

Title	電子計算機を用いて放射線治療を合理化する一方法
Author(s)	真崎, 規江
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1963, 23(2), p. 197-204
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/20588
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

電子計算機を用いて放射線治療を合理化する一方法

大阪大学医学部放射線医学教室

真 崎 規 江

(昭和38年3月4日受付)

A Method of Dose Calculation in Radiation Therapy with the Aid of Digital Computer

By

Norié Masaki

(Department of Radiology, Osaka University Medical School)

A method of obtaining the dose distribution of radiation, which employs electronic digital computer (NEAC-2203), is developed. By means of this method, it is possible to determine conveniently, rapidly and accurately complete dose distribution for any type of radiation therapy, including interstitial, intracavitary, and external technique, and for each individual case.

A practical method of individual dose estimation for radio-active small source therapy has become urgent, which must be based upon the actual positions of sources in the body. And it is able to determine accurately their localization in three-dimensions from stereographic double exposed radiograph.

The author believes that the method can be of value for use as a routine procedure, and solve many problems which arise in daily practice.

1. はじめに

放射線治療は経験的な要素に大きく支配されている。それぞれの症例について最も適合した治療法が採用されるべきであつて、そのためには、治療にかゝる前に照射法の計画について十分な検討がなされなければならない。また実際には、採用された治療法の優劣の判定やその方法の改良などは、治療終了後かなりの期間を経た後に行われ、その当時に記録された資料にさかのぼつて解析が行われてはじめて可能である。そして、その判定や改良がうまくなされるかどうかは、記録の正確さ如何にかゝっている。患者、ならびに局所の状態についての記載が重要なことはもちろんであるが、ことに物理的変数については正確さが必要で、これなしには生体の生物学的変化に対して充

分な検討をなし得ない。

症例一つ一つについて、時間的な記録とともに、照射された線量を正確に記載することは根本的に必要なことである。しかし、患者の体内における線量分布を測定できることはごく稀であつて、線量の推定には、ファントムなどで実験的に測定されたものを用いなければならないが、実際に臨床的に用いられる照射法すべてについて、完全な測定資料を揃えることは、非常に繁雑で困難なことである。したがつて一般的には、基礎的な測定資料をもとにして、物理的な線量計算に頼るわけであるが、現在では、十分な信頼性を精度のある計算法が導き出されており、時間と労力をかけさえすれば、かなり正確に線量計算をなし得る。しかし非常に手数がかゝるため、実用的には精度

を犠牲にして、いろいろな簡便法が用いられたり、省略が行われたりしているのが現状である。個々の症例については、必要最小限度と思われる数カ所の点についてのみ、線量の検討がなされているのがせいぜいであつて、腫瘍部、あるいはその周囲組織における完全な線量分布図を得ることは、ほとんど望めなかつた。線源の種類や配列が複雑となり、立体的配置をとる場合には、各線源の位置を知ることさえ容易でないので、線量計算には、複雑な手順を経なければならない。運動照射や、特殊な照射法を採用する場合にも同様である。

この問題を解決するために、いろいろな方法が考えられ、専用の装置が作用されたりして²⁾⁽¹¹⁾⁽¹²⁾¹⁶⁾²¹⁾、多くの努力がなされていたが、簡素化には成功しなかつた。著者は、電子計算機の発達とその一般利用の可能性が高まるにつれて、これら線量計算の問題は電子計算機を用いなければ解決し得ないと考えていたが、大阪大学においても、1961年にデジタル型電子計算機 NEAC-2203が設置され、使用可能になつたので、早速これらの問題の解決にとりかゝつた。数値計算のほとんどすべての部分と、照射条件についてのいろいろの判断や計算法の選擇までも自動的に行う方法を確立するのが目的で、どんな照射法を採用する場合にも適用できる一般的な方法を作りあげ、究極的には、実際の治療自体をも自動化することを目標にしている。

2. 電子計算機の利用

診断が確認されてから、放射線治療を完了するまでの経過は、Fig. 1. に示される流れに従うが、治療計画をたてる時のそのモデルプランについての線量分布の計算と、実際に照射された各症例の体内における線量分布図の作製、さらに何種類かの照射の総計としての線量分布図の作製の三段階に電子計算機を使用する。

第一のモデルプランについては、線量分布の適正、手技上の便利さなどを総合して、最適条件が得られるまで、何回もくり返し計算を行う。最適照射条件と思われるモデルプランに従つて実際に照射を行うが、完全にプラン通りに照射できるこ

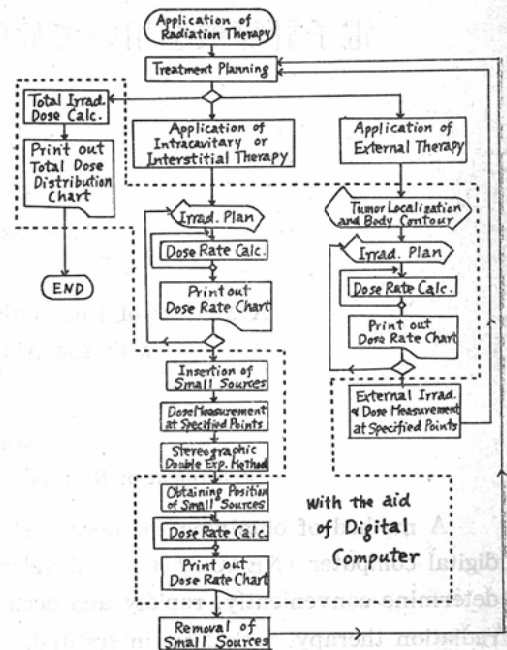


Fig. 1. Basic Flow Chart of Radiation Therapy

とは比較的少く、ことに組織内照射、腔内照射などでは、ほとんどの場合に元のプランからずれた形で線源が配置される。それで第二に、実際の治療条件下において、線量分布の再度の検討が必要である。計算の結果、この照射が不適当との結論に達した場合は、一部を修正するか、あるいは全面的に編成し直すかなどの判定と補正手段をこうしなければならない。計算を手早く済ませて、この補正を容易に適確に行えるようにする必要がある。最後に、同一症例に種々の照射法が組み合わせ用いられることも多いので、それらの総計としての線量分布の資料は、個々の照射法の資料とともに、症例追跡や統計的観察に欠かすことのできないものである。

線量の計算法自体に関しては、従来与えられているものは、そのほとんどが手計算を対象にして組み立てられたものであつて、これをそのまま電子計算機にも適用するとすれば、多くの無駄と無理を生ずる。これらの計算法の原理的な検討をし直して、電子計算機に有利な計算システムを組み直す必要があつた。

放射線治療は大別して、組織内、あるいは腔内

照射と経皮照射とに分けられる。この両者は線量計算の上でもそれぞれ特異性をもつため、別個に取扱うことにする。

3. 組織内、あるいは腔内照射の線量計算

Shalek & Stovall (1961) は口腔内腫瘍に対する組織内照射の線量分布の計算に電子計算機を用いることを試み、デジタル型電子計算機 IBM1620 を使って、線量分布を数分以内に求めることに成功した¹⁴⁾。その後この方法は、個々の症例についてルーチンに用いられている⁵⁾¹⁵⁾¹⁸⁾。しかし、この方法の適用できるのは、各線源が同じレベルで平行に配列されている場合で、線源配列に垂直な面上での分布に限られている。

一般には、種々の線源を用いて、いろいろな部位に、いろいろな配置で治療が行われるもので、もつと広範囲に適用できる方法が望ましい。ことに子宮癌や上顎洞癌など、線源が複雑な立体的配置をとる場合には、各線源の位置を正確に決める問題と、各点における各線源から受ける線量を計どする問題とを、うまく組み合わせて処理することが必要である。

体内に挿入された線源の位置決定には、立体重複撮影法³⁾を用いる。線源の立体的位置決定と、その配置状態における三次元的線量分布の計算とを連続的に行う。電子計算機による線源の位置決定と線量計算の過程は、Fig. 2 の流れ図に従って行ない、任意の点の線量を計算する。任意の線上、または面上における線量分布は、その上の多数の点の線量を任意の間隔で計算することによって得られる。この間隔は自由に選べるので、あらい間隔で広筒囲の分布をざつと見通したり、また特定の狭い範囲を細かく検討したりすることが可能である。

立体重複撮影を行う際には、造影剤を用いたり、金属の標識をつけるなどして、関係各臓器や組織の位置もできるだけフィルム面上に造影されるようにする。撮影されたフィルム面上における各点の二個の対応陰影の位置を測り、原点を適当な点にとれば、これら各点の立体的位置は Fig. 3 によつて求められる。この場合二段になった鉛標識を同時に撮影すれば、焦点フィルム間距離、

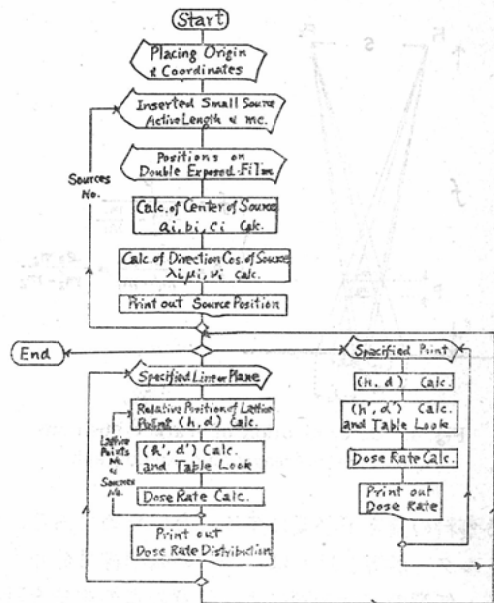


Fig. 2. Basic Flow Chart of Dose Calculation in Radio-active Small Source Therapy

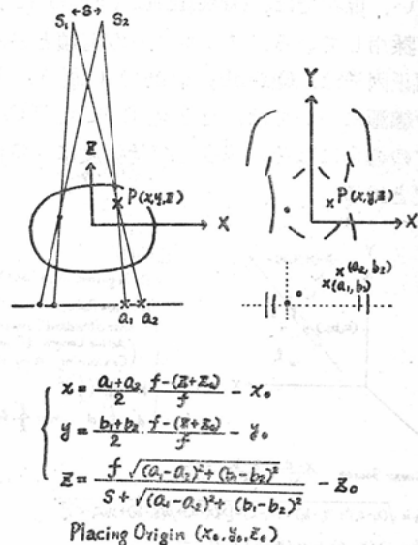


Fig. 3. Localization from Stereographic Radiograph

焦点の移動距離は任意でよい (Fig. 4)。座標系は、体の左側へ X 軸、頭側へ Y 軸、腹側へ Z 軸とした直角座標系で表わすことにする。

線量計算の基礎資料として、一つの基準線源の線量分布表を用いる。計算時間の節約と基礎とな

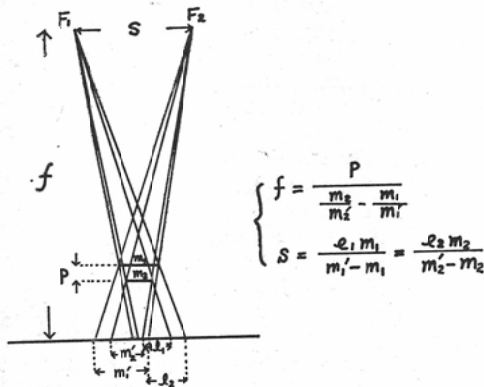


Fig. 4. Determination of Target Positions from Stereographic Radiograph

$$\begin{cases} f = \frac{P}{\frac{m_2}{m_2'} - \frac{m_1}{m_1'}} \\ S = \frac{e_1 m_1}{m_1' - m_1} = \frac{e_2 m_2}{m_2' - m_2} \end{cases}$$

る資料の量を不必要に多くしないためである。フィルターが等しければ、一つの基準線量分布表から、任意の線状線源による任意の点の線量を計算できる (Fig. 5)。基準線量分布表は、Ra 1mg, 実効長1cm, フィルター 0.5mm Pt の線源のものを用い、現在では、Greenfield (1959) によるものを採用している。フィルターの種類と厚みによる補正因子は、Quimby (1961) に従う。Ra 以外の線源については、たとえば、⁶⁰Co, ¹³⁷Cs, Rn, などの場合にはその減衰と線量強度による補正を必要とする。

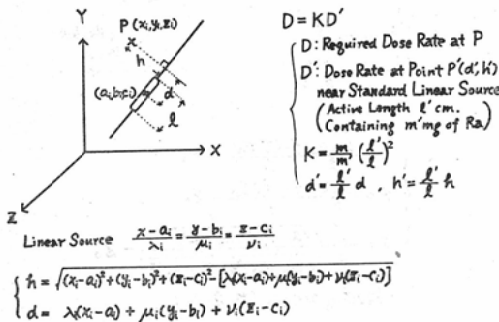


Fig. 5. Determination of Dose Rate at Point near any Linear Radium Source from a Isodose Chart for a Linear Radium Source

4. 経皮照射の線量計算

経皮照射の場合には、組織内、あるいは腔内照射の場合と違って、実際の治療はプラン通りに行

い得る場合が多いので、治療計画を充分にねることが問題のほとんどを占める。また、あらゆる手段をつくして、病巣の位置、範囲を知る必要のあることはいうまでもない。

Tsien (1955, 1958) は自動加算機を用いて、回定、および運動照射時の線量分布を自動的に得る方法を考案した¹⁹⁾²⁰⁾。Sterling, et al. (1961) も同様の方法を用いている¹⁷⁾。いずれも回転軸を原点とする極座標系で各点を表わし、その点の線量を直列的にプリントアウトさせているので、計算結果は、別に用意された極座標系のシートにプロットし直す必要があり、プリントアウトそのまゝの形では実用にはなり難い。また線束の中心軸を含む面のみについての線量分布を得ているにすぎない。さらに、各照射条件ごと、照射野ごと、照射方向ごと、などにあらかじめ線量を計算しておき¹⁾¹⁷⁾¹⁸⁾²³⁾、IBMパンチカードのセットにしておく必要がある。実際に種々の条件下での線量分布図の作製を可能にするためには、ほう大な量の基礎資料のカードが必要である。

任意の照射条件下における、任意の点、あるいは線、面上の線量分布を得ようとするのには、もつと動的な計算法が採用されなければならない。自動加算機のみでは不可能であろう。経皮照射の場合には、線源の種類、線質はもちろん、線源表面間距離、照射野の大きさや形、線束の方向、回転の角度、回転半径、など多くのパラメーターがあり、しかも、不整形の照射野を用いたりする場合もあるので、かなり複雑な計算システムをとることになる。その流れ図を簡単に Fig. 6 に示す。線源、および線束と、腫瘍部、および体表面との相対的位置関係を正確に知り、その上で任意の各点と、放射線の中心軸と照射野に対する立体的位置関係を計算する (Fig. 7)。その点における線量の計算は Clarkson (1941) の方法⁴⁾に準ずる。線量計算の基礎資料としては、各線源ごとの、同形照射野における深部線量率表を用いる。現在は焦点表面間距離50cm, についての線量率表 (Johns (1961) を基準として採用している。焦点表面間距離の変化による線量率の補正は Burris (1961) による。

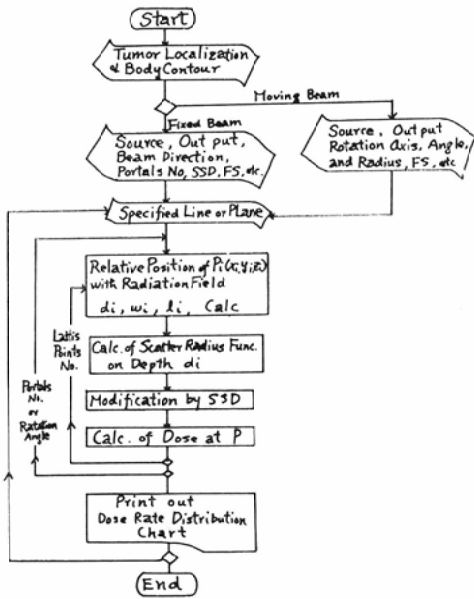


Fig. 6. Basic Flow Chart of Dose Calculation in External Radiation Therapy

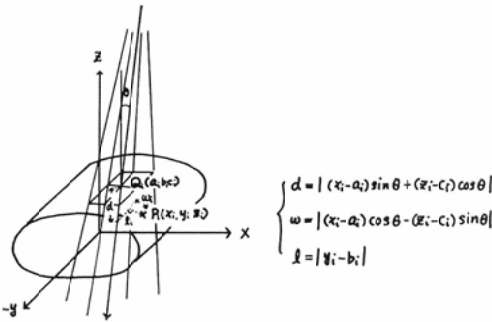


Fig. 7. Determination of Relative Position of Specified Point with Radiation Field

5. 二、三の線量計算例

i) 子宮頸癌 (第Ⅲ期)

実効長1.35cm, 実長2cm, 10mg, および20mg, Ra 等價の ¹³⁷Cs 管を用いて腔内照射の計画をたて、モデルプラン (Fig. 8, a,b) に従って線源を挿入した。しかし実際には、Fig. 9およびFig. 10, a,b に示されるような線源の配置をよぎなくされた。この場合の各線源の位置と頸管内線源を含む前額面における線量率のプリントアウトをFig. 11 に示す。一平面につき81点、ないし121点について計算を行い (その間隔および計算する

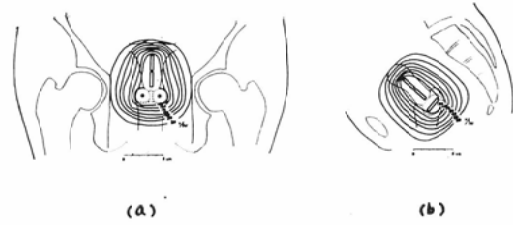


Fig. 8 (a,b). Treatment Planning and Dose Rate Distribution in Typical Intracavitary Therapy of Cancer of Cervix

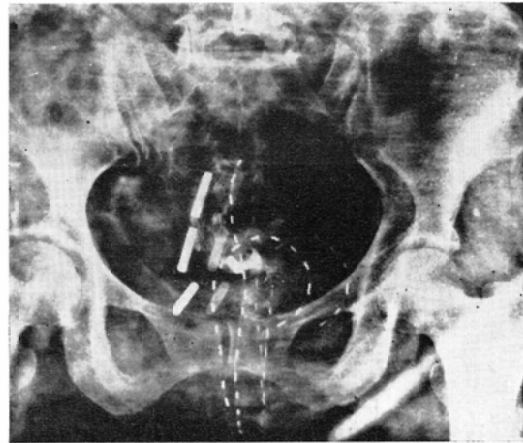


Fig. 9. Stereographic Double Exposure (Case I)

範囲は自由に選ぶ), この計算に要する時間は約3.2分である。プリントアウトに要する時間は約1分である。プリントアウトの形式は自由に変えられ、多少精度をおとして良ければ、実物大の分布図をプリントアウトさせることも可能である (Fig. 12)。Fig.13, a,b に頸管内線源を含む前額面、および矢状面における等線量曲線を示す。

ii) 子宮頸癌 (第Ⅲ期)

i) と全く同一のモデルプランに従って、線源を挿入したが、Fig. 14 のような配置をとり、線量率分布は、Fig. 15, a,b, のごとくである。また、照射開始時期に、尿道、膀胱、尿管、および直腸内に、鉛標識とともに蛍光ガラス線量計を挿入し、これら臓器内の標識をつけた各点の位置と線量を計算すると同時に、線量の実測を行う。この症例は、¹³⁷Cs 管による腔内照射51時間を行った前後に、⁶⁰Co 装置による経皮照射を行ったが



Fig. 10 (a,b). Antero-Posterior and Sagittal Views (Case I)

Fig. 11. Print out (Type I) of Dose Rate Distribution (Case I),

4 Tubes

No. 1	(1.2, 4.1, 0.0)	(0.5, 2.3, 0.0)
No. 2	(0.5, 1.8, 0.0)	(0.0, 0.0, 0.0)
No. 3	(0.6, -0.7, 0.0)	(-0.3, -1.7, 1.6)
No. 4	(2.0, 0.5, -1.7)	(2.5, -0.2, 0.0)

Plane X-Y, Center (0.0, 0.0, 0.0), 10 Aya cm. sq.

9.8	12.1	17.4	21.8	32.9	54.5	56.2	48.3	24.0	18.4	16.2
10.2	14.8	20.0	36.5	60.1	141.0	356.9	120.7	44.2	29.7	18.7
12.8	17.4	28.2	41.0	76.2	199.5	452.1	172.8	66.4	41.3	25.0
13.2	20.1	30.5	49.3	84.1	193.0	242.3	127.4	89.7	51.4	34.2
12.7	21.0	32.8	52.8	163.4	287.1	252.0	152.3	84.5	62.1	33.3
11.3	19.3	31.7	59.3	115.3	310.1	197.9	182.8	120.6	54.2	47.5
10.3	16.9	29.3	55.7	111.4	223.2	194.2	130.7	96.3	47.8	38.2
9.2	13.7	24.5	48.2	85.7	194.9	135.3	90.1	56.0	40.5	29.1
8.3	12.2	14.2	29.6	48.0	47.8	42.3	41.2	39.9	20.9	22.5
7.8	11.7	13.9	17.5	28.4	32.5	31.2	29.8	22.3	18.7	16.2
7.1	10.5	13.1	16.0	18.7	19.1	18.4	16.9	16.1	15.3	11.3

R/Hour

Fig. 12. Print out (Type 2) of Dose Rate Distribution in Full-Size (Case I)

02	02	03	04	05	10	23	16	10	04	02
02	03	03	05	09	17	39	37	15	06	03
02	03	04	06	12	20	43	30	16	07	04
02	03	04	07	15	19	27	17	11	09	05
02	03	04	07	16	29	28	18	14	08	05
02	03	05	08	15	31	20	19	18	12	05
02	03	04	12	19	23	21	17	13	10	03
02	03	04	08	13	21	14	15	11	06	04
01	02	03	05	08	19	10	08	06	05	04
01	02	02	03	04	05	05	04	03	03	
01	01	02	02	03	03	03	03	02	02	02

×10 R/Hour

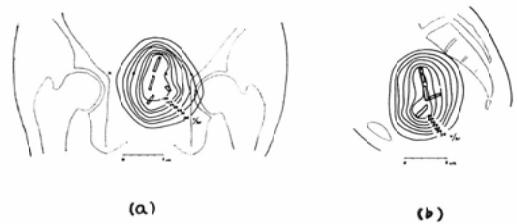


Fig. 13 (a,b). Isodose Chart in Intracavitary Therapy of Cancer of Cervix (Case I)

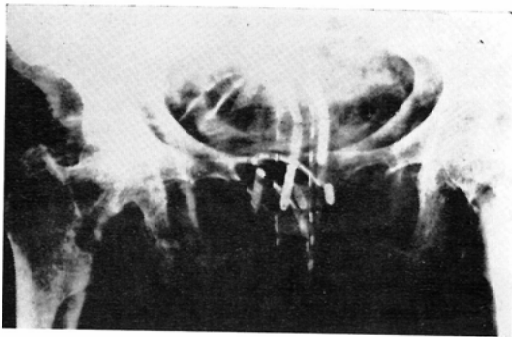


Fig. 14. Stereographic Double Exposure (Case II)

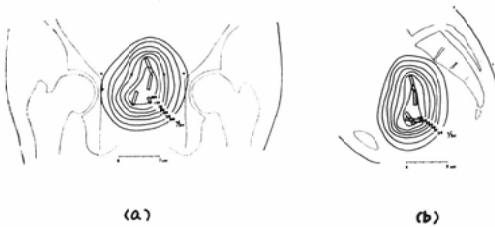


Fig. 15 (a,b). Isodose Chart in Intracavitary Therapy of Cancer of Cervix (Case II)

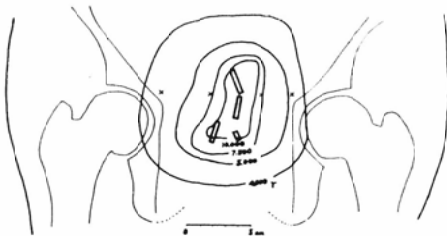


Fig. 16. Dose Distribution in Combination of Intracavitary and External Irradiation of Cancer of Cervix (Case II)

(焦点表面間距離50cm, 皮膚面における照射野15×15cm, 前後からの2門照射), その総線量分布をFig. 16. に示す.

iii) 舌 癌

腫瘍がかなり大きい場合は, 多数の線源を用いるので, 線源の配置は複雑になりがちである. 実効長1cm, および3cmの⁶⁰Co針を計6本組織内に刺入した症例について, その針の位置と病巣中央部の平面における線量率分布をFig. 17, に示す. 約3倍の拡大で線量率がプリントアウトされており, 計算所要時間は約4.8分である.

Fig. 17. Dose Rate Distribution in Interstitial Radiation Therapy of Cancer of Tongue

Date 1962, 5, 22.
6 Needles

No.	Ac.	Length	Mg.	Theta	Phi	A	B	C
1	1.0	1.0	0	23	-0.8	0.5	0.2	
2	1.0	1.0	-3	60	-0.4	-0.3	0.1	
3	1.0	1.0	6	0	1.1	0.5	0.3	
4	1.0	1.0	7	9	0.6	0.5	-0.8	
5	1.0	1.0	-4	80	0.9	-0.3	-0.4	
6	3.0	3.0	0	0	0.0	1.3	0.0	

Plane X-Z, Y=0

	-2.0	-1.5	-1.0	-0.5	0	0.5	1.0	1.5	2.0
2.0	6	7	10	11	16	17	14	12	10
1.5	9	11	17	22	39	26	24	17	12
1.0	11	16	23	31	44	61	51	37	19
0.5	14	24	39	58	62	62	104	49	22
0.0	16	34	50	110	64	62	91	51	24
-0.5	14	25	65	54	89	48	51	39	21
-1.0	13	19	37	40	33	30	25	22	15
-1.5	11	13	17	17	18	17	14	13	10
-2.0	7	9	10	11	11	11	9	9	7

6. 結 論

電子計算機を用いることによって, 線量計算に関する問題の処理が速く, 正確に, ほとんど自動的に行える. 組織内, 腔内, あるいは経皮照射などの, 任意の照射法について, 任意の点, 線, 面上での線量あるいは線量分布が, 数分, あるいは十数分以内に得られる. 実際に治療計画をたてるために, また, 治療終了後に治療法に関する詳細な客観的資料を残すために, これら資料整理に要する労力と時間が非常に節約されるばかりでなく, 三次元的な線量分布に関する検討を, 全般にわたって精確に行い得るので, 手計算の場合と違って, 見落しや, 計算間違いがなくなることも, この方法の重要な特徴の一つである.

この方法を採用することによって, 理想的な照射法を選び出すために, 適正線量の研究に, あるいは障害防止の研究などに役立つ多くの資料を提供することができると思われる. また専用の通信施設の完備や相互の連絡を密に行うなどによって, 多くの診療施設における放射線治療法に関する諸問題の処理を, 一つのセンターにおいて行うことも可能である. この方法を用いて, できるだけ多くの模型的照射法の線量分布図を作製しておくことによって, 電子計算機を直接使用できない施設における治療に役立つ.

更に大型, 高速の電子計算機を使用できれば,

計算の精度をもつと良くし、しかも計算時間の短縮が可能である。入出力関係の装置についても、尙高速化することが可能である。大阪大学においては、間もなく NEAC 2206 の使用が可能になるので、治療計画や線量計算が、更に便利に行い得る見通しをもっている。

References

- 1) Aspin, N., Johns, H.E., and Horsley, R.J.: *Radiology*, 76 ; 76 (1961). — 2) Bewley, D.K.: *Brit. J. Radiol.*, 24 : 213 (1951). — 3) Burns, J. E.: *Brit. J. Radiol.*, Suppl. No. 10 : p. 83 (1961).
- 4) Clarkson, J.R.: *Brit. J. Radiol.*, 14 : 265. (1941). — 5) Fletcher, G.H., and Stovall, M.A.: *Radiology*, 78 : 766. (1962). — 6) Greenfield, M. A., Tichman, M., and Norman, A.: *Radiology*, 73 : 418 (1959). — 7) Hastings, W.H.: *Brit. J. Radiol.*, 15 : 114. (1942). — 8) Hughes, H.A.: *Brit. J. Radiol.*, 29 : 116 (1956). — 9) Johns, H. E.: *The Physics of Radiology*, Springfield, C.C. Thomas, 2d ed. (1961). — 10) Liversage, W.E.: *Brit. J. Radiol.*, 32 : 348 (1959). — 11) Liversage, W.E.: *Brit. J. Radiol.*, 33 : 184. (1960). — 12) Mussell, L.E.: *Brit. J. Radiol.*, 29 ; 402. (1956).
- 13) Quimby, E.H.: *Physical Foundation of Radiology*; By Glasser, O. et al., p. 339. New York, P.B. Hoeber, Inc., 3d ed. (1961). — 14) Shalek, R.J., and Stovall, M.A.: *Radiology*, 76 ; 119 (1961). — 15) Shalek, R.J., and Stovall, M. A.: *Radiation Therapy in the Management of Cancers of the Oral Cavity and Oropharynx*; by Fletcher, G.H., et al. p. 295. (1962). — 16) Smith, M.F.: *Am. J. Roentgenol.*, 79 ; 42 (1958).
- 17) Sterling, T.D., Perry, H., Bahr, G.K.: *Brit. J. Radiol.*, 34 : 726. (1961). — 18) Stovall, M., and Shalek, R.J.: *Radiology*, 78 : 332 (1962).
- 19) Tsien, K.C.: *Brit. J. Radiol.*, 28 : 332. (1955). — 20) Tsien, K.C.: *Brit. J. Radiol.*, 31 : 32 (1958). — 21) Wheatley, B.M.: *Brit. J. Radiol.*, 24 ; 388. (1951). — 22) Wood, R.G. *Brit. J. Radiol.*, 35 : 482 (1962). — 23) Young, M.E.J., and Batho, N.F.: *Brit. J. Radiol.*, 32 : 629 (1959).