

- 3) Stanislav V and Hannu J: Application of natural diamond detector for the measurement of relative dose distribution in radiosurgery. Phys. Med. Biol., 38, 173-184. (1993).
- 4) 後藤紳一: 写真フィルムによるナロー・ビームの線量評価. 放医物理, 17(1), 9-14, (1997).
- 5) 後藤紳一, 相川勝彦, 松島繁知: 直線加速器によるナロー・ビームのビルドアップの変動に関する検討-ダイヤモンド検出器とマイクロチャンバによる組織-ピーク線量比の測定-. 日放技学誌, 54(2), 263-267, (1998).

- 6) Khan FM, Sewchand W, Lee J, et al.: Revision of tissue-maximum ratio and scatter-maximum ratio concepts for cobalt 60 and higher energy x-ray beams. Med. Phys., 7(3), 230-237, (1980).
- 7) Rice RK, Hansen JL, Svensson GK, et al.: Measurement of dose distributions in small beams of 6 MV x-rays. Phys. Med. Biol., 32(9), 1087-1099, (1987).

## 図表の説明

- Fig. 1 写真フィルムを用いて測定した10MV X線の組織最大線量比で, 照射野は直径 11.6, 21.5, 31.4mmの円形小照射野.
- Fig. 2 写真フィルムとマイクロチャンバを用いて測定した10MV X線の軸外線量比で, 照射野は直径 11.6, 21.5, 31.4mmの円形小照射野.
- Fig. 3 マイクロチャンバ, ダイヤモンド検出器, p型シリコン半導体検出器, 写真フィルムを用いて測定した10MV X線の全散乱補正係数で, 照射野は直径 5.0~31.4mmの円形小照射野.

## 3. 光子ビームにおける非対称および不整形照射野の線量評価

中田 学  
京都大学医学部附属病院

### 1. はじめに

非対称独立駆動絞リやマルチリーフコリメータ(以下, MLC)を有する加速器の普及により, 複雑な不整形照射野が臨床で多用されている. このような不整形や非対称の照射野の出力計算, 特に出力変化を表す関数である照射野係数(以下,  $F_A$ ,  $S_{c,p}$ と同じ)の精度が重要となる. ここでは,  $F_A$ に対し, Khan<sup>1)</sup>の定義したコリメータ散乱係数(以下,  $S_c$ )とファントム散乱係数(以下,  $S_p$ )の分離概念を導入した場合の計算精度を検討し, 現時点で実用的な $F_A$ の計算について考察する.

### 2. 使用機器

治療装置はVarian社のClinac 2100C(6と15MVのX線)を用いた. 本システムのMLCは上下絞リとは独立し, アイソセンタで1cm幅の26対52リーフからなる.

$F_A$ の実測には応用技研AE-132a, 0.6cc JARP形線量計とファントムにtough-waterおよびMix-Dpを用いた.

### 3. A/P法の現状分析

正方形や円形以外の照射野では,  $F_A$ が等しい等価照射野を求める必要がある. この変換には, Sterlingら<sup>2)</sup>の面積/周囲長比(以下, A/P法)と尾内ら<sup>3)</sup>の面積/実効周囲長比(以下, A/P<sub>e</sub>法)が利用されている. しかし, いずれの方法も, 周囲長が長い不整形照射野, 極端な長方形照射野および絞リ回転中心を評価点とする非対称照射野で, 実測値との差が大きい. この2~3%の差の原因は, 線量評価点と照射野形状による散乱線寄

与率の関係および絞リの反転効果を考慮していない点にある. ここで, 反転効果とは長方形照射野( $X \times Y$ )において,  $X=a$ ,  $Y=b$ と $X=b$ ,  $Y=a$ の照射野で $F_A$ に差が生じることを意味する. Fig.1にClinac 2100Cの実測 $F_A$ を示す. 一方の絞りを40cm一定とし, 他方の開度を変化させたときの $F_A$ に約3%の差が生じた.

現状において, 上述したような問題点を考慮するには, 加速器ヘッドからの散乱線を含んだ実効一次線成分とファントム内の散乱線成分の寄与を分離計算する必要がある.

### 4. $S_c$ と $S_p$ 成分を分離した計算

日本の標準測定法では, 単に基準点の $F_A$ から出力を計算することを勧告しているが, 欧米では全散乱係数 $S_{c,p}$ を $S_c$ と $S_p$ に分離する考え方が一般的である. ただし,  $S_c$ 成分の決定には空中組織吸収線量 $D_{Am}(A)$ を測定する必要があるが, 現状においてその測定法は明確ではない. しかし, Gasterenらの報告<sup>4)</sup>以降, ミニファントムを用いた測定が一般的である. ミニファントム法とビルドアップキャップ法を対比した報告<sup>5)</sup>もある.

ここでは前方電子平衡のみの成立で良いと仮定し, この条件を満たすMix-Dp製ミニファントム( $4 \times 4 \times 4.5 \text{ cm}^3$ )を用い, 基準点照射野係数と同一深(6MV X線で1.5cm, 15MV X線で3cm)で測定し,  $S_c$ 成分を評価した.

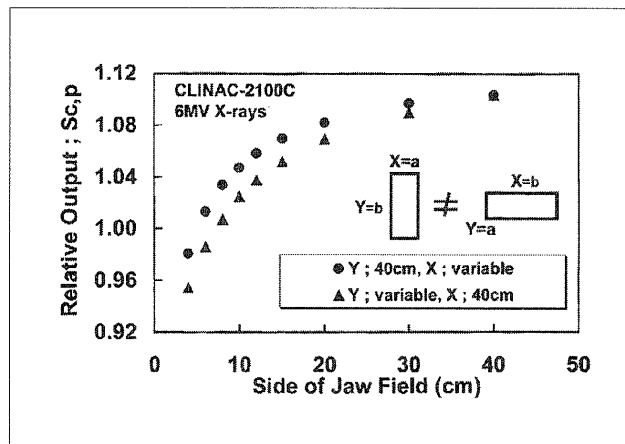


Fig. 1 Total scatter factors ( $S_{c,p}$ ) for 6-MV photon beams from the Varian 2100C as a function of jaw field size.

#### 4-1 $S_c$ および $S_p$ における照射野の定義

鉛ブロックやMLCを用いた不整形照射野において、 $S_c$ と $S_p$ に対する照射野の定義が問題となる。Paltaら<sup>6)</sup>は次式により評価している。

$$F_A(x, y, A_i) = S_c(x, y) \cdot S_p(A_i) \quad \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 $S_p$ はFig.2aに示す被照射体に入射するMLCまたは鉛ブロックによる実効照射野 $A_i$ で、 $S_c$ は上下絞り開度に対して求める。式(1)を検証するために、MLCを $6 \times 6 \text{ cm}^2$ 一定とし、上下絞りのみを $6 \times 6 \text{ cm}^2$ から $15 \times 15 \text{ cm}^2$ まで変化させて実験を行った。上下絞りや $A_i$ のみで計算した場合には、実測値との間に最大約4%の差が生じた(Fig.3)。しかし、式(1)で求めた $F_A$ は最大でも1.2%となり、極端な条件においても実測値と良好な一致を示すことが確認できた。

#### 4-2 照射野中心を評価点とする場合

half-fieldなどのような非対称照射野において、線量評価点を絞り回転中心ではなく照射野中心とした場合、ビーム軸外補正が必要となる。通常、基本ビームデータは、ビーム軸を中心とした軸外線量比OCRとして正方形照射野で求められる。したがって、このままでは上記照射野に適用できない。

Cadmanら<sup>7,8)</sup>は正方形照射野で求めた $S_c$ データより、任意の点の補正が可能な有用な方法を提案している。この方法は、最大照射野の対角線上の空中で測定した実効一次線成分のビームプロファイルPOCRを $S_c$ に考慮するものである(Fig.2b)。つまり、正方形照射野の絞り回転中心で得られた $S_c(A, 0)$ に、軸外点のPOCR値を考慮することにより、非対称照射野の照射野中心の $S_c(A, 1)$ を計算する。ただし、この方法では $S_c$ 成分が絞りの開度にも依存し、その位置には依存しないことが前提となる。これを確かめるために、X, Y方向に5cm移動した点を評価点とした非対称照射野と絞り回転中心を評価点とする対称照射野で $S_c$ を比較した。その結果、両者は0.3%以内で一致した。 $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 、 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 、 $20 \times 20 \text{ cm}^2$ の非対称照射野における軸外点での線量比は、実測POCRに対して0.5%以内で一致した(Fig.4)。

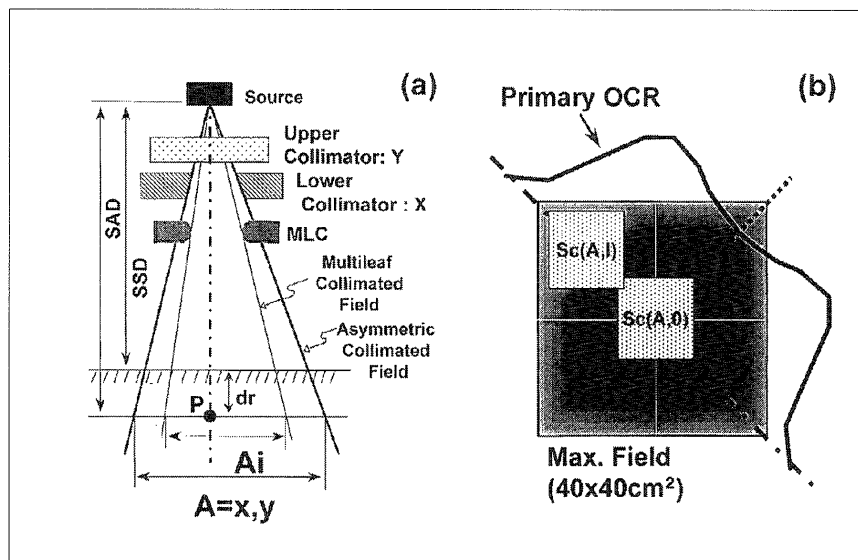


Fig. 2 (a) Geometrical parameters used to calculate output factor for irregular fields.  
(b) Beam's eye view of a field defined by dual asymmetric collimators and primary off-center ratio in air.

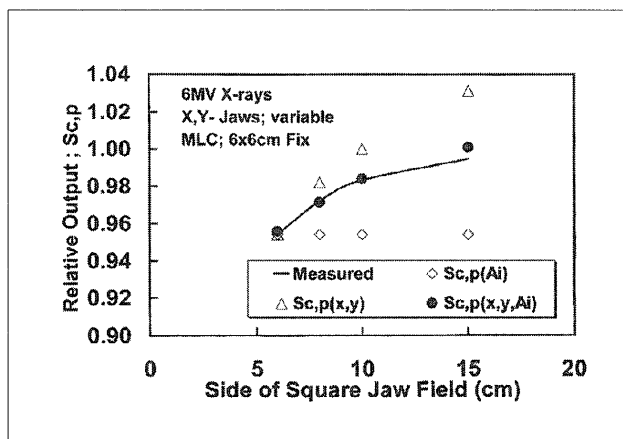


Fig. 3 Total scatter factor for 6-MV photon beams as a function of jaw field size. Multileaf collimated field was fixed to  $6 \times 6 \text{ cm}^2$ .

#### 4-3 焦点外光子による反転効果

$S_c$ 成分には加速器ヘッド内の一次絞リ, 上下絞リ, MLCおよび平坦化フィルタ等から線量評価点に寄与するすべての散乱線が含まれる。これらを“焦点外放射線”と定義し<sup>9)</sup>, この焦点外成分が反転効果を引き起こすと考えられている。この効果に対して, ターゲットからの一次光子と焦点外光子を分離した線源モデルによる計算法<sup>10)</sup>が報告されている。しかし, このアルゴリズムは複雑で汎用性がないため, コンボリューション法として次世代の線量計算システムに組み込まれていくであろう。

一方, Kimら<sup>11)</sup>の等価照射野を求める方法は, 実用的であるので簡単に紹介する。彼らの方法は, 焦点外成分に対して, 検出器側からの視点から線源面と平坦化フィルタ面に逆投影して補正を加える (Fig.5)。この計算では, 上下絞リの線源-絞リ間距離の違いを反映させた荷重係数  $k$  を用い, 次式より等価照射野 (Eq.Field) を算出する。

$$Eq.Field = \frac{(1+k) \cdot F_x \cdot F_y}{(kF_x + F_y)} \quad \dots\dots\dots (2)$$

ただし,  $k=k_x/k_y$ ,  $k_x=L1_x/L2_x$ ,  $k_y=L1_y/L2_y$ である。この方法の最大の利点は,  $k$  が装置固有の値であり, 測定データを取得する必要がない点にある。この方法では, 約1%以内で反転効果を補正できることが確認できた (Fig.6)。

しかし, 反転効果は焦点外成分の絞リ開度依存だけでなく, 上下絞リからモニタ線量計 (以下, BMC) への後方散乱の影響もある。

#### 4-4 BMCへの後方散乱線の効果

$S_c$ に対するBMCへの後方散乱の影響を分析するため, Duzenliらのピンホール法<sup>12)</sup>で測定を行った。彼らの報告と同様に, 6MV X線以最も影響の少ない照射野  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  を基準とすると, 上下絞りをそれぞれ4cmとした場合, 下絞りで1.6%, 上絞りで3.0%, 15MV X線ではそれぞれ2.7%と4.8%の影響があった (Fig.7)。特に, 上絞りの開度に強く影響を受けている。また, 正方形照射野の  $S_c(\text{bmc})$  は下絞りを40cm一定とし, 上絞りのみを変化させた場合とほとんど差がなかった。したがって, 基本データである正方形照射野の  $S_c$  には, このBMCへの後方散乱線の効果はかなり含まれている。この影響をどのように線量計算で考慮するかは, 今後の課題である。

### 5. 現状における最善のFA計算

不整形照射野やhalf-fieldなどの線量評価点を照射野中心とする場合には, 次式により  $F_A$  を求める必要がある。

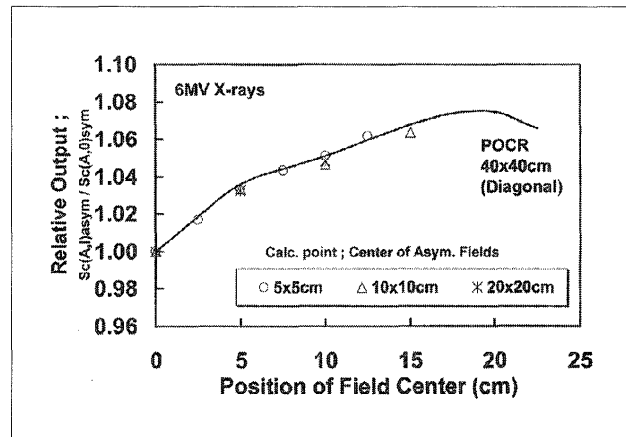


Fig. 4 Primary off-center ratio (POCR) in air along diagonal of  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  jaw field. Superimposed on the profile are ratios of collimator scatter factors for  $5 \times 5$ ,  $10 \times 10$  and  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  asymmetric and symmetric fields.

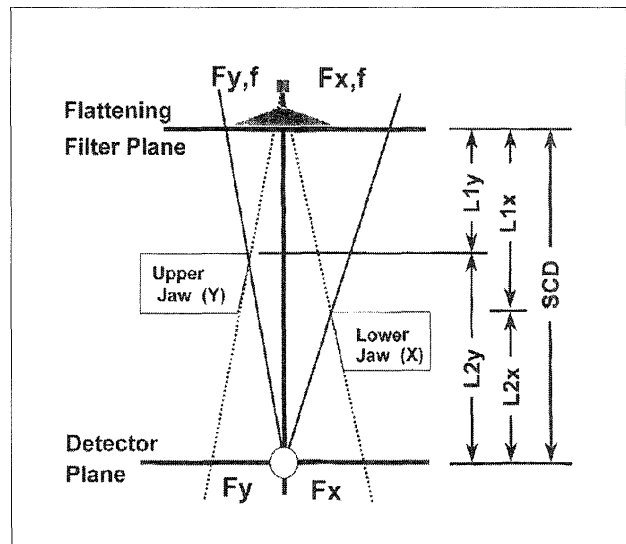


Fig. 5 Schematic diagram showing geometric relationship between detector and jaw collimators. Also shown are field sizes projected in flattening filter plane and detector plane.

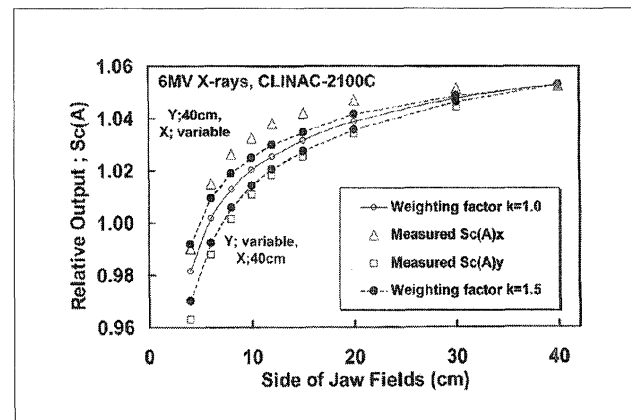


Fig. 6 Collimator scatter factor as a function of rectangular field for 6MV photon beams. During these measurements, one set of jaw collimators was fixed and the other was changed symmetrically. A side of jaw field size varied from 4 to 40 cm.

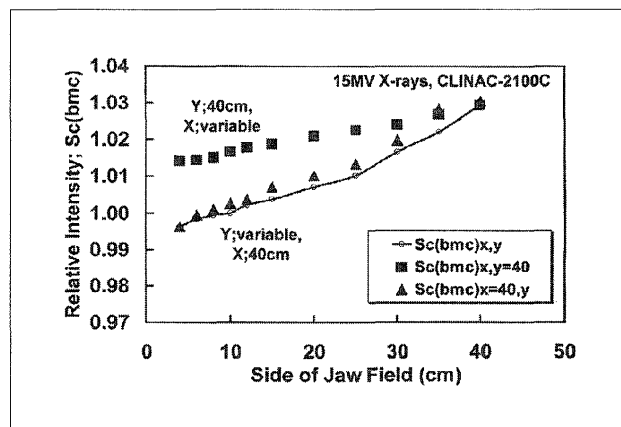


Fig. 7 Effect of collimator opening on relative output for 15 MV photon beams. One set of jaw collimators was coned down while the other was fixed at opening of 40 cm to observe effects of backscatter into the BMC from variable set of jaws.

$$F_A(x, y, A_i, l) = S_c(x, y) \cdot S_p(A_i) \cdot \text{POCR}(l) \quad \dots\dots\dots (3)$$

ここで、 $S_c(x, y)$  に対しては上下絞りのサイズを変数とし、焦点外放射線やBMCへの後方散乱の効果を補正するには、ターゲットから上下絞りブロックの上縁までの距離による重み係数  $k$  を考慮する。ビーム軸外

は絞り回転中心からの距離を変数としたPOCRにより補正する。また、 $S_p(A_i)$  に対しては被照射体に最終的に入射する照射野  $A_i$  を変数として扱う。ただし、この場合にはA/P法ではなく、われわれが提案している modified Day法 (MD-A/P法)<sup>13)</sup> を採用することにより、測定誤差以内で  $F_A$  を求めることが可能となる。

## 6. おわりに

光子ビームの非対称および不整形照射野の出力評価の精度を向上させるために、物理現象に沿った分析とその問題点を、欧米の論文と実測データをもとに考察した。

A/P法やA/P<sub>e</sub>法による評価では限界がある。より有効な方法として、Khanが提案した  $F_A (=S_{c,p})$  を  $S_c$  と  $S_p$  に分離する概念がある。このような散乱線の分離の利点は、上述したように、拡張性が高く、種々の効果を実用的な計算手法の中に組み込める点にある。日本の標準測定法は、このような概念を早期に取り入れるべきであろう。ただし、 $S_c$  の測定は現段階ではまだ問題があり、今後の標準化が急務である。

最後に本シンポジウムをまとめるにあたり、ご指導をいただいた京都大学医学部附属病院 放射線部の野原弘基技師長に深謝いたします。

## 参考文献

- 1) Khan FM, Sewchand W, Lee J, et al.: Revision of tissue-maximum ratio and scatter-maximum ratio concepts for cobalt 60 and higher energy x-ray beams. *Med. Phys.*, 7(3), 230-237, (1980).
- 2) Stering TD, Perry H and Katz L: Automation of radiation treatment planning IV: Derivation of a mathematical expression for the percent depth dose of cobalt 60 beams and visualization of multiple fields dose distributions. *Br. J. Radiol.*, 37, 544-550, (1964).
- 3) 尾内能夫, 入船寅二, 都丸慎三, 他: 面積/周囲長によるTAR計算法の多分割原体コリメータを用いた不整形照射野への適用. *日医放物理部会誌*, 1(1), 11-16, (1981).
- 4) Van Gasteren JJM, Heukeloma S, Van Kleffens HJ, et al.: The determination of phantom and collimator scatter components of the output of megavoltage photon beams; measurement of the collimation scatter part with a beam-coaxial narrow cylindrical phantom. *Radiother. Oncol.*, 20, 250-257, (1991).
- 5) Frye DMD, Paliwal BR, Thomadsen BR, et al.: Inter-comparison of normalized head-scatter factor measurement techniques. *Med. Phys.*, 22(2), 249-253, (1995).
- 6) Palta JR, Yeung DK and Frouhar V: Dosimetric considerations for a multileaf collimator system. *Med. Phys.*, 23(7), 1219-1224, (1996).
- 7) Cadman P: A dosimetric investigation of scatter conditions for dual asymmetric collimators in open fields. *Med. Phys.*, 22(4), 457-463, (1995).
- 8) Murray B, McClean B and Field C: Output factors for fields defined by four independent collimators. *Med. Phys.*, 22(3), 285-290, (1995).
- 9) Sharpe MB, Jaffray DA, Battista JJ, et al.: Extrafocal radiation: A unified approach to the prediction of beam penumbra and output factors for megavoltage x-ray beams. *Med. Phys.*, 22(12), 2065-2074, (1995).
- 10) Liu HH, Mackie TR and McCullough EC: Calculating output factors for photon beam radiotherapy using a convolution/super-position method based on a dual source photon beam model. *Med. Phys.*, 24(12), 1960-1974, (1997).
- 11) Kim S, Zhu TC and Palta JR: An equivalent square field formula for determining head scatter factors of rectangular fields. *Med. Phys.*, 24(11), 1770-1774, (1997).
- 12) Duzenli C, McClean B and Field C: Backscatter into the beam monitor chamber: Implications for dosimetry of asymmetric collimators. *Med. Phys.*, 20(2), 363-367, (1993).
- 13) 中田 学, 岡田 孝, 駒井良則, 他: 非対称照射野の多分割コリメータを用いた不整形照射野の線量計算—Modified Day法による組織最大線量比と照射野係数の近似—. *日放技学誌*, 52(8), 878-885, (1996).