

■ REVIEW ARTICLE

放射線治療計画装置の問題点 —外部光子照射治療—

入船 寅二

POINOTS TO BE NOTED IN USING RADIATION TREATMENT PLANNING SYSTEM —EXTERNAL PHOTON BEAM THERAPY—

Toraji IRIFUNE

Abstract The accuracy of absorbed dose calculations for external photon beam therapy depends on the computational algorithms being used: the acquisition of basic beam data, the patient's anatomical information, the spacing of the points in the matrices, the interpolation routine, inhomogeneity corrections, etc. At present, the dose calculation algorithms employed in most commercially available treatment planning systems for absorbed dose calculation are two-dimensional methods for photon fluence and do not take electronic equilibrium into account. Therefore, their use for radiation treatment planning is limited. In particular, the problem of inhomogeneity correction for lung is the most significant. The inhomogeneity correction methods most commonly used are ratio of TAR (RTAR), power law TAR (PTAR) and equivalent TAR (ETAR) methods. One JASTRO task group has compared the three correction methods mentioned above with measured values using the same JARP level dosimeter and lung model phantom. The photon energies were ^{60}Co γ rays, 4, 6, 10 and 18 MV x rays, and field sizes were 5×5 , 10×10 and $20 \times 20 \text{ cm}^2$ at SSD 100 cm. RTAR lead to errors(%) of 2.5 to 12.6, 1.7 to 10.9, 2.7 to 8.5, 3.1 to 9.9, and 1.0 to 19.1; PTAR errors were -0.7 to 2.3, -2.1 to 1.6, -1.1 to 2.2, -0.3 to 3.9, and -2.0 to 6.6; and ETAR errors were 0.7 to 2.5, 0 to 3.1, -0.1 to 6.8, 3.4 to 9.2, and 1.0 to 18.6 for ^{60}Co γ rays, 4,6,10 and 18 MV x rays, respectively. Survey results showed that about 50% of the institutions used measured data obtained by themselves. Basic beam data acquisition should be self-contained.

Key words: External photon beam therapy, Radiation treatment planning, Inhomogeneity correction, Quality assurance

1. 緒 論

放射線治療計画とは、患者のもつ情報—臨床的所見、体輪郭、標的容積、要注意器官を含む内部器官の位置、大きさ及び電子密度など—から、最

も適した投与線量の決定、空間的並びに時間的線量分布となる照射方法をえることである。更に、計画通りに施行するための患者の位置決め、照合とこれらの記録、患者の follow up とそのデータ解析なども含まれる。

Table 1. List of commercial treatment planning systems available in Japan

THERAC-II, -III, -1000, -2000, -2300
PC-12, MODELEX, CMS-12, MODULEX-T
CRP, TRP
SIDOS-U, SOMADOS, EVADOS, MEVAPLAN, AXIOM
RTP
CTRT
RO7
THERAPLAN
CAP-PLAN
RADPLAN
OSS
EMIPLAN
RAMTEC
ARCS
PLATO
MEPHYSTO, etc.

1968 年以来、日本で放射線治療計画装置が使用され始めた。1980 年に CT 画像の利用が計画システムに導入され、現在では、殆どの放射線治療施設が CT データを用いた治療計画装置を用いて治療計画を行っている。今日までに日本で発売されている放射線治療計画装置は 30 機種近くある (Table 1) が、殆どの機種は、その中身はブラックボックスであり、使用者はマニュアルに従いキーを押すだけである。使用者は使用している治療計画装置の中身を知り、その精度を十分に理解しなければならない。ここでは X 線外部照射における治療計画装置の使用の問題点について述べる。

2. 放射線治療に要求される精度

放射線治療計画の役割は、上述した如く患者データの取得から follow up まで広範囲なものになるが、治療計画装置の主な役割は線量投与に関する因子であり、AAPM¹⁾ では、Fig. 1 に示す線量測定の過程で起こる不確定度と、Fig. 2 の装置の不確定度と患者の動きとに起因する不確定度を示している。この中で、治療計画装置の役割で重要なものは線量計算に関することである。AAPM によると、患者への投与線量の計算における不確定度は 4.2% (不均質部補正を除く) であり、出力線量評価を含めた全不確定度は 5% である。投与線量に関する主な因子は、

1) 基準となる点の絶対線量評価

- 2) 患者情報: 体輪郭, 標的領域, 不均質部の輪郭と電子密度, 要注意器官の位置と輪郭などの取得法とその精度
 - 3) 線量計算のための基礎データの取得法とその精度
 - 4) 線量計算方法: 斜入射, 不均質部, 補償フィルタなどの補正法とその精度
 - 5) 計算マトリックスの大きさと補間法
 - 6) 放射線治療装置の QA
- などがある。

1) の絶対線量については、各施設のリファレンス線量計が電子技術総合研究所、又は日医放学会の医療用線量標準センターにおいて校正され、日医放物理学会のプロトコル²⁾に従って加速器のモニタ線量計及びテレコバルトのタイマの校正をすればよい。6) は本学会 (JASTRO) のプロトコル³⁾を遵守する。

放射線治療計画装置の使用に関して問題となるのは、2) ~ 5) の項目で、2) と 3) は、使用者が選択した基礎データの質に依存する。4) と 5) は、放射線治療計画装置の線量計算アルゴリズムにより決る。

3. 放射線治療計画装置が採用している線量計算アルゴリズム

線量計算は、無限大の均質ファントムの平らな表面に垂直に入射した等線量曲線を標準とし、こ

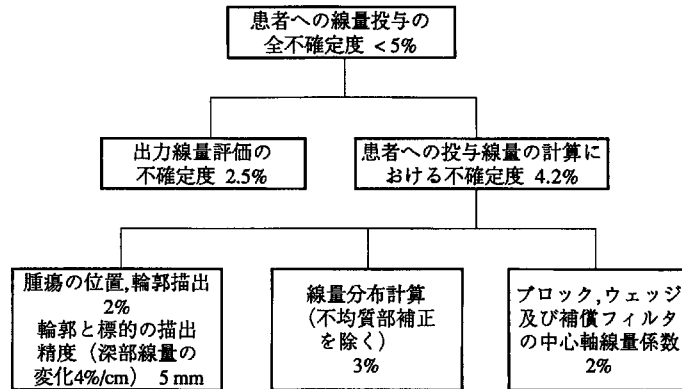


Fig. 1. Example of uncertainties in clinical dosimetry (at the 95% confidence level, AAPM, 1984)¹⁾.

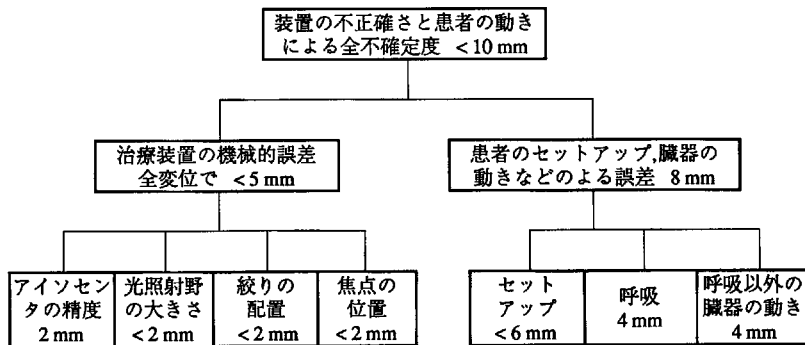


Fig. 2. Example of spatial uncertainties (at the 95% confidence level, AAPM, 1984)¹⁾.

Table 2. Dose calculation algorithms employed in the commercial systems

Dose calculation algorithm	Method
Central axis depth doses (CAX)	Percentage depth doses
	Empirical formula
	Tables
	Tissue-air ratios (TAR), Tissue-peak ratios (TPR)
Off-center axis ratios (OCR)	Empirical formula
	Tables
CAX • OCR	Tables
Pencil beam (irregularity shaped field)	Gaussian distribution
Oblique incidence, inhomogeneity correction	Isodose shift
	Effective SSD
	Ratio of TARs or TPRs
	S• (Ratio of TARs)
	Power law TAR Equivalent TAR

れに体輪郭、及び斜入射、不均質部(肺や骨部など)、補償フィルタや遮蔽ブロックなどの補正をする。

線量分布の計算法には、深部線量 D を中心軸線量 D_c (CAX)、同じ深さにおける軸外線量比 OCR、及び各種補正項 C との積

$$D = D_c \cdot OCR \cdot C \quad (1)$$

で求める方法と、深部線量を一次線 D_p と散乱線 D_s との和

$$D = D_p \cdot C_p + D_s \cdot C_s \quad (2)$$

で求める方法とがある。(1)式は規則型(長方形)照射野、(2)式は不規則照射野の線量計算に用いられる。

X線外部照射治療計画装置に採用されている線量計算アルゴリズムを Table 2 に示す。標準線量分布(CAX, OCR 又は CAX・OCR)を経験式で持っている装置は旧機種のみで、現在では実測値に基づいたデータを表として記憶するものが大部分である。しかし、殆どの装置が採用している計算アルゴリズムは、光子フルエンスを2次元(又は1次元)で計算し、2次電子の寄与についての考慮はない。

4. 外部 X 線照射の計算アルゴリズムの問題点

使用者が採用している外部 X 線照射の計算アルゴリズムについて考慮すべきことは、

1) 基本線量分布データの取得

- (1) データの取得法(データの質の問題)
- (2) データの処理(記憶の仕方)

①中心軸線量

ビルドアップ領域

深部線量: PDD, TAR, TPR

照射野の形状

②軸外線量

③不規則形照射野(一次線と散乱線、遮蔽ブロック)

④補償フィルタ

2) 患者照射の場合の線量計算

- (1) 体輪郭と内部臓器のデータ取得
- (2) 線量補正計算アルゴリズム
- (3) 計算時間と計算精度

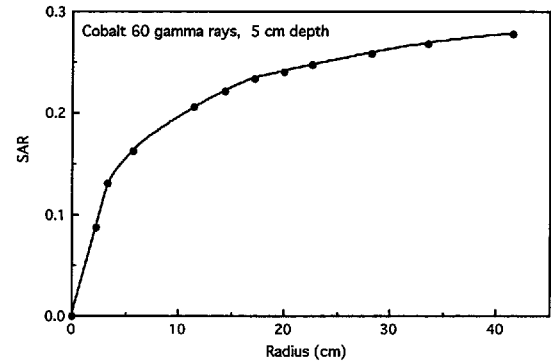


Fig. 3. Scatter-air ratio for circular beams at a depth of 5 cm (^{60}Co γ rays, calculated from the data of B. J. R. Suppl. 176).

などがある。ここでは現在市販され、使用されている治療計画装置が採用している計算アルゴリズムについて検討する。

4.1 基本線量分布データ

殆どの装置が中心軸線量分布(PDD, TAR 又は, TPR で表現)と軸外線量比に分けて表として記憶するマトリックス法を採用している。使用者が治療装置とその線質についての正しい実測値を、内挿で補える照射野と深さの間隔で入力してあればよい。しかし、アンケート調査(入船, 1986, 及び木村, 平林, 1991)によると、線量計算のための基礎データをその施設の装置で測定したデータを入力し使用している施設は50%程度であり、又、計算アルゴリズムの精度をチェックをしているのは、20%未満である。テレコバルトの場合、幾何学的照射野を用いれば中心軸線量に関しては既刊データが使えるが、加速器からのX線は公称エネルギーが同じでも実際の線質は異なり一致しない。軸外線量比は両者とも装置毎に異なる。

基本線量分布が不正確であれば、線量計算アルゴリズムの精度を検討する以前のこととなる。

4.2 計算マトリックス

線量計算の基となるデータは表として記憶されている。又、線量計算も限られた計算点について計算し、結果は内挿法による等線量曲線として出力される。線量計算アルゴリズムの精度と共に、基本線量分布と、線量分布計算(CT画像データの取扱を含めて)のマトリックスの大きさも線量計算の精度に関係する。直線内挿法で $\pm 2\%$ の精度を

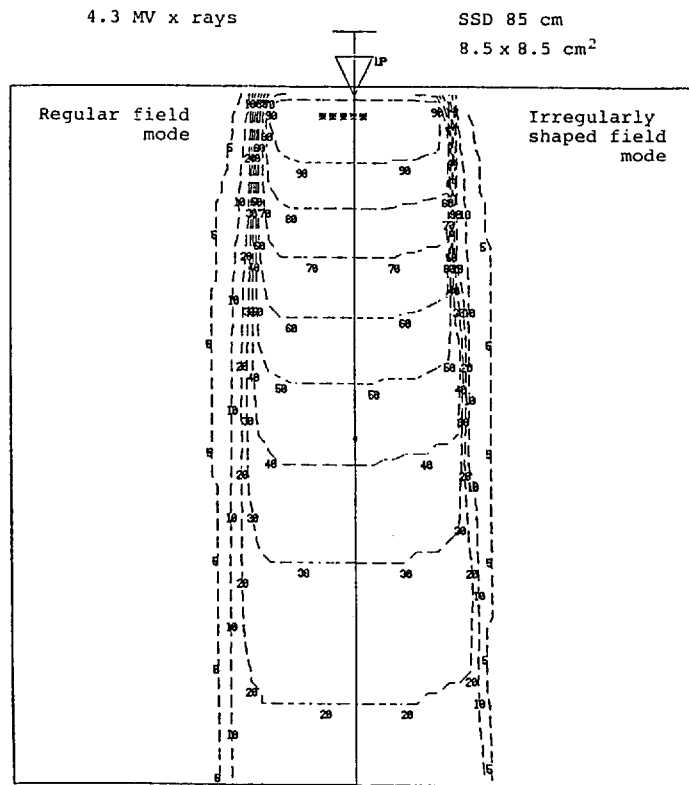


Fig. 4. Comparison of isodose curves calculated by regular field (left) and irregularly shaped field (right) modes for 4.3 MV x rays.

得るためのグリッドの間隔は、中心軸で1 cm、軸外線量比で0.5 cm以内である⁴⁾。又、グリッドが放射型か等間隔かでも内挿による結果に影響があると思われる。

4.3 不規則型照射野の線量分布

不規則型照射野の線量計算は、一部の装置を除き(2)式に示す如く、一次線と散乱線を別々に計算する方法が採用されている。散乱線の線量は、散乱空気線量比 SAR 又は散乱ピーク線量比 SPR を用いて Clarkson の積分法により求める。

SAR⁵⁾ は、深さと平面的な照射野の形のみを考慮した経験的な量である。しかし、TAR と同様に SSD に依存しないので実用的であり、何はともあれ実測値と良く一致する。Fig. 3 に示すように、SAR (SPR も) は照射野の半径を除けば半径による変化は緩やかであり、測定の困難な大きな半径については外挿法により求めても誤差は少ない。

SPR を用いる場合は TPR が照射野係数について考慮されていないので注意を要する。コリメータや遮蔽ブロックの半影領域の補正法にも考慮が必要である。

Cunningham ら⁷⁾ や尾内ら⁸⁾ は半影領域の補正項を指数関数で近似している。これらの方法を採用している計画装置もあるが、実測値から補正項に必要な係数を求め入力しなければならない。

原体照射の線量計算もそれぞれの入射角度における不規則形照射野の計算を行い、それらを加算して求める。従って、基となるのは1門照射の不規則形照射野の計算法である。しかし、(2)式による方法では計算時間がかかるので、(1)式の方法を用いたものもある⁹⁻¹¹⁾。原体照射では、'蹴られ現象'による照射野の歪みが観測される¹²⁾。この影響は計画装置の計算アルゴリズムには組み入れられていない。

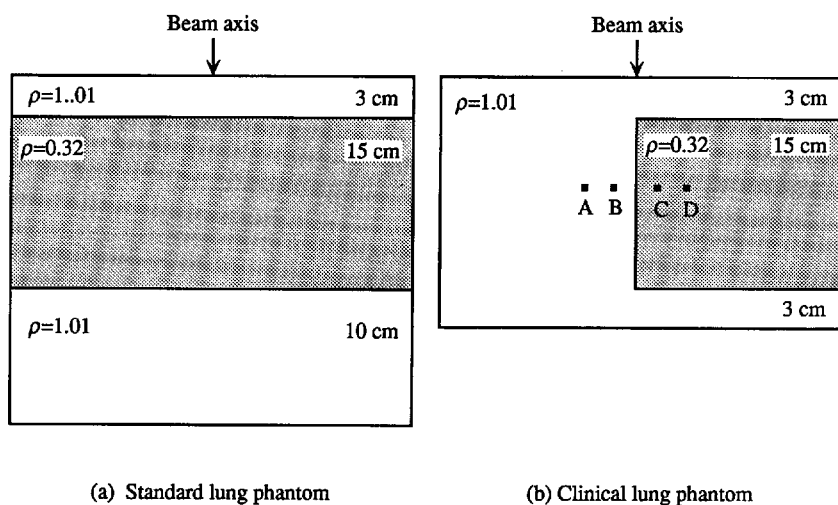


Fig. 5. Lung model phantoms to check the calculation algorithm for inhomogeneity correction.

Clarkson の積分は数値積分によるが、計画装置により散乱線量の計算する角度間隔が異なる。基本的な精度をチェックするには規則形照射野における規則形と不規則形照射野のモードで計算して比較すると良い。Fig. 4 にその例を示す。尚、不規則形照射野の線量評価について、都丸の詳細な報告¹³⁾がある。

4.4 不均質部補正

Fig. 1 に示すように、患者への線量投与の不確定度を 5%以内にするための線量分布計算に不均質部補正は含まれていない。不均質部補正法は、外部 X, γ 線照射の計算精度を決定する最重要な因子である。

4.4.1 不均質部補正法とその精度

不均質部補正法は、4 つの世代に分類できる(尾内, 1986)。多くの研究者により、これらの計算アルゴリズムの精度が検討されている。それらを要約すると、

第 1 世代: 線減弱係数法, TAR 比(RTAR)法, 実効 SSD 法, 等線量(曲線)移動法

1 次線の変化のみを考慮し、散乱線は考慮していないので単純なモデルでも精度は悪く、条件により 10~15%の誤差を生じることがある。

第 2 世代: 散乱補正係数法, べき TAR(PTAR)法, 密度比例尺理論

Batho により開発¹⁴⁾されたべき TAR 法につい

ては、簡単な条件下の肺内や肺を超えた点では等価 TAR 法より精度がよい(2%以内)という報告もある。しかし、散乱線の影響は考慮しているが、不均質部の横方向の広がりやを考慮していないので、照射野より小さい不均質部がある場合などの複雑な条件下では精度が落ち、5~10%の誤差を生むことがある。

第 3 世代: 等価 TAR(ETAR)法, 微分 SAR 比(dSAR)法, 微小容積 1 回散乱(delta volume first scatter)法

CT 画像などの 3 次元の解剖学的情報を用い、不均質部の形を考慮した 3 次元線量計算法である。この中で、Sontag と Cunningham¹⁵⁾ によって提案された等価 TAR 法が有名で、精度は一般に 5%以内と言われている。しかし、Iwasaki¹⁶⁾ や Wong ら¹⁷⁾ は、等価 TAR 法の矛盾を指摘し、Wong らは、1)水中にある小さな空洞の線量への影響、2)均質な非水等価物質内の線量、の 2 つの条件を計算できる方法として微小容積法を提案した。

第 4 世代: Monte carlo(electron gamma shower, EGS コードなど)法, 重畳積分(convolution)法

光子フルエンスについての補正及び 2 次電子の振舞いを含め、原理的に全ての条件を満たす方法として、Monte Carlo法によるシミュレーション¹⁸⁾がある。満足のいく結果を得るためには、日単

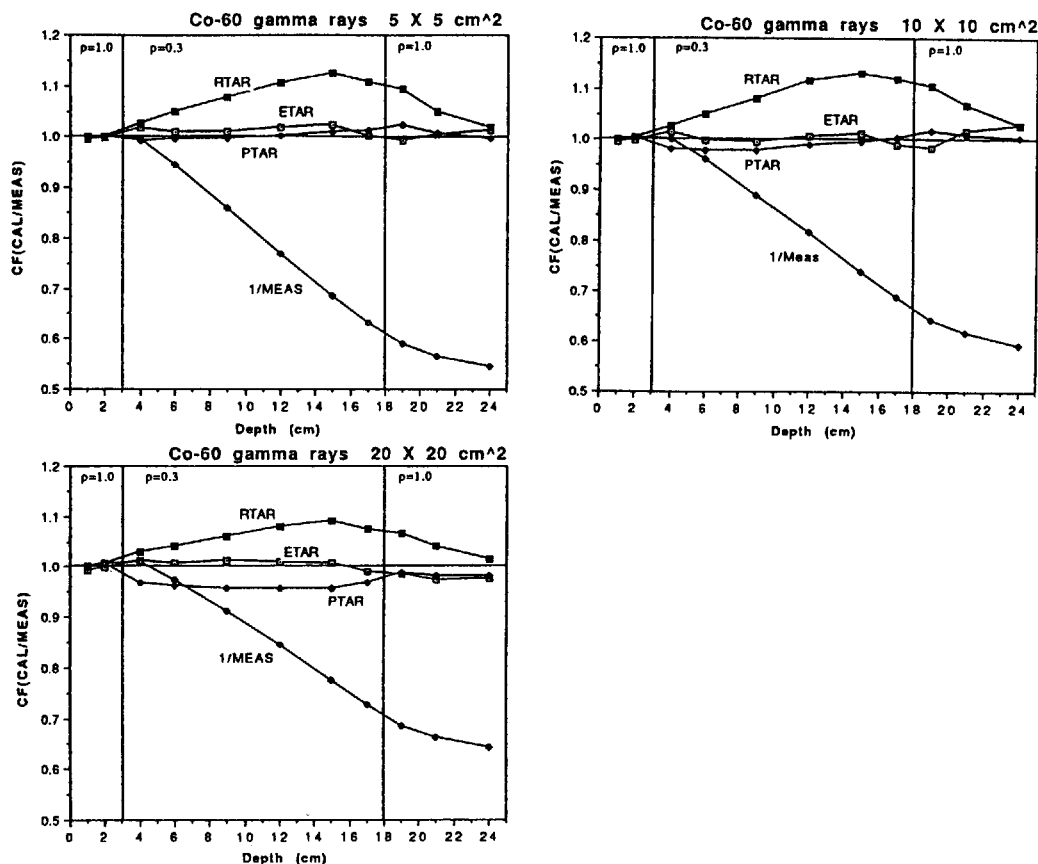


Fig. 6. Comparison of inhomogeneity correction factors (CF) calculated by three calculation algorithms with measured values along the beam axis of the phantom of Fig. 5(a). ^{60}Co γ rays, SSD 100 cm.

位の計算時間が必要であるが、ハード、ソフトウェア両方の進歩により計算時間の短縮が期待できる。しかし、計算には正しい入射粒子のスペクトルが必要であり、これを如何に求めるか問題が残る。

4.4.2 計算値と実測値との比較

本学会(JASTRO)の線量評価研究グループ(リーダー: 川島勝弘, 平成2年度終了)の不均質部補正に関するサブグループ(リーダー: 測定 平岡武, 計算 入船寅二)では、「外部X・ γ 線治療における不均質部補正の精度管理」を目的に、精度チェック用の不均質標準及び臨床ファントムの2種類の不均質モデル(Fig. 5)を作成し、複数の施設で各種光子(^{60}Co γ 線, 4 MV, 6 MV, 10 MV, 18 MVX線)について測定した結果²⁰⁾の一部を用い、現在計画装置に用いられている TAR 比法(以

下 RTAR 法と略す、同類に実効 SSD 法がある)、べき TAR 法(以下 PTAR 法)と等価 TAR 法(以下 ETAR 法)の3種のアルゴリズムによる計算結果と比較し、その精度を評価した¹⁸⁾。実測値及び計算値は、補正係数, $\text{CF} = (\text{不均質ファントム内の線量}) / (\text{同じ位置の水等価ファントム内の線量})$, で表した。尚、計算は主に Modelex に搭載しているソフトを用いた。又、X線エネルギーは公称エネルギーで表した。不均質標準ファントムのビーム軸上における CF の計算値と実測値との比較を Fig. 6(^{60}Co γ 線)及び Fig. 7(18 MVX 線)に示す。 ^{60}Co γ 線では、ETAR 法が $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 以上では優れているが、 $5 \times 5 \text{ cm}^2$ は PTAR 法のほうが良く合っている。18 MVX 線は、 $5 \times 5 \text{ cm}^2$ では PTAR 法が良く合うが、 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 以上では散乱線を考慮しない RTAR 法のほうが合うのは皮肉である。

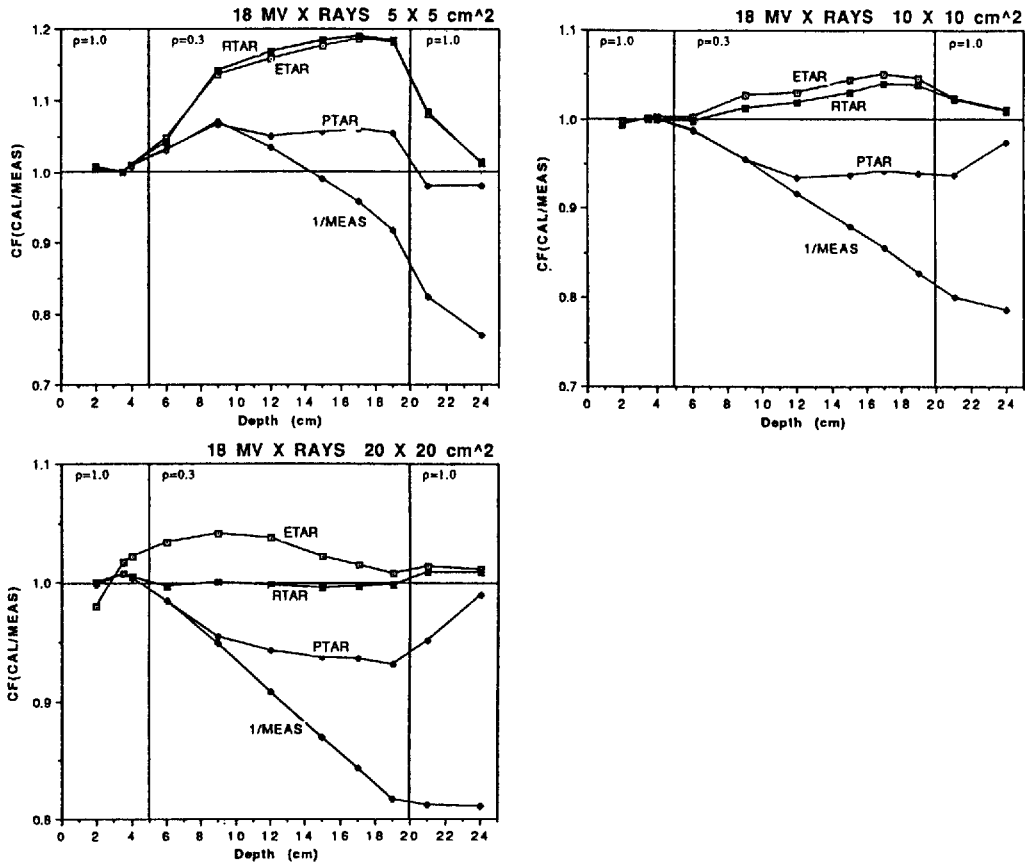


Fig. 7. Comparison of inhomogeneity correction factors (CF) calculated by three calculation algorithms with measures values along the beam axis of the phantom of Fig. 5(a). 18 MV x rays, SSD 100 cm.

6 MVX 線までは ^{60}Co γ 線と、10 MVX 線では 18 MV X 線と同じ傾向である。又、図中の 1/Meas は不均質の補正をしない場合(密度 1 g/cm^3 として計算)の誤差である。

不均質臨床ファントムの A-D 点のうち A, B 点のようにビーム軸に沿った軸上が均質な場合、RTAR と PTAR 法の CF は 1 で、ETAR 法もあり変らない。C 及び D 点では、標準ファントムのビーム軸上の結果と同様の傾向である。

誤差が最も大きくなるのは小照射野 ($5 \times 5\text{ cm}^2$) であり (Fig. 6 及び 7)、誤差の評価を不均質標準ファントムのビーム軸上について検討した。Fig. 8 に 3 種のアルゴリズムによる補正係数の最大誤差を示す。これらの補正法は主に ^{60}Co γ 線について開発されたものであり、2 次電子の寄与を無視し、光子のフルエンスのみを考慮した方法であるの

で、光子エネルギーが高くなると誤差が大きくなる。従って、10 MV を越えるエネルギーでは、条件により補正することにより精度が悪くなることがある。その中で PTAR 法のみがある程度の誤差範囲内に収まっている。今回の計算は、TAR ではなく TPR 法を用いている。El-Khatib らは、TPR を用いた PTAR 法は、TAR を用いた補正係数にファントムの背後散乱を一部考慮した値となり、実測値に近くなると報告している²¹⁾。

5. その他の問題点

上述した問題点以外にも下記のようなものがある。

- 1) ビルドアップ、ビルドダウンと小さな被射体無限大のファントムから得た標準線量分布を基

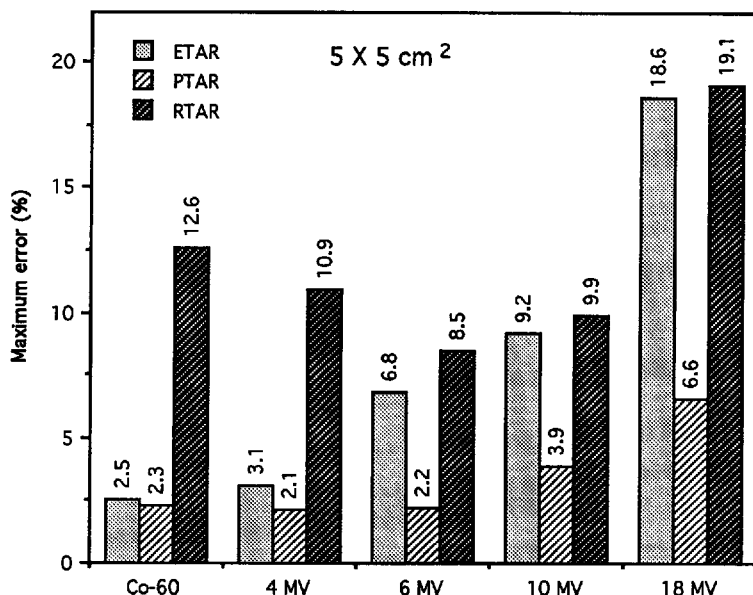


Fig. 8. Maximum errors of CF calculated by three calculation algorithms for ^{60}Co γ rays, 4, 6, 10 and 18 MV x rays. SSD 100 cm, $5 \times 5 \text{ cm}^2$.

に計算するので、照射体の大きさは考慮されていない。脳、腕および下肢部、肺内の腫瘍などの線量計算では考慮されたい。ビルドダウンについても考慮されていない。射出側の表面近傍では、背後散乱が飽和していないので標準線量分布より小さくなる。この補正は散乱係数の逆数で近似できる。しかし、 ^{60}Co γ 線とその以上のエネルギーの光子では線量の減少は5%以下である。治療装置の寝台が背後散乱を補っていれば、この補正は無視できる。

2) 金属などの影響

体内に組織と異なる物質があるときや細胞をガラス板の上に置いたりすると、その境界付近の線量計算は、現在の不均質補正法では、精度は保証できない。又、CT値のアーチファクトの影響も考慮しなくてはならない。

3) 補償フィルタ及び遮蔽ブロック

半影については既に述べたが、遮蔽体下の線質の変化と媒質内の散乱線の影響は考慮されていない。ウェッジフィルタの使用により線質は硬くなり、6 MV X線では、15 cm 深部で1.5~5%程度深部量百分率が高くなる²²⁾。打ち抜き照射では、線量計算は遮蔽体の減弱の補正のみであるが、この遮

蔽体は2~3 cm 径の大きさなので、周りからの散乱線の寄与が大きい。4 MV X線の2.2 cm 径の球形遮蔽体下の深部線量分布で、照射野 $15 \times 15 \text{ cm}^2$ の場合、減弱のみの計算値より10%以上ブロック下の線量は大きくなる²³⁾。

4) モニタ線量計の校正

モニタ線量計の校正のため、リファレンス線量計の指示値、壁材質などを入力し、吸収線量を計算するプログラムのある機種がある。国により吸収線量を求めるプロトコルに多少の違いがある。例えば、AAPM²⁴⁾と日本²⁵⁾のプロトコルでは、0.2~0.7%異なる²⁵⁾。

6. 放射線治療計画装置の品質管理

外部光子照射治療で治療計画装置を使用する際の問題点を述べたが、使用者がなすべき外部照射治療計画についての管理項目例^{1,26)}を挙げる。

1) 計算アルゴリズムを理解する。

入力データ(標準ビームデータ)、グリッドの方式、間隔、内挿法(直線、対数)、患者体内の計算方法、結果の出力方法

2) 入・出力装置の精度

患者情報の取得, デジタイザ, ライトペン,
トラックボール, 出力結果

3) 記録, follow up, 解析

Dose specification (ICRU 29, 38)²⁴⁾にある項目
の記載

3) 患者データの取得

診断用フィルム, US, MRI, CT: 寝台の動きの
精度, 再現性, 拡大, 縮小率, ビデオ信号の直線
性, 臓器の動き(呼吸, 吸気), CT 値-密度の校正,
CT フィルムと Portal Films との一致を確認す
る。

4) 治療の決定(治療部門でのビームの配置, 腫瘍
の位置)患者輪郭の取得法(単純なファントムで検
査する)。

患者の上下, 左右の幅を測定(キャリパ)

5) 線量計算(光子, 電子線)

(1) モニタ又は治療時間を含む(固定, 回転照
射)。光子, 電子線-規則形, 不規則形照射野(原
体照射を含む), 補正方法(不均質部, ウェッジ・
補償フィルタなど)。

(2) 全てのデータは個々の装置について測定。

公表データを無評価で使用すると大きな誤差と
なる。ユーザは計算アルゴリズムの限界を認識す
べきである。

試験方法を確立する: 少なくとも, 一つの Criti-
cal point で手計算による結果と比較する。

6) ブロック, 補償, ウェッジフィルタ

(1) シミュレータ/治療装置の中心軸一致

(2) スタイロフォームモールドの厚さ

(3) ブロック支持トレイ (保全のため)

(4) ブロックの重さ

(5) 遮蔽ブロックの隙間

(6) 不規則形照射野: 作成, 配置

(7) 患者認識/ラベリング

(8) 標準ブロック

(9) 材料の毒性

(10) ブロック室の労働条件

7) 治療の照合(確認)

(1) 治療と照射容積

照合フィルム, 患者の動き

(2) 日毎のセットアップ: 角度, 患者位置の再
現, CT とシミュレータフィルムとの比較をする。

(3) 治療ビームの透視又はデジタルモニタリ
ング

(4) In-vivo 測定

JASTRO の研究グループでは, 日本の現状に適
した放射線治療計画装置についてのプロトコール
の作成を進めている。放射線治療に関与する全て
の方々のご協力をお願いしたい。

文 献

- 1) AAPM Radiation Therapy Task Group 24: Physi-
cal Aspect of Quality Assurance in Radiation
Therapy. AAPM Report No.13, AAPM. New
York, 1984.
- 2) 日本医学放射線学会物理部会: 放射線治療におけ
る高エネルギー X 線及び電子線の吸収線量の標
準測定法. 通商産業研究社, 東京, 1989.
- 3) 日本放射線腫瘍学会研究調査委員会: 外部放射線
治療装置の保守管理プログラム. 通商産業研究社,
東京, 1992.
- 4) Clifton, J. S.: Computed-assisted external beam
dosimetry with special reference to conection cal-
culastions and presentation of data. IAEA Techni-
cal Reports 57. 1966.
- 5) Cunnigham, J. R.: Scatter-air ratios. *Phys. Med.*
Biol. **17**: 42, 1972.
- 6) Joint working party of BIR and HPA: Central
Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy.
Brit. J. Radiol. Suppl. **17**, 1983.
- 7) Cunningham, J., Shrivastava, P. N., Wilkinson, J.
M.: Program IRREG-Calculation of dose from
irregularly shaped beams. *Comp. Prog. Biomed.* **2**:
192-199, 1972.
- 8) Onai, Y., Irifune, T., Tomaru, T., Konishi, K.:
Calculation of dose distributions in radiation ther-
apy by a digital computer. I. The computation of
dose distributions for cobalt-60 γ -rays and 4.3 MV
x-rays. *Nippon Acta Radiol.* **27**: 653-666, 1967.
- 9) 赤沼篤夫, 尾内能夫編: 癌の臨床 別集 16・最新
放射線治療. 篠原出版, 東京, 1989, p.108.
- 10) Takahashi, S.: Conformation therapy. Rotation
techniques as appllied to radiotherapy of a cancer.
Acta. Radiol. Suppl. **242**, 1965.
- 11) Takai, M., Tanaka, Y., Kaneko, M.: Calculation of
dose distribution in the conformation therapy. In
Proc. 7th ICCR. Y. Umegaki (ed.). 1980, p 283.
- 12) 田中良明: 原体照射による線量照準, 医学のあゆみ
150: 889-894, 1989.
- 13) 都丸禎三: 不規則形照射野の線量評価. PC User

- Group セミナーテキスト。1989.
- 14) Batho, H.F.: Lung corrections in cobalt 60 beam therapy. *J. Can. Assoc. Radiol.* **15**: 79-83, 1964.
 - 15) Sontag, M.R., Cunningham, J.R.: The equivalent tissue-air ratio method for making absorbed dose calculations in a heterogeneous media. *Radiol.* **129**: 787, 1978.
 - 16) Iwasaki, A.: Uncertainty of the equivalent tissue-air ratio methods. *Med. Phys.* **10**: 716-717, 1983.
 - 17) Wong, J. W., Henkelman, R. M., Fenster, A. *et al.*: Second scatter contribution to dose in a cobalt-60 beam. *Med. Phys.* **8**: 775-791, 1981.
 - 18) Theodore, M. J., Nelson, W. R., Rindi, A. (ed.): Monte Carlo Transport Electrons and Photons. Plenum Press, New York. 1988.
 - 19) 平岡武: 治療線量の評価及び統一に関する研究 2. 不均質線量分布の全国施設の測定結果. 日放腫会誌 **5**, Suppl. 2 放治システム研究: 79-82, 1992.
 - 20) 入船寅二: 治療線量の評価及び統一に関する研究 2. 不均質線量アルゴリズムの評価. 日放腫会誌 **5**, Suppl. 2 放治システム研究: 93-96, 1992.
 - 21) El-Khatib, E., Battista, J. J.: Improved lung dose calculation using tissue-maximum ratios in the Batho correction. *Med. Phys.* **11**: 279-286, 1984.
 - 22) 斎藤秀敏, 入船寅二, 安部真治 他: 6 MV X 線の基本的諸特性, 都立医療技術短大紀要 **1**: 101-112, 1988.
 - 23) Irifune, T., Onai, Y. Tomaru, T. *et al.*: Calculation of dose distributions for hollow-out irradiation with 4 MV X rays, Computers in Radiation Therapy. Y. Umegaki (ed.). 1980.
 - 24) Task Group of AAPM: A protocol for the determination of absorbed dose from high energy photon and electron beams. *Med. Phys.* **10**: 741-771, 1983.
 - 25) 都丸禎三, 入船寅二, 内田勲, 尾内能夫: JARP 及び AAPM プロトコールに従って数種の円柱形電離箱により測定した高エネルギー X 線の校正点吸収線量の比較. 日医放物理会誌 **8**: 97-110, 1988.
 - 26) 入船寅二: 放射線治療関連機器の定期的精度管理方法についての研究, II, 放射線治療計画装置の品質管理について. 日放腫会誌 **5**, Suppl. 2 放治システム研究: 141-143, 1992.

要旨: 放射線治療計画装置を用いて, 外部光子照射治療計画を行う場合の問題点, 特に線量計算について述べた. 使用者は線量計算アルゴリズムと, その精度を十分に理解していなければならない. 即ち, 基本線量分布データの取得と計算マトリックスの大きさ, 不規則形照射野, 不均質部補正を含む各種補正法, などである. この内, 重要なのは不均質部補正である. 現在用いられている方法は, 光子フルエンスを 2 次元 (又は 1 次元) で計算し, 2 次電子の寄与についての考慮がないので, 10 MV 以上の X 線では, 条件により補正しない場合より精度が悪くなることがある. 又, 他施設や既刊の基本データを使用している施設があるが, 基本線量分布が不正確であれば, 線量計算アルゴリズムの精度を検討する以前の問題となる.