



Title	迅速なRALS線量分布図作成システムの開発
Author(s)	伊津野, 格; 今井, 迅; 武井, 一喜 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1987, 47(11), p. 1514-1521
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/16433">https://hdl.handle.net/11094/16433</a>
rights	
Note	

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

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

The University of Osaka

## 迅速な RALS 線量分布図作成システムの開発

信州大学医学部放射線医学教室

伊津野 格 今井 迅 武井 一喜 小口 正彦

清野 邦弘 渡辺 俊一 曽根 健輔

国立松本病院放射線科

守屋 久見子

(昭和62年6月3日受付特別掲載)

(昭和62年7月27日最終原稿受付)

### A Software System for Fast Dose Calculation of RALS

Itaru Izuno, Shun Imai, Kazuyoshi Takei,  
Masahiko Oguchi, Kunihiro Kiyono, Toshikazu Watanabe  
and Shusuke Sone

Department of Radiology, Shinshu University School of Medicine  
Kumiko Moriya

Department of Radiology, Matsumoto National Hospital

---

Research Code No. : 601

---

Key Words : Radiation Therapy, RALS, Carcinoma  
of Uterine Cervix

---

Remotely controlled afterloading system (RALS) has been used as a standard technique for carcinoma of the uterine cervix. Advantage of RALS, capable to irradiate tissues at a high dose rate, several Gy in a few minutes at A-point, is accompanied by a possibility of over/under-irradiation which is because a slight difference of irradiation time schedule. This necessitate for us to have an accurate information about dose distribution just prior to treatment.

The currently commercially available systems need much time for drawing the isodose curve and moreover they are very expensive. Under the circumstances we developed a compact dose calculation system using a less expensive personal computer. Feeding the desired dose to A-point, the system outputs treatment conditions for the dose irradiated and produces an accurate isodose curve in approximately three minutes. The clinical usefulness of the system was evaluated by experiences of over sixty RALS treatment.

#### I. はじめに

腔内照射は外部照射と共に子宮頸癌の放射線治療に不可欠なものであり、1964年に Henschke ら<sup>1)</sup>が発表した遠隔操作式高線量率腔内照射法 (Remotely controlled afterloading system, RALS) が今日その主たる方法になりつつある。

本法では高線量率で短時間に照射が行われるので、あらかじめ正確な線量計算を行っておく必要

がある。しかもこの場合の線量計算に時間がかかると、患者が同一姿勢を保持できず、計算の前後で線源の位置が変ってしまうなどの事情から、この RALS 治療では正確で迅速な線量計算システムを準備しておくことが特に重要であろう。

ところで、腔内照射の複雑な線量計算を処理するため最近市販されているいくつかの放射線治療計画装置をみると、一般に極めて高価であり容

易には導入できないものであるほか、線量分布図の描出に時間がかかりすぎる。そこで、今回我々の施設では廉価なパソコンを使用し、迅速で精度の高い腔内照射治療計画法を独自に開発し(『信大システム』と呼ぶ)、日常診療に使用して満足できる結果を得ているので報告する。

## II. 装 置

開発に際して使用した RALS 本体は、1985年に国立松本病院に設置された島津製ラルストロン-20B<sup>2)</sup>である。本装置はオートマチックオーバーライド方式で、制御器に次の照射条件を入力して照射が行われる。

- 1) タンデム線源の引き戻し段数(照射点の数)
- 2) タンデム線源の引き戻し距離(各照射点間距離)
- 3) タンデムおよびオボイド線源の各照射点での照射時間

線源は<sup>60</sup>Co pellet type で、強度は設置の時点ではタンデム線源が111GBq、オボイド線源が左右共に74GBq である。タンデム用のアプリケータはポリエチレン製のもの、オボイド用は Henschke 型を用いた。

線量計算にはいわゆるパソコンを使用した。機種は NEC PC-9801UV、すなわち PC-9801シリーズの最下級機種である。これにオプションである数値演算 co-processor を装着した。プログラムは主に N-88 BASIC (86) で書き、特に高速演算を必要とする部分はいわゆるマシン語(アセンブリ言語)で書いた。

## III. 方 法

### 1) 線源配置と照射時間

症例に応じた適切な治療計画をたてるには、考え方がある基本的な線量分布から出発せざるといふ方法が能率的であろう。線源の強度は選択出来ないとすれば、線量分布は線源の配置と照射時間に左右される。そこで以下の条件(基本条件と呼ぶ)で出来る線量分布を基本的線量分布とした。

- a) タンデムのオーバーライドの開始点を子宮底とし、終止点を原点から子宮軸にそって1cm 上方とする。ここで原点とは外子宮口においてリングの中心である。

b) タンデム線源の各照射点がほぼ直線的に配置されているときは、それらの間隔を等しくする。

c) タンデム線源の各照射点における照射時間を等しくする。

d) オーバーライド時を含めて、タンデム線源の総照射時間とオボイド線源の照射時間を等しくし、従ってタンデム線源とオボイド線源は同時に挿入され同時に格納されるようにする。

実験的にこれらの基本条件を満足させる線源配置と照射時間で線量分布図を描いてみると、症例によってはそのまま臨床に使用しても支障ないであろうと思われる線量分布が得られたので、これを基本的線量分布とすることは妥当であると考えられた。欲をいえば子宮底側が多少尖った形になるので子宮底側のタンデム照射時間を長めにとったほうが形としては整っている(Fig. 3)が、それはそうしたことを理解しておけば足りることでもあり、基本条件のほうをすっきりさせることが後の都合によい。

基本的線量分布を念頭におくと、ある部位の線量の過不足への対処の仕方、すなわち基本条件のどれに関係した事項の変更をすればよいかが判断しやすいと考えた。経験をつんだ治療医には簡単な判断も経験の浅い者には必ずしもそうでないからである。

具体的には操作の項で述べる。

### 2) 線量計算

線源は pellet type で、 $1\text{mm}\phi \times 1\text{mm}$  と小さいために点線源とみなし、線量計算は次式によった。

$$D_p = \Gamma \cdot M \cdot T \cdot WAR(d_2) \cdot CAR(d_1) \cdot C\lambda / d^2$$

$D_p$ : 求める点 p の吸収線量,  $\Gamma$ :  $\gamma$  線放射定数,  $M$ : 放射能,  $T$ : 照射時間,  $WAR$ : 水中測定値/空中線量測定値,  $CAR$ : 容器補正,  $C\lambda$ : rad 変換係数,  $d_1$ : 容器厚,  $d^2$ : 組織厚,  $d = d_1 + d_2$

ただし放射能は実測値である。また

$$WAR(d) = 0.99423 - 0.005318d - 0.00261d^2 + 0.0001327d^3$$

(Meisberger の式<sup>3)</sup>)

を用いた。なお後述する理由で容器補正是行わず、

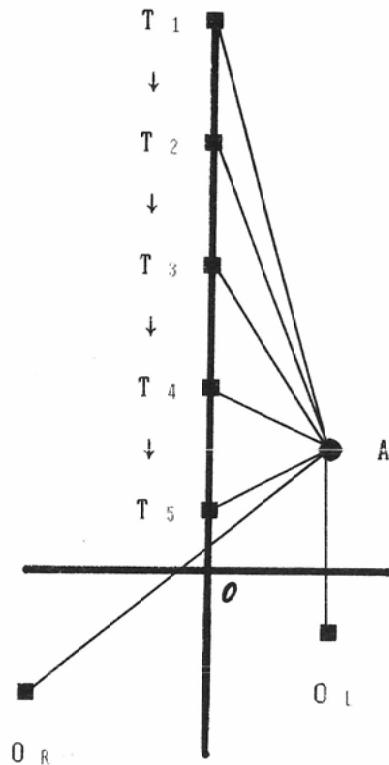


Fig. 1 Calculation of Dose at point A

T<sub>1..5</sub>: positions of tandem source, O<sub>R</sub>: position of right ovoid source, O<sub>L</sub>: position of left ovoid source, O: center of ring

すなわち、CAR ( $d_1$ )=1とした。

Fig. 1において各照射点 O<sub>L</sub>, O<sub>R</sub>, T<sub>1..5</sub>と A 点間の距離、これから照射する時間の両パラメータから A 点線量を求めるために、まずオボイド線源 O<sub>L</sub>, O<sub>R</sub>, タンデム線源 T<sub>1..5</sub>からの線量を計算をし、つづいてタンデムのオーバーライド中の線量を計算する。ここでは各タンデム線源間をガウス積分法で 5 点補間によって求める。これらの線量の和が A 点線量である。距離は X 線像からの計算値で定まっているので、求める A 点線量から逆にそのための照射時間が算出される。

### 3) 線量分布図作成

線量分布図は、いわゆる前額面や矢状面、横断面のいずれのものも描写可能である。その概略を、最も基本的な、A 点を含む傾斜前額面の線量分布図を例にとって示す (Fig. 2)。

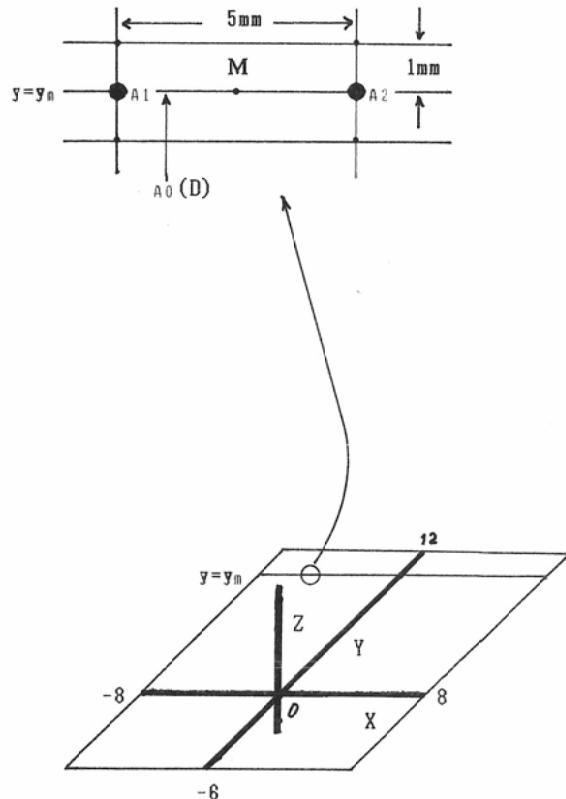


Fig. 2 Drawing isodose curve  
Plain for dose calculation and close-up of portion searching "D"

リング中心を原点とし、これと子宮底にあるタンデム先端を結ぶ線とを Y 軸とした 3 次元空間を考える。計算上必要な範囲として、 $-8\text{cm} \leq x \leq 8\text{cm}$ ,  $-6\text{cm} \leq y \leq 12\text{cm}$  とし、z はとくに範囲を定めない。ここで  $z=0$  において前述の面が選ばれる。この XY 面上に、X 軸および Y 軸に平行な直線をそれぞれ 1mm, 5mm 間隔で引き、これらの直線が直交するすべての点における線量を前述の計算式によって求める。

いま例えれば DcGy 等線量曲線を求めるすれば、X 線軸に平行なある直線  $y=y_m$  上にそれに近い線量を持った点があるかどうかを探す。線量 D に相当する点 A<sub>0</sub>が、点 A<sub>1</sub>( $x_1, y_m$ ) と点 A<sub>2</sub>( $x_2, y_m$ ) の間にあることがわかったとすれば、さらに、点 A<sub>1</sub>と点 A<sub>2</sub>の中点 M における線量を計算し、点 A<sub>0</sub>が中点からみて点 A<sub>1</sub>側にあるか点 A<sub>2</sub>側にあ

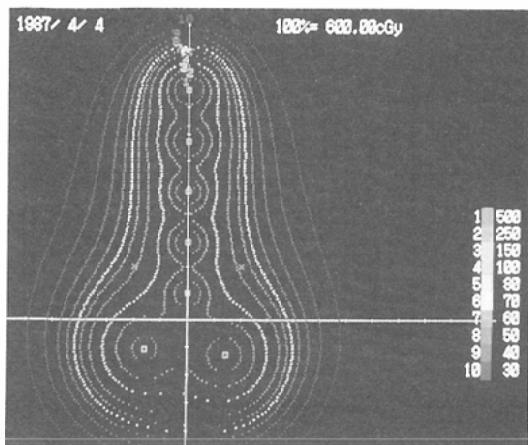


Fig. 3 Isodose curve (standard section)

Radiation times of tandem source positions from  $T_1$  to  $T_5$  are weighted as 2:2:1.5:1:  
1.  $\times$  : point A

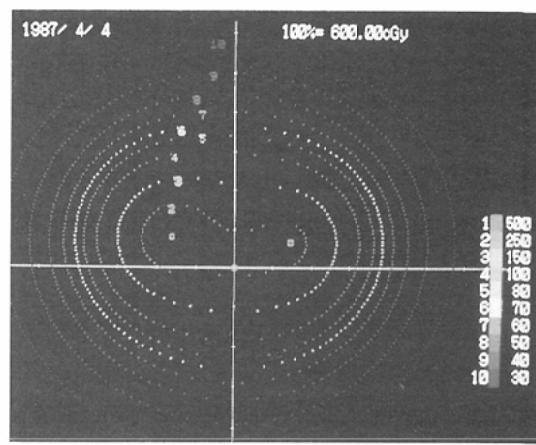


Fig. 5 Isodose curve (cross section)

横断面のものも同様にして描写できる (Fig. 4, 5).

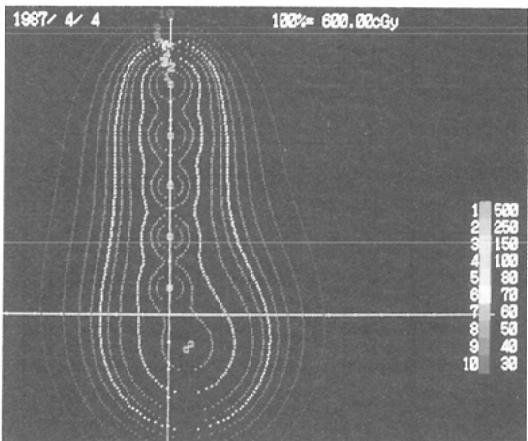


Fig. 4 Isodose curve (sagittal section)

るかを判定する。もし点  $A_1$  側にあるとすれば、点  $A_0$  が点 M と点  $A_1$  の中点のどちら側にあるかを判定するといったことを計 5 回行なって点  $A_0$  の位置を決める。点  $A_1$  と点  $A_2$  の距離は 5mm であるから、最終的には 0.15625mm の精度で点  $A_0$  の位置を決められる。同様のことを X 線軸に平行なすべての直線に関しても行ない、各線上の線量 D に相当する点の位置を CRT 上に表示すれば等線量曲線が得られる。

線量 D を必要に応じていくつかとすれば Fig. 3 のような線量分布図が得られる。矢状面あるいは

#### IV. 結果、操作手順

患部に挿入したアプリケータ内に模擬線源を配置し、直交する正側 X 線像から線源位置(X-Y 座標および Y-Z 座標)を読み取るところまでは通常の方法と変わりない。ここから先の操作は対話形式でパソコンに CRT 表示される画面 (Fig. 6) に従って行う。

##### 1) 患者データ、治療日の入力

患者氏名や年齢、病期などの記録しておくべき事項を入力する。入力された治療実施日から自動的に線源の減衰が計算される。

##### 2) 照射方法の選択

腔内照射は通常タンデムとオボイドの組合せで行なうが、どちらか一方のみで行なう場合の入力も可能になっている。ここでいずれかを選ぶ。

##### 3) タンデム照射点の数の入力

照準 X 線像から、タンデム線源による照射点の適当数を決定して入力する。

##### 4) 拡大率、線源位置の入力

照準 X 線像の拡大率を入力する必要がある。実際のリングの直径は 1cm あるいは 2cm であり、X 線像でこれらを実測すればその拡大率が判る。つづいて、正面および側面像からタンデムと左右のオボイド線源の位置を読み取って入力する。これらはコンピュータ内で 3 次元座標上に換算され

## ①Patient Data

患者名	?
年令・性	
照射部位	
外部照射線量	
治療日 年 (19**)	
月	
日	

## ②Selection of Applicators

1 : タンデム + オボイド
2 : タンデム
3 : オボイド
いずれかを選べ
?

## ③ Numbers of Radiation Points of Tandem

タンデム照射点数
?

## ④Magnifications, Positions of Sources

計測値入力(正面)
拡大率 ?
タンデム先端(X= Y= )
後端(X= Y= )
右オボイド (X= Y= )
左オボイド (X= Y= )

## ⑤Distance of Override

オーバーライド設定
1 : 自動設定
2 : 入力
いずれかを選べ
?

## ⑥Selection of point A

基準点選択
1 : 左A点
2 : 右A点
3 : 線量の少ない方
いずれかを選べ
?

## ⑦Dose Ratio

1 : 照射時間一致
2 : 線量比入力
いずれかを選べ
?

## ⑧Dose for point A

照射線量 ( cGy )
?

## ⑨Radiation Times for Each Point

タンデム	34秒	0分34秒
Rオボイド	187秒	3分 7秒
Lオボイド	189秒	3分 9秒
タンデム オーバーライド	1	12.6 mm
	2	25.2 mm
	3	37.7 mm
	4	50.3 mm

Fig. 6 Input of data and output of treatment conditions

る。

タンデム線源の各照射点がほぼ直線的に配列されている場合は、とくに指定しないかぎり子宮底側の最初の線源位置を入力すれば残りの線源位置が自動的に決定されるが、次項に述べる各照射間のオーバーライド距離を任意に選ぶことによりまたオーバーライドの終止点の変更により各照射点の位置を自由に選ぶことも可能である。

タンデム線源の各照射点の配置が直線上にないときに最初の線源位置の入力で他の線源位置を決

定するには、オーバーライドの軌跡を知る必要がある。そのためタンデム模擬線源ワイヤー部分に10mm毎につけたマーカのうち適当な1つないし5つを選んでその位置を入力する。これらの点の隣り合ったものどうしを結ぶ2ないし6直線の連結で軌道に代えている。この際の注意は最初の線源とリング中心とともに配置の軌跡を代表するような位置のマーカを選ぶことである。タンデム線源の各照射点の位置はこの連結した線上に決定される。したがって軌跡の曲りが極端に強くそれ

を直線で代えることによる誤差が心配されるとときは、(最初の線源位置からの各マーカまでの距離は写真から分るので)選んだマーカの位置にタンデム線源を引いてくるようにすればよい。これらの位置が軌跡上にあることは明白であるからである。

### 5) オーバーライドの設定

タンデム線源を子宮底から逐次オーバーライドしてくる時の終止点の入力である。ここで自動設定とすればリング中心から頭側1cmの点が終止点となる。また終止点を任意の位置に設定することも出来る。さらに自動設定によりタンデム線源の各照射点は等間隔にとれるが、任意の距離を選択することも可能である。

このように線源位置の決定やオーバーライドの設定において自動化のほかに任意にも行えるようにしたのは次の理由からである。すなわち、前述の基本的線量分布がそのまま適応出来る症例であれば操作の大部分が自動設定可能であるが、実際にはそうはいかない場合がある。例えばオボイド線源がリング中心から離れすぎたりあるいは近すぎたりする場合である。それらの際に基本条件で照射すると前者では外子宮口近辺の線量不足を、後者では子宮底側の線量不足を生じる可能性があるからである。ただしもしそういうことがあっても本システムでは線量分布図を迅速に得られるのでそれを照射前にチェック出来、すぐに治療条件の変更作業を入れる。

実際には外子宮口近辺の線量不足にはタンデムの終止点をリング中心あるいはさらに尾側もってきたり、タンデムに対してオボイドの照射時間を長くする(後述の線量比の入力参照)などをしている。また子宮底側の線量が不足になる時は、子宮底に近い照射点の照射時間をリング側のものより長くする(タンデム照射点の線量比の入力: 例えば2:2:1.5:1:1 Fig. 3 参照)などを行う。

### 6) 基準点の選択

ICRU report 38(1985)<sup>4)</sup>はA点を認めていないのでこれに対応する方法の研究は急を要すると思われるが、現状から照射線量の基準点として子宮

頸癌の放射線治療基準<sup>5)</sup>によるA点を採用した。A点線量を計算する面は、子宮腔長軸を含む傾斜前額面である<sup>6)</sup>。A点は左右にあり、何れを選択しても計算出来るが、本法では子宮頸癌の放射線治療基準に従って、計算上線量の少ない側を選択出来る。

### 7) 線量比の入力

通常は、オーバーライドを含めたタンデムの照射時間とオボイドの照射時間を一致させている。しかし、A点に対するタンデムからの線量とオボイドからの線量の比を適当に与えて、それぞれの照射時間を計算することも可能である。

なお前述のタンデム各照射点の線量比の入力の画面は省略する。

### 8) A点線量の入力

A点に照射したい線量を入力する。

### 9) 治療条件の表示

以上の入力が終れば直ちに、目的とする線量をA点に照射するための条件、すなわちオーバーライド距離とタンデムおよびオボイドの照射時間が図(Fig. 6 ⑨)のように表示される。

なお、図では省略したが、このほかタンデム総移動距離(タンデム長)、オボイド間距離、各線源の線量率、オーバーライド時間、B点線量、A/B比なども表示される。これらはプリントされ治療記録として保存できる。

この治療条件をRALSの操作盤に入力している間に、線量分布図が表示され、線量分布の適否を確かめた上で照射を開始している。

## V. 考案

子宮頸癌の放射線治療では、原発巣に対して腔内照射を行い、所属リンパ節および骨盤内浸潤には外部照射を行うのが原則である。

腔内照射はRALSによって治療時間を短縮できるようになったが、これと個々の症例における目的部位への投与線量の正確さを両立させることは簡単ではなかった。既存の治療計画装置は線量分布図作成にかなりの時間を要するので、従来多くの施設では、術者の経験や予めいくつかの用意された線量分布図の雛形にたよってとりあえず“適当”な条件で照射をし、実際の線量分布図は治

療後に描かせるという方法がとられてきた<sup>7)</sup>。熟練した医師によってほぼ妥当な治療が行われてきたのであるが、治療手順の正しい考え方とは言えない。こうした方法では、各例において A 点線量を目標通り過不足なく照射することは難しいであろう<sup>8)</sup>。本来は、外部照射と同様な精度を腔内照射においても追及すべきで、線量分布図により治療条件が適当であることを確認してから照射を開始すべきであろう。そのためには目的線量の照射条件と線量分布図が迅速に得られる装置が必要である。しかし、既存の治療計画装置をそのように手直しするにはそれなりの費用がかかるし、高価な装置自体をまだ導入できていない施設も多いのが現状であろう。

このような背景から、今回我々は『信大システム』を開発した。その設計において、迅速性と操作性、高精度および低価格などを主目標とした。すなわち、線量計算結果および線量分布図が線源位置入力から 5 分以内に得られること；目的とする照射線量を入力（たとえば A 点線量：600cGy）すれば、照射条件が試行錯誤的操作を行わずに得られること；オーバーライド時の線量補正の精度を一般的のものよりも向上させること；関連施設への普及という点からも費用を極力おさえることなどであった。そしてこれらの目標をほぼ達成できたと考えている。

RALS 法において、照射線量、具体的には A 点線量の多少の誤差<sup>9)</sup>は現時点では避け難い。この原因として、a) 照準用 X 線写真および線源位置読み取り法に伴なうものと、b) 計算方法に伴なうものがある。前者については、今後精密な自動化などの装置の改良を待たざるを得ないであろう。当面はこれらの処理実施に際しての細心の注意で対処するほかない。後者に関して『信大システム』の問題点は、従来のほとんどの高線量率腔内照射の線量計算法と同様に、容器補正を行っていないことである。現状では、容器補正を行うと計算時間が極度に延長して不利益が大きく、本システムの目標と矛盾することになる。しかも容器補正の有無による差は、線源軸から 2cm 離れた直線上で 1% 以下<sup>10)</sup>とされるので、通常は容器補正

なしでも子宮頸癌の腔内照射では大きな問題にはならないと判断した。ただし子宮軸の弯曲が高度の例では誤差が大きくなることが指摘されており今後の検討課題としたい。

『信大システム』に使用した線源配置と照射時間のデータを、RALS の線量計算ができる治療計画装置を持ってる 3 つの施設（東京、群馬、石川）へ送り、線量分布図の作成を依頼した。その結果、本法による線量計算と線量分布図が臨床使用に耐える十分な正確さをもっていることが確認された。我々の施設におけるこれまでの 60 件余りの臨床使用において、線源位置データ入力から照射条件出力までの時間は平均約 1 分であり、その後の 3 ~ 4 分で線量分布図を表示できる。日常診療の場合では、得られた照射条件を RALS の操作盤に入力し模擬線源を本線源につなぎかえている時間内に線量分布図が表示されることになる。

現在我々は本法を食道癌腔内照射や頭頸部組織内照射などにも応用することを考慮中である。

## VI. まとめ

RALS の普及にともない、その治療の標準化と精度の向上の重要性が増してきている。しかし医療機器の高額化のために、RALS 治療にリアルタイムに対応出来る線量計算装置の導入は必ずしも容易でない。このような現状をふまえて開発した『信大システム』の特長は以下のようである。

- 1) 線源位置データ入力から線量分布図描出までが 3 分以内であり、治療開始前に線量分布を確認出来る。
- 2) 目的 A 点線量を入力すれば、そのための照射条件が短時間で簡単な操作で出力される。
- 3) オーバーライド時の照射線量を 5 点補間で求めており、線量計算の精度は高い。
- 4) 廉価なパソコン使用で十分である。

## 文 献

- 1) Henschke UK, Hilaris BS, Mahan GD : Remote afterloading with intracavitary applicators. Radiology 83 : 344—345, 1964
- 2) 守本正樹：腔内治療装置の機構. 日放技学誌, 36 : 797—802, 1980
- 3) Meisberger LL, Kellar RJ, Shalek RJ : The effective attenuation in water of gamma rays

- of gold 198, iridium 192, cesium 137, radium 226, and cobalt 60. Radiology 90: 953-957, 1968
- 4) International Commission of Radiation Units and Measurements: Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology. ICRU Report 38, ICRU. Bethesda DC 1985
- 5) 荒居龍雄, 赤沼篤夫, 池田道夫, 他: 子宮頸癌の放射線治療基準. 癌の臨床, 30: 496-500, 1984
- 6) 佐方周防, 稲邑清也, 高橋賢一, 他: RALS の線量計算基準, 放治システム研究, 3: 43-55, 1986
- 7) 井上武宏, 井上俊彦, 堀 信一, 他: 子宮頸癌ラ  
ルス治療のコンピュータによる即時計算・即時補正法について, 臨放 26: 705-709, 1981
- 8) 菊池雄三, 西野茂夫, 小島 满, 他: 子宮頸癌放射線治療のラルスによる腔内照射時の point A 線量の変動とその影響—多変量解析による検討—, 放治システム研究, 学術総会特集号, 156-159, 1985
- 9) 佐方周防, 秋山芳久, 佐藤滋宏, 他: RALS 用線源の線量計算における誤差, 放治システム研究, 2: 283-294, 1985
- 10) 高橋賢一: A 点線量と線量分布計算法, 日放技学誌, 36: 767-777, 1980