原 著

治療計画用電算機による原体照射線量分布の計算 第二報 原体照射の治療計画システム

愛知県がんセンター病院第二放射線部技術科

高 橋 一 廣

(論文受理 昭和56年2月12日)

(Code No. 41111, 41224)

COMPUTER CALCULATION OF DOSE DISTRIBUTION FOR CONFORMATION TECHNIQUE II. CONFORMATION TREATMENT PLANNING SYSTEM

By KAZUHIRO TAKAHASHI

Department of Radiation Therapy, Aichi
Cancer Center

(Article received; Feb. 12, 1981)

Summary

In conformation therapy, the shape and size of a field is not constant but changed during the source rotation.

For calculating dose distribution of conformation radiotherapy, the software of commercial computer for radiation treatment planning (MODULEX) was modified and expanded to the conformation treatment planning system.

The system was designed to allow to input data necessitated for the dose distribution in conformation therapy; e.g. Solutions to Tissue Maximum Ratio and Off Axis Ratio in the asymmetric irregular field in any source rotation angle.

The entry of various parameters and the operation of this system is almost the same as current treatment planning system, it is easy and simple to utilize routine work.

In this paper, the modified and extended programs for calculation of conformation dose distribution were described.

1. 緒 言

原体照射法^{1)~7)}に於いては、線源が回転している間、それがどの位置にあっても常に線束辺縁が照射しようと

する病巣の外輪郭に接しているように照射野の幅が制御される。すなわち、線源の回転中は、可変多分割絞りがあらかじめ計画された線束断面の形に従って制御調整されるため、照射野の形や大きさが常に変化する。

この照射法における線量計算及び分布は、手計算に依る回転中心軸上の線量計算法について報告^{8)~11)}されており、又、線量分布については、幾何学的な近似法と各々の例について実験的に測定されたものが報告されている。

しかし、病巣の形状や拡がり、個々の症例に依り異なっているため、日常業務において、これに対応した原体照射法の線量分布を電算機によって求められれば理想的である。

本報告においては、原体照射における線量分布計算を市販の電算機を利用し、日常業務において能率的に行える様に開発したシステムについて述べる。

2. 使用電算機の治療計画システム

本報告で使用した電算機は、CMS 社製治療計画用電算機 MODULEX である。当電算機の外部照射治療計画システムの概略的な流れ図をFig. 1に示した。

図は、治療計画を行う時、線量計算に必要とされる情報の入力と、それぞれの処理の流れ図を示している。これらの入力情報は、キーボードを介して対話的に入力されるが、患者の輪郭等の図形を扱う時には、セータ・ファイと称する図形入力装置を使って、その形をなぞって入力する事ができる。

Fig. 1 Process flow chart of current MODULEX treatment planning system (external irradiation).

治療計画は、患者氏名を登録する事から始まり、患者の体輪郭、内部臓器等の形及び、それぞれの密度を与える。続いて、設定すべき線束の入力を行う。

線束は、各々の番号を付して区別する。図に示した線束因子は、各一門ごとに設定しなくてはならない。線束の入射角、位置が決められると、CRT 上に患者の輪郭に重畳してその線束が表示される。

これらの線束因子が必要な門数だけ設定されれば、次には計算範囲と、その範囲内の計算点を決め、線量計算を行う。計算は、各線束ごとにそれぞれ準備された因子を使って行い、計算範囲内の各計算点ごとに線量を求める。この結果は、CRT 上に等線量曲線として表示され、必要に応じて外部記憶媒体上に格納したり、X-Yプロッタ上に描き出す事ができる。

3. 原体照射の治療計画システム

既存のシステムをそのまま使用して原体照射の線量分布を計算させる事はできない。これは、原体照射時の線束の中心軸に対して非対称な照射野を入力する事ができないからである。

既存のシステムのプログラム、特に線量計算プログラムをできる限り修正しないで原体照射の計算を行わせるため、線源の回転に対しては多門合成による積分を行い、

Fig. 2 Process flow chart of conformation treatment planning system.

治療計画用電算機による原体照射線量分布の計算 (高橋)

各入射線束の照射野は、鉛ブロックによるトリミングを行う事にした。又、各線束の設定は、何十門にも及ぶ入力 of 繁雑さを避けるために、治療領域の形状を入力して、プログラムにより発生させる様にした。

このために、既存のシステムのうち、線束因子の入力部分は全て作り変え、その他に、照射野のトリミングを行う鉛ブロックを作成するプログラム等を追加し、Fig. 2 に示すシステムとした。

以下に、原体照射の計算を行うために追加したものについて順に示す。

3.1 治療領域の入力

原体照射の治療計画において、治療領域は通常、線束形であり、原体照射機構に使用するカム形状である。線束形断面は、原体多段絞りの巾に対応する写真から、その拡がりに応じていくつかが決定される。

*カム・グループの登録

カム・グループは、これら複数の線束形断面を統括する目的で定義すると共に、記憶装置上に格納する場合のファイル名である。このため、子宮癌の全骨盤腔原体照射のような線束形の類型化¹²⁾が行われていて、頻繁に利用されるものについては、一度入力しておけば、そのカム・グループ名を与える事で、計画毎に線束形を入力する必要がなくなる。

*治療装置

治療装置の定義は、原体照射絞機構の定数を決めるためと、線量計算する上での組織ピーク深線量比(TPR)等の表の索引として使用する。

*照射野長さ

照射野の幅は、入力される線束形断面から計算されるが、照射野の長さは定義してやらねばならない。長さが決定されると、原体多段絞りの幅から線束形断面の枚数が決められ、同時に、照射野の形を計算し、その面積、周囲の長さの比 (A/P 比) を求めるために必要である。

*線束形断面のトレース

線束形断面は、照射野長さと治療装置によって決定される枚数だけ入力する。入力の方法は、図形入力装置によりその外形をなぞって行い、輪郭上の点の x, y 座標を読み込む。線束形の入力ごとに、CRT 上に表示した形を確認できる様にした。(Fig. 3)

*SAD

*off-axis 距離

off-axis 距離は、照射野長さ方向に測った距離として定義し、中心軸の位置を 0 とし正負の符号をもつ数値である。この数値は、線量計算時には、中心軸上の線量に対する線量強度の補正のために使用されるが、当システ

Fig. 3 A cross section of target volume for conformation therapy is displayed on CRT screen.

Fig. 4 After the longitudinal off-axis distance was specified, the shape of treated region corresponded with its level is displayed on CRT screen superimposed on patient contour.

Fig. 5 The contour of geometrical shadows of shielding blocks (dashed circle), prescribed target volume, and patient contour etc. are displayed.

ムでは、入力された複数の線束形断面のうち、どの線束断面について線量分布を求めるかを定めるためにも使っている。

この値を入力する事により、CRT 上には患者輪郭と重複して、その位置に対応する線束形断面が表示される様にした。(Fig. 4)

*投与線量

*回転角

*打抜吸収体の設定

原体照射時に打抜吸収体を設定する場合、その位置、大きさ、吸収係数等を設定する。この方法については、前報¹³⁾に既に述べたが、この位置、大きさを入力すると、CRT 上に前述の輪郭に重複して破線で表示される様にした。(Fig.5)

3.2 補正用ブロックと打抜吸収体の計算

回転照射に対する近似として多門合成による積分を行うため、前述の回転角を約10°間隔に分割し、各方向からの入射角度を決め、それぞれに線束を設定する。

3.2.1 照射野の形の計算

原体照射時の不整形照射野は、前述に示した線巢形の情報と照射野の長さより計算される。

線巢形断面の情報は、回転中心を原点とし、それを通る水平線を x 軸、垂直線を y 軸としたとき、その輪郭上の点の座標として格納されている。この様子を、Fig. 6 に示した。

図中の点 O は、回転中心であり、実線で示す形が線巢形断面である。線巢形断面の情報は、輪郭上の点 $p_1, p_2, \dots, p_j$ の (x, y) 座標であらわされる。

1つの線巢形断面に関して、ある線束の入射方向での照射野の幅は、次の様にして求める。

Fig. 6 の S が線源を表わし、その入射角は θ である。

Fig. 6 The maximum field width to include whole treated area is found out in any angle of beam entry by examining the angle δ to all points on the contour of treated area.

線源 S と回転中心 O を結ぶ一点鎖線が、その線束の中心軸を表わす。

原体絞りが接線方式⁹⁾¹¹⁾によって制御されている時、絞りの幅は、線源 S を通り線巢形断面の外形に接する直線で、中心軸の左右それぞれにある二直線で決められる。

この二直線を求めるため、線巢形断面として入力された輪郭上の点 P_j と線源 S とを結ぶ直線が、線束中心軸

Fig. 7 Display of the variation of field width vs. rotation angle.

Fig. 8 Shaped field for conformation therapy can be displayed in any beam angle.

故に、トリマ・ブロックの輪郭上の1点Qは、(k, 0)という座標で表わせる。一方、点Qより、厚さtだけファンラインに沿って測った点Pの(x, y)座標は、それぞれ、

$$x = k \cdot (1 - t/Z) \quad \dots\dots (6_a)$$

$$y = \text{SWD} \cdot t/Z \quad \dots\dots (6_b)$$

で求められる。ただし、 $Z = \sqrt{k^2 + \text{SWD}^2}$ であり、又、kの値は、中心軸に対して左側に設定される時は負、右側に設定される時は正の値である。

この様にして、lの値の中心軸から開き幅の小さい側へ、数mmより1mmおきに計算し、開き幅の大きい方の L_r の1.5倍まで行って、図に示した様なトリマ・ブロックの輪郭を発生させる。

3.2.3 打抜吸収体^{16)~18)}の設定

前報において詳述した方法と同様であり、各線束に対して自動的に設定する様にした。

3.3 線量計算プログラムの変更

既存の計算プログラムでは、照射野の大きさを内部で(長さ×幅)/(2・(長さ+幅))の形で計算を行っているが当システムでは照射野の形は不整形となるため、前述した様にして求めたA/P値を読み込んで、この値から、組織ピーク深線量比の表を引くように修正した。又、既存のプログラムの回転照射の計算に採用されている多門合成を積分して行う方法を採用した。

尚、3.1~3.2のプログラムは、いずれもFORTRANとMUMPS言語によって記述し、既存のシステム中に内蔵させて計算できるようにした。

4. 計算結果

以上の原体照射治療計画システムを採用して計算した線量分布を以下に示す。

一つの線巢形断面の線量分布を求めるための計算時間は、その回転角度、線巢形断面の枚数、計算マトリクスの大きさに依存するが、以下に述べるような線巢形断面で、枚数が6枚、合成される門数が37、計算点の数を約3,000点とした時、X-Yプロッタ上に線量分布図を描き終えるまで、約1時間を要した。

4.1 全骨盤腔の原体照射線量

分布

当院においてルチンを使用している全骨盤腔の原体照射線巢形の第V型¹²⁾を例にとり、各線巢形断面についての線量分布をFig. 10に示した。これと同型の線巢断面に対する実測による分布は、すでにフィルム法によって求められており²⁵⁾、それをFig. 11に示した。

各線量分布図は、回転中心での線量を100%とした相対線量で、10%ごとの等線量曲線で示すが、計算によって求めたものは、各相対線量値の1/10の数値で示した。又、線巢形断面は、Fig. 10は実線で示してあるが、Fig. 11には破線で示した。

どの線巢形断面に対しても、計算により求めた分布の方が測定値に比べ、高線量域ではやや小さくなり、低線量域では大きくなる傾向がみられた。

4.2 上顎部の眼球打抜原体照射

上顎部の原体照射は、眼球保護の目的から打抜吸収体を併用する事が多い。Fig. 12にはフィルム法で実測した打抜併用の原体照射の線量分布図を示した。

線巢形断面は、図中に破線で示されており、打抜吸収体が投影される位置と大きさは、破線の円形で示した。使用した吸収体の材質はタングステンであり、投影位置における大きさは、直径3cmである。

同様の体輪部と線巢形断面及び打抜吸収体を設定して、

Fig. 10 Calculated dose distribution of whole pelvis irradiation by conformation technique.

治療計画用電算機による原体照射線量分布の計算 (高橋)

Fig. 11 Dose distribution obtained by film method in the same case of Fig. 10.

Fig. 12 Dose distribution obtained by film method in selective protection of eye balls for the treatment of the case of maxillary sinus cancer.

線量分布を計算した。この結果を、Fig. 13 に示した。図中に示した相対線量値は1/10にされているが、0 で表わす曲線は、100%の等線量曲線である事を示す。

分布の形状は、高線量域においてはおよそ近似しているが、低線量域では大きな差異が見られる。計算された線量値は、全体的に低くなっており、特に打抜吸収体が投影される領域のように線量変化の激しい部分では、10%以上の差を生じた。

5. 考 按

原体照射の線量分布を求めるために、前報で述べた方法を基礎にし、更に操作性が良く、日常業務において容易に計算できる様に、既存の治療計画プログラムを修正、拡張した。こうして開発した原体照射治療計画システムの操作性は、既存のシステムの治療計画手順に準じた形式を取っており、対話的に計画が進めることができ、更に、既存のシステムの線束因子等の情報形式にあわせてあるために、計画の手法や計算プログラムを変更

する事なく利用できる。

当システムの様ブロックによって原体照射野を作り線量計算させる事は、既存の治療計画システムに於いて

Fig. 13 Calculated dose distribution of the same case of Fig. 12.

行うのは不可能ではないが、多門近似による各線束の入力、その線束各々にブロックを作成する事を手操作で行う点で操作性が劣るし、照射野の大きさ変化に伴うA/P値の評価をする事ができない。

当システムでは、線束の因子として各々にA/P値を読み込み、且つ鉛ブロックの設定を含めた線束情報の作成をすべてプログラムによって処理しているため、手操作による複雑さが解消されていると共に、原体照射野の評価も中心軸について成されている。

計算処理時間は、一線束断面に対する線量分布を得るのに約1時間、CRT上に表示するまでであれば、約50分であったが、既存のシステム下で手操作によって計算する事と比べれば、十分に高速化したと考えてよい。

又、当システムのプログラム構成は、既存のシステムを利用したことから、多くの部分をMUMPS言語に依っている事や、線束情報もMUMPSにおけるファイル構造に従って作られる事もあって、計算処理の高速性を計るためにFORTRAN言語を使用したにもかかわらずそのFORTRANプログラムとMUMPSプログラム間の情報転送が必要以上に多く、時間の浪費が大きい。FORTRANプログラム中からの入出力転送も可能であるので、この方法に変更すれば、情報の授受回数を減す事もでき、更に高速なシステムにする事ができると思う。

計算結果の実測値との比較は、フィルム法によって既に求められている線量分布について行った。打抜吸収体を原体照射に併用しない場合は、比較的フィルム測定分布に近似しているが、線量値の差は未だ大きい。打抜吸収体を設定した時には、低線量域での等線量曲線が不規則に乱れている。これらの事は、当システムの方法が既存のプログラムに必要な線束因子を設定しているに過ぎないという事を考慮すれば、既存の線量計算プログラムの手法と、計算の基になる物理的な数値の正確さに依存するものと考えられる。

既存の線量計算プログラムに関する変更は、A/P比の読み込みと、多門合成に対して回転照射の積分による合成を行う事のみであるため、この計算の手法について更に検討を加えると共に、基本となる物理的な数値の再確認と精度向上を計り、電離箱線量計による較正等の測定を基にした実測値と比較したいと考えている。これらの結果については追って報告する予定である。

いずれにせよ、治療計画用電算機の既存の計算プログラムをそのまま利用し、操作性向上のためにプログラムを追加、拡張する事によって、日常業務において容易に

Fig. 14 The dose distribution for more complex conformation technique can be obtained with the application of this system. Figure shows the results of calculation of double centered conformation technique for the irradiation of cervix cancer.

原体照射の線量分布を計算させるという初期の目的は十分に達成された。更に、計算精度向上のためには、既存の計算処理プログラムについて検討し、修正すれば、当システムの形を変える事なく、より正確な線量分布を得る事ができよう。又、Fig. 14に示す分布は、二軸振り原体照射の例であるが、このように更に複雑な照射法についても十分応用が可能であり、有用なシステムになったと思う。

6. 結 論

原体照射の線量分布を得るために、市販の治療計画用電算機MODULEXの計算処理プログラムを利用して、原体照射治療計画システムに拡張した。

当システムは、治療領域の形（又は、線束形）の入力や、原体照射特有の左右非対称な照射野をトリマ・ブロックで補正する事、又、不整形照射野に対するA/P比を計算して深部線量の補正をする事、及び打抜吸収体を設定する事を、すべてシステム中に内蔵させて自動的に計算を行い、一連の操作で計画が進められるよう企画した。

又、回転照射に対する多門近似として、積分によって合成する方法を採用した。

通常原体照射で、一枚の線束形断面に対する線量分布を得るのに約1時間要したが、プログラム構成を考慮すれば更に高速に成ると思われる。

計算結果の精度に関する詳しい検討は、追って報告する予定であるが、ルチンワークにおいて比較的簡単に、原体照射線量分布を計算するという初期の目的は、当システムによって十分に達成された。

治療計画用電算機による原体照射線量分布の計算 (高橋)

文 献

- 1) 北畠 隆, 母里知之, 奥村 寛, 高橋信次, 中野伸平, 大谷四郎: リニアアクセラレータによる原体照射法, 日本医放会誌, **26**, 1448-1454, (1967)
- 2) 北川俊男, 母王知之, 奥村 寛, 植田俊男, 高橋信次, 中野伸平: 原体照射法における任意の形の線巢の作成, 日本医放会誌, **29**, 162-169, (1969)
- 3) 岡島俊三: 原体照射法の技術的研究, 日本医放会誌, **22**, 731-738, (1962)
- 4) Takahashi S.: Conformation radiotherapy, Acta Radiol. Supp. 222, (1965)
- 5) Proimos B. S.: Synchronous field shaping in rotational megavolt therapy. Radiol. **74**, 753-757, (1960)
- 6) Proimos B. S.: Beam-shapers oriented by gravity in rotational therapy, Radiol. **87**, 928-932, (1966)
- 7) Proimos B. S.: Shaping the dose distribution through a tumor model, Radiol. **92**, 130-135, (1969)
- 8) 奥村 寛: 6Mv X線による原体照射の線量評価, 日本医放会誌, **27**, 1596-1600, (1968)
- 9) 植田俊男, 北畠 隆: ^{60}Co 原体照射法における線量分布の歪み, 日本医放会誌, **28**, 58-63, (1968)
- 10) 植田俊男, 木村千明: 廻転照射における線量計算の簡便法, 日放技学誌, **28**, 55-58, (1972)
- 11) 植田俊男: 原体照射法の技術と応用, 日放技学誌, **32**, 217-248, (1976)
- 12) 森田皓三, 笈 正兄: 子宮癌に対する全骨盤腔内原体照射の際, 患者の体型と照射線巢の形との関係, 日本医放会誌, **35**, 780-787, (1975)
- 13) 高橋一廣: 治療計画用電算機による原体照射線量分布の計算, 第一報 打抜照射の線量分布計算, 日放技学誌, 投稿中.
- 14) 植田俊男, 高橋一廣, 木村千明: Decrement value の近似計算, 日放技学誌, **30**, 548-552, (1976)
- 15) Armstrong, R. G. and Tait, J. J.: The matching of adjacent fields in radiotherapy. Radiol, **108**, 419-422, (1973)
- 16) 青山賢一, 室加 守, 植田俊男: 上顎原体照射時の眼球保護に使用される打抜吸収体の材質の検討, 日放技学誌, **30**, 348-352, (1974)
- 17) 木村千明, 植田俊男: 6MV X線による上顎癌原体照射の基礎実験, 日放技学誌, **30**, 343-347, (1974)
- 18) 植田俊男, 北畠 隆: 眼球を保護する脳下垂体のリニアアクセラレータによる運動照射法, 日本医放会誌, **28**, 1002-1009, (1968)