CT 画像を応用した放射線治療計画の基礎的研究 (磯部・尾崎)

原 著

CT 画像を応用した放射線治療計画の基礎的研究 ——4MV X 線の外照射法への適用——

大阪労災病院 放射線科

磯 部 義 秀・尾 崎 新

(論文受理: 1982年 6 月25日)

(最終論文受理 1982年12月17日)

(Code No. 41111, 43330, 43340)

Key words: Three dimensional display, Three dimensional distribution, Computer tomography, Volume calculation, Target absorbed dose

BASIC STUDY OF RADIOTHERAPY TREATMENT PLANNING SYSTEM USING CT IMAGE ——EXTERNAL BEAM THERAPY USING THE 4 MV X-RAYS——

YOSHIHIDE ISOBE and SHIN OZAKI

Department of Radiology, Osaka Rosai Hospital

(Article received: Jun. 25, 1982)

Summary

To make the most of the locational information in a three dimensional picture, software was developed for therapeutic planning in the field of external irradiation. It contains algorithm specifications for a volume calculation based on a newly devised formula for size calculation with an introduction of the concept of "target volume" for therapeutic planning. In the field of X-ray dose calculation, it permits the calculation of compound X-ray dose distribution resulting from the differences in the irradiation method. The major points are:

1. The three dimensional distribution of a X-ray dose may be shown on a given cut surface picture.
2. Calculation of the three dimensional distribution of a compound X-ray dose
3. Volume calculation through application of a space-compensatory formula
4. Calculation of a target-absorbed dose

1. 序 論

最近, 情報伝達の多量化, 多様化の必要性から, 高精度で, しかも, 高速演算できるコンピュータが出現した。

その迅速な伝達に伴い, 計算の能率化と高度な線量分布図の表現法が一層求められつつある。われわれは, コンピュータで再構成した3次元画像の位置情報を治療計画に効率よく利用するため, 最適条件で線量計算した3次

元線量分布曲線を剖面画像に重ね合わせ、さらに、target area (標的面積) 内の線量分布曲線に囲まれた生体組織の面積値から、体積計算と容積線量、また治療時の照射方法の変化に即応した合成線量計算をして、治療領域での病巣部の投与線量関係を調べた。今回、これら一連の開発プログラムのアルゴリズム仕様と構成概要について述べる。

2. 剖面画像の利用

剖面画像を臨床に十分使えるために、下記項目に留意した。

- 1) 3次元画像と演算の処理時間帯分離。
- 2) 剖面画像に、3次元線量分布図の重ね合わせ。
- 3) 剖面画像を用いて補償フィルタと鉛ブロック型の作成。
- 4) 3次元合成線量分布図の作成。
- 5) 面積計算式と体積計算。
- 6) 光子線による外部照射の線量明記。

2.1 処理時間帯の分離

CT画像を用いた剖面画像の表示方法と使用装置は、前回の報告と同様である¹⁾。今回使用する3次元線量分布曲線と target absorbed dose (標的吸収線量) の計算は、大半が数値であることから、全体的にかなりのデータ量となり、所要時間が長くなる。その対策として、

人為的操作を要するものと、計算機だけで操作可能なものに実行時間帯を配分し作業の効率向上を計った。日常的な画像処理で、比較的消費時間の大きいものは深夜の時間帯を利用し、コンピュータで自動的に計算処理が行われる。昼は主に、人為的操作を中心としたものに時間帯を当てることにした。深夜帯 (通常 p.m. 5時以降を意味する) の作業は、ハード的にオンラインになっている外部記憶装置のカセットテープを2個フルに使用し、ソフトウェアとデータの一体化で作業完結まで逐次的に動作する。近い将来、フロッピーのオンライン化と容量が大きく、しかも高速演算できる電算機への更新までのシステム方法を採用し、所要時間の欠点を補足している。

2.2 3次元線量分布図の表示

放射線治療開始前、CT画像から再構成した剖面画像に線量分布図を重ね合わせ、正確な解剖学的配置の基に治療計画の検討をすることは重要である。しかし、現在使用している THERAC-111 装置では、ハード的にモンテカルロ法²⁾を導入した信頼性の高い3次元線量計算を即時表示することはできない。そこでわれわれは、簡便な手段として3次元線量計算処理が短時間にでき、しかも、誤差が比較的少ない方法を採用した。即ち、CT画像から編集したカセットの生データから放射線治療に必要な外輪郭と、空気層輪郭を自動抽出する。たとえば、Fig. 1

Fig. 1. Distribution pictures of a X-ray dose for transverse sections (T_1 , T_2 , ..., T_n) and sagittal sections (S_1 , S_2 , ..., S_n , ...)

Fig. 2. The calculation data for two-dimensional dose calculation were reorganized into a three-dimensional dose distribution picture, and laid over a cut surface picture of 2/8 direction. The scale on the right side indicates the three dimensional direction (X, Y, Z).

Fig. 3. Schematic diagram of calculation a compensator thickness.

に示す生データから抽出した各横断面画像と、横断面画像から再構成した矢状面画像を線量計算用データとして再びカセットテープへ登録し、この輪郭画像からTHERAC-III 装置内蔵プログラムで横断面 $T_1, T_2, \dots, T_n, \dots$, 矢状面 $S_1, S_2, \dots, S_n, \dots$ と線量計算を実行して、再びカセットテープへ登録する。治療計算で観察したい等線量曲線の数値 (100%, 90%, ...) をキーボードから入力すれば、登録計算データから任意の断面画像方向に合わせた線量分布曲線の断面が表示できる (Fig. 2)。

2.3 断面画像を用いた補償フィルタと鉛ブロック型の作成

3次元画像の応用として2つの方法を述べる。その1つは、coronal 画像と, sagittal 画像を利用した補償フィルタの作成である。現在では、正確な補償フィルタを作成するのにモアレ縞の原理を応用した撮影装置を用いている。長江らは、図学上の標高投影法に関し、それぞれのモアレ法を活用した立体モデルの相貫線や、切断線を求めている³⁾。われわれは、必要とする部位の補償輪郭を作成するのにモアレ撮影装置を用いず、直接、3次元画像から任意の厚さの補償フィルタを作成できるようにした。上咽頭癌の放射線治療で頸部から上顎部までシャドットレ上の補償輪郭を計算するのに、Fig. 3 の方式で次の計算式を用いた⁴⁾。

Fig. 4. In treatment of upper pharyngeal cancer, the cut surface picture was used to level the unevenness of the body surface so as to prepare exactly the compensatory filter.

$$e^{-\mu t} = TAR(d-x, A) / TAR(d, A) \quad (1)$$

さらに, TAR と TPR の関係式は,

$$TAR(d, A) = TPR(d, A) \times FS(A) \quad (2)$$

である. (1), (2)より t を求める.

$$t = \frac{1}{\mu} \log_e \frac{TPR(d, A) \times FS(A)}{TPR(d-x, A) \times FS(A)} \quad (3)$$

FS : 散乱係数, TAR : 組織/空中線量比, TPR : 組織/ピーク線量比, μ : 実効線吸収係数

$TPR(d-x, A) \times FS(A)$, $TPR(d, A) \times FS(A)$ の数値は, 照射野 3×3 cm から 25×25 cm まで深部量百分率の実測データのテーブルを用い, 輪郭ポイント $N_1, N_2, \dots, N_n$ (2 mm 間隔) から $(d-x)$ を順次求め, 式(3)から $t_1, t_2, \dots, t_n$ を計算する. **Fig. 4** は矢印方向に向って15枚の画像から補償輪郭を作成する. **Fig. 5** は, アクリル板で補償フィルタを製作したものである. もう1つの方法は, 理想的な鉛ブロック型を知るために3次元画像を有機的に利用して, 照射内のブロック範囲を立体的に判断し, 正確な配置型を求められるようにした. **Fig.**

Fig. 5. The compensatory filter was actually prepared to the reduction rate on the shadow tray by the use of an acryl plate.

6 は, 3次元画像に幾何学的な照射野を重ね, ビームの入射表面と射出面を A, B とし, アイソセンターの位置を C 面とする. 次に照射面積 C 面を 1 cm 間隔のメッシュに細分化して, 重要臓器の座標ポイントを自動判別し, 照射内の線束の拡散に平行な形状を作成する. 鉛ブロックの形状を部分的に修正を加える時は, 手動で図形入力装置から修正部分を入力, そしてシャドートレーの縮少率に変換して完成する **Fig. 7**. 補償フィルタの材質にアクリル板を用いたので, 工作がやや面倒であった. 今後は, 臨床に適応した工作方法を引き続き検討したい.

2.4 合成線量分布図の作成

当院既設の治療計画装置のプログラムは, 線量計算範囲が 20×20 cm, メッシュ間隔が 5 mm で, 2次元内挿法で 0.5 mm のポイントまで計算できる. この時, 各メッシュの値がわかれば異なる照射方法から生じる座標ポイント系の合成値計算が可能となる. 合成分布曲線は, 異なる場所の合成座標系の数値を編集処理して, 目的とする分布曲線に変換したものである. この結果, 照射治

Fig. 6. Relations between important organs within the field size may be grasped by putting the geometrical field size upon the cut surface picture.

Fig. 7. Side C of the isocenter is subdivided into 1×1 cm, and the outline of important organs may be calculated through automatic treatment. The figure is a modification of the block area in still smaller pieces through normal handling.

CT 画像を応用した放射線治療計画の基礎的研究 (磯部・尾崎)

療中での照射野変更など、さまざまな照射法の組み合わせが可能である。Fig. 8 は、回転照射と対向 2 門の併用

Fig. 8. A three dimensional compound dose distribution picture obtained by setting the ratio between the rotary irradiation and the fixed two-portal irradiation at 4:3 in treatment of esophageal cancer.

Fig. 9. A three dimensional compound X-ray dose distribution picture obtained reduction of the field size in treatment of lung cancer.

(ウェイト比は回転:対向=4:3) したものと、Fig. 9 は、治療途中に照射野を縮小変化した場合の合成線量分布曲線である。

2.5 面積計算式と体積計算

精密な体積値は、基本的に面積計算の演算精度を増さねばならない。われわれは、Fig. 10 に示す任意の軌跡面積を求める時、次に示す式を考案した。面積式 S は、

$$S = 1/2(x_1y_2 - x_2y_1) + 1/2(x_2y_3 - x_3y_2) + \dots$$

$$\dots + 1/2(x_{N-1}y_N - x_Ny_{N-1}) + 1/2(x_Ny_1 - x_1y_N) \text{---①}$$

となる。さらに①式を変形して、

$$S = 1/2\{(x_1y_2 - x_2y_1) + (x_2y_3 - x_3y_2) + \dots$$

Fig. 10. A picture calculating the locus size on the plane (X, Y).

Fig. 11. Piling up of 18 external outline pictures at 10 mm intervals.

$\dots + (x_{N-1}y_N - x_Ny_{N-1}) + (x_Ny_{N+1} - x_{N-1}y_N) \dots$ ②
 とした。ただし、 $x_1 = x_{N+1}$, $y_1 = y_{N+1}$ とする。曲線をなぞる方向が反対ならば、②式の符号は逆になる。上式から面積値を求め、多項式を用いた補間を適用して体積を計算した。Fig. 11 に示す胸郭部の外輪部 10 mm 間隔18枚から、胸郭部体積を算出するのに各画像の面積を演算して、夫々の間隔を掛ける方法が一般的である。しかし、

Fig. 12. Piling up of a total of 170 pictures by reorganizing the external outline pictures of 10 mm intervals with 8 pictures of 1 mm intervals by the space-compensatory method.

Table 1. Volume evaluation of irregular shaped receptacles and organic samples.

PHANTOM	PERCENTAGE ERROR %		ACTUAL (cm ³)
	+	-
-1.2	10.0	5
-4.8	-8.9	38
2.0	2.1	60
1.0	6.4	89
0.3	1.0	132
*	-4.1	-5.8	190
	-0.2	-2.5	230
	1.9	2.5	326
MEAN % ERROR	1.9	4.9	
* OVARIAN CYST			

この方法ではかたちの大小で誤差範囲が大きくなる。そこで多項式補間を採用し、10 mm 間隔に 1 mm 間隔毎 8 枚の画像輪郭データを再構成し、夫々の画像面積を加算する方法を採用した (Fig. 12)。補間適用の体積精度を調べるため次の測定実験を行なった。容量のわかっている (5 cc から 143 cc) 5 種類の不定形ポリエチレン容器に 2% のガストログラフィン液を入れたものと、手術で摘出した卵巣腫瘍の生体標本を用い比較検討した。従来の計算方式(-), 補間使用(+)とした。結果は Table 1 に示す。なお、図形入力時に生じる誤差を考え、同じ輪郭画像を 3 人に 5 回ずつ入力して入力誤差を測定した。誤差は 1% 以内であった (画像縮小率 45%)。

2.6 光子線での外照射の線量明記

治療計画の最適化を計る目的で、ICRU-29 を参考に⁵⁾ target absorbed dose の計算をした。これは、照射野に含まれた病巣周辺の target area (標的領域) の領域を医師から提示してもらい、図形入力装置を媒体としてカセットテープにデータを登録して線量計算を行なう。Target absorbed dose のメッシュは、1.25 mm とできるかぎり細かく計算して精度を上げた。Table 2 のヒストグラムは、縦軸は 0.5% 刻みの等線量曲線の数値で横軸は面積値を示す。照射方法、線量ウェイトの変化で target area 内の 100% を基準とした分布状態が詳細に解析できる。ヒストグラムはさらに、target area 以外の領域として、あと 2 カ所まで選択可能である。たとえば、重要臓器輪郭内の分布状態なども知ることができる。Target absorbed dose は、(DT MAX), (DT MIN), (DT MEDIAN), (DT MEAN), (DT MODAL) の項目を照射野に含まれた画像輪郭 1 cm 間隔に線量計算して結果を印字する。次に、target area の応用として Table 2 から target area 内の最も低い値で囲まれる領域を判定し、照射野に含まれた一連の画像 1 から N まで (Fig. 13) について、target area と縦線で示す輪郭 (96%) の体積をそれぞれ計算する。これから target area/96% 領域の割合を求める。この比が 1 のときは、腫瘍の局所治療を得るための理想的な治療方法となる。Fig. 14 は上記内容を 3 次元に再構成して断面画像に重ね合わせ、画像化したものである。体積計算時不均質部 (肺や骨) の密度分布が判れば容積線量計算ができる。

3. 考 察

計算方式の数値表現として固定小数点と浮動小数点がある。固定小数点は、小数点の位置が固定されていて一般には小数部をもたないが、浮動小数点の演算では、仮数部を有効に用い整数あるいは小数として表し、できる

CT 画像を応用した放射線治療計画の基礎的研究 (磯部・尾崎)

Table 2. Histograms of absorbed dose patterns and target-absorbed doses.

TARGET ABSORBED DOSE

	1			2			3			4		
	%	CGY	CM2	%	CGY	CM2	%	CGY	CM2	%	CGY	CM2
MAX.	106.5	213.0	2.1	106.0	212.0	2.8	109.5	219.0	2.3	107.0	214.0	2.9
MIN.	100.0	200.0	***.*	100.0	200.0	***.*	100.5	201.0	***.*	99.5	199.0	***.*
MEDIAN	104.0	208.0	***.*	103.7	207.4	***.*	105.7	211.4	***.*	104.0	208.0	***.*
MEAN	103.4	206.8	26.0	103.2	206.4	27.9	105.8	211.6	30.0	103.6	207.2	35.1
MODAL	103.5	207.0	3.1	104.0	208.0	3.5	106.5	213.0	3.7	103.5	207.0	5.9

Fig. 13. The lowest value (96%) within the target area was obtained, and calculation was made from picture 1 to Plate N.

かぎり高い精度を保つことができる。そこで、面積計算、体積計算、そして他の数式計算には浮動小数点でプログラムを組み演算誤差のないよう配慮した。現在使用している3次元画像の位置情報を、今後どのようなパターン

認識で治療計画に利用して行くかが重要な課題となる。そのためには所要時間が短く、しかも、データ精度が高く誰にでも簡単に操作ができるシステム機能が必要不可欠である。コンピュータ市場では、8008のCPU(中央

Fig. 14. Piling up of the target area and 96% area over a cut surface picture.

処理部)を第1世代とすれば、現在は第2世代から第3世代へと変革している。即ち、単一の8ビットマイクロプロセッサでは到底扱いきれない量を16ビットマイクロプロセッサの持つ巨大なメモリ空間で、しかも、16ビット演算の高速性が可能となっている。当院既設装置では、この意味で理想的な構成システムとは言えない。3次元画像応用技術は、まだ始まったばかりであり、将来治療装置の発展と平行した3次元応用技術の研究を進めて行く必要がある。近年、コンピュータ処理する図形の表現は、周辺機器の発達にともなって工業分野で広く利用されつつある⁶⁾。このように高速処理できる装置に、ハードウェアとして3次元プログラムを組みこめば、3次元技術の適用範囲はますます拡大されるものと思われる。物体の再現方法は、標高投象から測定精度、測定誤差、その補正など、数学的手段で証明がなされている³⁾。われわれは、画像利用の一環として3次元画像を用いた補償フィルタと鉛ブロック型の製作を行なった。操作は簡単で誰にでも正確に行なえる。線量計算分野では、複雑な治療方法で生じる各重要臓器への合成線量分布の計算ができるので、任意の位置での予想推定線量が判定でき、適切な治療計画の修正が可能となる。現在、体積の算出方法はCT装置で直接求めるのが一般的である。これは関心領域に含まれたピクセル数をかぞえることで面積が計算でき、Breimanら⁷⁾は、この方法でいろいろな物質を用い体積誤差の比較実験を行っている。しかし、CT装置自体で面積値を求める時、カーソル(ライトペン入

力もある)移動が比較的面倒で面積誤差が生じやすい欠点があるのと、CT装置の専有問題もある。今回開発した補間使用の体積計算では、形状や大きさに左右されず安定した計算ができ計算精度がよい(誤差平均2%)。放射線治療で腫瘍範囲が判断可能な場合は、体積値の導入で治療開始から治療終了までの腫瘍体積の変化が数値的に追跡できることと、容積線量では組織耐容線量と照射容積の相関関係が判断できる。

4. 結 論

3次元的な考え方を中心に述べてきたが、新たなソフトウェアの工夫で次に示す内容が可能となった。

- 1) 任意の断面画像に3次元線量分布図表示。
- 2) 3次元合成線量分布図表示。
- 3) 多項式の補間を適用した体積計算。
- 4) 3次元画像を用いた補償フィルタと鉛ブロック型の製作。
- 5) Target absorbed doseの計算。

本論文の要旨は、第38回日本放射線技術学会総会ならびに日本医学放射線第42回物理部会で発表した。

文 献

- 1) 磯部義秀, 尾崎 新: CT画像を応用した放射線治療計画の基礎的研究. 日放技学誌, **38** (2), (1982).
- 2) 津田孝夫: モンテカルロ法とシミュレーション. 培風館, (1980).
- 3) 長江貞彦: モアレ縞による標高投象につて. 図学研究, **2**, (1979).
- 4) 入船寅二: 治療計画におけるコンピュータの利用. 癌・放射線療法, 72-78, (1978).
- 5) ICRU Report 29: Dose specification for reporting external beam therapy with photons and electron,, (1978).
- 6) 長江貞彦: コンピュータ図形処理. 共立出版, (1980).
- 7) Richard S. Breiman, et al.: Volume determination using Computed Tomography, A.J.R., **138**, 329-333, (1982).