, J. Caranto, J. A. Bonner, and R. A. Popple, "Effect of multileaf collimator leaf width on physical dose distributions in the treatment of CNS and head and neck neoplasms with intensity modulated radiation therapy," *Med. Phys.* **29**, 1116 – 1119 2002.
- 1 5) M. Alber and F. Nusslin, "Optimization of intensity modulated radiotherapy under constraints for

static and dynamic MLC delivery,” *Phys. Med. Biol.* **46**, 3229 – 3239 2001.

1 6) I. J. Das, G. E. Desobry, S. W. McNeeley, E. Cheng, and T. E. Schultheiss, “Beam characteristics of a retrofitted double focused multileaf collimator,” *Med. Phys.* **25**, 1676 – 1684 1998.

1 7) D. Georg and A. Dutreix, “A formalism to calculate the output ratios in a mini-phantom for a GE multileaf collimator,” *Phys. Med. Biol.* **42**, 521 – 536 1997.

1 8) 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.

1 9) N. Dunscombe and J. M. Nieminen, “On the field size dependence of relative output factors from a linear accelerator,” *Med. Phys.* **19**, 1441 – 1444 1992.

2 0) J. Olofsson, D. Georg, and M. Karlsson, “A widely tested model for head scatter influence on photon beam output,” *Radiother. Oncol.* **67**, 225 – 238 2003.

2 1) J. J. M. Van Gasteren, S. Heukelom, H. N. Jager, B. J. Mijnheer, R. van der Laarse, H. J. van Kleffens, J. L. M. Venselaar, and C. F. Westermann, “Determination and use of scatter correction factors of megavoltage photon beams,” Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, NCS Report 12, 1998.

2 2) A. Dutreix, H. Svensson, B. E. Bjärngard, A. Bridier, B. Mijnheer, and J. Shaw, “Monitor unit calculation for high energy photon beams,” *Physics for Clinical Radiotherapy, Booklet No. 3* ESTRO, Leuven, 1997.

2 3) B. Mijnheer, A. Bridier, C. Garibaldi, K. Torzsok, and J. Venselaar, “Monitor unit calculation for high energy photon beams—Practical examples,” *Physics for Clinical Radiotherapy, Booklet No. 6* ESTRO, Leuven, 2001.

2 4) Y. Zhu, A. L. Boyer, and G. E. Desobry, “Dose distributions of x-ray fields shaped with multileaf collimators,” *Phys. Med. Biol.* **37**, 163 – 173 1992.

2 5) T. D. Sterling, H. Perry, and L. Katz, “Automation of radiation treatment planning,” *Br. J. Radiol.* **37**, 544 – 550 1964.

2 6) P. Vadash and B. E. Bjärngard, “An equivalent square formula for head scatter factors,” *Med. Phys.* **20**, 733 – 734 1993.

2 7) K. Yuen, M. S. A. L. Al-Ghazi, C. L. Swift, and C. A. White, “A practical method for the calculation of multileaf collimator shaped fields output factors,” *Med. Phys.* **26**, 2385 – 2502 1999.

2 8) A. Ahnesjö, T. Knoos, and A. Montelius, “Application of the convolution method for calculation of output factors for therapy photon beams,” *Med. Phys.* **19**, 295 – 301 1992.

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

- 3 0) A. Ahnesjö , “Collimator scatter in photon beams,” Med. Phys. **22**, 267 – 278 1995.
- 3 1) J. R. Clarkson, “A note on depth doses in fields of irregular shape,” Br. J. Radiol. **164**, 265 – 268 1941.
- 3 2) A. Ahnesjö , S. M. Saxner, and A. Trepp, “A pencil beam model for photon dose calculation,” Med. Phys. **19**, 263 – 273 1992.
- 3 3) G. Luxton and M. A. Astrahan, “Output factor constituents of a high energy photon beam,” Med. Phys. **15**, 88 – 91 1988.
- 3 4) P. Storch and J. J. van Gasteren, “A table of phantom scatter factors of photon beams as a function of the quality index and field size,” Phys. Med. Biol. **41**, 563 – 571 1996.