

参考文献

- 1) Iwasaki A: 10 MV x-rays SMRs obtained using zero-area S_p correction factors derived by means of the Bjärngard-petti method. *Phys. Med. Biol.*, 41 (4), 625-636, (1996).
- 2) 奈良鉄造, 洞内美明, 小山帝任, 他: 10MV X線照射における側方電子平衡不成立領域でのファントム散乱補正係数. *日放技学誌*, 54 (3), 16-22, (1998).
- 3) 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).
- 4) Van Gasteren JJM, Heukelom S, Van Kleffens HJ, et al.: The determination of phantom and collimator scatter components of the output of megavoltage photon beams: measurement of the collimator 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) 奈良鉄造: 2 種類の指頭型電離箱による胸部ファントム内の吸収線量測定. *日放技学誌*, 45 (12), 1812-1818, (1989).

図表の説明

- Fig. 1 概要図はそれぞれアクリル製キャップがない場合とある場合の, コルクファントム中の電離箱読み値 M_1 , M_2 を得る方法を示す. 両方の電離箱読み値はコルクファントム中にて側方電子平衡が成立する最小照射野の決定と電離箱壁厚補正のために使用される.
- Fig. 2 4 MV X線によるコルクファントム ($\rho=0.226\text{g/cm}^3$) 中で側方電子平衡が成立する最小照射野の決定. $M_1/M_2=1$ のとき, 側方電子平衡が成立する. 各々の実効深 1.13cm (○), 1.582cm (△) で最小水等価正方形照射野は $1.8 \times 1.8\text{cm}^2$ である.
- Fig. 3 4 MV X線による水等価ファントム深 5cm における等線量分布図. 線源フィルム間距離 100cm, 照射野 1×1 , 2×2 , $3 \times 3\text{cm}^2$ である. (a) がコリメータ角度 0 度, (b) がコリメータ角度 90 度を示している.
- Fig. 4 基準深 1cm での 2 組の 4 MV X線のファントム散乱補正係数 (S_p). (△) はコルクファントム ($\rho=0.226\text{g/cm}^3$) 内の電離箱測定値による. (○) は水等価ファントム内の p 形シリコンダイオード測定値による.
- Fig. 5 SCD 100cm で深さ 5, 10, 15, 20cm での 2 種類の 4 MV X線水中組織最大線量比 (TMR) を正方形照射野辺の長さに対して示す. (○) は正方形照射野 $3 \times 3\text{cm}^2$ 以上の PDD を用いて得られた. (+) は直接測定した正方形照射野 $0.6 \times 0.6 \sim 3 \times 3\text{cm}^2$ の TMR を示す. 図から分かるように, 各深さで外挿で得られる照射野ゼロの TMR には異なる 2 種類が存在する.

Table 1 4 MV X線のコリメータ散乱補正係数 (S_c) に作用するビルドアップキャップの厚さと材質およびコリメータ角度の効果.

Table 2 4 MV X線の全散乱補正係数 ($S_{c,p}$) に作用する 2 種類の検出器とコリメータ角度の効果.

2. ナロー・ビームの線量評価

Symposium

後藤紳一
長崎大学医学部附属病院

1. はじめに

ナロー・ビームはその線束がアイソセンタにおいて 1~3cm と小さく, 至適線量算出のための線量評価^{1,2)} が難しい. 最も問題となる点は, 側方電子平衡が成立しなくなることである. このため, 線束より小さな検出器を用いて測定を行う必要がある. また, 治療計画に必要なデータは, 組織最大線量比 (tissue maximum ratio: TMR) と軸外線量比 (off center ratio: OCR) および全散乱補正係数 (total scatter factor: $S_{c,p}$) である.

2. 対象と方法

ライナック (Clinac2100C, Varian 社製) から得られる 10MV X線のナロー・ビームの測定を行った. ナロー・ビームはライナックの上下絞りを $5 \times 5\text{cm}^2$ に固定し, 円筒型コリメータ (CBI system, Fischer 社製) によりサイズを変化させて測定した. 測定に用いた検出器

は, レディーパックの写真フィルム (XV-2, Kodak 社製), ダイヤモンド検出器³⁾ (M60003, PTW 社製), p 型シリコン検出器 (EDD-5, Scanditronix 社製), マイクロチャンバ¹⁾ (FDC-9.4UC, フジテック社製) を用いた.

ダイヤモンド検出器の検出部は円形の天然ダイヤモンドで, $0.28 \pm 0.01\text{mm}$ の厚さで 3.0mm 径の円筒型であった. 使用するとに約 500cGy の事前照射を行い検出器のレスポンスを安定させた.

p 型シリコン検出器は 0.5mm 厚のシリコンのダブルチップからなり, 長径は 1.5mm であった. 検出部は水等価計算で, 4.5mm の厚さとなるビルドアップ材により覆われた. マイクロチャンバの径と長さは外径で $3.2\text{mm} \phi \times 2.9\text{mm}$ であった. すべての検出器は基準線量計 (M30001, PTW 社製) を用い, 基準照射野 ($10 \times 10\text{cm}^2$) での TMR によるレスポンスを事前に調べ相互比較

を行った。また、写真フィルムについては線量-黒化度校正曲線を作成した。黒化度を測定するマイクロデンシトメータ(WP102, Wellhofer社製)のスキャンビームは950nmの赤外線、ビームサイズ径は0.8mmであった。写真フィルムは同一ロットのものをを用いた。

2-1 TMRの測定

写真フィルムとp型シリコン検出器は水等価固体ファントム(RW3, PTW社製)中で、ダイヤモンド検出器は水ファントムMP3システム(PTW社製)で、マイクロチャンバはWP600システム(Wellhofer社製)にて測定した。使用したコリメータサイズは7, 13, 19mmで、このときの照射野はそれぞれ11.6, 21.5, 31.4mmの円形小照射野となった。線源-検出器間距離を100cmで、ファントム厚20cmまで測定した。検出器の実効中心はレーザポインタにて、高精度にアイソセンタへ合致させた。データは照射野ごとに最大線量の深さを1.00として係数化した。

2-2 OCRの測定

写真フィルムについてはRW3中で、ダイヤモンド検出器はMP3システムで、マイクロチャンバはWP600システムにて測定した。照射野は11.6, 21.5, 31.4mmの円形小照射野で、ファントム表面より5cmの測定深で行った。測定は最大線量点を必ず検出器が通るようにインプレーン、クロスプレーンのスキャンプログラムをし、データは照射野ごとに最大線量点を1.00として係数化した。

2-3 $S_{c,p}$ の測定

$S_{c,p}$ は基準照射野のオープン正方形照射野におい

て、線束軸上の最大線量値を1.00として係数化した。 $S_{c,p}$ は以下の式にて表した。

$$S_{c,p} = D(d_{\max}, r) / D(d_{\max}, \text{ref}) \quad \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 $D(d_{\max}, r)$ は直径 r の円形小照射における最大線量で、 $D(d_{\max}, \text{ref})$ は基準照射野における最大線量となった。

すべてのデータは校正深において測定し、それぞれのTMRから最大線量深での値に変換した。照射野は5.0~31.4mmまでの円形小照射野を用いた。

3. 結 果

3-1 TMRの測定

TMRの測定値は写真フィルムを除く各検出器で一致した。写真フィルムの測定値はばらつきが生じた(Fig.1)。

3-2 OCRの測定

写真フィルムとダイヤモンド検出器の測定値は非常によく($\pm 1.0\%$)一致した。マイクロチャンバの測定値は50%線量域については一致したがそれ以外の部分では過小評価となった(Fig.2)。

3-3 $S_{c,p}$ の測定

ナロー・ビーム直径20mm程度では、各検出器の値は一致していた。しかし、それ以下の照射野では、ダイヤモンドとp型シリコン検出器はわずかではあるが少し高め値となった(Fig.3)。

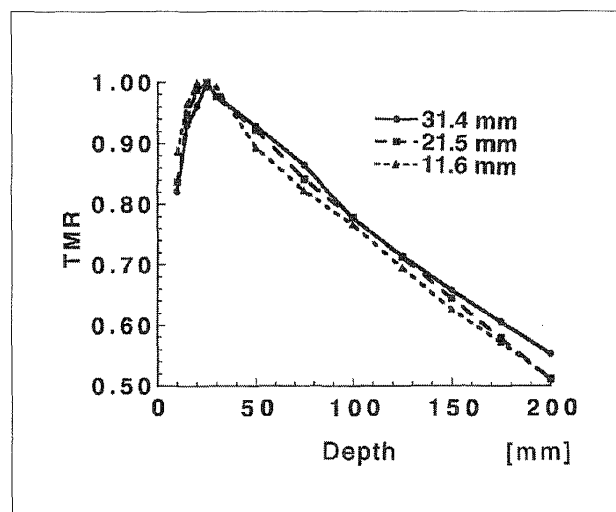


Fig. 1 Tissue maximum ratios of small circular field ranging 11.6, 21.5, 31.4 mm measured with XV-2 films at 10 MV photon beams.

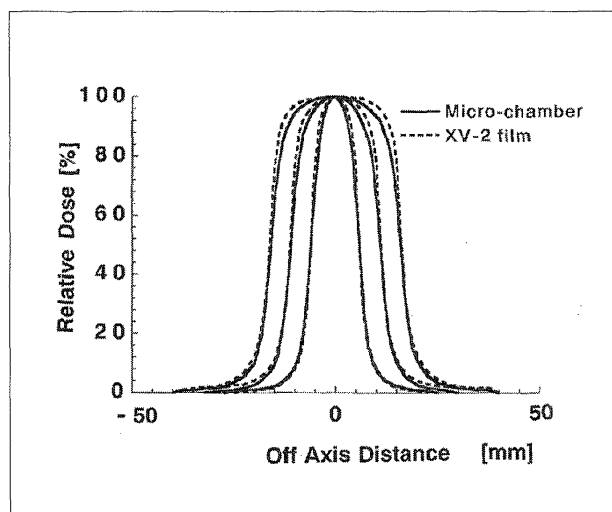


Fig. 2 Off center ratios of small circular field ranging 11.6, 21.5, 31.4 mm measured with micro-chamber and XV-2 films at 10 MV photon beams.

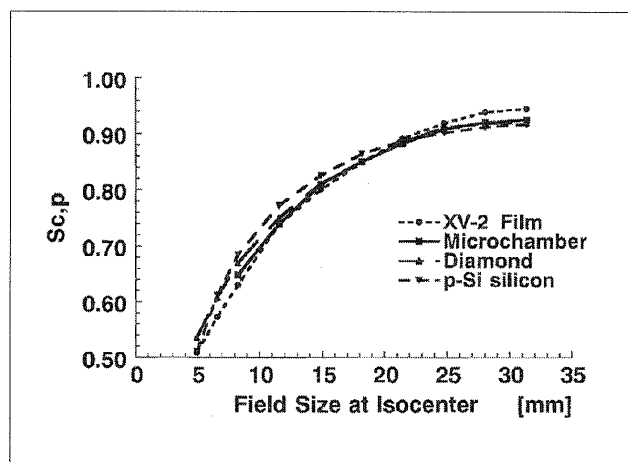


Fig. 3 Total scatter factors of small circular field ranging from 5.0 to 31.4 mm measured with micro-chamber, XV-2 films, diamond detector, p-Si semiconductor detector at 10 MV photon beams.

4. 考 察

電離量の測定は検出器内に線量勾配が存在すると、その平均値で表示される。そのため小型で電離容積の小さいものを用いないと過小評価になる恐れがある。ただし、空洞電離箱では、あまり電離容積を小さくすると感度の低下を招いてしまう。

写真フィルムのTMRのばらつき⁴⁾は、ファントム厚を変えるごとに写真フィルムを替えて測定したため、レスポンスの影響が出たためと思われる。線量計算の方法⁵⁾の一つとして、TMRデータ取得のためにPDD (percent depth dose)で取得したデータをTMRに変換する方法もあるが、PDDでは検出器を移動させるために焦点-検出器間距離が変化する。一方、TMRの場合はファントムの厚さを変化させて焦点-検出器間距離は常に一定で測定を行う。これでは、側方電子平衡が成立していない領域の割合が、PDD測定では深さごとに変化する。電子平衡が成立していない領域のPDDからTMRへの変換にKhanら⁶⁾の式を用いる場合には、前提条件の電子平衡を満たさないで用いることができない。このためナロー・ビームの線量評価においては、直接TMRの測定を行うべきである。

マイクロチャンバによるOCRでは、検出器サイズが写真フィルム、ダイヤモンド検出器に比べて大きいため、検出器サイズ依存により過小に評価していると考えられた。OCRなどの相対値測定においては写真フィルムの有用性が高かった。その他の検出器を用いる場合には、コンピュータ制御の水ファントムシステムで

ない限り、精度の高いOCRデータは得られないと考えられた。

$S_{c,p}$ は臨床上の至適線量評価において最も重要な関数であり、基準照射野においては絶対線量の測定が必要となる。Khanら⁶⁾はこれを全散乱補正係数とし、コリメータ散乱係数 S_c とファントム散乱係数 S_p の積として定義している。ナロー・ビームの測定では通常のコリメータとは別に、特別なコリメータが間に介在するため、これによる散乱も加味された $S_{c,p}$ が得られる。したがって、施設ごとに散乱の状態が異なる可能性がある。もちろん線質が施設ごとに異なるので各施設において個別の評価が必ず必要となる。また、基準照射野とナロー・ビームでは上下絞りのサイズが違うことから S_c が異なり、 $S_{c,p}$ が同一のテーブルにのらないのが一般的である。

測定限界は用いるエネルギーと検出器により異なるが、どの検出器を用いたにしても10mm以下の照射野に対しては慎重に取り扱うべきである。複数の検出器により比較検証することが望ましい。なお、Riceら⁷⁾は6MV X線についてEGS4を用いたモンテカルロシミュレーションにより実測値との比較を行って、電離箱検出器の検出器サイズ依存性を検討している。

結論として、ナロー・ビームの線量評価は、TMRはマイクロチャンバで、OCRは写真フィルムで、 $S_{c,p}$ は両方で行うことが基本である。また、測定精度を少しでも上げるためには、検出部の小さいダイヤモンド検出器などにより比較検証することが望ましい。

5. 結 語

ラジオサージェリなどの一回大線量照射による治療が一般的に普及すると、投与線量の信頼性が今まで以上に重要となる。しかしながら、現状ではラジオサージェリシステムの導入と水ファントムシステムの導入は別々のことだと考えられている。しかし、測定精度の向上を図るには、水ファントムシステムは必須と考える。

謝 辞

本シンポジウムの発表の機会を与えていただきました大会会長、治療分科会会長と座長の保科正夫先生に厚く御礼申し上げます。また、研究の助成をしてくださいました長崎大学放射線医学教室 林 邦昭教授、越智 誠助教授にも重ねて御礼申し上げます。

参考文献

- 1) Gotoh S, Ochi M, Hayashi N, et al.: Narrow photon beam dosimetry for linear accelerator radiosurgery. *Radiotherapy and Oncology*, 41, 221-224, (1996).
- 2) Rustgi SN and Fry DMD: Dosimetric characterization of radiosurgical beams with a diamond detector. *Med. Phys.*, 22 (12), 2117-2121, (1995).

- 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, Khan¹⁾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²⁾の面積/周囲長比(以下, A/P法)と尾内ら³⁾の面積/実効周囲長比(以下, A/P_e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⁴⁾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⁵⁾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.