



Title	放射線治療におけるCT値を利用した線量分布計算の基礎的研究
Author(s)	西台, 武弘; 百々, 義廣; 高橋, 正治 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1982, 42(5), p. 443-453
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/16203
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

放射線治療における CT 値を利用した 線量分布計算の基礎的研究

京都大学医学部放射線医学教室

西台 武弘 百々 義廣 高橋 正治 阿部 光幸

(昭和56年7月28日受付)

(昭和56年8月31日最終原稿受付)

Fundamental Studies on the Use of CT Number in Radiotherapy Dosage Calculations

Takehiro Nishidai, Yoshihiro Dodo, Masaji Takahashi and Mitsuyuki Abe

Radiology Department, Faculty of Medicine, Kyoto University

Research Code No.: 600.1

Key Words: Treatment planning, Computed tomography

The study was designed to make some parameters clear which were indispensable for obtaining a dose distribution curve with CT data at the beginning of radiotherapy. On calculating radiation doses using CT numbers, they must be transformed into electron densities with correlations between them. A preliminary study was, therefore, done with test materials, i.e. KI, CaCl₂ and FeCl₃ solutions. After then the correlations between CT numbers and electron densities for bone and soft tissues were obtained as follows;

$$\rho_{H_2O}^{\text{BONE}} = 1 + \frac{41 \text{ CT value}}{85800} \quad (\text{GE CT values } \geq 100)$$

$$\rho_{H_2O}^{\text{W}} = 1 + \frac{\text{CT values}}{1000} \quad (\text{GE CT values } \leq 100)$$

It is well-known that radiation doses calculated with a computer change with sizes of calculation matrix and/or electron densities. If values of error for radiation dose and deviation from isodose curve need to be within ranges of $\pm 2\%$ and $\pm 0.3 \text{ cm}$ respectively, it might be that errors of electron densities calculated are less than $\pm 3\%$ and also matrix sizes are less than $1.0 \times 1.0 \text{ cm}^2$ for ^{60}Co gamma rays and $0.6 \times 0.6 \text{ cm}^2$ for 15.3 MeV electrons by the effective SSD method.

I. 緒 言

1971年, Haunsfield, G.N.¹⁾によって開発されたX線 CT スキャナは医療に多大な進歩をもたらした。CT スキャナにより得られる CT 画像の情報を放射線治療計画に利用することにより、正確な放射線治療が可能になり、その結果治療成績の向上につながると期待され、種々検討されている^{2)~15)}.

現在の CT 値の精度は水の減弱係数を $\pm 0.37\%$ から 1.8% の標準偏差で決定でき、その空間分解能は減弱係数で 11% の差のある物体については $1.2 \sim 2.0 \text{ mm}$, 1% の差のある物体については $6.4 \sim 19 \text{ mm}$ といわれている¹¹⁾¹⁶⁾. これらの高精度の CT 値を用いて、放射線治療時の入射ビームの減弱補正をおこなうことにより、各患者ごとの線量分布を高精度で計算、表示することが可能であ

る。既に CT 値を用いた線量計算については一部試みられている^{17)~21)}。

我々も CT 値を用いた ⁶⁰Co ガンマ線および電子線の線量分布計算についての基礎研究をおこなっている。本論文では CT 値と電子密度、実効原子番号との関係を実験によって求め、その結果を利用して、線量分布計算時に使用する CT 値から電子密度への変換式を求めた。また CT 値を用いた線量分布計算において、必要となる電子密度の精度、計算マトリックスのピクセルの大きさ、患者輪郭入力の精度について検討した。

II. 放射線治療計画システムの概要

本研究に使用した MODULEX 放射線治療計画システムの本体は 256K バイト・コアメモリの主記憶装置および 5M バイト・ディスク・パック 2 台（計 10M バイト）の外部記憶装置を持ったミニ・コンピュータである。線量分布計算に用いた GE・CT/T の CT 画像データは磁気テープ (MT) を介した off-line で MODULEX システムに入力した。現在、GE・CT/T の CT 値と MODULEX システムに変換後の CT 値は同じになるように変換している。なお、現 GE・CT/T の CT 値は GE 製標準ファントムで規格化しており、水の CT 値が 0、空気の CT 値がほぼ -1,000 になっている。患者外部・内部（肺等）輪郭は二方法、つまり CT 値間の差を追跡することにより得られる自動入力方法、およびライトペン機能を用いて人為的に入力する方法により得ることができる。現システムの輪郭入力精度は ±2mm (±1 ピクセル) である。計算した線量分布は CT 画像上に重ねて表示し、マルチ・フォマット・カメラおよびプリンタ・プロッタで出力した。

MODULEX システムによる線量分布の計算方法は基本的には CMS 社製 PC-12 治療計画装置の計算方法²²⁾²³⁾とほぼ同じである。MODULEX による外部照射・線量分布計算は、均一な物質に入射した基本的な 1 門照射の線量分布計算（基本ビームの発生）、および患者輪郭への重ね合わせの二段階からなる。Fig. 1 に計算方法の流れ図を示す。本システムでは線量計算を始める前に、初期

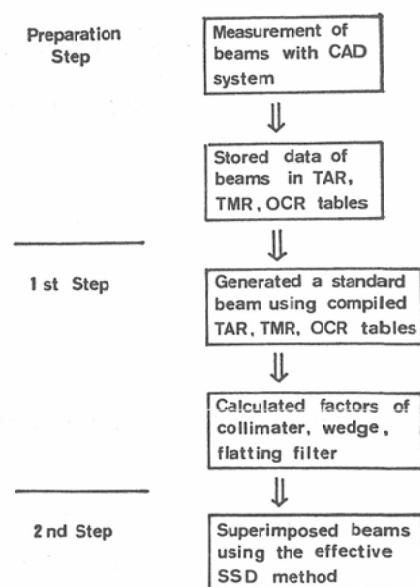


Fig. 1 A flow chart of the calculation method on a MODULEX treatment planning system.

設定として各使用施設で実測された数種類の線量分布を TAR (Tissue Air Ratio) 表あるいは TMR (Tissue Maximum Dose Ratio) 表、および線源を原点として扇形に配列した fan-line と深さに関して平行に配列した depth-line を座標とした OCR (Off Center Ratio) 表として前もって入力しておく。今回、線量分布計算に用いた OCR データは fan-line は 31 本、depth-line は ⁶⁰Co ガンマ線については 0.5cm おきに、15.3MeV 電子線については 0.2cm おきに設定した。線量分布計算の第一段階である基本ビームの発生は TAR, TMR, OCR 表のデータを内挿することよりおこない、同時に SAD (Source Axis Distance) あるいは SSD (Source Skin Distance) の補正、コリメータ、ウェッジ・フィルタ、フラッティング・フィルタの補正をおこなうことにより基本ビームを得ている。第二段階である基本ビームの患者輪郭への重ね合わせでは、すべて距離の逆二乗則に基づいておこない²²⁾、不均一物質の密度補正計算は effective SSD 法^{17)21)~23)}を用いて計算している。現ソフトでは患者外部輪郭と同様に不均一物質の内部輪郭（肺等）を与える、“regional method”²⁰⁾,

つまり各輪郭内の平均 CT 値から電子密度を求め、その水等価厚を求めて異質物質に対する吸収の補正をおこなっている。現在、CT 画像の各ピクセルを内部輪郭として線量分布計算をする“pixel-by-pixel”法^{18)~21)}の計算プログラムを開発中である。

III. 研究方法

1. CT 値と電子密度および実効原子番号との関係

単位体積あたりの電子密度および実効原子番号が既知である各濃度の KI, CaCl₂, FeCl₃・6H₂O 水溶液を直径 2cm のポリエチレン容器に入れ、さらにそれらを直径 16cm の水ファントム中に置くことにより、各水溶液の CT 値を測定した。測定には GE・CT/T スキャナを用い、120KV, 160 mA で CT 値を得た。得られた CT 値を MOD ULEX システムに変換して、各溶液の CT 値と電子密度、実効原子番号との関係を求めた。

2. 軟部組織および骨組織の CT 値と電子密度との関係

人体内物質は軟部組織と骨組織に大別されると仮定することにより、それぞれの電子密度と CT 値の関係を求めた。軟部組織の実効原子番号 Z_w を水の実効原子番号 Z_{H2O}=7.42²⁴⁾ と等しいと近似することにより、軟部組織の電子密度と CT 値の関係を求めた。一方、骨組織については実効原子番号が既知である乾燥状態の大腿骨、Z_{THIGHBONE}=11.6²⁵⁾ の CT 値を実測することにより、骨組織

の電子密度と CT 値との関係を求めた。

3. 計算精度の変動

電子密度、計算マトリックス、患者外部輪郭の変化が ⁶⁰Co ガンマ線および 15.3MeV 電子線の線量分布計算の精度にいかに影響を及ぼすかを検討した。Fig. 2 に計算に使用した 3 種類のファントムを示す。phantom I は均一物質の場合、phantom II は人体内で一番密度変化が大きいと考えられる胸部をモデルとした場合であり、表面より 2.5cm 深さまでは軟部組織、2.5cm から 17.5 cm までは肺、17.5cm 以上の深さは軟部組織と仮定した。phantom III は phantom II の 10cm 深さの位置に 2cm×2cm の腫瘍組織の存在を仮定した場合であり、軟部組織、腫瘍組織の密度を水等価(100)、肺組織の密度を(30)とした。Fig. 2 における A～P 点は計算結果の評価に用いた点であり、それぞれ入射点を(0, 0)とした座標(cm)で示している。

ここでは放射線治療において許容される線量精度を±2%以内、等線量曲線の位置精度を±0.3 cm 以内として、計算結果を検討した。

IV. 結 果

1. CT 値と電子密度および実効原子番号との関係

Fig. 3 に各濃度の KI, CaCl₂, FeCl₃・6H₂O 水溶液の CT 値と相対電子密度 ρ_{H2O}ⁱ との関係を示す。ここで水(ρ_{H2O}=3.3429×10²³cm⁻¹)に対する各水溶液 i の単位体積あたりの相対電子密度 ρ_{H2O}ⁱ

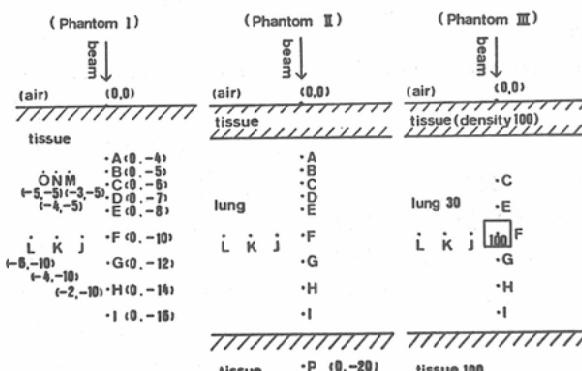


Fig. 2 Three phantoms used for studies on calculation accuracy.

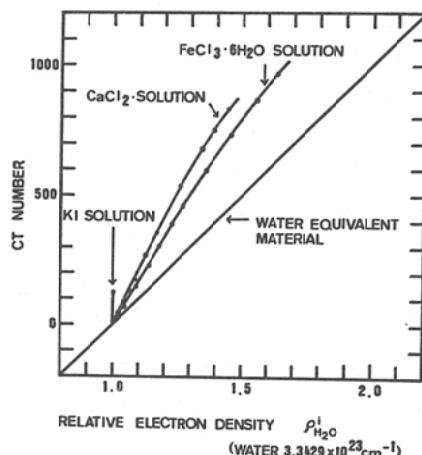


Fig. 3 CT numbers of test solutions of which electron densities are known.

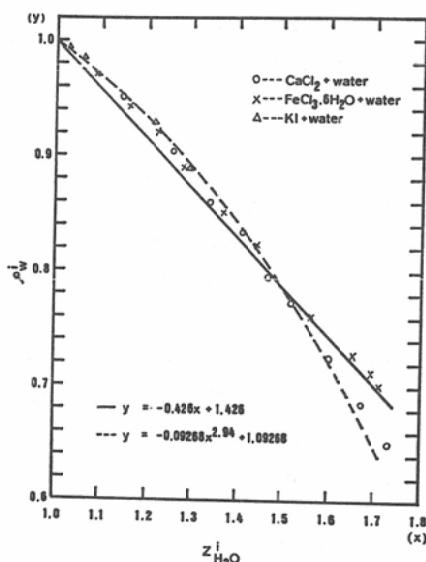


Fig. 4 A linear relationship between the ratios of ρ_W^i and $Z_{H_2O}^i$

はその比重を測定してアボガドロ数を用いた理論計算によって求めた。一般に CT 値は被写体物質の電子密度のみでなく、実効原子番号にも依存して変化する。各水溶液の実効原子番号 Z_i を Mayneord²⁶⁾ の式から計算して、水の Z_{H_2O} に対する相対実効原子番号 $Z_{H_2O}^i$ を求めた。一方、各水溶液の電子密度を水等価物質と仮定して、CT

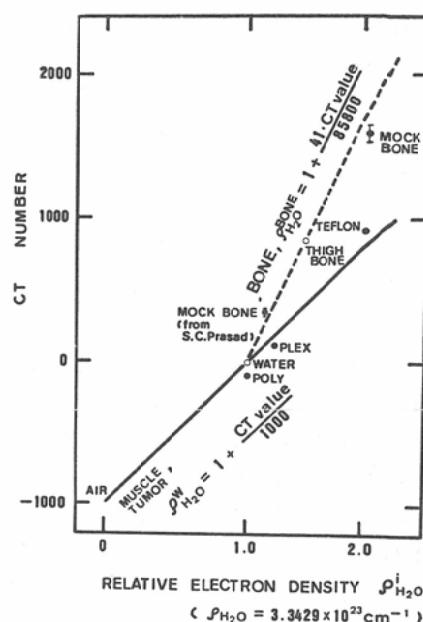


Fig. 5 Correlation of CT numbers with relative electron densities for soft tissues and bone tissues.

値—電子密度変換式、(2)式を用いて求め、その値を $\rho_{H_2O}^W$ として各水溶液の $\rho_{H_2O}^i$ と $\rho_{H_2O}^W$ との割合 ρ_W^i と $Z_{H_2O}^i$ との関係を求めるとき、Fig. 4 に示すように近似的に直線関係

$$\rho_W^i = -0.426 Z_{H_2O}^i + 1.426 \quad (1)$$

を示した。Fig. 4 における破線はもう少し精度よく近似した場合である。

2. 軟部組織および骨組織の CT 値と電子密度との関係

軟部組織の Z_w は水の Z_{H_2O} と等しいと仮定することにより、水 ($密度 1.00 g/cm^3$, 電子密度 $\rho_{H_2O} = 3.3429 \times 10^{23} cm^{-1}$) の CT 値と非常に密度が小さい空気 ($密度 0.001293/cm^3$) の CT 値から、軟部組織の CT 値と水に対する相対電子密度 $\rho_{H_2O}^W$ との関係式

$$\rho_{H_2O}^W = 1 + \frac{CT \text{ value}}{1000} \quad (2)$$

を得た。これを Fig. 3, 5 に実線で示す。

実効原子番号が既知である大腿骨の CT 値を実測して、その相対電子密度 $\rho_{H_2O}^{THIGHBONE}$ を得た。つまり、(2)式を用いて CT 値から $\rho_{H_2O}^W$ を求め、

つぎにこの $\rho_{H_2O}^W$ と既知である $Z_{H_2O}^{THIGHBONE}$ を(1)式に代入して $\rho_{H_2O}^{THIGHBONE}$ を求めた。つぎに人体中の骨組織は軟部組織(水)との混合物であると仮定することにより、骨組織の水に対する相対電子密度 $\rho_{H_2O}^{BONE}$ と CT 値との関係式

$$\rho_{H_2O}^{BONE} = 1 + \frac{41 \cdot CT \text{ value}}{85800} \quad (3)$$

を得た。これを Fig. 5 の破線で示す。

Fig. 5 に実効原子番号が既知である Teflon ($Z_i=8.43$)²⁴⁾, Plexiglas ($Z_i=6.47$)²⁴⁾, Polyethylene ($Z_i=5.44$)²⁴⁾ の実測値を附記する。

3. 計算精度の変動

a) ^{60}Co ガンマ線の計算精度の変動

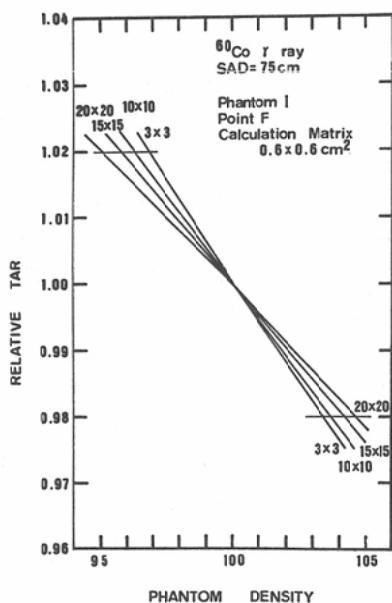
^{60}Co ガンマ線が phantom I に入射した時の F 点(ビーム軸上深さ 10cm)におけるファントム密度の変化に対する TAR (Tissue Air Ratio) 値の変化率を Fig. 6-(a) に示す。この時の計算マトリックスのピクセル・サイズは $0.6 \times 0.6 \text{ cm}^2$ であり、水の密度を 100 に基準化している。照射野が小さいほど TAR 値の変化率は大きく、 3×3

cm^2 の場合で TAR 値が $\pm 2\%$ 以内の変化率である密度変化は $100-3.1$ と $100+3.4$ の範囲であった。なお、TAR 値は SAD の変化にはほとんど無関係である。

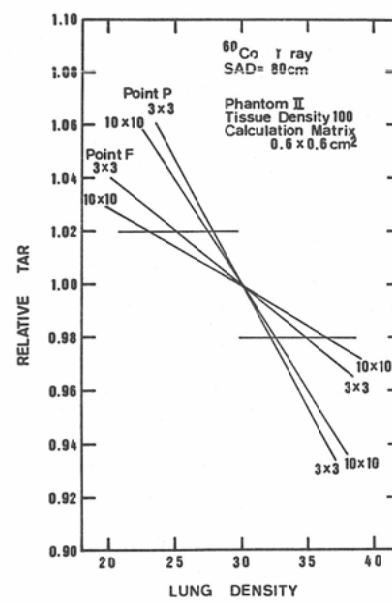
Fig. 6-(b) に phantom II の肺密度が変化した時の TAR 値の変化率を示す。この時の照射野は $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ であり、計算ピクセルの大きさは $0.6 \times 0.6 \text{ cm}^2$ である。 $3 \times 3 \text{ cm}^2$ の TAR 値が $\pm 2\%$ 以内である肺の密度変化は点 F で $30-4.8$ と $30+4.9$ の範囲であり、点 P で $30-2.0$ と $30+2.2$ の範囲であった。なお、点 P での TAR は約 0.6 であった。

Fig. 7-(a) に phantom I の密度が変化した時の 80% および 50% 等線量曲線の中心軸上における深さの変化を示す。80% および 50% 等線量曲線の深さが土 0.3 cm 以内の変化率を示す密度変化は $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$ ともに $100-3.3$ と $100+9$ および $100-2.3$ と $100+3.3$ の範囲であった。

Fig. 7-(b) に phantom I に SAD 75cm でビームが入射したときの線量計算点 F の深さの変化に



(a)



(b)

Fig. 6 Relative TAR as a function of phantom density. The uniform phantom and the lung phantom (see Fig. 2) are exposed to ^{60}Co gamma rays.

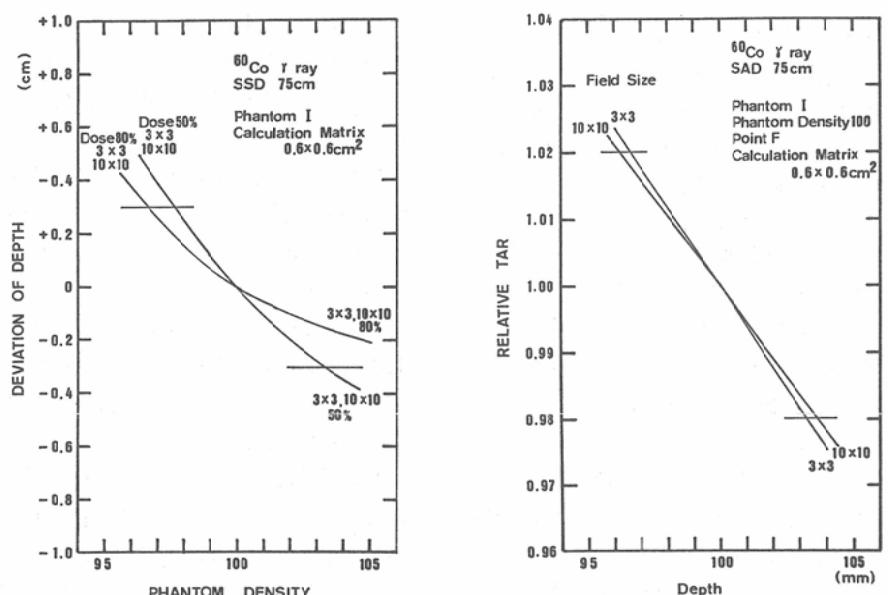


Fig. 7 Deviations of isodose curves as a function calculated matrix size, and relative TAR as a function of depth of calculated point. The uniform phantom I (see Fig. 2) is exposed to ^{60}Co gamma rays.

より TAR 値の変化を示す。つまり、患者外部輪郭の入力誤差が線量計算におよぼす影響を示す。 $3 \times 3\text{cm}^2$ の場合、TAR 値の変化率が $\pm 2\%$ 以内である計算点深さの範囲は $10 - 0.32\text{cm}$ と $10 + 0.34\text{cm}$ であった。

Fig. 8 に線量計算マトリックスのピクセル・サイズの変化によるファントム内各点の深部量百分率値の変化および各等線量曲線の位置変化を示す。ここでそれぞれの値は計算マトリックスのピクセル・サイズ $0.156 \times 0.156\text{cm}^2$ 時の値に基準化している。Fig. 8-(c), (d) の各等線量曲線の変化はビーム中心軸上（例えば Y90%, Y80%...）と 10cm 深さ（例えば X50%, X40%...）における変動値 (cm) で示している。各点の深部量百分率の変化が $\pm 2\%$ 以上になるピクセル・サイズは L 点（約20%深部量百分率）を除き、 $1.0 \times 1.0\text{cm}^2$ 以上の場合であった。同様に各等線量曲線の位置の変動が $\pm 0.3\text{cm}$ 以上になるピクセル・サイズは $1.0 \times 1.0\text{cm}^2$ 以上の場合であった。

b) 15.3MeV 電子線の計算精度の変動

Fig. 9 に 15.3MeV 電子線が phantom I に入射した場合のファントム密度の変化による深部量百分率の変化および等線量曲線の位置の変化を示す。Fig. 9-(a) の B 点（深部量百分率、約80%）の場合、深部量百分率の変化が $\pm 2\%$ 以内である密度変化は $100 - 3.8$ と $100 + 2.6$ の範囲であった。しかし、他の点の深部量百分率の変化率は密度のわずかな変化で $\pm 2\%$ 以上になった。一方、等線量曲線の深さが $\pm 3\text{cm}$ 以内の変動である密度変化は $100 - 4.3$ と $100 + 3.4$ の範囲であった。

Fig. 10 に線量計算マトリックスのピクセル・サイズの変化による深部量百分率の変化率と等線量曲線の位置変化を示す。深部量百分率の変化が $\pm 2\%$ 以上になるピクセル・サイズは、深部量百分率が約30%以下の点 (phantom I-E, O phantom III-L, I) を除き、 $0.6 \times 0.6\text{cm}^2$ 以上の場合であった。一方、等線量曲線の位置変動が $\pm 3\text{cm}$ 以上になるピクセル・サイズは Fig. 10-(d) の Y30

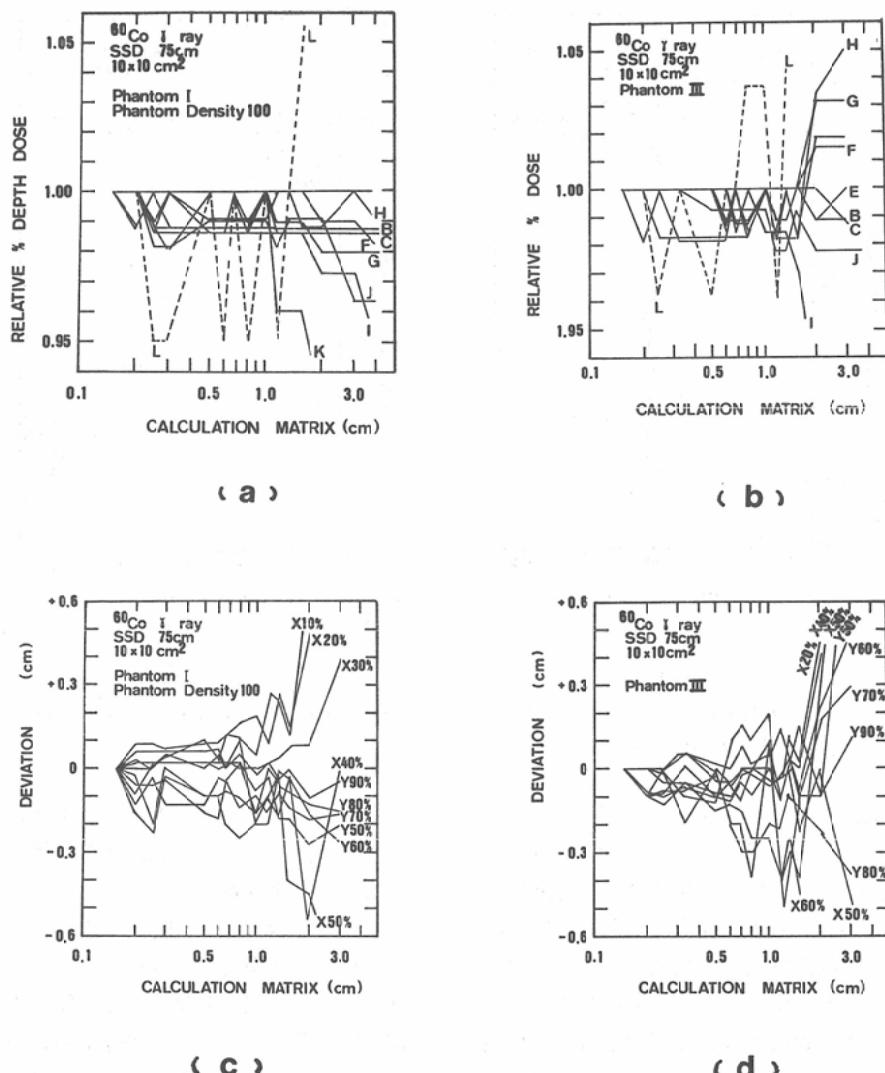


Fig. 8 Errors of relative % doses and deviations of isodose curves vs calculation matrix sizes for ^{60}Co gamma rays.

%, Y10%を除き, 1.0×1.0cm 2 以上の場合であった。

V. 考 案

外部照射の放射線治療に用いられる高エネルギー γ 線, X線は物質中で主にコントラスト効果により減弱し, その効果は近似的にその物質の単位体積あたりの電子密度に依存している。また高エネルギー電子線も近似的に物質の電子密度に依存して減弱する。一方, CT画像を得る診断領域の

低エネルギーX線は主に光電効果によって減弱する。つまり, CT値は物質の電子密度のみでなく, その物質の実効原子番号にも依存して変化する。一般に, ひとつの条件, 例えば一定の管電圧のCT画像からは被写体物質の電子密度および実効原子番号等の2種類の情報を同時に得ることは不可能である。CTスキャナの管電圧を変えることにより, 物質の電子密度および実効原子番号を得る dual energy scanning 法あるいは Tomoche-

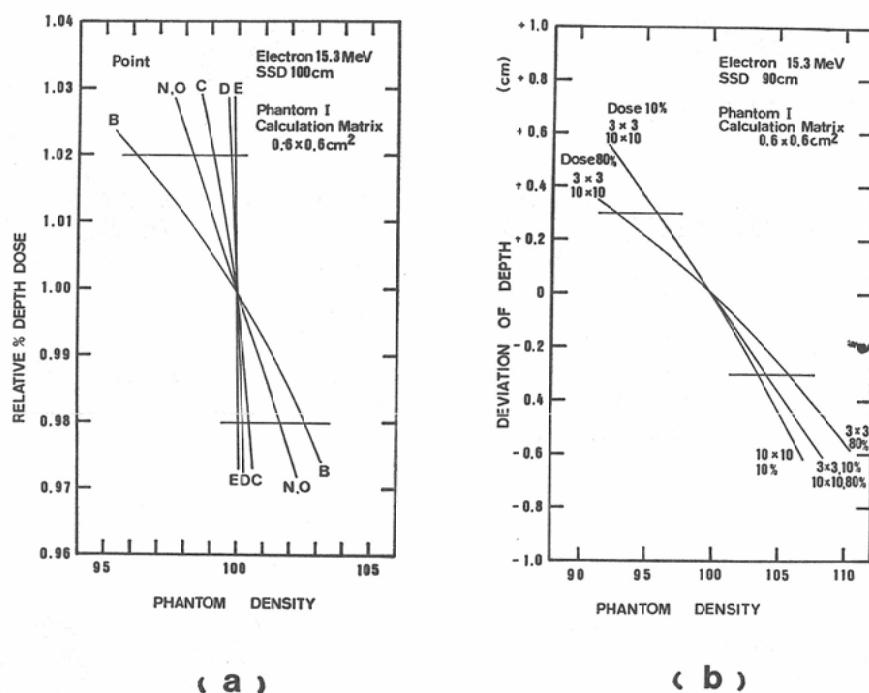


Fig. 9 Relative % doses and deviations of isodose curves vs phantom densities for 15.3MeV electron beams.

mistry 法が報告され、検討されている²⁷⁾²⁸⁾が、この方法は現在の診断用 CT スキャナの画像情報を用いて治療計画をおこなう場合には種々解決しなければならない点がある。現状では人体内物質の実効原子番号は軟部組織と骨組織の実効原子番号で近似されると仮定する方がより実用的であると考え、本研究では軟部組織および骨組織の CT 値と電子密度の関係を求めた。大部分の軟部組織の水に対する相対電子密度は $1.04 \pm 3\%$ であり¹⁷⁾、一方人体の骨組織の平均 CT 値を実測すると 100 以上であった。つまり、CT 値 100 を境として (2), (3) 式を使いわけることができると考えられる。この (2), (3) 式を使いわけることにより生じる誤差は、CT 値 100 を軟部組織とすると電子密度は 1.010、骨組織とすると電子密度は 1.047 となり、3.7% の誤差を生じる。しかし、一般に人体内には骨等の高い CT 値を示す物質の容積は小さく、線量計算におよぼす誤差は許容できると考えられる。同様なデータは Parker, R.P. et

al.²⁰⁾, Prasad, S.C., et al.²¹⁾ より報告されており、今回得られた関係式は彼らの報告とよく一致している。Prasad, S.C., et al.²¹⁾ の mock bone のデータを Fig. 5 に附記する。

effective SSD 法で ^{60}Co ガンマ線の線量分布を計算すると、線量変化率を $\pm 2\%$ 以内および治療線量域と考えられる 80% 等線量曲線の位置変化を 3cm 以内にするためには、水を 100 とした相対電子密度を ± 3 、つまり CT 値を ± 30 以内の変化率で求める必要がある。一方、Fig. 6-(b) で脊髄の位置を想定した phantom II の点 P では線量変化率を $\pm 2\%$ 以内に、Fig. 7-(a) で 50% 等線量曲線の変化率を $\pm 3.0\text{cm}$ 以内にするためには相対電子密度を $\pm 2.3\%$ 以内にしなければならなかった。しかし、これらの評価位置は治療線量域と考えられる 80% 等線量曲線よりも深部に位置しており、線量も低く、実用上は相対電子密度を ± 3 、つまり CT 値で ± 30 以内の変化率で計算すればよいと考えられる。また、線量変化率はその物質の密度

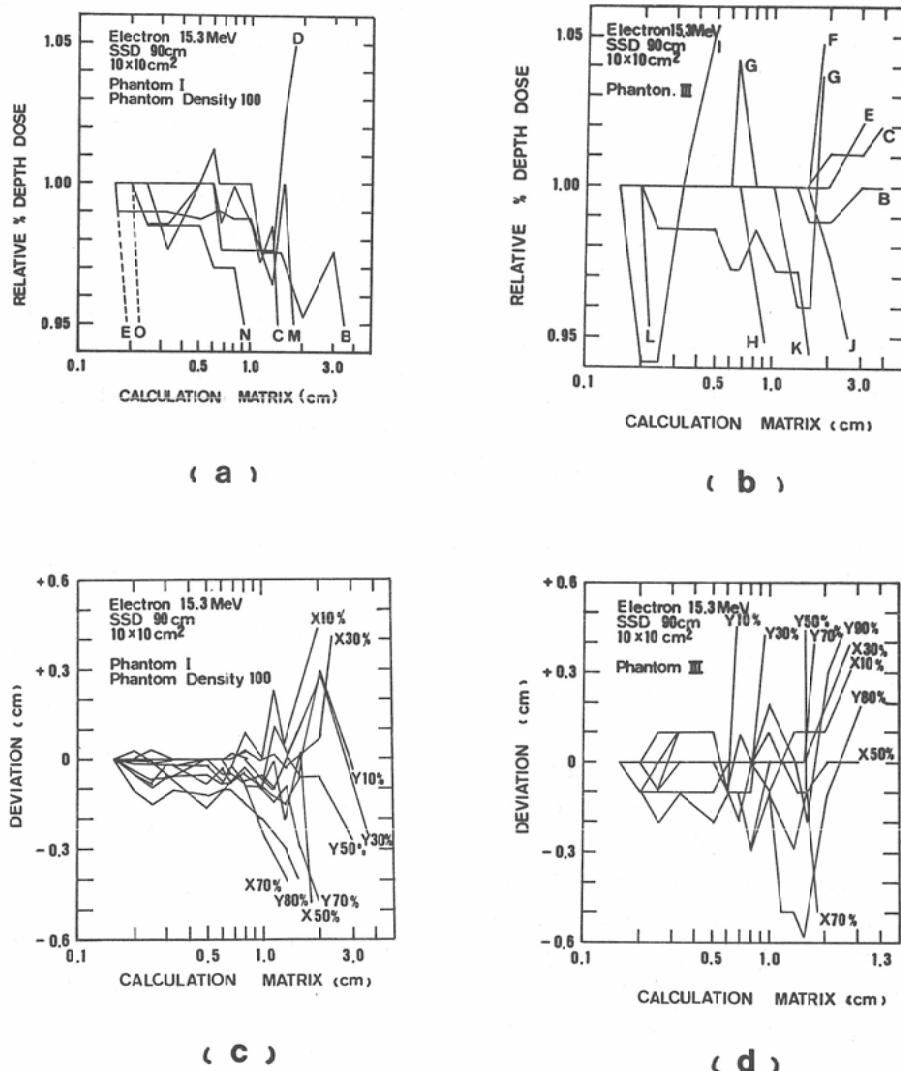


Fig. 10 Errors of relative % doses and deviations of isodose curves vs calculation matrix sizes for 15.3 MeV electron beams. Pre-irradiation 3months after irradiation
7months after irradiation

のみでなく、ビームの通過長さにも依存するので、一般に容積が小さい骨などの密度変化率の許容量は、より大きくなると考えられる。

15.3MeV 電子線の線量計算の場合、相対電子密度のわずかな変化で各位置の線量変化率は±2%以上になった。しかし、等線量曲線の位置変動が±0.3cm 以上になるのは相対電子密度の変率が約±3以上の場合であった。つまり、実用

上、電子線の場合でも ⁶⁰Co ガンマ線の場合と同様に相対電子密度の精度を±3以内、つまり CT 値で±30以内の変化なら許容できるといえる。

患者外部輪郭の入力誤差が±0.3cm 以内なら線量計算精度は±2%以内になった。この±0.3cm は治療部位の許容可能な位置精度の±0.3cm からも導かれる値もある。

effective SSD 法による計算マトリックスの比

クセル・サイズは、⁶⁰Co ガンマ線の場合で $1.0 \times 1.0 \text{cm}^2$ 以内、15.3MeV 電子線で $0.6 \times 0.6 \text{cm}^2$ 以内であれば、線量変化率 $\pm 2\%$ 、位置変化率 $\pm 0.3 \text{cm}$ の許容量を満足する。しかし、この計算マトリックスの変化による線量変化および位置変化は、元になる OCR テーブルのマトリックスに依存する。

Geise, R.A. et al.¹⁷⁾ は⁶⁰Co ガンマ線について effective SSD 法を適用した場合に $\pm 2\%$ 以下の線量誤差とするためには、10cm の肺 ($\rho=0.27$) で 5mm, 5cm の骨 ($\rho=1.8$) で 4.5mm の空間分解能で計算すればよく、Batho の power low TAR 法を適用した場合には、 $\pm 2\%$ の線量誤差を許容すると、電子密度は、密度 1.0 の近くで 4%，肺で 15%，骨で 10% 程度の精度でよいと報告している。Sontag, M.R. et al.¹⁸⁾ は⁶⁰Co ガンマ線について、Equivalent TAR 法を用いた場合、電子密度が 5~10% 相異すると線量誤差は 2~3% であり、空間分解能が 5mm 程度で電子密度が 2% 以内の相異のときは線量誤差は 2% 以内の相異であったと報告している。尾内¹¹⁾はこれらの報告をまとめて、空間分解能を 5mm、電子密度を 10% 程度の精度で得られれば、3% 程度で線量計算ができるだろうと報告している。これらの報告と今回の研究結果を比較すると、今回得られた許容可能な電子密度の精度は上述の報告値よりも小さかった。その原因是本研究ではあらゆる点および各線量域での変化率を評価したためであり、同時に最小照射野 $3 \times 3 \text{cm}^2$ で評価したためでもあると考えられる。一方、今回得られた許容可能な計算マトリックスのピクセル・サイズはいわゆる空間分解能ではなく、他の報告とは比較できない。しかし、元になる OCR 表を十分に細かく、精度よく入力しておけば、今回得られた計算マトリックス・サイズの許容量で計算しても十分であることを示している。

本研究で検討した計算精度の変化率は effective SSD 法による相対精度であり、実際の体内線量分布と計算で得られた線量分布との違い、誤差は使用した計算方法に依存する。今後、その最適な

計算方法については検討しなければならない。現在、CT 画像を利用した治療計画装置は急速に開発されつつあり、これらの装置を用いた正確な治療計画がなされる日も近いといえる。

IV. 結論

CT 値を用いた⁶⁰Co ガンマ線および 15.3MeV 電子線の治療線量分布計算について、その基礎研究をおこなった。

1. CT 値は被写体物質の単位体積あたりの電子密度および実効原子番号により変化する。各物質の水に対する相対電子密度 $\rho_{\text{H}_2\text{O}}^i$ とそれを水等価物質と仮定して CT 値から求めた相対電子密度 $\rho_{\text{H}_2\text{O}}^W$ との割合を ρ_W^i とすると、 ρ_W^i とその物質の水に対する実効原子番号比 $Z_{\text{H}_2\text{O}}^i$ との関係は、

$$\rho_W^i = -0.426 Z_{\text{H}_2\text{O}}^i + 1.426$$

で表わされる。

2. 体内物質を軟部組織および骨組織に分けることにより、CT 値から電子密度への変換式を求めた。GE, CT/T の CT 値を用いるとその式は、

$$\rho_{\text{H}_2\text{O}}^W = 1 + \frac{\text{CT value}}{1000} \quad (\text{CT value} \leq 100)$$

$$\rho_{\text{H}_2\text{O}}^{\text{BONE}} = 1 + \frac{41 \cdot \text{CT value}}{85800} \quad (\text{CT value} \geq 100)$$

で表わされる。

3. effective SSD 法で線量分布を計算する場合、許容可能な線量変化率を $\pm 2\%$ 以内および位置精度を $\pm 0.3 \text{cm}$ として、電子密度および計算マトリックスの必要精度を求めた。水を 100 とした相対電子密度の必要精度は⁶⁰Co ガンマ線、15.3 MeV 電子線ともに ± 3 以内、つまり GE・CT/T の CT 値で ± 30 以内の変化率であればよい。一方、計算マトリックスのピクセル・サイズは⁶⁰Co ガンマ線の場合 $1.0 \times 1.0 \text{cm}^2$ 以内、15.3MeV 電子線の場合 $0.6 \times 0.6 \text{cm}^2$ 以内であれば許容できる。

本研究に御協力を戴きました京大病院放射線部、米田和夫氏、並びに兼松エレクトロニクス株式会社に感謝します。本研究の一部は「厚生省がん研究助成金 56-42、尾内班」によりおこなわれた。

文 献

- 1) Hounsfield, G.N.: Computerized transverse axial scanning (Tomography) Part I. Description of the system. *Brit. J. Radiol.*, 46: 1016—1022, 1973
- 2) Jelden, G.L., Chernak, E.S., Rodriguez-Antunez, A., Haaga, J.R., Lavik, P.S. and Phaliwal, R.S.: Further progress in CT scanning and computerized radiation therapy treatment planning. *Am. J. Roentgenol.*, 127: 179—185, 1976
- 3) Rockoff, S.D.: The evolving role of computerized Tomography in Radiation Oncology, *Cancer* 39: 694—696, 1977
- 4) Perez, C.A.: The critical need for accurate treatment planning and quality control in radiation therapy. *Int. J. Radiation Oncology, Biol. Phys.*, 2: 815—818, 1977
- 5) Stewart, J.R., Hicks, J.A., Bone, M.L.M. and Simpson, L.D.: Computed tomography in radiation therapy. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 4: 313—324, 1978
- 6) McCullough, E.C.: Potentials of computed treatment planning. *Radiol.*, 129: 765—768, 1978
- 7) Ragan, D.P. and Perez, C.A.: Efficacy of CT-Assisted Two-Dimensional treatment planning: Analysis of 45 patients. *Am. J. Roentgenol.*, 131: 75—79, 1978
- 8) Goitein, M.: Computed tomography in planning radiation therapy. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 5: 445—447, 1979
- 9) Goitein, M., Wittenberg, J., Mediondo, M., Doucette, J., Friedberg, C., Ferrucci, J., Gunderson, L., Linggood, R., Shipley, W.U. and Fineberg, H.V.: The value of CT scanning in radiation therapy treatment planning: A prospective study. *Int. J. Radiation Oncology, Biol. Phys.*, 5: 1787—1798, 1979
- 10) Goitein, M.: The utility of computed tomography in radiation therapy on estimate of outcome. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 5: 1799—1807, 1979
- 11) 尾内能夫: CT 画像の放射線治療計画における応用. *Modulux 研究会資料*, 1980
- 12) Imhof, K. and Trierweler, R.: Radiation treatment planning on the basis of computerized tomograms. *Electromedica*, 4: 140—142, 1980
- 13) Van Dyk, J., Batistista, J.J., Cunningham, J.R., Rider, W.D. and Sontag, M.R.: On the impact of CT scanning on radiotherapy planning. *Computerized Tomography*, 4: 55—65, 1980
- 14) 尾内能夫: 放射線治療におけるコンピュータ利用の世界 および 日本の現状と問題点. *Nuc-*
lear Engineering, 27: 6, 9—14, 1981
- 15) 中村 譲, 遠藤真広, 飯沼 武: 放射線治療計画専用 CT ; 映像情報 Medical, 13 130—134, 1981
- 16) McCullough, E.C., Payne, J.T., Baker, H.L., Hattery, P.R., Sheedy, P.F., Stephens, D.H. and Gedgaudus, E.: Performance evaluation and quality assurance of computed tomography scanners, with illustrations from the EMI, ACTA and Delta scanners. *Radiology*, 120: 173—188, 1976
- 17) Geise, R.A. and McCullough, E.C.: The use of CT scanners in megavoltage photon-beam therapy planning. *Radiology*, 124: 133—141, 1977
- 18) Sontag, M.R., Battista, J.J., Bronskill, M.J. and Cunningham, J.R.: Implications of computed tomography for inhomogeneity corrections in photon beam dose calculations. *Radiology*, 124: 143—149, 1977
- 19) Sontag, M. and Cunningham, J.R.: Clinical application of CT based treatment planning system *Computerized Tomography*, 2: 117—130, 1978
- 20) Parker, R.P., Hobday, P.A. and Cassell, K.J.: The direct use of CT numbers in radiotherapy dosage calculations for inhomogeneous media: *Phys. Med. Biol.*, 24: 802—809, 1979
- 21) Prasad, S.C., Glasgow, G.P. and Purdy, J.A.: Dosimetric evaluation of computed tomography treatment system. *Radiology*, 130: 777—781, 1979
- 22) Holmes, W.F.: External beam treatment-planning with the programmed console. *Radiology*, 94: 391—400, 1970
- 23) 松宮 昭: PC-12 による外照射線量分布計算の精度に関する考察. *神戸大学医学部紀要*, 41: 4, 41—54, 1980
- 24) 高橋信次 編著: 図解 コンピュータ断層法—基礎原理から診断図譜まで—. 秀潤社, 1978
- 25) Ter-Pogossian, M.M.: The Physical Aspects of Diagnostic Radiology, Hoeber Medical Division, 1967, (訳) 放射線診断の物理, 宮川正, 柄川順, 竹中栄一訳, 朝倉書店, 1970
- 26) Maynaeod, W.V.: The significance of the rontgen, *Acta of the International Union Against Cancer*, 2: 271, 1937
- 27) Dubal, L. and Wiggli, U.: Tomochemistry of brain. *Computerized Tomography*, 1(3): 300—307, 1977
- 28) Brooks, R.A. et al.: A quantitative theory of the Hounsfield unit and its application to dual energy scanning: *Computerized Tomography*, 1: 487—493, 1977