



Title	遠隔照射治療の線量計算 : 電子計算機による一般化の試み
Author(s)	安河内, 浩; 飯野, 祐; 田ヶ谷, 二三夫
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1969, 29(8), p. 1047-1058
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/16247
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

遠隔照射治療の線量計算

(電子計算機による一般化の試み)

東京大学医学部付属病院分院放射線科 (主任 飯野 祐助教授)

安河内 浩 飯野 祐 田ヶ谷 二三夫

(昭和44年1月30日受付)

Dosimetry in Teletherapy for Cancer
—A Rental Calculation Method by Computer—

Hiroshi Yasukochi, M.D., Yu Ihno, M.D. and Fumio Tagaya, M.D.

Department of Radiology, Branch Hospital, Faculty of Medicine, University of Tokyo

(Director: Ass. Prof. Y. Ihno)

Recent advances of the utilization of computers act a splendid part in the field of Radiology. Recent series of reports concerning the computer use in Radiotherapy are evaluating the results on the point of the accuracy of the dosimetry and also on the point of the economies. The benefits of the computer must be evaluated comparing these two opposite purposes.

We have already reported a trial on the small sealed source treatment especially on the point of the economies and proposed a simple program neglecting the clinically permissible factors. Here, we propose a technique on the dosimetry also in the case of the external irradiation in each patient and on the recording of them in his clinical chart.

In the program, the tissue dose of each point in the patient's cross section is printed out by using a typewriter or a line printer connected to the computer on the corresponding Caucasian co-ordinate in the figure by the form of relative isodose curves using minimum unneglected factors (Fig. 1, 6).

The dose is calculated as a result of multiplication of the air dose (DF) exposed, the central ray decreasing formula (F1) using in inverse square law, the absorption formula by the tissue depth (F2) using the theory of the tissue air ratio, the deviation decreasing formula (F3) of the calculating point from the central ray axis in the form of arctangent (F3) and the accessory factors (F4) concerning the absorber just as a wedge filter. Every factors are simplified as far as possible. For this purpose the contour of the body is simulated as a cylinder and the cross section of the body as an ellipse (Fig. 1) and the informations on the dose exposed (DF), the maximum and minimum diameters of the ellipse simulated for the body cross section (2a, 2b), the length of the field (N) and the co-ordinate of the body center (O), of source position (S) and of the center of the field (F) are determined by the patient planning and mailed them to the commercial company in a certain form (Fig. 6a, 6c). The company calculates the value of $DF \times F1 \times F2 \times F3 \times F4$ using a computer in each point on the cross section of the patient and sends the printed relative isodose chart and the calculated tumor dose in each field and summed values to us (Fig. 6b, 6d). For the calculation, F1 is in the form of X^2/A^2 according to the distances between the source and the calculating point. X is the distance between the source and the calculating point. F2

is in the form of $(A \times 10^{-BX} + C \times 10^{-DX}) \times (E - FXY)$ according to the quality of the source (Fig. 2, 9) and the field width (Fig. 3, 10). X is the tissue depth and Y is a root of the field area. Here the tissue depth is calculated from the body contour and the geometrical relation between the source and the body cross section (Fig. 7). $F3$ is in the form of $A \times \arctan(B + CX)$ Which is empirically determined in each apparatuses according to the ratio between the angles of source field relation and the position of the calculating point (Fig. 5, 11). X is the ratio of the field length and the deviation of the calculating point. $F4$ is usually calculated as 1.0 and in the case which needs the wedge filter or any other absorbers, it is calculated in the form of $AX + B$. Here X is the deviation factor explained in $F3$.

The program is prepared for fixed irradiation with the numbers of less than eight fixed field (Fig. 6, 7). Moving field technique must be simulated as a certain multiportal fixed field irradiation. The average cost for rental calculation is about 2,000 yen in each patient.

The comparisons between the calculated data and the glass rods dosimetried data are presented on a case of maxillar region (Fig. 12) which has been considered to have a large influence of the tissue inhomogeneity.

Naturally, the hospital does not need any computer nor any capacity on computer operation by this method.

我々は先に密封小線源治療の際の線量分布計算について計算を計算会社に依頼する方法を報告した⁴⁸⁾。遠隔照射の際は線量分布ははるかに単純であり、多くは定められた線量分布図を組み合わせることにより、又は phantom 実験などにより一定の線量分布図をつくっておけば臨床の例としては充分耐えうる。

しかし近年の装置の進歩によつて、線質が増加し、各々の線量分布が複雑化して来るとこれらの model pattern の数は著るしく増加し、又複雑になつて来る。又患者の体形もそれぞれ個人差があり、一人一人の線量分布を病歴に記入することは漸時幅狭化し、それが原因でこの様な図が省略されることにもなりかねない。

このために遠隔照射の部門においても電子計算機の利用が充分意義をなして来た⁶⁾¹⁸⁾³⁶⁾⁴⁵⁾⁴⁹⁾。計算の方式としては主として身体の断面を底辺とする柱状のものとして身体の外廓を求め、その断面の線量分布を二次元に求めているが、三次元の外廓を求めて三次元の線量分布を計算する方法もある³⁾⁴⁶⁾。多くは照射野を立体とした線量分布をもとにしている²⁾¹³⁾¹⁶⁾¹⁹⁾³³⁾⁴⁰⁾⁴²⁾。計算座標は極座標がその測定点分布において目的部に密となるために一般に有利であり¹⁶⁾³²⁾³⁷⁾⁴⁴⁾⁴²⁾⁴⁹⁾⁴⁵⁾、特に運動照射

においては優れている。しかし一般的な知識の点や、結果を人体断面に近似させてタイプする点などで直角座標の方が計算段階を一段少なくすることができ有利な点もある³⁸⁾。

結果は各点の座標とその線量率を有効数字数桁で打ち出し、あらためて線量分布をつくる方法³⁷⁾、有効数字を少なくしてその分布を幾何学的に再現した場所に打ち出す方法³⁰⁾³⁸⁾³⁵⁾⁴³⁾、計算結果を記憶した計算機に等線量描記装置を接続させ、グラフとして記録する方法などがある¹⁷⁾⁴⁶⁾、現在第二の方法が最もよく報告されている。

この他にアナログ計算機を利用する方法もある⁴⁴⁾。

著者らは常々臨床における普及と精度の balance について強調しているが、この遠隔照射の線量分布についてもこの点に着目し、临床上許せる限りの手段を省略し²²⁾、これら各個人の線量分布を commercial の計算会社に依頼する方法について検討し、約三年の実施経験から充分妥当と思われる方法を考案したので報告する。

考え方

先ず現在遠隔照射装置として最も普及している⁶⁰Co 照射装置を利用して原形をつくる。人体は水phantomと仮定して線量計算の方法を考えた。

線質の差, 人体組織の差については別に考案する。

人体については種々の方法があり, 人体のままの形を求めるのが最もよいことは当然であるが¹⁷⁾³⁴⁾, 一般化した数式として求めるのには適していない。これに変わるものとして回転ダ円体の組み合わせをもちいたものもあるが²⁾, 我々は主として簡易化を目的としており, 又計算費用の点からも, 人体の目的(照射)部分をダ円柱として線量分布を求めることにした。

線量分布についてはそれを表にして電子計算機に導入し, 隔時ひろい出す方法もあるが¹⁸⁾¹⁶⁾³³⁾⁴³⁾現在の system としてはこれを数式化する方が有利である。又座標についても回転照射などが多く使われる場合は円座標がより有利であるが, 装置の進歩と共に運動照射よりむしろ多門照射が多く使われるという前程により我々の場合は直角座標を利用することにした。従つて運動照射の場合⁷⁾⁸⁾⁴⁹⁾は多門照射で近似することにする。

これから後に述べるごとく患者の情報としては照射断面図の近似ダ円の横径及び縦経, 線源の情報としては線量分布の計算式, 相互関係の情報としては線源の位置, 照射野の中心の位置, 照射野の大きさを求めそれを計算会社からその断面図を送ってもらうことになり, これを病歴に添布する。

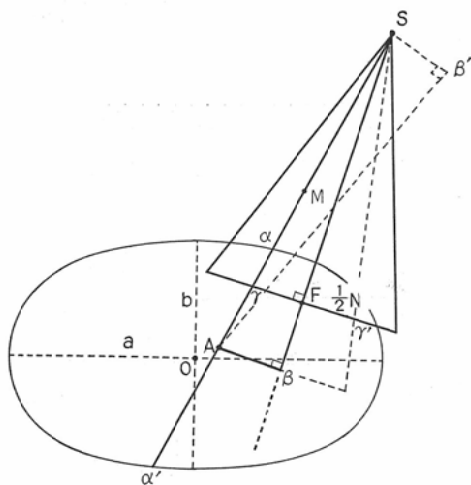
線量分布の数式化

今図1に示す如き照射を行なうとする。ここに **S** は線源の位置, **F** は照射野の中心, **N** は照射野の長さ, **a, b** はそれぞれ人体断面近似楕円の長径及び短径の $\frac{1}{2}$, **O** は楕円の中心 **A** は線量を求める点である。今 **A** 点の空中線量を $Da(A)$, 組織線量を $Dt(A)$ というような記号であらわすとすれば, 求める点 **A** の線量 $Dt(A)$ は腫瘍空中線量率比の考え方から

$$Dt(A) = Da(A) \cdot f_2(\overline{\alpha A}, N)$$

で表わされる¹⁸⁾²⁰⁾²⁵⁾²⁶⁾³³⁾³⁵⁾⁴⁵⁾。ここに f_2 は函数記号, $\overline{\alpha A}$ は図1の α と **A** と間の距離である。 α の座標は楕円及び直線 **SA** の数式などより求めることができる。

Fig. 1. The Scheme for the Dose Calculation. "a" and "b" are the length of the maximum and the minimum radius of the ellipse which is replaced as the simulated contour of the body cross section. "S" is the position of the source or focus. "F" is the center of the field. "N" is the length of the field in the cross section. "O" is the center of the ellipse. In this figure, the Gothic letters are already known factors for calculation at the start of the treatment planning.



又 $Da(A)$ は $\overline{SF}$ と $\overline{SA}$ の距離の差による減弱 f_2 , $\overline{SA}$ の $\overline{SF}$ よりへのあたり f_3 より次の如く求めることができる²⁸⁾³⁹⁾。

$$Da(A) = Da(F) \cdot f_1(\overline{SA}, \overline{SF}) \cdot f_3(N, \overline{F\gamma})$$

又さらに楔フィルターや整形器具などの挿入物による影響を f_4 とすれば⁴⁵⁾,

$$Dt(A) = Da(F) \cdot f_1(\overline{SA}, \overline{SF}) \cdot f_2(\overline{\alpha A}, N) \cdot f_3(N, \overline{F\gamma}) \cdot f_4(N, \overline{F\gamma})$$

となる。

f_1 について

これは **F** 点と **A** 点の空中線量の比となるので, 単純に距離の逆二乗則を利用する。

即ち

$$f_1(\overline{SF}, \overline{SA}) = \overline{SF}^2 / \overline{SA}^2$$

ここに S, F, A は既知の値でありこれによつて

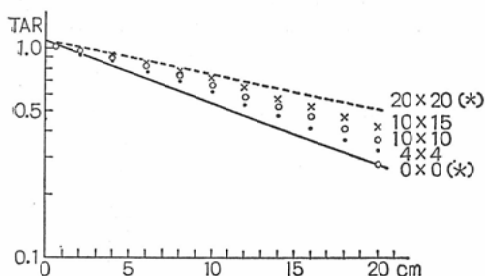
$$Da(A) = Da(F) \cdot f_1$$

f_2 について

これは或る点の空中線量率を組織内線量率に変え

Fig. 2. The Tissue Air Ratios of Cobalt 60 in Several Field Area.

(*) marks mean the estimated data on field size of 0 cm×0 cm and of 20 cm×20 cm from the original data. The estimation is explained in the next figure.



る係数であり、一般に組織空中線量率比 Tissue Air Ratio, TAR)よりこの関係は照射野の広さとその点まで組織の厚さから求めることができる。

我々は最も多く利用されている H.P.A* の表を利用してこれ近似式を求めた。この表より照射野 4 cm×4 cm, 10 cm×10 cm, 10 cm×15 cmの三つを代表として片対数グラフに plot すると図2の(・), (○), (×)のごとくなる。この図から一般に深さ d の TAR(d) の対数は d と一次式の関係にあり、その係数は照射野の大きさによつて異なることがわかる。

先照射野の大きさの影響は d = 0 の場合は 0 であり、d が大きくなるにつれて比例して大きくなると推定されるので深さ d 面積 A の場合の TAR(d) は⁹⁾,

$$\log\{TAR(d)\} = \{A - Bd\} \{h(d, A)\}$$

ここに A-Bd は照射野 0×0 の場合の TAR(d) で図よりこの場合

$$\begin{aligned} TAR_0(0) - \frac{TAR_0(0) - TAR_0(20)}{20}d \\ = \log 1.1 - \frac{\log 1.1 - \log 0.125}{20}d \\ = \log 1.1 - 0.0298d \end{aligned}$$

従つて

$$TAR_0(d) = 1.1 \times 10^{-0.0298d} \times g(d, A)$$

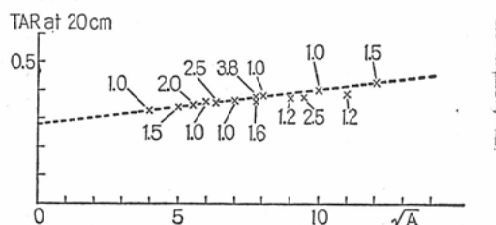
となる。g は対数函数を指数函数に変えた場合の函数 h の変つたものである。

又照射野の影響は A が大きくなるにつれて変る

* Hospital Physicist Association. ¹⁰⁾

Fig. 3. The Influence of the Field Area on the Tissue Air Ratio in Cobalt 60 Irradiation.

Tissue air ratios at 20 cm tissue depth are marked as the function of the root of the field area. The numbers near the marks are representing the ratio of the both borders of the field.



が、これは又 d によつても変ることが図よりわかる¹⁰⁾¹¹⁾。

これを A, d の一次式として近似させるために d = 20 cm の時の TAR と A の大きさの関係を求めるために図式化すると図3に示すごとく TAR は $\sqrt{A}$ と一次式の関係にあることがわかる。図中の数字は照射野の縦横の比であるがこの値は無視できることがわかるであろう⁹⁾。

この図より

$$TAR(20) = TAR_0(20) + \frac{TAR_{10 \times 10}(20) - TAR_0(20)}{10} \sqrt{A}$$

ここに TAR の右下の文字、数字は照射野を示す。

$$\begin{aligned} g(d, A) &= \frac{TAR_A(d)}{TAR_0(d)} \\ &= 1 + \frac{TAR_A(20)}{TAR_0(20)} \times \frac{d}{20} \\ &= 1 + 0.00215 \times \sqrt{A} \times d \\ &\approx 1 + 0.00215 \times N \times d \end{aligned}$$

従つて

$$f_2 = TAR_A(d) = g(d, A) \times TAR_0(d) = 1.1 \times 10 \times 10^{-0.0298d} \times (1.0 + 0.00215Nd)$$

実際には斜入や表面の不均一の点を計算する必要があるが¹⁾⁴⁾¹⁰⁾²³⁾²⁴⁾³¹⁾、ここでは近似式として無視した。

f_3 について

f_2 は T が照射野の中心線上にあるような場合に $D_t(T) = f_2 D_a(T)$ として求めることができるが、実際は T の位置は O A よりはなれている場

b: results received from the company.

PATIENT NAME	40600-501040	SENSUS	HOSPITAL NAME	TODAI-BUNIN
SYUKUSYAKU SHITEI	2			
HANI	X(-10.0, 8.0)	Y(0. , 21.0)		
SENGEN NO X-COORDINATE	0.	57.0 -58.0		
SENGEN NO Y-COORDINATE	71.0 15.0 16.0			
SYOUSYAYA NO X-COORDINATE	0.	7.0 -8.0		
SYOUSYAYA NO Y-COORDINATE	21.0 15.0 16.0			
SYOUSYAYA NO LENGTH	11.0 11.0 11.0			
CENTER NO KUUCHYU SENRIYU	300.0 300.0 300.0			
JINTAI NO CENTER NO COORDINATE	(-0.5, 10.5)			
JINTAI NO OUKETI	15.0	JINTAI NO JYUUKETI 21.0		
SYUYOU NO CENTER NO COORDINATE	(0. , 16.0)			
DT=	0.2132171121E 003			
DT=	0.1890181458E 003			
DT=	0.1749586504E 003			
DAS=	0.5771939163E 003			



を求めることができる。

f_4 について

以上で $Dt(T) = Da(A) \cdot f_1(OA, OF) \cdot f_2(N, \alpha A) \cdot f_3(2\gamma F/N)$ と求めることができる。技術的な面を簡易化して普及をはかる面からいえばこれで充分であるが、楔照射と照射野の一部をおおう整形照射は充分考えなければならないと思う⁴⁶⁾⁴⁷⁾。

このための因子として f_4 をプログラムしておく必要がある。

楔照射としては

$$f_4 = a_1 + a_2(\overrightarrow{F\gamma}/N)$$

整形照射としては

$$b_1 < \overrightarrow{F\gamma} < b_2 \text{ ならば } f_4 = 0,$$

$$b_1 > \overrightarrow{F\gamma}, b_2 < \overrightarrow{F\gamma} \text{ ならば } f_4 = 1,$$

を入れておく、ここに a_1 はフィルタを入れた場合の中心の線量率の減少比を、 a_2 は勾配を示し、 b_1, b_2 は蔽いの両端の座標（照射野面で）を示す。

c, d a case of the prophylactic irradiation for the breast cancer in the sternal and the axillar regions after operation.

c: mailing form filled with the factors.

透 照 射 の 線 量 計 算

患者姓名: KOROZAKI-SOICHI 病院名: TDAI-BUNIN

人体の長さ (cm): 170 人体中心の座標 (cm): 120 419C

人体の幅 (cm): 180 腫瘍中心の座標 (cm): 120 418C

組織平均線量率の式: 指示なき場合は 001

積の因子の式: 指示なき場合は 001

フィルタなどの式: 指示なき場合は 1.0

照射野の中心の座標 (cm): 120 照射野の長さ (cm): 180 照射野の幅 (cm): 180

照射野中心の空中線量 (R): 170 照射野中心の線量率 (R/hr): 170 照射野中心の線量率 (R/hr): 170

計算結果の座標 (cm): 418C 419C 120 419C

又→は符号を含んだ長さである。

実際の計算

以上のことから照射野中心の空中線量 $Da(F)$ 、照射野中心の座標 F 、照射野の巾 N 、線源の座標 S 及び人体の断面図の近似ダ円の横径縦径及び中心の座標を求めれば線量分布図を求めることができる。多門照射の場合は $Dt(A) = \sum_i Dt_i(A)$ として求められる。実際の計算は電子計算機で行なうので、我々は図 6 a, c に示す表に必要な事項を満し送付すれば、計算会社より図 6 b, d に示す如き図にして送り返されて来る。

考参のために計算の実例をプログラムしとて図 7 に説明しておく。

ここに各項目の説明は図の下に示してあるが、次の如き順に計算する。

900, 901: $S A$ を含む直線と楕円の交点 (X_1, Y_1), (X_2, Y_2) を求める。これは α, α' 又は α'' 、

d: result received from the company.

PATIENT NAME	KOPOMODOI -SOUQU	HOSPITAL NAME	TCDAI-BUNIN
SYURUSYAKU SHITEI	2	2	
HANI	X1 -10.0, 16.0	Y1 0.0, 19.0	
SENGEN NO X-COORDINATE	-18.5	-6.5	
SENGEN NO Y-COORDINATE	68.5	66.5	
SYOUSYAYA NO X-COORDINATE	-2.5	10.5	
SYOUSYAYA NO Y-COORDINATE	19.5	17.0	
SYOUSYAYA NO LENGTH	6.0	8.0	
CENTER NO KUUCHYU SENRITU	300.0	300.0	
JINTAI NO CENTER NO COORDINATE	(0.0, 9.5)		
JINTAI NO OUKEI	31.0	JINTAI NO JYUKEI 19.0	
SYUYOU NO CENTER NO COORDINATE	(-2.0, 18.0)		
DT=	0.2900643802E 003		
DT=	0.2641472224E 001		
DAS=	0.2927058524E 003		

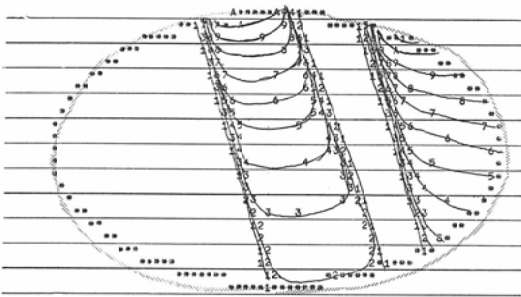


Fig. 7. The Program of this Method.

XS, YS: the co-ordinate of the source position (S).

XA, YA: the co-ordinate of the calculating position (A).

XF, YF: the co-ordinate of the center of the field (F).

A, B: the longest and the shortest radius of the cross section of the body simulating ellipse (a, b).

XN: the length of the field in the cross section (N).

DF: the air dose at 'F'.

DA: the calculating dose at 'A', the value is printed out on the result as a mark in corresponding position.

X1, Y1, X2, Y2 in 901 and in 902: the co-ordinate of the crossing points of the surface of the ellipse and the line including 's' and 'A' calculated from the formulae of the line and the ellipse (α , α').

DS1, DS2: the length between the source and α , α' .

D: the depth length in the tissue on radiating ray between the source and the calculating points at the calculating point (the distance between α and A)

X1, Y1, X2, Y2 after 903: the co-ordinate of the crossing point of the perpendicular line from A to the line including S and F (β).

XL: the length between the source and the center of the fields (the distance between S and F).

XM, YM: the co-ordinate of the center of the circle including points S, β and A. This is not essential for the theory directly, but effective to lessen calculating time (M).

YN: the distance between F and β .

ZM: the length between F and β .

ALF: the ratio between $\overline{F\gamma}$ and $1/2N$

*: multiply

**: exponential

α に相当する。

902-1, 2: $S\alpha$, $S\alpha'$ より短い方を選びそれと点AよりDを求める。これは αA に相当する。

-3: S, Aの中点Mを中心とし, SA を直径とする円(M, R)を求める。

903: $XS \neq XF$ の場合 SF と円 (M, R) の交点(X_1 , Y_1), (X_2 , Y_2)を求める。この X_1 , X_2 , Y_1 , Y_2 は式 900, 901と異なりあらためて設定したものである。これは β, β' に相当する。

904: XS と XA の座標によりふり分けてYN, ZMを求める。図の $F\beta, A\beta$ 。

905, 907: 904式で $XS \neq XA$ の場合でこれよりYN, ZMを求める。

906: 904式で $XS = XA$ の場合でこれよりXN, ZMを求める。

908: 以上の如くして求められたXL (902), ZM (906, 907), YN (906, 907), D (902), XN (既知) の値 (これはそれぞれ図1の $SF, A\beta$, $YN, \alpha A$, Nに相当する) より F_1, F_2, F_3, F_4 を求め、

SQRTF: root

ABSF: absolute value

ATAN F:arctangent

IF (XS-XA) 900, 901, 900:if XS<XA use the formula No. 900, XS=XA use 901 and XS>XA use 900.

The interpretation () are demonstrated in Fig. 1.

```

C  SENRYO NO KEISAN SUBROUTINE
SUBROUTINE SENRYO (XS,YS,XA,YA,XP,YF,A,B,XN,DF,DA)
IF (XS-XA) 900,901,900
901  Y1=B*SQRTE(1.0-XA*XA/(A*A))
      Y2=B*SQRTE(1.0-XA*XA/(A*A))
      X1=XS
      X2=XS
      GO TO 902
900  E=(YS-YA)/(XS-XA)
      F=(XS-YA-XA*YS)/(XS-XA)
      X1=(-A*A*E*E+A*B*SQRTE(A*A*E*E+B*B-F*F))/(A*A*E*E+B*B)
      X2=(-A*A*E*E-A*B*SQRTE(A*A*E*E+B*B-F*F))/(A*A*E*E+B*B)
      Y1=F*X1+F
      Y2=F*X2+F
902  DS1=SQRTE((X1-XS)*(X1-XS)+(Y1-YS)*(Y1-YS))
      DS2=SQRTE((X2-XS)*(X2-XS)+(Y2-YS)*(Y2-YS))
      IF (DS1-DS2) 1,2,2
      2  D=SQRTE((X2-XA)*(X2-XA)+(Y2-YA)*(Y2-YA))
      GO TO 3
      1  D=SQRTE((X1-XA)*(X1-XA)+(Y1-YA)*(Y1-YA))
      3  XL=SQRTE((XS-XF)*(XS-XF)+(YS-YF)*(YS-YF))
      R=0.5*SQRTE((XS-XA)*(XS-XA)+(YS-YA)*(YS-YA))
      XM=(XA+XS)*0.5
      YM=(YA+YS)*0.5
      IF (XS-XF) 903,904,903
904  IF (XS-XA) 905,906,905
906  YH=0.0
      ZH=SQRTE((XF-XA)**2+(YF-YA)**2)
      GO TO 908
905  Y1=YH+SQRTE(R*R-(XF-XH)**2)
      Y2=YH-SQRTE(R*R-(XF-XH)**2)
      X1=XS
      X2=XS
      GO TO 907
903  G=(YS-YF)/(XS-XF)
      H=(XS-YF-XF*YS)/(XS-XF)
      X1=(XM+G*(H-YH)+SQRTE((XM+G*(H-YH))**2-(1.0+G*G)*(XM*XM-R*R+(H-YH)*(H-YH))))/(1.0+G*G)
      X2=(XM+G*(H-YH)-SQRTE((XM+G*(H-YH))**2-(1.0+G*G)*(XM*XM-R*R+(H-YH)*(H-YH))))/(1.0+G*G)
      Y1=G*X1+H
      Y2=G*X2+H
907  ADS1=SQRTE((X1-XS)*(X1-XS)+(Y1-YS)*(Y1-YS))
      ADS2=SQRTE((X2-XS)*(X2-XS)+(Y2-YS)*(Y2-YS))
      IF (ADS1-ADS2) 4,5,5
      5  YH=SQRTE((X1-XA)*(X1-XA)+(Y1-YA)*(Y1-YA))
      ZH=SQRTE((X1-XF)*(X1-XF)+(Y1-YF)*(Y1-YF))
      GO TO 909
      4  YH=SQRTE((X2-XA)*(X2-XA)+(Y2-YA)*(Y2-YA))
      ZH=SQRTE((X2-XF)*(X2-XF)+(Y2-YF)*(Y2-YF))
908  F1=XL*(X1+(XL+ZH)**2+H*YH)
      F2=1.1*10.0**(-0.0298*D)*(1.0+0.00215*KN*D)
      ALF=2.0*YH*ZL/(XH*(XL+ZH))
      F3=0.5*ATAN(20.1*(ABSF(ALF)-1.0))/3.1415926536
      F4=1.0
      DA=F1*F2*F3*F4*ALF
      RETURN
END(0.1,0.1,0)

```

さらにこれよりDAを求める。

次いでAの座標を変えて(RETURN)求める各点のDAを順次計算して終る(END)。

⁶⁰Co 以外の線源

このプログラムを他の線源、例えば高エネルギーX線、電子線、深部治療X線についても応用を考えてみる。多くの報告はほとんどの場合プログラムを変えるか、又は各項目の式を完全に変えないと応用できないか¹⁵⁾²¹⁾、この方法では近似式を多く使用しているので各式の係数を変えるのみで応用できる。

一例としてベータトロンによるX線について述べる。

図8に各照射野における16.4MeV X線の等線量曲線を示してある。これより中心線の線量率の変化を求めたものが図9である。

さらにTAR(20)を各照射野でとり、近似直線

を求めたものが図10である。この両図よりF₂としてA×10^{-BX}+C×10^{-DX}の形を求めることができる。

次いで図10より⁶⁰Coの図5に相当する照射野内の位置の変化による図を図11に示す。これよりF₃としてA×arctan(B+CX)の形を求めることができる。

以上二式より、先に述べたと同時のプログラムで、DA=DF×F₁×F₂×F₃×F₄として各点の線量を求めることができる。

組織の不均一による影響

組織の不均一による影響については、特に肺の場合に報告されている。しかし肺の場合は腫瘍がある場合はその影響はさほど大きくないと考えられる。

勿論これらの較正はなされた方がよいのは当然であるが⁹⁾²⁰⁾³⁵⁾⁴¹⁾、この方法では多くの近似式を

Fig. 8. The Dosimetry of the Relative Isodose Curves on Betatron (Siemens)
16.4 MeV X-ray Irradiation.
SSD 60 cm, field sizes at the surface are 4.65 cm ϕ (left), 5.55 cm $\times$ 8.35 cm
(center) and 11.1 cm ϕ (right).

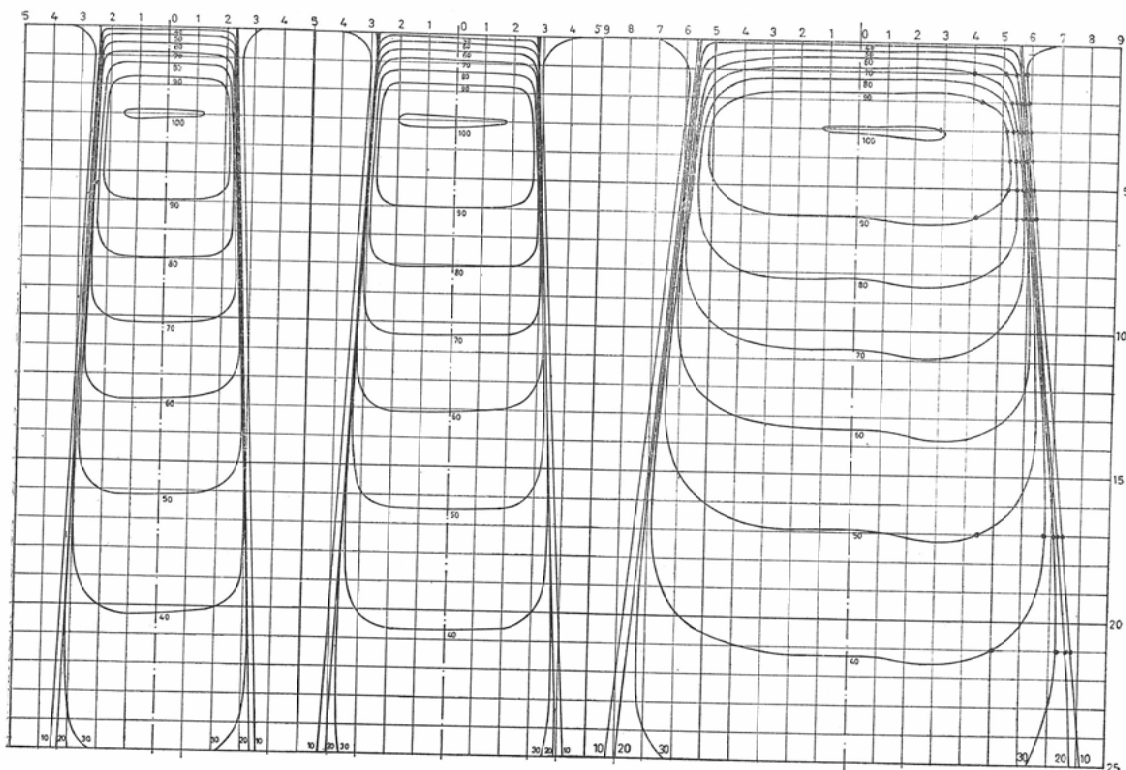


Fig. 9. The Tissue Air Ratios of 16.4 MeV X-ray in Several Field Area.

The marks (*) mean the estimated data on field size of 0 cm $\times$ 0 cm and 20 cm $\times$ 20 cm from the original. The estimation is explained in the next figure.

The tumor air ratio in each field size is simulated with a subtraction in two exponential lines.

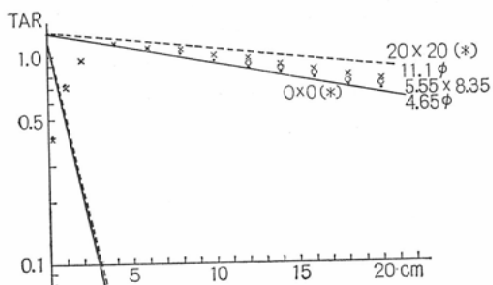


Fig. 10. The Influence of the Field Area on the Tissue Air Ratio in 16.4 MeV X-ray. Tissue air ratios at 20 cm tissue depth are explained as a function of the root of the field area.

The numbers near the marks are representing the field size.

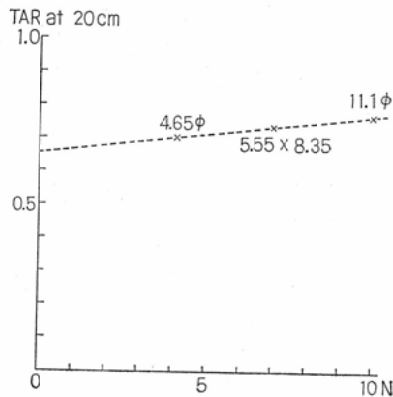


Fig. 11. The Factor According to the Deviation of the Calculating Point from the Central Ray Axis Determined of the Several Dotted Position in Fig. 10.

The dots are received from the dotted point in the Fig. 9. The line is the value of F_3 which is selected as a simulating formula for the dots. Here x means the ratio of $2F\gamma/N$ in Fig. 1.

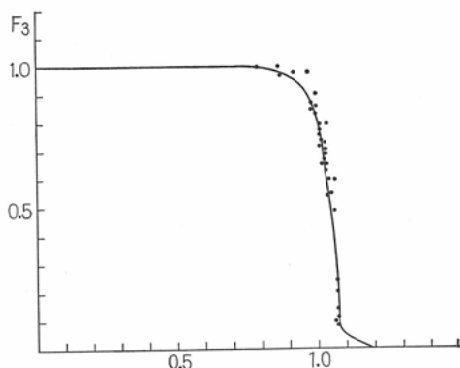
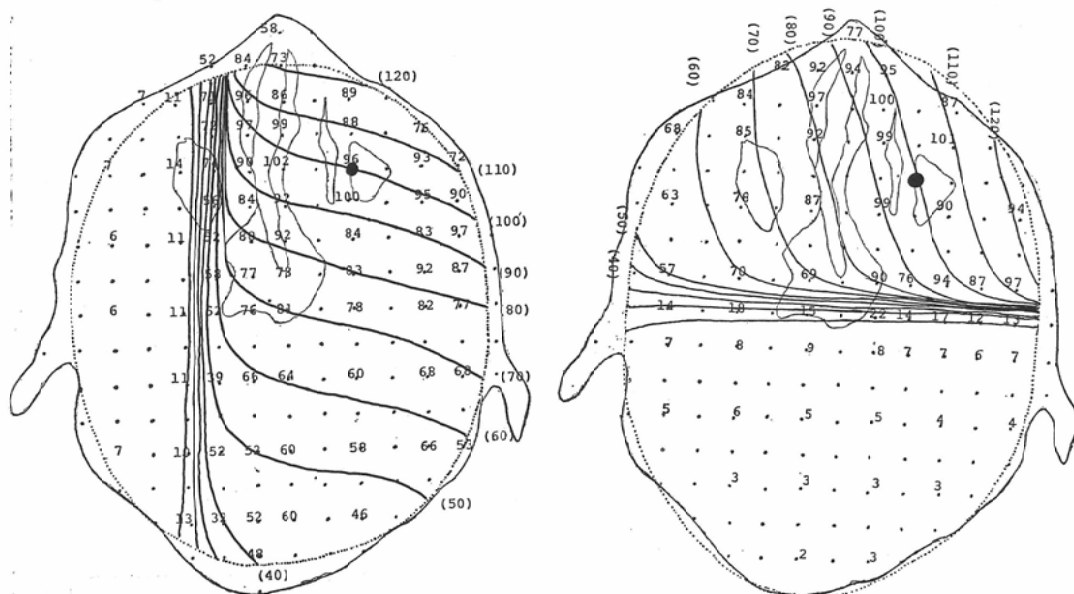


Fig. 12. The Comparison of the Glass Rods Dosimetried Data and the Computed Data in the Region of the Maxillary Sinuses.

STD 75cm, field size at the tumor 8cm×8cm, frontal field (a) and right lateral field (b).

The mark (•) is the position of the center of the tumor, and (•) are the position of the rods in 1cm intervals. The number near (•) mean the relative dose determined by the glass rods and the curves with numbers in () mean the computed data by this method.



使用して居り、これらの較正はあまり有意であるとは考えられない。

偶々比較的新鮮な頭部の屍体を使用する機会があつたので、上顎部の断面をつくり、1 cm間隔にガラス桿線量計による線量測定を行ない、本法による計算値と比較したものが図12a, bである。

図中の曲線と括弧内の数字は計算によるものであり、(•)印につけてある数字はガラス桿線量計によるものである。

まとめ

電子計算機を使用し、比較的簡単な数式をもちいて線量分布を求める方法につき述べ、実例を示した。

電子計算機を使用する目的として精度を求める方法もあるが⁽¹⁶⁾⁽³⁶⁾⁽³⁸⁾、臨床上の目的としては、むしろ経済性を主としてその普及をはかることも大きな利益であろうと思われる²⁷⁾。ここにその一例として電子計算機を使用できない施設においても

行なえる方法を提案した。現在一件当りのコストは約 2,000円であるが、頻度が増せばさらに下げることが可能であろう。従つてより多くの施設がこのプログラムを使用することは歓迎する所であり、さらに経済的な利点を損なうことなくこのプログラムを改良されることを期待する。

最後に本プログラム等につき種々助言をおしまれたかった J B A 社に感謝する。

尚本論文の一部は文部省科学研究費「所謂岩井班」によるものであり、昭和43年第47回日本医学放射線学会総会(京都)においてその要旨を報告した。

References

- 1) Bentley, R.E.: Digital computers in radiation treatment planning. *Brit. J. Rad.*, 37 (1964) 748—755.
- 2) Busch, M.: Der geometrische Aufbau rechteckiger Bestrahlungsfelder aus Standardfeldelementen. (Formeln zur Berechnung von Dosisverteilungen).; *Strahlentherapie*, 124 (1964) 54—59.
- 3) Busch, M., Woenckhaus, J.W.: Geometrische Grundlagen zur Berechnung von Dosisverteilungen in der Tiefentherapie. Eine Methode zur Ueberfuehrung von dreidimensionalen Koerperkonturen in Daten.; *Strahlentherapie*, 125 (1964) 91—101.
- 4) Campell, E.M. and Tun, T.: Isodose charts for obliquely incident Co^{60} teletherapy beams.; *Radiology*, 83 (1964) 1073—1079.
- 5) Clarkson, J.R.: A note on depth doses in fields of irregular shape.; *Brit. J. Rad.*, 14, (1941) 265—268.
- 6) Clifton, J.S.: Computer-assisted external-beam dosimetry with special reference to correction calculations and presentation of data.; *IAEA-TR-57* (Vienna 1965) 63—73.
- 7) Craig, D.: Determination of dose in arc therapy by numerical integration.; *Brit. J. Rad.*, 38 (1965) 285—287.
- 8) Cunningham, J.R.: Computation of multiple and moving beam distributions.; *IAEA-TR-57* (Vienna 1965) 53—62.
- 9) Dutreix, A.: Correction of single-field distributions to allow for tissue inhomogeneity.; *IAEA-TR-57* (Vienna 1965) 74—76.
- 10) Duteix, A. and Dutreix, J.: Obliquity correction by isodose chart shift.; *Brit. J. Rad.*, 37 (1964) 243.
- 11) Emmett, M.L.: The calculation of dose distributions for rectangular x- and gamma-ray fields.; *Brit. J. Rad.*, 37 (1964) 444—457.
- 12) Hall, E.J.: On the specification of field size for telecobalt units.; *Amer. J. Roent.*, 92 (1964) 207—212.
- 13) Hallden, H., Ragnhult, I., Roos, B.: Computer method for treatment planning in external radiotherapy.; *Acta radiol. (therapy)*, 1 (1963) 407—416.
- 14) H.P.A.: Depth dose tables for use in radiotherapy.; *Brit. J. Rad. suppl. No. 10*, (London 1961)
- 15) Laughlin, J.S., Lundy, A., Philips, R., Chu, F., Sattar, A.: Electron beam treatment planning in inhomogeneous tissues.; *Radiology*, 85 (1965) 524—531.
- 16) Mac Donald, J.C.F.: A new method for obtaining multifield and rotational dose distributions in ^{60}Co teletherapy.; *Radiology*, 85 (1965) 716—724.
- 17) Manderli, W., Fitzgerald, L.T.: A computer program for rotational treatment planning.; *Amer. J. Roent.*, 94 (1965) 880—887.
- 18) Mayneord, W.V., Lamerton, L.F.: A survey of depth dose data.; *Brit. J. Rad.*, 14 (1941) 255—264.
- 19) 真崎規江: 電子計算機をもちいて放射線治療を合理化する一方法: 日本医学放射線学会雑誌23(1963)197—204.
- 20) Meredith, W.J., Neary, G.J.: The production of isodose curves and the calculation of energy absorption from standard depth dose data. (Part 1), *Brit. J. Rad.*, 17 (1944) 75 (Part 2), *ibid.* 126.
- 21) 尾内能夫, 入船寅二, 都丸禎三, 小西圭介: デジタル計算機による線量分布の計算 ($\text{Co}^{60}\gamma$ 線および4.3MV X線の均値体内線量分布の計算).; 日本医学放射線学会雑誌27(1967) 653—666.
- 22) 尾内能夫, 入船寅二, 都丸禎三: 最少の実測値を用いて等線量曲線を作成する方法に関する考察 Telecobalt の標準線量曲線: 日本医学放射線学会雑誌27(1967) 1323—1338. 2. Telecobalt の斜入照射の線量分布27 (1967) 1339—1346. 3. 4.3 MV X 線による胸部照射の線量分布27(1967)1480—1493. 4. Phantom の中心を回転中心とする ^{60}Co 回転照射の線量分布28 (1968) 178—200.
- 23) Orchard, P.G.: Decrement lines: A new presentation of data in cobalt 60 beam dosimetry.; *Brit. J. Rad.*, 37 (1964) 756—763.
- 24) Orr, J.S., Laurie, S., Wakerley, S.: A study

- of 4 MeV transverse data and associated methods of constructing isodose curves.: *Phys. Biol.*, 9 (1964) 505.
- 25) Pfalzner, P.M., MacDonald, J.C.F.: A Tumour dose rate calculator.: *Radiology*, 72 (1959) 100—101.
 - 26) Pfalzner, P.M.: A II. general formula for axial depth dose derived from an empirical power law for tumour-air ratios.: *Radiology*, 75 (1960) 438—445.
 - 27) Ragnhult, I.: Economics of computer dosimetry.: IAEA-TR57, (Vienna 1965) 146—150.
 - 28) Richter, J., Schirrmeister, D.: Die Ermittlung von Dosisverteilungen mit digitalen Rechenautomaten unter Berücksichtigung von Rand abfall und Streuung.: *Strahlentherapie*, 126 (1965) 177—184.
 - 29) Richter, J., Schirrmeister, D.: Die Berücksichtigung von Gewebehomogenitäten bei der Ermittlung von Dosisverteilungen mit digitalen Rechenautomaten.: *Strahlentherapie*, 127 (1965) 550—559.
 - 30) Rosenow, V.: Programme zur Isodosenberechnung fuer die Pendel-, kreuzfer- und konzentrische Mehrfelderbestrahlung auf einer elektronischen Rechenmaschine.: *Strahlentherapie*, 127 (1965) 206—216.
 - 31) Schoknecht, G.: Dosisberechnung fuer die Kobalt-60 Bewegungsbestrahlung mit konstantem Pendelradius. *Strahlentherapie*, 120 (1963) 525—532.
 - 32) Schoknecht, G.: Berechnung und Ausdrucken von Dosis verteilungen fuer die Co-60-Teletherapie mit dem Datenverarbeitungssystem IBM 1401 nach experimentell bestimmten Ausgangswerten.: *Strahlentherapie*, 125 (1964) 75—90.
 - 33) Schoknecht, G.: Berechnung von Stehfeld-Dosisverteilungen fuer die Kobalt-60-Teletherapie.: *Strahlentherapie*, 127 (1965) 217—228.
 - 34) Selä, K.: Radiotherapeutisches Universalgeraet: Patientenlagerungs-tische, Vorrichtung zur automatischen Ermittlung von naturgetreuen Koerperkonturen, zur Therapie-simulation und Herdkontrolle sowie Tragarm fuer den Strahlerkopf fuer die Anwendung am liegenden Patienten.: *Strahlentherapie*, 128 (1965) 445—459.
 - 35) Siler, W., Bronstein, E., Laughlin, J.S., Ritter, F.: A treatment planning computer method for analysis of effect of body inhomogeneities in radiation therapy.: *Radio-logy*, (1966)
 - 36) Sterling, T.D., Perry, H., Bahr, G.K.: A practical procedure for automatic radiation treatment planning.: *Brit. J. Rad.*, 34(1961) 726—733.
 - 37) Sterling, T.D., Perry, H., Weinkam, J.J.: Automation of radiation treatment planning. II. calculation of nonconvergent field dose distributions.: *Brit. J. Rad.*, 36(1963) 63—67.
 - 38) Sterling, T.D., Perry, H., Weinkam, J.J.: Automation of radiation treatment planning. III. A simplified system-ou tof digitising isodoses and direct print-out of dose distribution.: *Brit. J. Rad.*, 36 (1963) 522—527.
 - 39) Sterling, T.D., Perry, H., Katz, L.: Automation of radiation treatment planning. IV. Derivation of a mathematical expression for the percent depth dose surface of cobalt 60 beams and visualisation of multiple field dose distributions.: *Brit. J. Rad.*, 37 (1964) 544—550.
 - 40) Sterling, T.D., Perry, H., Weinkam, J.J.: Automation of radiation treatment planning. V. Calculation and visualisation of the total treatment volume., *Brit. J. Rad.*, 38 (1965) 906—913.
 - 41) Sundbom, L.: Doseplanning for irradiation of thorax with ^{60}Co in fixed-beam teletherapy.: *Acta radiol. (Therapy)*, 3(1965) 342—352.
 - 42) Tsien, K.C.: The application of automatic computing machines to radiation treatment planning.: *Brit. J. Rad.*: 28 (1955) 432—439.
 - 43) Turner, J.F., Johnson, R.M., Whitefield, S.M.: A fast moving-field telecobalt tissue-dosage method for adding machine, tabulating machine, or electronic computer.: *Amer. J. Roent.*, 94 (1955) 865—879.
 - 44) 垣梅洋一郎, 松本健: フナログ計算機の線量計算への応用: 日本医学放射線学会雑誌26(1966) 677—678.
 - 45) van de Geijn, J.: Compensation for the effect of oblique incidence of cobalt 60 radiation beams in teletherapy.: *Brit. J. Rad.*, 36 (1963) 56—62.
 - 46) van de Geijn, J.: The computation of two and three dimensional dose distributions in cobalt 60 teletherapy.: *Brit. J. Rad.*, 38 (1965) 369—377.
 - 47) van de Geijn, J.: The construction of individualised intensity modifying filters in cobalt 60 teletherapy.: *Brit. J. Rad.*, 38(1965) 865—871.
 - 48) 安河内浩, 飯野祐: 密封小線源の線量計算 (電子計算機による一般化の試み): 日本医学放射線学会雑誌28 (1969) 1296—1306.
 - 49) Wood, R.G.: The computation of dose distributions in cobalt rotational therapy.: *Brit. J. Rad.*, 35 (1962) 482—484.