

Title	電子計算機による子宮頸癌腔内照射の線量分布の計算とその評価
Author(s)	町田, 孝子
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1970, 30(1), p. 33-45
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/17814
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

電子計算機による子宮頸癌腔内照射の 線量分布の計算とその評価

千葉大学医学部放射線科研究生 (主任 笥 弘毅教授)
国立がんセンター病院放射線診療部 (主任 梅垣洋一郎部長)

町 田 孝 子

(昭和44年9月27日受付)

The Computation of Dose Distribution and its Evaluation by Digital Computer for the
Intracavitary Irradiation of Uterine Cervix Cancer

Takako Machida M.D.

Department of Radiology, National Cancer Center Hospital, Tokyo, Japan

The application of computer techniques to the dose computation have enabled us to improve the accuracy of intracavitary irradiation for the cervix cancer. In this paper, the author presents following works

1) The three dimensional dose computation system for the intracavitary irradiation of uterine cervix cancer which is now in operation at National Cancer Center Hospital is introduced in detail. The procedures were much simplified and time saving by the use of d-Mac pencil follower.

2) The conception of "Index of Merit" is defined for the purpose of evaluating the quality of dose distribution. This index can be calculated by the computer. The calculated index showed good correspondence with clinical experiences.

3) The quantitative estimation of radiation injury on the rectum and bladder was tried by the definition of "Index of Radiation Injury". This index can be calculated by extracting the dose matrix confined within the target volume. Further study is required to ascertain the usefulness of this index.

目 次

指数

I まえがき

V 考按

II 線源の位置決定より線量分布の計算表示まで

VI まとめ

III 線量分布の評価

I まえがき

- 1) 一線源の置換点線源数
- 2) 標準線源配置の線量分布
- 3) 標準線源配置の照射線量別容積と線源配置の僅かな位置的相違による hot-spot の形成
- 4) 評価指数の設定と線量分布の評価

IV 臓器の位置指定と線量分布の評価

- 1) 病巣の位置指定
- 2) 直腸と膀胱の位置指定
- 3) 直腸と膀胱の照射線量別容積の表示と傷害

放射線治療、特に組織内照射や腔内照射では、線源の僅かな位置の相違でも、線量分布に大いに影響してくる。従つて、治療が過不足なく行なわれるために、線源の位置、配置は非常に重要な問題であり、かつその時の線量分布を得ることは、治療の成果を予測、反省する上に是非とも必要なことである。しかし、最近までは、症例毎に線量分布を得ることは、非常に困難であつた。とこ

ろが、ここ数年、医学領域でも電子計算機の利用が普及し、線量分布計算もこれを用いることによつて、非常に能率的に行なわれるようになってきた。とはいえ本邦では、国立がんセンターも含め大部分の施設で治療の現場で直ちに線量分布が求められるという段階には達しておらず、治療が終了した頃にやつとこれが求められるというのが現状である。しかし、近い将来組織内照射や腔内照射の実施中に線量分布が求められこれを見ながら線源の位置を修正できるようになり、やがて、腔内照射の遠隔操作や自動制御の実現も可能になってくるであろう。本研究は、子宮頸癌腔内照射についてこれらを目指し、基礎的な資料を得ることを目的としてなされた。

ところで、求められた線量分布が良いか悪いかを判定することは実際問題として容易なことではない。しかし、自動動機にせよ、最終の目的は“よい線量分布”を得ることにあるのであるから、それには“よい線量分布”とは何かを定量的に判定する方法が必要である。本研究はその一手段として、デジタル電子計算機(HITAC 8300)を用いて、病巣ないし周囲臓器(特に直腸と膀胱)の立体的線量分布を計算し、これより照射線量別の容積を求め、その結果から、与えられた線量分布の評価を定量的に行なおうと試みた。

II 線源の位置決定より線量分布の計算表示

1) シュミレーターによる直角二方向撮影

患者にモデル線源を挿入し、できるだけ実際の腔内照射中に近い体位でシュミレーターで直角二方向撮影を行う。本シュミレーター(日立製X線位置決め装置)の焦点・廻転中心間距離は100cm、焦点・フィルム間距離は140cmである。

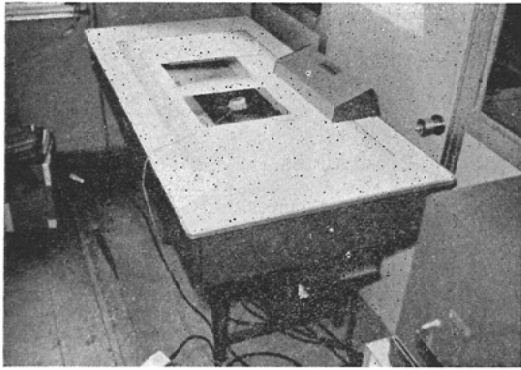
撮影は、現在、本線源抜去直後に行われているが、1回の腔内照射時間の24時間前後に、患者の体動、呼吸、腹腔内臓器の状態等で、どの程度に線源が移動し、周囲臓器との相対的位置関係が変化するものか未だ確認されていない。しかし、池田ら⁶⁾によると、腔内照射3回以上実施症例107例についてその子宮軸の変動を見たところ、3回とも左右傾が不変なのは18%、前後傾が不変なのは

12%で、大部分が左右又は前後に移動しているという。しかも移動角度も相当大きく、左右傾では最大48度、前後傾では最大95度であつたという。これより推測すると、1回の腔内照射中でも子宮軸は割合大きく変動しているようなので、一瞬間時の線源の位置を全照射時中の線源の位置と決めて線量分布を計算することは、多少問題があるかもしれない。

線源の位置決定のためのX線撮影法には、直角二方向撮影、管球移動法による二重曝写撮影、断層撮影、立体撮影等がある²⁾。再現性その他より、立体撮影方式が理論的に優れているといわれるが¹⁸⁾、臨床的には直角二方向撮影法が便利であり、実際に線源の長さを計算した結果からも、誤差は10%以下になるので、国立がんセンターでも直角二方向撮影法を用いている。

2) X線写真上の線源の座標を読む。この時 d-Mac のペンシル・フォロワーを用いる(図1)。

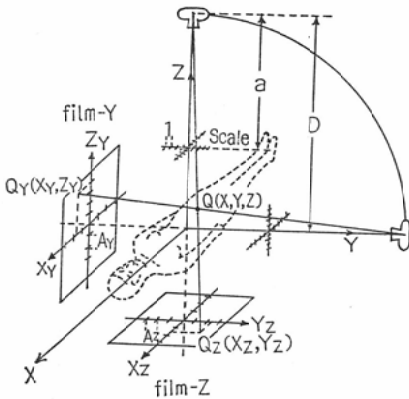
X線写真上の線源の座標値を次項の計算式に入れると線源の位置決定がなされるわけであるが、ペンシル・フォロワーを用いるとこの段階より自動化できる。ペンシル・フォロワーは、電子計算機用図形解析装置で、図表、図面、写真及びフィルムの図形情報を高速度でデジタル量に変換し電子計算機による情報処理を可能とする。ペンシル・フォロワーは、読取装置とエレクトロニクスコンソールの二つの装置から成り、分析しようとする図形情報を読取面の上に置くか投影してその軌跡をフェライトコアを内蔵するペンシルで追跡すると、発振コイルを持つ自動追従機構がペンシルに追従して移動し、それにつれて位置信号がコンソールに送られ、紙テープに穿孔されて電子計算機の入力となる。この場合、X線写真上の線源の位置座標が自動的に計算機に入力されるわけである。国立がんセンターはペンシル・フォロワーの読取台は、特にX線写真読影装置がとりつけてある。写真上の線源の端にペン先様の細いペンシルを置けばよいのであるから操作は簡単でしかも正確である。機械の読取り誤差は0.1mmまでとなつている。



Reading Unit



Electronics Console



Geometrical construction of two perpendicular radiographs of a point object Q and normal position of the patient in Cartesian coordinates Fig. 2. Reprint from Reference 8)

3) 線源の位置決定

線源の位置決定は、尾内ら⁸⁾⁹⁾の計算式を用いて行なう。

1 cm間隔の目盛板を用いた直角二方向撮影による線源位置の計算方法を示す(図2)。点Qの座標(X,Y,Z)は、2枚のフィルム上、座標Qy (Xy, Zy)及びQz (Xz, Yz)より

$$X = \frac{DXy (Fz - Yz)}{FyFz - ZyYz}$$

$$Y = \frac{DYz (Fy - Yz)}{FyFz - ZyYz}$$

$$Z = \frac{DZy (Fz - Yz)}{FyFz - ZyYz}$$

$$Fy = a \cdot Ay, Fz = a \cdot Az$$

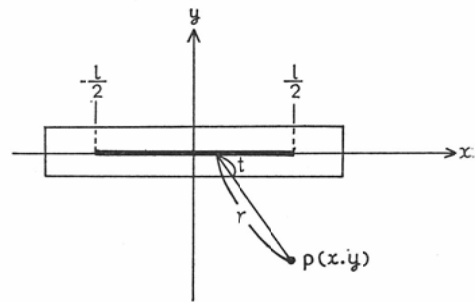
a : X線源-目盛板間距離

D : X線源-回転中心間距離

Ay, Az : フィルム上の目盛間隔

尚、座標軸は図2のごとく体を基準にして設定し、X軸は体軸方向、Y軸は左右方向、Z軸は背腹方向とする。原点は患者内の任意の点に設定できる。

4) 線量分布計算の計算式⁸⁾⁹⁾



線源を線々源とみなし、その実効長を l (cm)、線源の強さを M (mCi) とすると、組織中の点 $p(x,y)$ の受ける線量 I (R/h) は次のようになる。

$$I = \frac{M}{l} \Gamma \int_{-\frac{l}{2}}^{\frac{l}{2}} \frac{\exp(-\mu t)}{r^2} \text{WAR} dx$$

Γ : 比ガンマ線定数

μ : 線源容器の実効吸収係数

WAR : 組織(水)における減弱

さて、実験に計算する時は一線源を何点かの点線に置き換えて計算する訳であるが、3点以上の場合には Simpson 公式による数値積分を用いている。

5) 線量分布表示

1 cm ずつの断面で三平面 (X-Y, Y-Z, Z-X 平面) を求める。

III 線量分布の評価

1) 一線源の置換点線源数

一線源をいくつの点線源で置き換えるかによって、線量分布計算に要する時間や費用がどうなるか、その表示の正確度がどうなるかを求めてみた。

理論的には一線源を沢山の点線源で置き換えれば置き換えるほど正確な線量分布が求められる。図3-3は一線源を6点線源で置き換えたものを基準として、一線源を1点、2点、3点線源に置き換えたものにつき、その誤差を計算したものである。但しこの時の点線源と容器との関係は図3-4のごとくである。これで見ると線源からの距離が

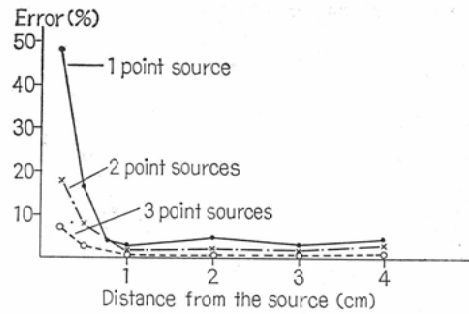


Fig. 3-3. Errors of computation according to the number of point source and to the distance from the source.

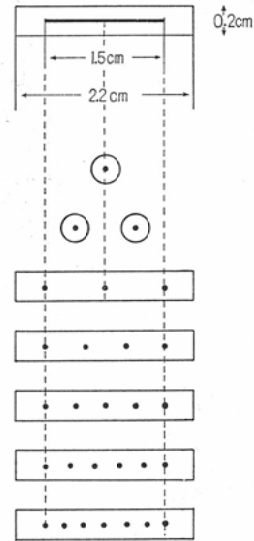


Fig. 3-4 The dimension of a cobalt tube and the arrangement of point sources representing a cobalt tube

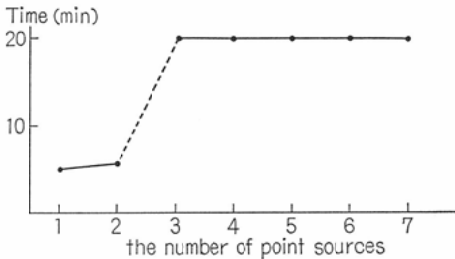


Fig. 3-1. Computer time required according to the number of point sources representing a cobalt tube

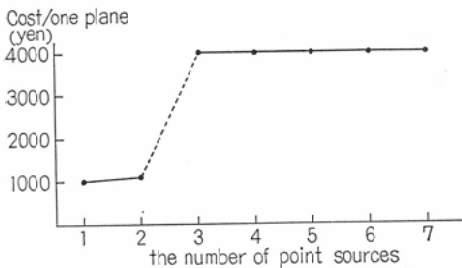


Fig. 3-2 Computer cost necessary according to the number of point sources representing a cobalt tube

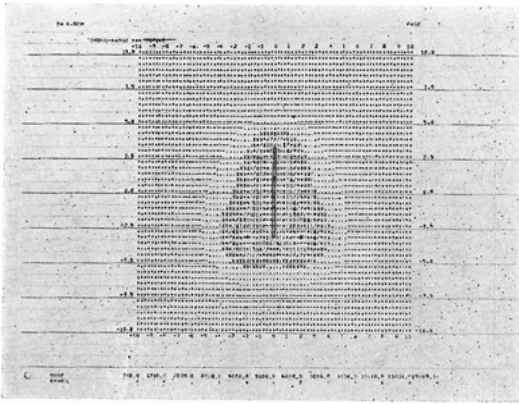
離が 0.5cm 以上になると、一線源を2点の点線源で置き換えても誤差は10%以下に抑えられる。線源より 0.5cm 以内という、子宮頸癌腔内照射の場合、線源支持器内、あるいは子宮腔内の表層のみなので、事実上殆んど問題にならない。よつて臨床的には、一線源を2点の点線源で代表させれば充分といえる。時間や費用の面でも、図3-1、図3-2に見るごとく非常に経済的である。尚3点線源以上になると急に計算に時間を要するようになり、しかも7点線源までその所要時間に殆んど変化がないという結果になっているが、これは

3点以上になると、図3-4に見るごとく、容器の壁の吸収が変数となつて計算式に入ってくるため、計算機を用いるためのプログラム上の技術的な原因によるものである。

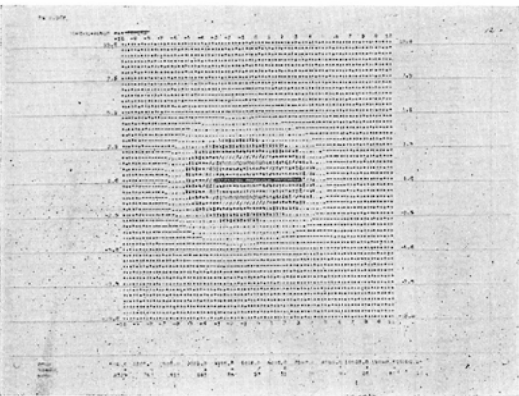
2) 標準線源配置の線量分布

タンデム20mCiが3本、オボイドがタンデムの下端の高さで、それぞれ2cm離れたところで、20mCi 1本ずつこれと直角に入つた形（治療時間は24時間）を標準配置とし、この線量分布を示した（図4）。

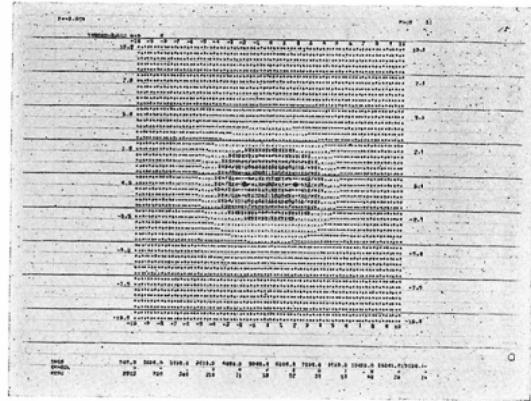
Fig. 4. Computer Print-Out of dose distribution for a standard arrangement of Cobalt tubes of the intra-cavitary irradiation therapy for cervical cancer. The lowest point of tandem is defined as the reference point.



Dose Distribution in X-Y plane including the reference point



Dose Distribution in X-Z plane including the reference point



Dose Distribution in Y-Z plane including the reference point

3) 標準線源配置の照射線量別容積と線源位置の僅かな位置的相違による hot spot の形成

標準配置とタンデムが全体に X-Y 平面内を 20°傾斜した時との二つの場合について照射線量と照射容積との関係を求めた。計算は 1cmおきに

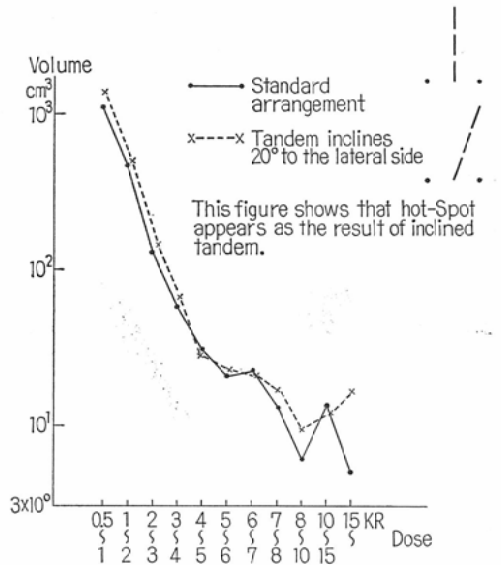


Fig. 5. Dose-Volume Relationship of the intra-cavitary Cobalt therapy for a cervical cancer

Total volume at each dosage level is obtained by integrating the isodose area from 14 planes calculated every 1cm.

Source: ovoids ⁶⁰Co 20mci × 2

tandem ⁶⁰Co 20mci × 3

Treatment time: 24 hours

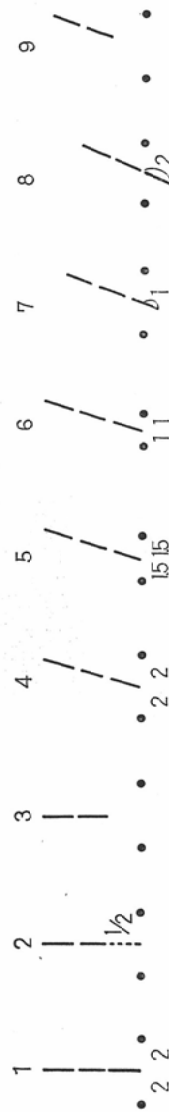
Table 1. Index of merit for the intra-cavitary irradiation therapy of a cervical cancer
 Index of merit = hot-spot (area irradiated more than 15KR) / effective Area (area irradiated more than 6KR) × 100
 The smaller the Index of merit, the better the quality of treatment.

Treatment time : 24 hours

	Cobalt tube arrangement		tandem	ovoids	6~7 KR	7~8 KR	8~10 KR	10~15 KR	15~ KR	* ₁ effective Area	* ₁ Index of merit	Remarks
	tandem	ovoid										
1	Standard : straight	Standard : 4cm apart	20 mci × 3	20 mci × 2	30	24	24	44	16	138	11.6	
2	The lowest tube is half intensity.	4cm apart	20 mci × 2 10 mci × 1	"	32	18	12	32	0	94 (135)	0	This source arrangement is best of all. * ₂
3	has only two tubes.	4cm apart	20 mci × 2	"								This arrangement has cold-spot less than 6KR in the cervix.
4	inclines 20°	4cm apart	20 mci × 3	"	21	15	33	47	21	137	15.3	
5	inclines 20°	3cm apart	"	"	26	12	24	46	27	135	20.0	
6	inclines 20°	2cm apart	"	"	23	13	23	39	33	131	25.1	
7	inclines 20°, and descends 1cm down.	4cm apart	"	"	25	10	27	34	29	125	23.2	
8	inclines 20°, and descends 2cm down.	4cm apart	"	"	16	14	23	34	29	116	25.0	
9	inclines 20°, and has only two tubes	4cm apart	20 mci × 2	"								This arrangement has cold-spot less than 6KR in the cervix.

*₁ excluding the area which is included in the Packing and the Space of 0.5cm near the source.

*₂ Because, even if the treatment time is extended to 28.8hours, Index of merit holds 0, and effective area is enlarged to 133.



This table shows only the signal number from the Computer print-out, true irradiated area size is as follows : 0.106 × 1.0cm² × signal number.

14断面を計算し加算した。1シグナルの占める面積が 0.106cm^2 なので、各断面についてこれにシグナル数を乗じ、厚み1cmを乗じて容積を求めた。タンデムが 20°C 傾斜したために15KR以上の hot-spot が発生したことを示している(図5)。

4) 評価指数の設定と線量分布の評価

タンデムの傾斜、線源のずれ等で、hot-spot や cold-spot の生じてくることは上に述べた。表1に、標準配置と、標準配置を基とした X-Y 平面内の線源の位置の違い8通りの場合について、X-Y 平面に平行な線源をふくむ一平面についての照射線量別面積を計算した。

先にも触れたように、腔内照射のよし悪しを客観的に判定することは容易なことではないが、判定に必要な最も基本的な事項は病巣全体に必要な線量以上照射されていること、しかもできるだけ過照射の領域の少ないことと云える。これより、次の様な判定基準をもうけた。1)病巣全体に6,000R以上照射されていること。それ以下のところがあれば不合格とする。2)6,000R以上照射されているところを有効域、15,000R以上かかっているところを hot-spot とし、両者の比を評価指数とする。すなわち、評価指数=hot-spot/有効域×100となる。従つて評価指数は小さいほど

よい。標準配置のオボイドに最も近いタンデムの1本を $\frac{1}{2}$ の強さにすると、有効面積はやや小さいが、評価指数は0、照射時間を $\frac{1}{3}$ 倍(28.8時間)とすると、有効面積は標準配置の場合に近づき、しかも評価指数は0で、線量分布として最良ということになる。

表2に数例の実例について示した。

IV 臓器の位置指定と線量分布の評価

1) 病巣の位置指定

病巣部に有効線量以上かかっているかどうか、またその評価指数はどうかを判定するためには、病巣の広がり具合を知らねばならない。しかし現在のところ、病巣の広がりを簡単かつ正確に把握し、指定する方法はない。まず病巣の広がりを知るためには、婦人科の内診をはじめ、コルポスコープ診、細胞診、直腸鏡、膀胱鏡、静脈内腎盂尿管撮影、必要に応じて、リンフォグラフィや血管撮影等、種々の手段を用いる以外に方法はない。

次に、もし正確に病巣部が把握できたと仮定しても、それを立体的に座標表示することはまた困難なことである。しかしにともかくも、適当な間隔で廻転横断撮影又は断層撮影をして、その面での二次元的な病巣を指定し、それを何枚も何枚も

Table2. Index of merit for the intra-cavitary irradiation therapy of a cervical cancer
Index of merit=hot-spot (volume irradiated more than 15KR)/effective Volume (volume irradiated more than 6KR)

Treatment time: 24 hours

Case number	Cobalt tube arrangement	tandem		6~15 KR								Index of merit		Remarks
		(mci) 20x2	(mci) 20x2	6~7 KR	7~8 KR	8~10 KR	0~15 KR	15~ KR	effective volume	more than 10KR	more than 15 KR			
110837		20x2	20x2	76	50	74	65	52	317	36.9	16.4			
111175		20x2	20x2	73	41	70	60	57	301	38.5	18.6			
113658		20x2	20x2									This arrangement has cold Spot less than 6KR in the cervix.		
112996		20x3	20x2	70	70	97	109	98	444	46.6	22.1			
110506		20x3	20x2	68	66	91	111	108	464	47.2	23.3			
110258		20x3	20x2	141	65	75	55	79	415	32.3	19.0			
110966		30x2	30x2	121	83	117	143	141	605	46.9	23.3			

This table shows only the signal number from the computer print-out, and true irradiated volume is as follows: $0.106 \times 1.0\text{cm}^3 \times \text{Signal Number}$

重ねて合わせることによつて、病巣部の立体的な線量分布を得ることがある程度可能であろう。

上記より、今は、できるだけ正確に病巣の広がりを知り、求められた線量分布よりごく大まかに cold-spot の有無を判定するより仕方がない。

病巣指定のごく基本的なこととして、国立がんセンターでは、タンデムの鏢の部分に金属を封入し、直角二方向撮影にて外子宮口の位置を指定できるようにしてある(図6)。

2) 直腸及び膀胱の位置指定

子宮頸癌治療の成否を左右する重要な因子とし

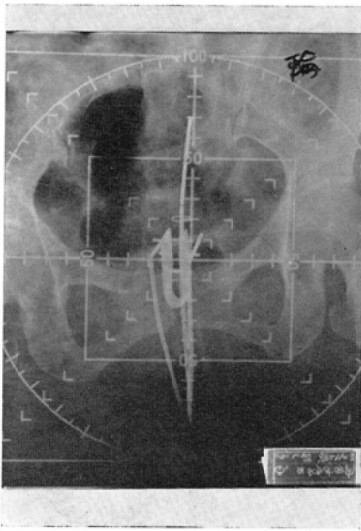


Fig. 6. The metri Ring enclosed in a flange of the tandem helps to determine the location of the external os.

て、周囲臓器の傷害、ことに直腸及び膀胱の傷害防止の問題がある。従来の研究¹⁾³⁾⁴⁾⁵⁾⁷⁾¹⁰⁾¹¹⁾¹²⁾¹⁴⁾では、直腸内、膀胱内の線量を測定し、その最大線量からそれぞれの器官の被曝を推定しているのが大部分で、直腸全体又は膀胱全体としての定量的評価は殆んどなされていない。これを正確に行なうためにやはり線量レベル別に照射せられる容積を計算しこれを集計することが必要で、これにより始めて定量的な評価を与えることができる。その手順として上に述べた病巣の場合と同様、次の二段階が必要である。1)直腸、膀胱、その他問題とする臓器の立体的計測、一なかなか難しくて面倒な問題であるが、後述するように実行可能では

ある。今後何等かの方法で簡易化する必要がある。2)上記の計測結果をパラメーターとして電子計算機にインプットし、直腸あるいは問題とする臓器それぞれの線量レベル別に容積を計算する。これは後述するごとく、本研究で完成した。要は d-Mac を用いて、線源の位置を指示すると共に、上記1)の項目の計測結果を指示することができれば、傷害の程度を評価する指数を算出できる。但しこの場合の評価指数は、前記の治療評価指数とちがった傷害評価指数として計算する必要がある。(おそらく15KR以上ではなく、もつと低い線量レベルで計算することにならう。そして線量の高い領域にそれぞれの線量に応じた重味をかけて加算するのがよいと思われる)。

本研究では、実際には、直腸部及び膀胱部の位置指定を、次のようにして行なつた。

まず、直腸については、患者にモデル線源を挿入し、シュミレーターで直角二方向撮影を行う際直腸部に50cc～100ccのバリウムを注入し側面撮影を行なつている。もちろん、この時造影された状態が、照射中を通じての直腸の状態とはいえないが、こうすることによつて、線源と直腸との関係のある程度推測することができる。しかし、たとえこの状態で直角二方向撮影を行なつても、2枚の写真で直腸の相対する点を、指定することは難しいので、これだけでは直腸の立体的座標表示はできない。そこで、今回は次の様に仮定して直腸部の立体的指定を試みた。上記の側面撮影で得られた直腸像は、X-Z平面、すなわち体の側面

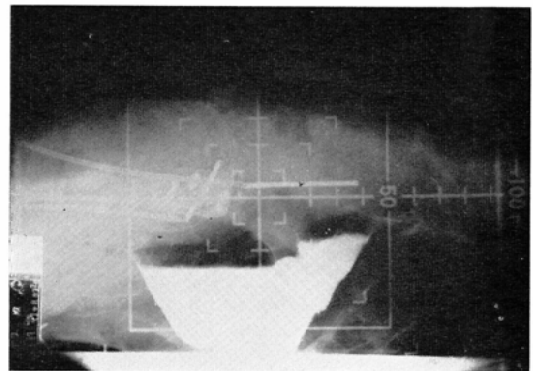


Fig. 7-1 A Radiograph of Rectum

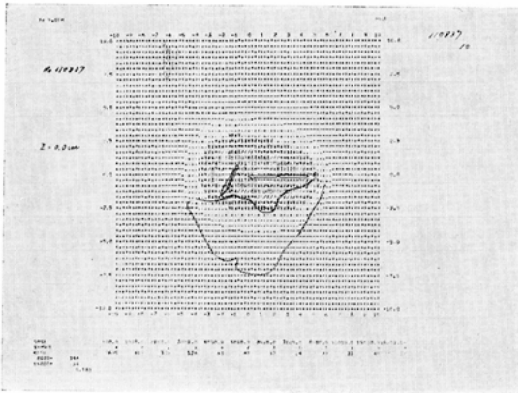


Fig. 7-2 Dose Distribution at X-Z plane including the reference point. The center of external ostium is defined as the reference point.

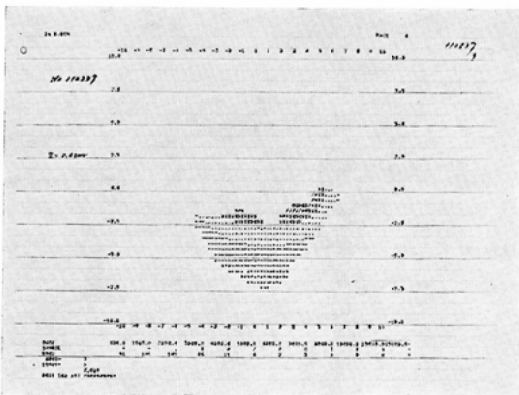


Fig. 7-3 Dose Distribution within Rectum extracted by means of d-Mac contourization from Fig. 7-2.

に平行な面での線量分布の最も強い断面と重なっているものと仮定し、しかも側面撮影で得られた直径で、管状にまるくふくらんでいるものと仮定した。そして X-Z 平面に平行な 1 cm 毎の断面での直腸内にふくまれる照射線量別面積を計算し、各断面を加算して、直腸内にふくまれる照射線量別体積を求めた。図示した症例は、透視をしながら直腸造影を行なっていないので、タンデムの先端部に近いところの直腸まで造影されていない症例もある。従つてその場合は、相当量の照射を受けている直腸全体が造影されているとは限られな

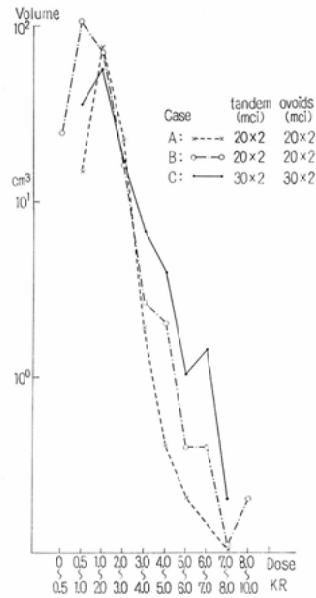


Fig. 7-4. Dose-Volume Relationship with a rectum due to intra cavital irradiation for a cervical cancer

Volume at each dosage level was obtained by integrating the isodose area included in a rectum from 8-11 planes calculated every 0.5cm source: Cobalt tube treatment time: 24 hours

い。今後は直腸造影も透視をしながら行なうことが必要である (図7-1)。

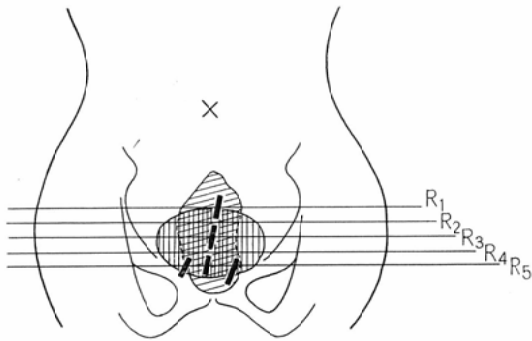
次に膀胱部の位置指定は次の様に行なつた。国立がんセンター病院では、モデル線源挿入時、ルチーンには膀胱造影は行なっていない。ここでは、まず、直角二方向撮影の2枚のX線写真上に、仮に膀胱を設定し、その長径、短径、奥行より、極く単純に(不正)球形と仮定し、上記の直腸と同様に1 cm 毎の断面で照射線量別面積を計算しそれ等を加算して照射線量別体積を求めた。

次に、モデル線源挿入時、膀胱に造影剤(今回は80%のコンラキシンHを、生食水で2倍に稀釈し約50cc)を入れて、膀胱の上下の端を含んで1 cm 毎に数枚の廻転横断撮影を行ない、同様にして、各断面での、照射線量別照射面積を求めてから、これ等を加算して、膀胱の照射線量別体積を求めた(図8-1, 図8-2)。この場合、直腸

にも造影剤が入れているので、廻転横断撮影をさらに何枚か追加し、同様の手技にて直腸の照射線量別体積も求めることができる。

3) 直腸と膀胱の照射線量別容積の表示と傷害指数

Fig. 8-1 Cross section tomography of pelvis for the purpose of computer analysis. Both bladder and rectum are filled with contrast media.



A sketch of cross section radiography at the level R₂.

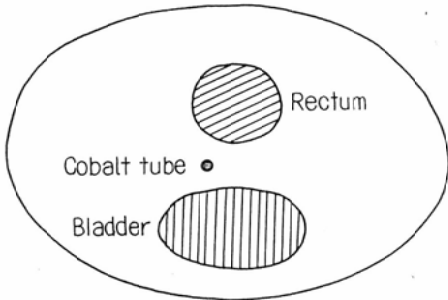
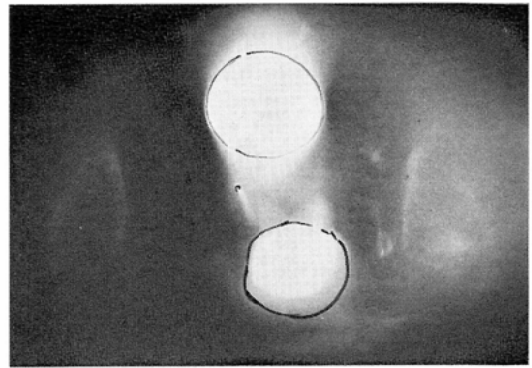
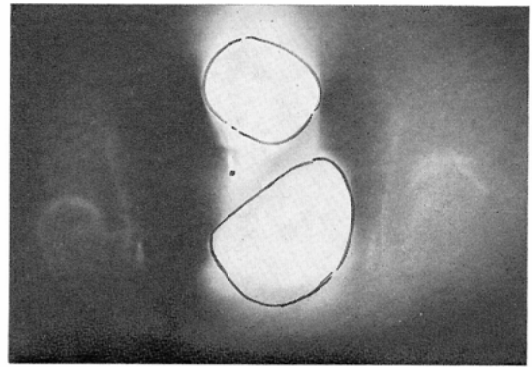


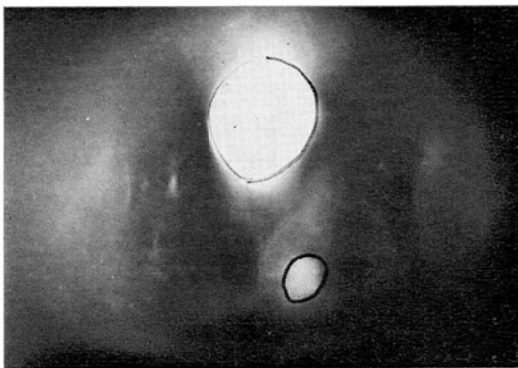
Fig. 8-2 Cross section tomograms of a pelvis



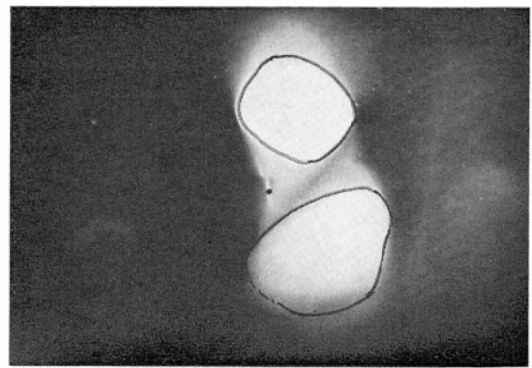
R₂



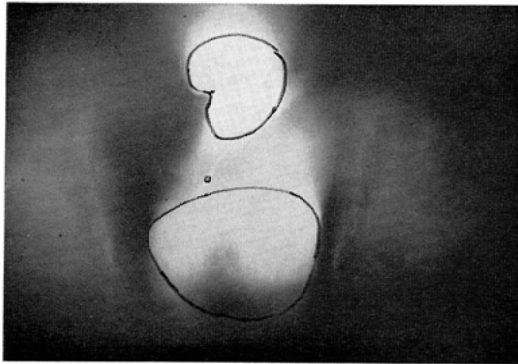
R₃



R₁



R₄



R₅

Fig. 1. d-Mac Pencil Follower is constructed with Reading Unit and Electronics Console.

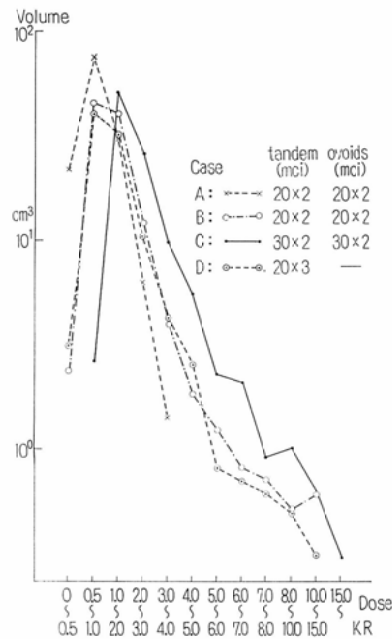
直腸について3例の実例を示した(図7-2, 図7-3, 図7-4)

これより傷害指数を次の様に仮定し, 求めてみた(表3).

$$\text{傷害指数} = \frac{6,000 \text{ R以上の被曝容積}}{\text{全直腸被曝容積}} \times 1,000$$

従来の研究によれば, 直腸傷害発生の線量は, 3,300~8,000Rと巾がある¹⁾³⁾⁷⁾¹⁰⁾¹¹⁾¹⁴⁾ Grayら⁵⁾によれば, 6,000Rを越えると, 5,000R以下に比較し潰瘍等の重篤な傷害発生が5%台から急に3倍の14~15%になるという. 渡辺¹²⁾は, 7,000Rを越えると潰瘍発生が増加すると述べている. ここではこれらを参考とし, 分子は6,000R以上の照射容積とした. 一応, 表3のごとき指数が得られ, 症例A,B,Cの順で直腸内の高線量領域の割合が少ないことを示している. 又, この順で, 直腸傷害の発生も少ないことが予想される, しか

Fig. 8-3 Dose-Volume Relationship within a bladder due to intra cavitalirradiation for a cervical cancer



Volume at each dosage level was obtained by integrating the isodose area included in a bladder from 5-9 planes calculated every 1.0cm source: Cobalt tube treatment time: 24 hours

し, 傷害指数としては, これでは不充分である. 何故なら上記は, 6,000R以上照射されている容積を, 7,000Rでも 8,000Rでも一率に加算しているが, 傷害発生の率は照射線量が増すにつれ高率になつていくし, 一方, 照射線量が一定で

Table 3. Index of Exposure of Rectum by the intracavitary irradiation therapy of a cervical cancer
Index of Exposure=Volume exposed more than 6KR/ total volume of Rectum ×1000

Case	Cobalt tube arrangement		0 KR	0.5	1.0	2.0	3.0	4.0	5.0	6.0	7.0	8.0	total volume of Rectum	Index of Exposure
	tandem	ovoids	0.5	1.0	2.0	3.0	4.0	5.0	6.0	7.0	8.0			
A	(mCi) 20×2	(mCi) 20×2		143	728	220	19	4	2	0	1		1192	2.5
B	20×2	20×2	236	1017	720	160	27	20	4	4	1	2	2192	3.2
C	30×2	30×2		347	557	162	67	38	10	14	2		1197	13.4

This figure shows only the Signal Number from the Computer print-out, and true exposed volume is as follows: 0.106 × 1.0cm³ × Signal Number

Table 4. Index of Exposure of Bladder by the intracavitary irradiation therapy of a cervical cancer
 Index of Exposure = Volume exposed more than 6KR/total volume of Bladder $\times 1000$

Case	Cobalt tube arrangement		0KR	0.5	1.0	2.0	3.0	4.0	5.0	6.0	7.0	8.0	10.0	15.0	total volume of Bladder	Index of Exposure
	tandem	ovoids	0.5	1.0	2.0	3.0	4.0	5.0	6.0	7.0	8.0	10.0	15.0	KR		
A	(mCi) 20 \times 2	(mCi) 20 \times 2	219	753	309	62	14								1349	0
B	20 \times 2	20 \times 2	23	451	398	122	40	18	12	8	7	5	6		1090	23.9
C	30 \times 2	30 \times 2		26	486	265	98	56	23	21	9	10	6	3	1003	48.8
D	20 \times 3		31	412	339	100	42	25	8	7	6	5	3		978	21.5

This figure shows only the Signal Number from the Computer print-out, and true exposed volume is as follows: $0.106 \times 1.0\text{cm}^3 \times \text{Signal Number}$

も、その照射容積が2倍になったからといって、傷害の発生率は必ずしも2倍に止まらない。すなわち、経験的に発生率は、その線量と照射容積が増加するにつれ、指数関数的に急激に増大していく。直腸の場合、これ等の関係がどうなっているか定量的な研究報告は殆んどない。従つて現段階では、各照射線量別容積にどの程度の重みをつけて傷害指数を算出すべきか決められない。

次に、膀胱の照射線量別容積を、直角二方向撮画像上に仮設した膀胱像より求めた3例(症例A,B,C)と、廻転横断撮画像を用いて求めた1例(症例D)について示した(図8-3)。さらに、これ等について膀胱の傷害の傷害指数を計算した(表4)。膀胱の傷害指数についても直腸の場合と同様のことが云え、高照射線量別容積に対する“重み”をどの程度につけるべきか、現段階では決定できない。

V 考 按

1) 子宮頸癌腔内照射の線量分布そのものを求めることには、もう問題はなくなった。すなわち時間や経費をかければ、臨床的には充分すぎるほどの精度でこれを求めることができるまでになっている。

2) 問題は、これを実際の臨床と結びつけ、治療成績の向上に如何に役立たせるかである。さし当つての問題は、本稿でも取り上げた病巣や重要な周囲臓器そのものの線量分布を求めることである。それには、患者側の因子の規定、すなわち病

巣や臓器の正確な位置指定が重要である。本研究で臓器の位置決定にある程度の可能性を見出したが、実際には非常に手間がかかり実用的ではない。今後はこの方面での研究も期待される。

3) 一方、立体的に規定された、ある程度任意の形の容積の中の線量分布のみを抜き出して求めることは本研究で可能となった。

4) 周囲重要臓器の照射容積に対する過照射の領域の割合を傷害指数と仮定した時、その照射線量と容積は一率に評価されるべきではなく、照射線量、照射容積は、それぞれ大になればなる程、傷害発生は急激に高まっていくのであるから、その程度に応じた負荷を加味した数値をもつて、傷害指数は、算出されねばならない。

一方、経験的にも、文献的⁵⁾¹¹⁾にも、直腸や膀胱の傷害は必ずしも線量分布からのみ定まるものではなく、時間的因子はもちろん、個人的な因子。例えば骨盤手術既往の有無、治療中の発熱の有無、年齢、全身状態等も関係することが知られている。

今後は、線量分布はもちろん、これらの臨床データをも含めて研究を行ない、何らかの形で、傷害指数を定量的に算出できるようにし、次の機会に報告することとしたい。

VI ま と め

1) 国立がんセンター病院で行なわれている子宮頸癌腔内照射の立体的線量分布計算の方式を示した。X線写真上の線源の読み取りを、d-Macの

ペンシルフォロワーを用いているところに特徴がある。

2) 線量分布の良し悪しを判定する一手段として評価指数を仮定し、人工的な線源配置例、及び数例の実例について判定を行なった。

3) 子宮頸癌放射線治療において、直腸と膀胱の傷害は重要である。そこで、それぞれの臓器の線量分布を明らかにするために、直角二方向撮影、又は廻転横断撮影を用いて、臓器の立体的指定を試みた。一方、傷害指数を仮定し、それぞれの臓器の線量レベル別容積からこれを求めた。傷害指数計算のための理想的な数式の確立は今後の問題である。

最後に、終始ご懇切なるご指導、ご校閲を賜わった千葉大学医学部放射線科寛弘毅教授ならびに国立がんセンター病院放射線診療部梅垣洋一郎部長に深甚の謝意を表し、ご教示をいただいた国立がんセンター病院婦人科笠松達弘医長に心から感謝いたします。また、本研究に多大のご援助をいただいた国立がんセンター病院放射線診

療部の医局員各位ならびに甘利弘子氏、作道元威氏に感謝します。

本研究の要旨は日本医学放射線学会第28回総会において発表した。

文 献

- 1) Deeley, T.J.: J. Fac. Radiologist, 5, 289, 1954.
- 2) 江藤秀雄, 他: 放射線医学, 225, 医学書院, 1959.
- 3) Fletcher, G.H.: Radiology, 60, 77, 1953.
- 4) Fletcher, G.H. et al.: Am. J. Radiol., 79, 421, 1958.
- 5) Gray, M.L. et al.: Am. J. Obst. & Gynec., 74, 1294, 1957.
- 6) 池田智恵子, 他: 第28回医本学放射線学会総会抄録集, 452, 1969.
- 7) Lederman, M.: Brit. J. Radiol., 23, 430, 1950.
- 8) 尾内能夫, 他: 日医放誌, 28, 1629, 1969.
- 9) 尾内能夫, 他: Radioisotopes, 17, 453, 1968.
- 10) Ries, J.: Strahlentherapie, 82, 23, 1950.
- 11) Stickland, P.: Brit. J. Radiol., 27, 630, 1954.
- 12) 渡辺命平: 日産婦誌, 13, 595, 1961.
- 13) 安河内浩, 他: 日医放誌, 28, 1296, 1968.
- 14) Zilliacus, H.: Acta radiol., 23, 790, 1947.