

Title	密封小線源治療の線量計算 : 電子計算機による一般化の試み
Author(s)	安河内, 浩; 飯野, 祐
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1968, 28(9), p. 1296-1306
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19704
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

密封小線源治療の線量計算

(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

(昭和43年3月4日受付)

Dosimetry in the Case of Sealed Small Source for Cancer Therapy

—A rental calculation method by computer—

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

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

(Director: Associate Professor Ihno)

According to the remarkable progress of high energy medical radiation apparatuses, the part of the teletherapy using betatron, lineac and telecobalt is now occupying almost the whole portion of cancer therapy in the field of radiation treatment. However, even in the present days, inserting sealed small source therapy applied interstitially and/or intracavitary shows better results in some kinds of tumors just as the tumors of the tongue and those of the uterine cervix.

On the technic of these inserting therapy, the dose calculations in the tumor are the most critical and most troublesome procedures to determine the therapy technic. For these purposes many attempts are tried by physicians and physicists. Most widely and longly accepted technic is the mean dose calculation in the tumor which is determined from the calculated tables on the relationship between the total dose of the inserting sources and the volume of the tumor. Practically, it is very difficult to determine the volume of the irradiated area. The radiation dose of some selected points is also used for this purpose which is point "A" and "B" in the intracavitary radium therapy for the cancer of the uterine cervix. Or some people use the resemble isodose curve among the area by summing up the isodose curve charts of each source.

According to the popularization of the electronic computers, some attempts are applied in this field. These attempts seem to have two opposit directions. One is to apply this technic for the more accurate dose calculation near the sources which were almost impossible by manual calculations because of the complex factors concerning the calculations just as the personal differences of the absorption length to the directions of the sealing material and the radium itself. Another is to utilize the calculation from simple formulae or simple tables and to calculate the dose distributions in each patient in each time.

In practically, the errors of the calculated radiation dose mainly depend on the fixability of the source position, and even if the sources were completely fixed during the treating periods, the nature of the tumor and of the surrounding tissues. For these reasons, practical calculations do not need extremely accurate theoretical dose distributions in patients. Of course the more accurate dose distribution may leads the better results in the therapy on some grade.

In this paper the errors are discussed on the statistical views and many negligible errors are omitted if they were clinically permissible, and the dose distributions were calculated in every 0.5 cm squares in one plane near the sources according to the simple formula just as $\sum L_{ij}^{-1}$ or integral of L_{ij}^{-1} shown in figure 4. Each formula can be selected according to the capacity and the ability of the computer applied. The calculation procedures were offered to the commercial professionals.

By this method, doctors detect only the positions of the sources from the X-ray films of perpendicularity crossing two directions, and mail them to the calculation center or the company by a form of Fig. 14. And then the calculated results were received from them by the style shown in figures 16 and/or 17.

On this system any hospital can receive the calculated radiation dose distributions of practically accurate, without to have any professional ability about the programming of computer procedures nor any computers in the hospital.

The investigations on the ranges of neglected errors and the practical examples are presented.

According to this procedures, calculation cost for each patient is about 2,000 yen which contains three figures of perpendicularity crossing three planes around the center of tumor.

We hope that many doctors use this program and procedures to cost down the calculation fees by progressing the number.

近年放射線治療の領域においてはペータトン、ライナック等の高エネルギーX線、電子線を利用できるようになり、又装置も実用面を重視した柔軟性のある治療が可能となつたために従来広く利用されていた組織内又は腔内照射に対して遠隔照射の占める割合は非常に高くなつた。しかし、舌癌、子宮頸癌を始めとして密封小線源を利用した治療法も対象によつては遠隔照射の治療をはるかに上廻る成績を現在でも残している。又この場合は照射期間も重要な因子であるが、ここでは触れない。

この密封小線源による方法は一般にその線量分布が非常に不均等になるために挿入等に非常な熟練を要するし、又挿入後の線量分布を求めることは予後に対して非常に重要な因子であることは論をまたない。この配量は非常に熟練した医師は従来経験をもととして挿入時間を定めていたが、その結果に非常な変動があることは当然である。改善の方法として挿入部位の体積と挿入線源の量から近似式をつくりその部分の平均線量を求める方法が広く利用されている²⁵⁾²⁶⁾²⁹⁾。しかしこの方法は定められた幾何学的な分布に線源を入れた場合を標準とし、しかも線量の不均一性は示し得ない。又平均線量の値にしても病巣体積のとり方により

非常に異なり実際診療面に難渋することは放射線科医の等しく認めるところである。一方子宮頸癌の場合のように線源数が少ない場合は各線源の等線量曲線をあらかじめ作成しておきそれらを組み合わせることにより線量分布を求めたり⁵⁾⁶⁾¹²⁾¹⁵⁾特に問題となる部分の線量を計算したり³⁶⁾模倣線源を組み立てることも利用されている¹¹⁾¹³⁾。又定められた位置に線源を挿入することも程度可能であるために一定の形の線量分布をあらかじめ測定することも可能である¹¹⁾。

近年電子計算機が普及するにつれてこれらの線量分布を求めることが比較的容易になつて来た⁴⁾。電子計算機を利用して密封小線源の線量分布を求めるにはその目的として2つの方法が考えられる。一つは密封小線源の構造などを精確に求めて理論的には確立されていたが⁹⁾³²⁾³³⁾従来の方法では計算が複雑なためにほとんど不可能であつたり、又はグラフ等を利用することにより近似的な計算をした⁷⁾⁹⁾¹⁷⁾¹⁸⁾微細な部分の線量分布を非常に正確に求めようという試みであり³¹⁾³⁵⁾⁴¹⁾、他の一つは大体の線量分布を求め、各患者についてその記録を残す考え方である¹⁹⁾²¹⁾。前者については報告も比較的多いが、計算に要する時間もかかり非常に高価となるために主として物理学者の研究にとどまり日常の臨床に使用するには多少問

Table 1. Dosimetry of inserted small sealed source

- 線状線源の近傍の計算 (ORIGINAL FORM)
Sievvert : Acta radiol. 2, 70, 1923
- 図式化計算 (GRAPHICAL FORM)
Wolf: Am. J. Roent. 50, 400, 1943.
54, 296, 1945.
Bush: Brit. J. Rad. 20, 284, 1947.
- 特定な点の計算 (SELECTED POINT FORM)
Meredith : (E. & S. Livingstone, Edimburgh) 1947
Glasser ら : (P.B. Hoeber N.Y.) 1952
- 図表による (TABLE FORM)
Laurence: Radiology. 25, 166, 1935.
Quimby : " 43, 572, 1944.
Paterson ら : Brit. J. Rad. 7, 592, 1944.
Wolf: Am. J. Roent. 51, 747, 1944.
Greenfield ら : Radiology. 73, 418, 1959.
- 計算機による (COMPUTER FORM)
Kemp: Brit. J. Rad. 17, 300, 1944.
Acta radiol. 33, 17, 1950.

題がある³⁰⁾。実際臨床面においては線源の挿入位置の変化、患者の個体差、腫瘍の感受性の差等による誤差に較べて数桁も高い精度でその線量分布を求め、更にその点だけで正確さをまそうとする考えはあまり意味がないとすら云える。しかし実際は臨床医が電子計算機にとり組む機会が少ないためにあまり実用的な又経済的な使用は考えられていない。

我々の放射線科では非常に簡単な方法で、しかも患者の経済的負担で行なうことのできる方法を目的に電子計算機の利用を考え実行して来たので報告する。

考え方

先づ線量の計算方法を正確に求め、ついでそれより無視できる誤差の範囲内の項目を除き、式を簡易化することを考えた。

図1に示すごとき線源より点(P)に与える線量は(D_{PQ})は次式であらわされる³²⁾³³⁾。

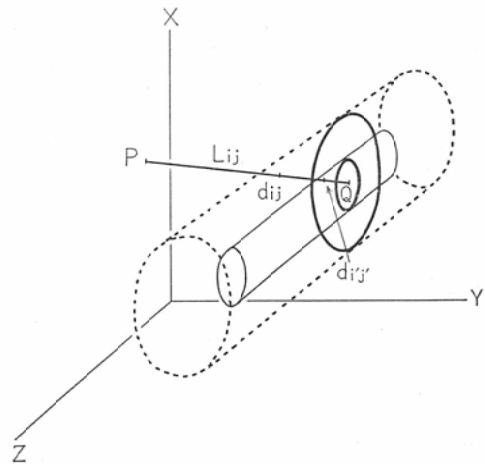
即ち線源内の1点(Q)よりの(P)への線量(D_{PQ})は

$$D_{PQ} = K \cdot m_Q \cdot \frac{e^{-\mu_1 \sqrt{L_{ij}}} \cdot e^{-\mu_2 d_{ij}} \cdot e^{-\mu_3 d_{i'j'}}}{(\sqrt{L_{ij} + d_{ij} + d_{i'j'}})^2} \quad \text{---1)}$$

ここにK: 単位線源より単位距離における空中線量

m_Q: Qにおける線源の量

Fig. 1. Factors concerning dosimetry of line source. Dotted line shows the outer silhouette of the sheath and solid line surface of the radioactive materials.



μ_1, μ_2, μ_3 : それぞれ組織、外さや、線源物質の吸収係数

$\sqrt{L_{ij}}, d_{ij}, d_{i'j'}$: それぞれ組織、外さや、線源物質内の厚さ ($\sqrt{L_{ij} + d_{ij} + d_{i'j'}} = PQ$)

従つて

$$D_{PQ} = \int \int \int D_{PQ} \delta S \delta l \quad \text{---2)}$$

ここにS: Qを含む線源の長軸に垂直な面の因子

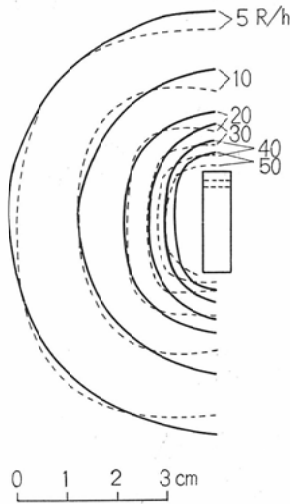
l: 線源の長軸に関する因子

これらの各因子についての誤差を種々の組み合わせで求めればよいが、実際にはぼう大となり、又不必要なので各因子について求める。

($\mu_2 d_{ij}$, $\mu_3 d'_{ij}$ に関する誤差)

これを計算的に求めることは可能であるが実測で求める方がより容易である²⁴⁾³⁷⁾³⁸⁾、比較的低エネルギーでこの因子が大きいと思われる ^{137}Cs 線源について実測⁴⁰⁾及び後に述べる5)式で求めた等線量分布を図2に示す。

Fig. 2. The comparison of calculated data (solid line) and the dosimetried data (dotted line) of Cs-137 tube (30 mCi).



実線は外ざやのある場合の測定値で点線はない場合の計算値である。外ざやの有無によって絶対線量率は当然異なるがこの範囲では比較線量率は $\mu_1 \sqrt{L_{ij}}$ の因子を含めて無視できることがわかる。 $\mu_2 d_{ij}$, $\mu_3 d'_{ij}$ の因子は $\sqrt{L_{ij}}$ が大きくなるにつれて更に無視できるので1)式で $e^{-\mu_2 d_{ij}} \cdot e^{-\mu_3 d'_{ij}} \approx 1$ とおいてよい。

従つて $d_{ij} = 0$, $d'_{ij} = 0$ (Sは点とする) とすると2)式は

$$D_{pi} = \frac{K}{2a} \int_0^l m_Q \frac{e^{-\mu_1 \sqrt{L_{ij}}}}{L_{ij}} dj \quad \text{---3)}$$

となる。

$l, 0$: 線源両端の位置

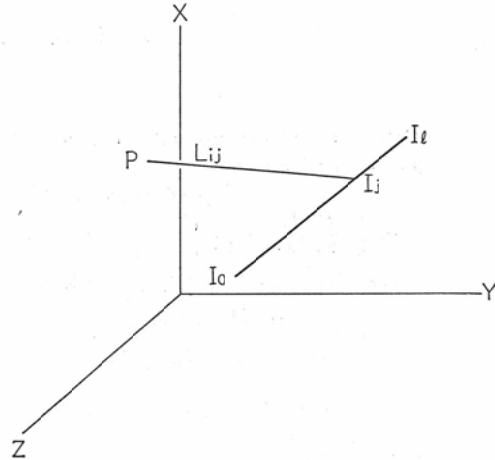
j : Qの位置

$$\sqrt{L_{ij}} = \sqrt{L_Q + d_1 + d_2}$$

2a: 線源の長さ

これによつて図1は図3のようにかき直すことができる。又座標を変えることによつて図4の如く二次元にかきあらためられる。

Fig. 3. Simplified line source from figure 1.



($\mu_1 \sqrt{L_{ij}}$ に関する誤差)

この項は前項と考え方は同様である比較的低エネルギーが低い ^{199}Au 及び ^{137}Cs について軟部組織(水)中及び骨組織(Al)中の変化を計算し、図5に示してある。当然の如く線源よりの距離が大きくなるに従つてその影響は大きくなるが吸収以外の因子も入るので実測ではよりなだらかになり線源より約5 cm以内であれば大きな誤差にはならない。又密封小線源の場合は距離の逆二乗に従つて線量率が減少するので5 cm以上の点でその影響は比較的少ないと考えられる。

従つて $\mu_1 \sqrt{L_{ij}} \approx 0$ と仮定できるので3)式は更に

$$D_{pi} = \frac{K}{2a} \int_0^l m_Q \cdot L_{ij}^{-1} \cdot dj \quad \text{---4)}$$

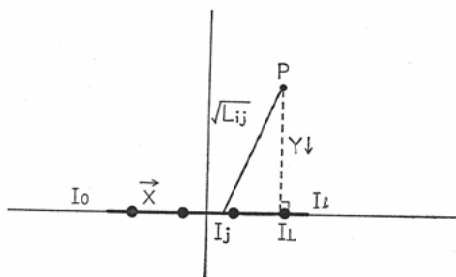
としてよい。

又一般的に $m_Q = \text{const}$ と考えられるので4)式は Sievert 積分として次の様に解くことができる。

$$D_{pi} = \frac{Km}{2a} \int_{-a}^a \frac{dX}{Y_p^2 + (X - X_p)^2} \\ = \frac{Km}{2a Y_p} \left[\sin \left(2 \arctan \frac{X - X_p}{Y_p} \right) \right]_{-a}^a \quad \text{---5)}$$

$$\text{但し } m = \int_{-a}^a m_Q dX$$

Fig. 4. Explanation of calculation of dose rate from line source.



Calculation of the dose rate at point "P".

1) Integral method.

$$D_{pi} \text{ (dose rate at "P" from source "I")} = \frac{K}{2a} \int_0^l \frac{dj}{Lij} = \frac{K}{2a} \int_0^l \frac{dj}{X^2+Y^2} = \frac{K}{2a} \left[\frac{1}{Y} \tan^{-1} \frac{X}{Y} \right]_0^l = \frac{2aY}{K} \left(\tan^{-1} \frac{I_l I_l}{Y} - \tan^{-1} \frac{I_0 I_0}{Y} \right)$$

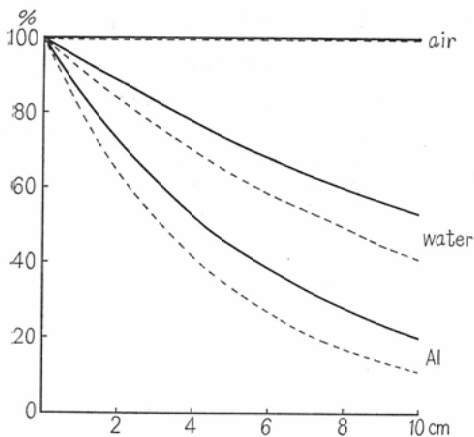
here $Y = \vec{PI}_l$, $I_l I_l$ and $I_0 I_0$ are given by following formula

$$\left. \begin{aligned} \frac{X_L - I_0}{X_0 - X_l} &= \frac{Y_L - Y_0}{Y_l - Y_l} = \frac{Z_L - Z_0}{Z_0 - Z_l} \\ \frac{X_L - X_p}{I} &= \frac{Y_L - Y_p}{m} = \frac{Z_L - Z_p}{n} \end{aligned} \right\} \rightarrow \begin{cases} X_L = Ak + X_0 \\ Y_L = Bk + Y_0 \\ Z_L = Ck + Z_0 \\ A = X_0 - X_l, B = Y_0 - Y_l, C = Z_0 - Z_l \\ K = \frac{A(X_p - X_0) + B(Y_p - Y_0) + C(Z_p - Z_0)}{A^2 + B^2 + C^2} \end{cases}$$

2) Divided method

$$D_{pi} = \frac{K}{2n} \sum_{j=1}^n \frac{1}{Lij} = \frac{K}{2n} \sum_{j=1}^n \frac{1}{(X_j - X_p)^2 + (Y_j - Y_p)^2 + (Z_j - Z_p)^2}$$

Fig. 5. Absorption of γ -rays in air, water and Al. Solid line Cs-137, dotted line Au-198.

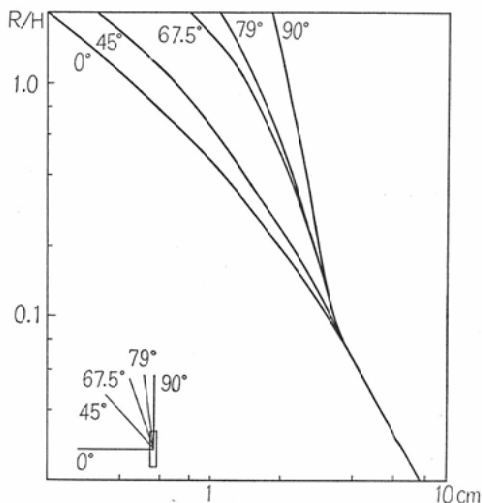


実際の解き方については図4に示してある。

(l に関する誤差)

取り出した線源について言えば l の誤差は零と考へて差し支えない、しかし人体内に挿入された線源の方向は直接測定することはできないので一般にX線写真より推定することになる⁸⁾。この場

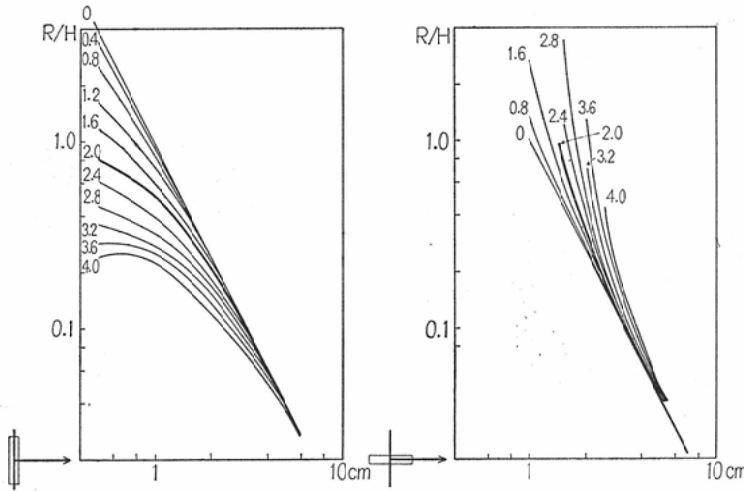
Fig. 6. Dose rate from 4cm line source in each direction.



合方向と長さの二つの誤差が考へられる。

方向について実測値より誤差を求めたものが図6である。これによれば約10°以内であれば誤差は数%でおさえることができる。

Fig. 7. Dose rate distribution changes by the length of line source with 0.12 mg Ra.



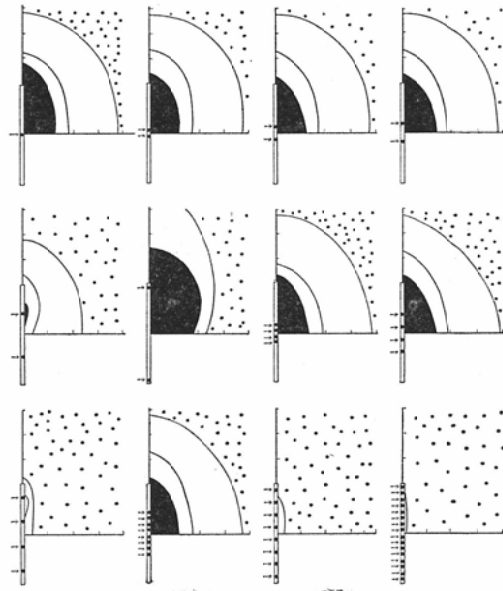
長さについて長軸方向及びそれと垂直な方向で0~4 cmについて線量計算をしたものが図7である。これによれば2 cmを標準と考え±50%以内であればほぼ誤差は無視できると思つてよい。実際は線源の長さはこれより大きいことが多いので誤差はより少なくなる。又10~20%の程度以内で求めることができる。

以上の二点はいづれもX線写真より求めることは容易な範囲である。X線写真より求める場合にX線焦点をずらして二重曝射したフィルムより求める方法、立体撮影より求める方法²¹⁾²³⁾²⁷⁾、断層写真より求める方法²⁶⁾³¹⁾⁴⁷⁾、二方向より別のX線写真をとり求める方法がある³⁾²⁰⁾³⁴⁾³⁵⁾。再現性その他より立体撮影方式が理論的に優れているが、線源数が多くなると比較的図が繁雑になり断層方式又は二方向方式が便利である。又経済的な問題及び臨床上の簡便度から考えれば二方向方式が最も適しており²³⁾又その誤差も先に述べた範囲に入るので³⁾我々は直交二方向のX線写真より線源の位置を求めた。

(arctan の頂の簡易化とそれによる誤差)

デジタル計算機では四則計算以外はすべて近似式をもちいることになる。最近ではそれらを Subroutine として機械に組み込み、非常に短い時間で計算することができる様になつているものもあるが、一般的には次に述べる方法の方が計算時間

Fig. 8. The divided source and the errors of calculation for 4 cm line source. Black area: over 10%, dotted area under 2% and the line between two areas 5%.



が早いことが多い。

即ち図4の線源をlコに分割し、その各分割内の線源がその分割の中心に総て集まる様に仮定すると5)式は

$$D_{pi} \doteq \frac{Km}{2a} \sum_{j=0}^n L_{ij}^{-1}$$

—6)

この分割による誤差を計算すると図8の如くなり、普通使用される針の長さでは4分割をすれば充分臨床的に使用し得る式となる。これによると6)式は

$$D_{pi} = \frac{Km}{2a \times 4} \sum_{i=1}^4 Lij^{-1} \quad \text{---(7)}$$

となる。4 cmの線源及び後に述べる実例について線源の分割数による差を図9—11に示す。

この様にすれば従来使用されている Rn-seed 等の計算法と同じであり¹⁾⁴⁾¹⁴⁾、実際の計算につ

Fig. 9. Calculated dose rate curves in each case. Dose rate 1, 2, 5, 10, 20 and 40 R/hr from outer side.

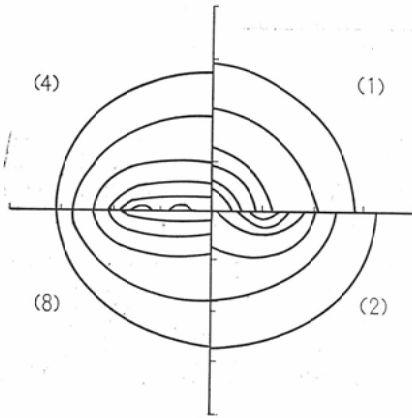


Fig. 10. Dose rate calculation on the case of Fig. 13. by divided method. X-Y dimension at Z = 2.0 cm.

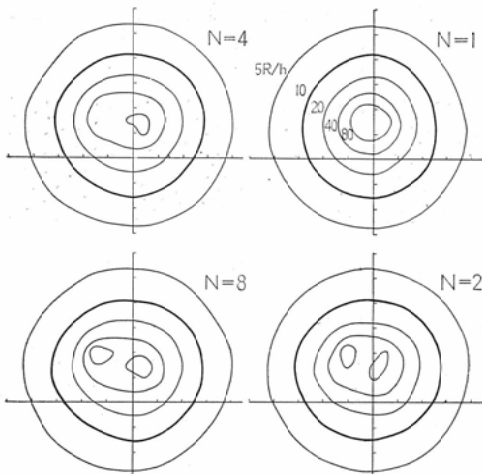
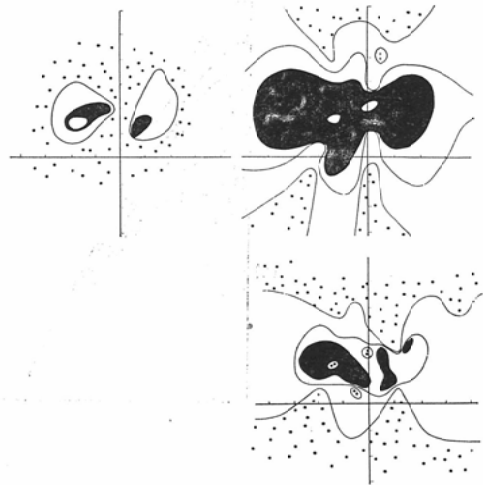


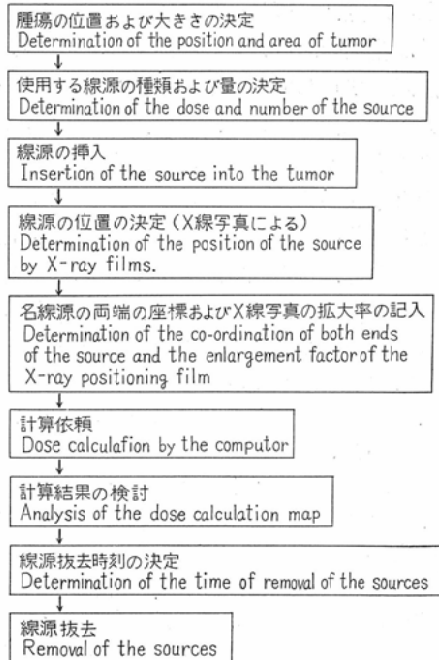
Fig. 11. Errors in figure 10. Black area, over 10 %, dotted area under 1 %, solid line between two areas 5 %.



いては図4に示してある。又線源の数は実際は複数であり、その数をあらたにnとすれば点(P)の線量(Dp)は

$$Dp = \frac{Km}{k^2 \cdot 2a \times 4} \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^4 Lij^{-1} \quad \text{---(8)}$$

Fig. 12. Block diagram of the procedures in hospital.



kはX線写真の拡大率である。又Kは線源をRa当量になおしてあれば8.4 R/hとなる。この方法は桿のごときものにももちろん応用できるし、各線源の量が異なる場合も係数を乗ずることにより応用可能である。この場合は

$$D_p = \frac{K_m}{k^2 \cdot 2a \times 4} \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^4 k_i L_{ij}^{-1}$$

となる。k_iは線源の相対強度である。

(実際の手技)

図12に示す通りである。先で線源を患者に挿入する。次いで直交する二方向のX線写真をとる。一例を図13 A,B, に示してあるが、Aの写真より

Fig. 13 A. Lateral view: projection on X-Y dimension.

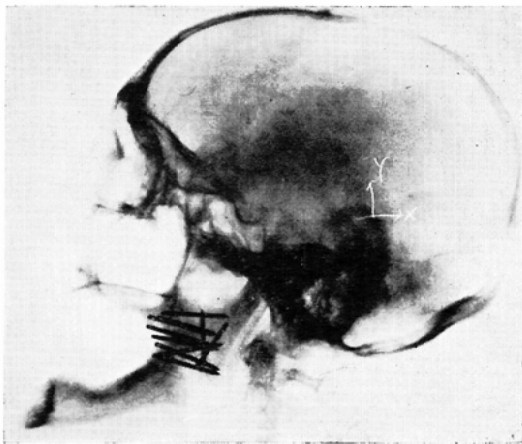
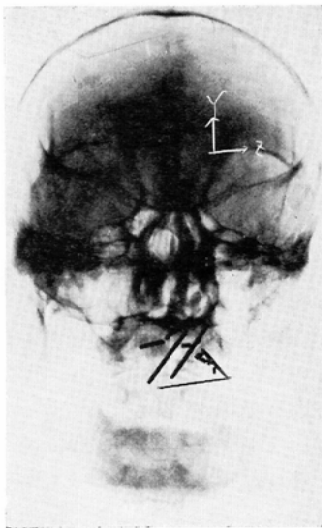


Fig. 13 B. Frontal view: projection on Y-Z dimension.



線源の両端のxy座標を求め、Bの写真よりyz座標を求める。X線写真を正確に直交してとることは容易でなくy座標が一致しないことがあるが、その場合は平均値をとつた、又二枚のX線写真から座標を更に計算機で計算することも考えら

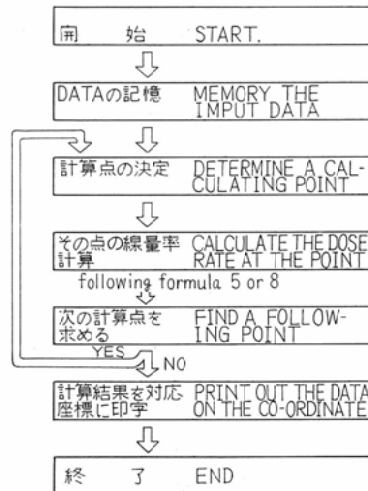
Fig. 14. Tables for calculation.

密封小線源の線量計算

患者氏名				病院名			
AIDAICHTHIDIZO				TODAI-ROUIN			
線源の両端の座標 (mm)		線源の両端の座標 (mm)		線源量 (mCi)			
1	(x ₁ y ₁)	(x ₂ y ₂)	(x ₁ y ₁)	(x ₂ y ₂)	1	2	0
2	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	2	1	0
3	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	3	1	0
4	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	4	1	0
5	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	5	1	0
6	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	6	1	0
7	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	7	1	0
8	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	8	1	0
9	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	9	1	0
10	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	10	1	0
11	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	11		
12	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	12		
13	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	13		
14	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	14		
15	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	15		
16	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	16		
17	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	17		
18	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	18		
19	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	19		
20	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	(x ₁ y ₁)	20		

座標の拡大率 1.0 指示なき場合は1.0
 単位線源の強度 2.0 (R/h・mCi at 1cm) 指示なき場合は4
 座標中心の座標 (mm) X座標 15.0, Y座標 10.0, Z座標 20.0

Fig. 15. Block diagram of the calculating program.



多くの施設で利用することは我々の希望する所であり、又より安価にししかも大きな誤差を作らずによりよい方法に改良されることを希望する。

本研究は第24回日本医学放射線学会総会及び昭和40年第14回月物理部会等において報告した。又本研究の一部は文部省科学研究費「所謂岩井班」に依存した。

文 献

- 1) Busch, M.: Ueber die Berechnung der Dosisverteilung mit der elektronischen Rechenmaschine bei interstitieller Anwendung von radioaktiven Seeds: *Strahlentherapie* 121 (1963), 549—555.
- 2) Busch, M.: Die Korrektur von Projectionseffehlern bei der Koordinaten-Bestimmung von implantierten Radiogoldseeds.: *Strahlentherapie*, 125 (1964), 383—394.
- 3) Busch, M.: Grundlagen der Dosimetrie bei interstitieller Therapie die Identifizierung der Koordinatenmesswerte implantierter Radiogoldseeds aus Roentgenaufnahmen in zwei Ebenen.: *Strahlentherapie*, 126 (1965), 161—176.
- 4) Busch, M.: Ein Dosierungssystem fuer die interstitielle Therapie mit radioaktiven Seeds.: *Strahlentherapie*, 128 (1965), 351—362.
- 4') Egan, R., Johnson, G.C.: Multisetion transverse tomography in radium implant calculation.: *Radiology*, 74 (1960), 407—413.
- 5) Fletcher, G.H., Wall, J.A., Bloedorn, F.G., Shalek, R.J., Wootton, P.: Directmeasurements and isodose calculations in radium therapy of carcinoma of the cervix.: *Radiology*, 61 (1953), 885—902.
- 6) Frischkorn, R.: Der Radium-isodosenatlas der Universitaets-Frauenklinik Goettingen.: *Strahlentherapie*, 125 (1964), 39—50.
- 7) Greenfield, M.A., Fichman, M., Norman, A.: Dosage tables for linear radium sources filtered by 0.5 and 1.0 mm. of platinum.: *Radiology* 73 (1959), 418—423.
- 8) Howells, R., Oliver, R.: Single-plane implants using needles of the same uniform linear activity.: *Brit. J. Radiol.*, 12 (1939), 499—503.
- 9) Huggett, J.P.: An automatic isodose contour recorder.: *Brit. J. Radiol.*, 38 (1965), 701—703.
- 10) Johnson, G.C.: Interstitial time-dose corrections.: *Radiology*, 82 (1964), 831—832.
- 11) Kirsch, M.: Zur Bestrahlungs vor Planning bei der interstitiellen Behandlung von kleineren platten foermigen Befunden mit Au¹⁹⁸-seeds.: *Strahlentherapie*, 128 (1965), 363—375.
- 12) Kielloren, O., Ragnhult, I.: Aruentarium for radium treatment of carcinoma of the uterine cervix.: *Acta radiol. (therapy)*, 1 (1963), 1—22.
- 13) 楠本五郎, 恒元博, 古川重夫: 光源を代用して小線源治療時の線量分布を再現する試み, *日本医学放射線学会誌*, 25, (1965) 562—563.
- 14) Laughlin, J.S., Siler, W.M., Holodny, E.I., Ritter, F.W.: A dose description system for interstitial radiation therapy.: *Seed implants.*: *Amer. J. Roent.* 89 (1963), 470—490.
- 15) Lane, F.W. Jr., Johnson, N. M., Borgoot, F.J.: A technic of experimental dosimetry for intracavitary radium applicators.: *Radiology*, 82 (1964), 827—830.
- 16) Laurence, G.C.: Intensity and dosage near radium needles.: *Radiology* 25 (1935), 166—181.
- 17) Légaré, J.-M.: L'emploi de la geometrie descriptive pour localiser les sources de radium, de radon et de radioisotope artificiels á des fins de dosimétrie.: *Acta radiol. (Therapy)*, 1 (1963), 288—302.
- 18) Liversage, W.E.: A simple determination of the dose-rates at point near any linear source from an isodose chart for a linear radium source having the same filtration.: *Brit. J. Radiol.*, 32 (1959), 348—349.
- 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誌*, 23 (1963), 197—204.
- 20) Meredith, W.J., Stephenson, S.K.: Use of radiographs for dosage control in interstitial gamma-ray therapy.: *Brit. J. Radiol.*, 18 (1945), 86—91.
- 21) Nelson, R.F., Meurk, M.L.: The use of automatic computing machines for implant dosimetry.: *Radiology*, 70 (1958), 90.
- 22) 尾内能夫, 都丸禎三, 入船寅二, 内田勲: 電子計算機によるRa治療の線量計算: 第24回日本医学放射線学会総会(鹿児島)報告.
- 23) Parker, H.M., Meredith, W.J.: Radium implant reconstructor.; *Brit. J. Radiol.*, 12 (1939), 499—503.
- 24) Parker, H.M.: Limitations of physics in radium therapy.: *Radiology*, 41 (1943), 330—336.
- 25) Paterson, R., Parker, H.M.: A dosage system for gamma ray therapy.: *Brit. J. Radiol.*, 7

- (1934), 592—632.
- 26) Pierquin, B., Chassagne, D., Gasiorowski, M.: Technique de dosimétrie en criethérapie interstitielle par tomographie transversale.; *Acta radiol.*, 53 (1960), 314—320.
- 27) Powers, W.E., Bogardus, C.R., White, W., Gallagher, T.: Computer estimation of radiation dose in interstitial and intracavitary implants.: *Radiology*, 85 (1965), 135—142.
- 28) Quimby, E. H.: Dosage table for linear radium sources: *Radiology*, 43 (1944), 572—577.
- 29) Quimby, E.H.: The grouping of radium tubes in packs or plaques to produce the desired distribution by radiation.: *Amer. J. Roent.*, 27 (1932), 18.
- 30) Ragnhult, I.: Economics of computer dosimetry.: IAEA-TR-57, 146—150, 1966.
- 31) Shalek, R.J., Stoval, M.: The calculation of isodose distributions in implantations by a computer.: *Radiology*, 76 (1961), 119—120.
- 32) Sievert, M.: Die Intensitätsverteilung der primären gamma-Strahlung in der Nähe medizinischer Radiumpräparate.: *Acta radiol.*, 1 (1921), 89—128.
- 33) Sievert, R.M.: Zur Frage der Intensitätsverteilung der gamma Strahlen in der Nähe medizinischer Radiumpräparate.: *Acta radiol.*, 2 (1923), 70—73.
- 34) Smith, M. de F.: A graphic method of reconstructing radium needle implants for calculation purposes.: *Amer. J. Roent.*, 79 (1958), 42—48.
- 35) Stovall, M., Shalk, R.J.: A study of the explicit distribution of radiation in intestinal implantation. I. A method of calculation with an automatic digital computer.: *Radiology*, 78 (1962), 950—954.
- 36) Tod, M. C., Meredith, W. J.: A dosage system for use in treatment of cancer of uterine cervix.: *Brit. J. Radiol.*, 11 (1938), 809—824.
- 37) Thoraesus, R.: Attenuation of gamma radiation for ^{60}Co , ^{137}Cs , ^{192}Ir and ^{226}Ra in various materials used in radiotherapy.: *Acta radiol. (therapy)* 3 (1965), 81—86.
- 38) 梅垣洋一郎, 松本健: アナログ計算機の線量計算への応用: 第24回日本医学放射線学会総会(鹿児島)報告.
- 39) Wootton, P., Schalk, R., Fletcher, G. H.: Investigation of the effective absorption of radium and cobalt 60 gamma radiation in water and its clinical significans.: *Amer. J. Roent.*, 71 (1954), 683—690.
- 40) 安河内浩, 飯野祐: ^{137}Cs 管について(ガラス線量計による線量分布の測定), 日本医学放射線学会雑誌, 28 (1968) 1010—1014.
- 41) Young, M.E.J., Batho, H.F.: Dose tables for linear radium sources calculated by an electronic computer.: *Brit. J. Radiol.*, 37 (1964) 38—44.