

Title	子宮頸癌腔内照射治療における <sup>60</sup> Co線源の至適時間配分に関して
Author(s)	山本, 皓二; 河村, 正; 棚田, 修二 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1980, 40(9), p. 845-855
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/18550">https://hdl.handle.net/11094/18550</a>
rights	
Note	

*Osaka University Knowledge Archive : OUKA*

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

Osaka University

# 子宮頸癌腔内照射治療における $^{60}\text{Co}$ 線源 の至適時間配分に関して

愛媛大学医学部放射線医学教室 (主任: 浜本 研教授)

山本 皓二 河村 正 棚田 修二 石根 正博  
八木 完 伊東 久雄 片岡 正明 浜本 研

京都大学医学部放射線医学教室

高 橋 正 治

(昭和55年2月13日受付)

(昭和55年4月30日最終原稿受付)

## A Consideration on an Optimum Time Arrangement of $^{60}\text{Co}$ Sources in Intracavitary Irradiation of Carcinoma of the Uterine Cervix

Koji Yamamoto\*, Masaji Takahashi\*\*, Masashi Kawamura\*, Shuji Tanada\*,  
Masahiro Ishine\*, Kan Yagi\*, Hisao Ito\*, Masaaki Kataoka\*  
and Ken Hamamoto\*

\*Department of Radiology, Ehime University School of Medicine

\*\*Department of Radiology, Kyoto University School of Medicine

---

Research Code No.: 601

---

Key Words: Optimum-time-arrangement, Intracavitary irradiation, Cancer  
of the uterine cervix, Computer program, Simple criteria  
for optimality

---

A time arrangement of  $^{60}\text{Co}$  sources is computed to give an optimum dose distribution in the intracavitary irradiation of carcinoma of the uterine cervix. Simple criteria are used for the determination of the optimum, they are:

- 1) Dose at any point in target volume is greater than  $D_{L-\min}$ .
- 2) Dose at any point in organs at risk is less than  $D_{C-\max}$ .
- 3) Making average dose to the organs at risk ( $D_{C-\text{ave}}$ ) as small as possible, under the above two conditions.

To fulfil the first condition approximately, many samplings (35 points) are done from a surface of an area in which the target volume is assumed to be located. Similarly, samplings (40 points) for the organs at risk are performed from the closest surface of the organs to the sources.

Since conditions (1) and (2) represent two contradictory requirements in nature, two kinds of optimum solutions are obtained, according to whether condition (1) or (2) is most important. When condition (1) is most important, then the obtained solution is:

A) The solution which minimizes the value of  $D_{C-ave}$  with the preset values of  $D_{C-max}$  and  $D_{L-min}$ . When conditions (1) and (2) contradict each other, then condition (2) is ignored.

On the other hand, if condition (2) is most important, then the solution is:

B) The solution giving maximum value of  $D_{L-min}$  ( $\hat{D}_{L-min}$ ) with the preset value of  $D_{C-max}$ , up to which conditions (1) and (2) do not contradict each other.

Some properties of these solutions are examined, which result in the following conclusions:

- 1) To assess accurately the region of infiltration is quite important, especially to reduce the average dose to the organs at risk.
- 2) The value of  $\hat{D}_{L-min}$  depends largely on the poor local configuration—i.e., the so-called hot spot—determined by the locations of the organs at risk, the target volume and the sources.
- 3) Although the value of  $D_{C-ave}$  is quite large for the solution of  $\hat{D}_{L-min}$ , it can be greatly reduced only by presetting  $D_{L-min}$  slightly smaller than  $\hat{D}_{L-min}$ .

### はじめに

子宮頸癌は放射線治療で比較的治療しやすい癌であり、ラジウム線源による腔内照射と外部照射とを組み合わせた治療法がほぼ確立している。一方高線量率腔内照射法による治療法についても多くの研究が蓄積されつつある。とくに、CTの開発や、汎用計算機が用いられるようになってから、癌の拡がりや放射線感受性などに応じた至適線量による治療法についての研究も、比較的容易に行えるようになった。しかし放射線治療における至適解の決定規準はまだ確立されてはいず<sup>1)</sup>、至適線量による治療法も多くの研究の積み重ねをへて完成されていくものと考えられる。

至適性を規定する因子を大別すると

- a) 照射時の線量分などの physical factor<sup>2)~6)</sup>
- b) 分割回数と生物学的効果などの biological factor<sup>7)~10) 13) 20)</sup>
- c) 年齢、癌の種類、病期進展度などの pathological factor<sup>10)~16)</sup>

などが挙げられる。至適線量を決定するには、これら因子がどの程度の重要性をもっているかについて、できるだけ簡単な決定規準をもとにして、一つ一つ明確に確かめていく必要があるように思える。我々は至適線量による治療法の第一歩として、まず physical factor を採りあげ、<sup>60</sup>Co による腔内照射の場合の至適線量分布を得るための線源の至適時間配分について検討を試みた。

この問題に対して、あらかじめ仮定した線量分布に最も近い線量分布を至適解とする考え方がよく用いられる<sup>2)3)</sup>。しかし、得られる解が至適であるか否かは最初に仮定する線量分布の至適性の問題であり、至適性の議論をするためには、必ずしも、有効ではない。

本稿では、病巣部での最低被曝点線量と決定臓器での最大被曝点線量とを用いた簡単な至適解決定規準を採用した。その規準により得られる解を用いて、与えられた幾何学的条件（線源の位置、及び病巣、決定臓器の形状、拡がり、位置）のもとで、病巣部の最低線量をどこまで大きく取り得るのか、あるいは又、決定臓器への被曝線量をどこまで軽減できうるかという問題を解き、合わせて、physical factor の持つ重要性について議論を行う。

また、本稿では、tumor control や正常組織の傷害の発生が、すべて線量依存の現象であると仮定している。

### I. 時間配布と決定条件

病巣及び決定臓器の位置、形状、拡がりの程度に応じた至適時間配分を決定するために使用した条件は、基本的には次の3条件である。

1) 病巣上に選んだ代表点（最高35箇所）での線量は、最低病巣部点線量（以後  $D_{L-min}$  とする）以上とする。

2) 決定臓器上に選んだ代表点（最高40箇所）

での線量は最高決定臓器点線量（以後  $D_{c-max}$  とする）以下とする。

3) 上記 (1)～(2)の条件の下で決定臓器上の代表点での線量の平均値（以後  $D_{c-ave}$  とする）を最低とする。

条件 (1)は病巣と考えた領域内の任意の点での総線量が、治療終了時において治療線量以上となることを目標としている。そのため、代表点の位置は、病巣と考えた領域（あるいは病巣をその中に含むと考えられる領域）の中で、線源からの距離が最も大きいと思われる部位から選ばれる。同様に条件 (2)は、決定臓器と考えた領域内の任意の点で総線量が治療終了時において、耐容線量以下となることを目標としている。そのため、代表点の位置は、逆に決定臓器と考えた領域（あるいは決定臓器をその中に含むと考えられる領域）の中で、線源に最も近い部位から選ばれる。

(1)と(2)は互いに相反する性質を持った条件であり、どちらを優先的に取扱うかによって得られる解が異なる。条件 (1)を優先した場合、前もって与えられた  $D_{c-max}$ ,  $D_{L-min}$  の値を用いて、条件 (1)～(3)を満たす解の算出が試みられる。このとき、もし(1)と(2)が互いに矛盾すれば、条件 (2)は無視され、条件 (1)と(3)から解が求められる。逆に条件 (2)が必ず成立するとした場合、前もって与えられた  $D_{c-max}$  の値を用いて、(1)と(2)の条件が互いに矛盾しない範囲で、 $D_{L-min}$  のとり得る最大値（以後  $\hat{D}_{L-min}$  とする）を計算し、合わせてそのときの解が表示される。

ここで therapeutic gain の考え方に基づき解の有効性を評価するため、次の量を定義しよう。

$$\bar{g} = D_{L-min}/D_{c-ave}, \quad g_0 = D_{L-min}/\max \{D(\vec{r}_{c_j})\}$$

ここに  $D(\vec{r}_{c_j})$  は決定臓器各点の線量である。 $\bar{g}$  と  $g_0$  は、それぞれ、決定臓器各点の平均線量及び最大被曝点線量を基準にした場合の病巣部各点の最低線量を表わしている。これらは、ともに可能なかぎり大きな値となることが望まれる。特に局所障害の発生をさけるためには  $g_0 > 1$  でなければならない。

条件 (1)を優先した場合、 $g_0$  を前もって設定したある値以上にするという制約条件（この条件が不可能なときは省く）のもとで  $\bar{g}$  を最大にする解が得られる。この解は、病巣部に治療線量以上の線量を与えるという条件のもとで、決定臓器への平均線量を最小にする解である。逆に条件 (2)を優先した場合、 $g_0$  を最大にする解が得られる。この解は、設定された幾何学的条件、並びに  $D_{c-max}$  以下ならいくらかでも大きな線量を決定臓器に与えてもかまわないとする場合に、到達し得る最大の therapeutic gain を与える。また、 $g_0$  の最大値

$$g_{0-max} = \hat{D}_{L-min}/D_{c-max}$$

は幾何学的条件にのみ依存している。

## II. 計算式

線源の位置を  $r_{sk}$ ,  $k=1, 2, \dots, N_s$  (cm), その強度を  $C_k$  (Ci), 照射時間を  $t_k$  (Sec) とすると、任意の位置  $r$  での線量は

$$D(\vec{r}) = \sum_{k=1}^{N_s} X_k \cdot f_k(\vec{r}_{sk}; \vec{r}),$$

$$\text{但し } X_k = C_k \cdot t_k$$

ここに、 $f_k(\vec{r}_{sk}; \vec{r})$  は  $k$  番目の  $^{60}\text{Co}$  線源に対する水中での attenuation factor である。通常  $^{60}\text{Co}$  ペレット (1mm $\phi$   $\times$  1mm) を用いているラルストロンでは、tandem、及び ovoid 内の線源は夫々一つの点線源とみなして取扱われている<sup>21) 22)</sup>。その場合、 $f_k(\vec{r}_{sk}; \vec{r}) = f(|\vec{r}_{sk} - \vec{r}|)$  で与えられる。但し  $f(|\vec{r}|)$  は水中で 1Ci の  $^{60}\text{Co}$  点線源から  $r$  cm 離れた位置での線量率(rad/sec)を表わす。この近似の精度については別に報告する予定であるが、本稿では簡明にするために、点線源を仮定し、 $f(|\vec{r}|)$  として Shalek らの式<sup>19)</sup>を採用した。

病巣部各点ならびに決定臓器各点の位置を夫々  $\vec{r}_{Li}$ ,  $i=1, 2, \dots, N_L$ ,  $\vec{r}_{Cj}$ ,  $j=1, 2, \dots, N_C$ , とすると、条件 (1)は

$$D(\vec{r}_{Li}) = \sum_{k=1}^{N_s} X_k \cdot f(|\vec{r}_{sk} - \vec{r}_{Li}|) \geq D_{L-min} \quad i=1, 2, \dots, N_L$$

条件 (2)は

$$D(\vec{r}_{Cj}) = \sum_{k=1}^{N_s} X_k \cdot f(|\vec{r}_{sk} - \vec{r}_{Cj}|) \leq D_{c-max}$$

$$j=1, 2, \dots, N_c$$

条件 (3)は

$$F = \frac{1}{N_c} \cdot \sum_{j=1}^{N_c} D(\vec{r}_{c_j}) \rightarrow \text{Minimum}$$

となる。

線源、病巣部各点、および決定臓器各点の位置がすべて前もって与えられるものとする、解の計算は、次の形の線形計画問題を解くことに帰着する。

条件

$$\sum_{k=1}^{N_s} A_{kj} \cdot X_k \geq B_j, \quad j=1, 2, \dots, M$$

$$X_k \geq 0, \quad k=1, 2, \dots, N_s$$

の下で

$$F = \sum_{k=1}^{N_s} C_k \cdot X_k$$

の最小値を求める。ここに  $A_{kj}$ ,  $B_j$ ,  $C_k$  は、 $D_{L-\min}$ ,  $D_{C-\max}$ ,  $\vec{r}_{sk}$ ,  $\vec{r}_{Li}$ ,  $\vec{r}_{c_j}$  及び関数  $f(|\vec{r}|)$  によって定まる定数であり、 $M$ は解計算に使用する条件数である。線形計画問題の解法については、多くの研究がなされている。我々は標準的な解法であるシンプレックス法を用い、精度落ちから生じる問題をさけるために、倍精度計算を行なっている。

### III. 計算例—I

頸管内への tandem の挿入長さを変えたときの解の変動をみるため、数例の病巣の形状を想定し、決定臓器として直腸を選んで計算を試みた。

#### a) 座標系と線源位置

ベッド面に水平で患者の体軸方向に Y 軸、水平方向に X 軸、をとり、ベッド面に垂直方向に Z 軸をとる。原点の位置は任意であるが、計算例 I では tandem が体軸と一致する場合を想定し、外子宮口に一致する位置に原点を設定した。また、外子宮口から、頸管に挿入した tandem の先端までを、等間隔に 5つの線源を配置し、ovoid 線源の位置は  $(\pm 1.5, -0.5, 0)$  (cm) に在るとした。

#### b) 病巣部

tandem に垂直に切った断面は、楕円であると仮定し、楕円の周上から、Fig. 1 の a), b), c) の様式で病巣部各点を入力した。但し、幅 4cm の中央遮蔽を用いた照射野で前後対向 2 門の外

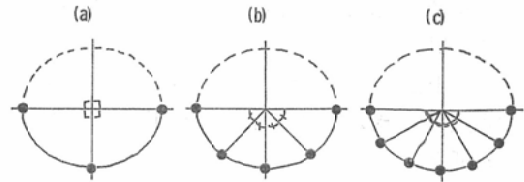


Fig. 1 Location of sampling points on an ellipse.

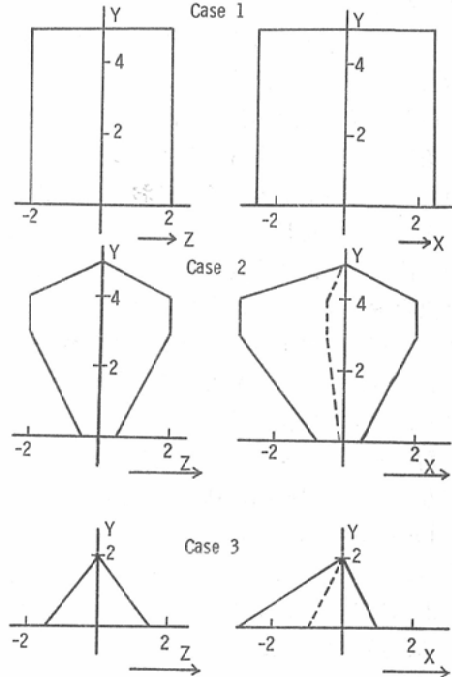


Fig. 2 Lateral and anteroposterior views of the lesion. Scale is in cm unit.

照射を併用する場合を考え、腔内照射が受持つ病巣範囲を X 方向  $\pm 2$ cm と設定した。また、各楕円の長軸は、X-Y 平面に平行と仮定した。病巣の形状として、3つの場合を設定した。Fig. 2 に、各病巣部の側面及び正面像を示す。この図で、点線は tandem に垂直な面における病巣部の中心の投影像である。これらの形状は、以下の場合を想定して設定している。

Case 1. 病巣の形状についての特別な指定は行わず、子宮頸癌の原発巣が、ほぼその中に含まれればよいとした場合。Y 方向  $0 \sim 5$ cm までを 1 cm 間隔で 6 枚の断面をとり、各断面上に、Fig.

1 の c) の様式で、病巣部各点を設定した。

Case 2. 外子宮口近傍に小さな病変がみられ、子宮頸管にそって進むにつれて病巣が大きく拡がっている場合、Y方向 0~4.5cm までを 0.5cm 間隔で10枚の断面をとりとり、外子宮口側からみて、順に a), a), a), a), b), b), b), b), b), a) の様式で病巣部各点を設定した。

Case 3. 子宮頸部への浸潤は浅く、子宮腔部に病巣が拡がっている場合、Y方向 0~1.5cm までを 0.5cm 間隔で4枚の断面をとり、c) の様式で病巣部各点を設定した。

c) 直腸位置

Fig. 3 は4名の患者の側面図からサンプリングした直腸から tandem 軸までの、投影図上の距離

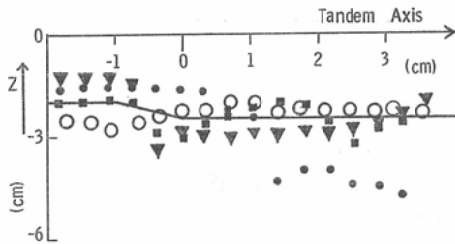


Fig. 3 Distances from tandem axes to rectums taken from lateral views of 4 patients.

である。ここでは外子宮口を原点としている。直腸の位置の変動によって解が変動することをさけるために、図の中で実線によって示した位置に直腸の投影像を仮定した。そして、X-Y 平面に平行に、X方向±1cm のリボン状の領域から、Fig. 4 の黒丸印の位置を、決定臓器各点として設定した。

d) 結果

条件 (2) を優先した場合:  $D_{C-max}$  を 1,000rad としたときの  $g_{0-max}$  を与える解を Table 1 に示す。この表で  $D_{A-ave}$  は (±2, 2, 0) に A 点をとったときの A 点の平均線量であり、線源番号は Fig. 4 に示されている。この表から次のことが判る。

1.  $g_{0-max}$  の値は、挿入 tandem の長さがある値に達したとき最大となり、それ以上深く挿入してもほとんど変化しない。

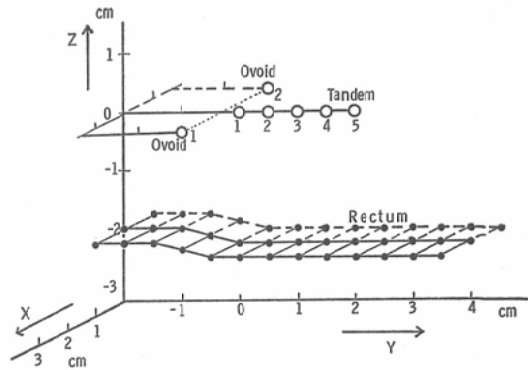


Fig. 4 Location of sources and selected points on the rectum.

2. 解は、病巣の形状に大きく依存する。

Case 1. と Case 2. の  $g_{0-max}$  の最大値はほぼ等しい。これは両者の病巣の拡がり、互いにはほぼ等しい部位があり、かつ、その部位で決定臓器までの距離が最短となっているからである。このことから、 $g_{0-max}$  の最大値は決定臓器上の hot spot によってほぼ決定されると考えられる。このことを、より一層明瞭に示すために、Case 1. で用いた病巣のうち、Y = 3 の断面上のもののみを病巣部各点 (Case 4.) として、 $g_{0-max}$  を計算した。得られた  $g_{0-max}$  と、そのときの  $\bar{g}$  の値を Fig. 5

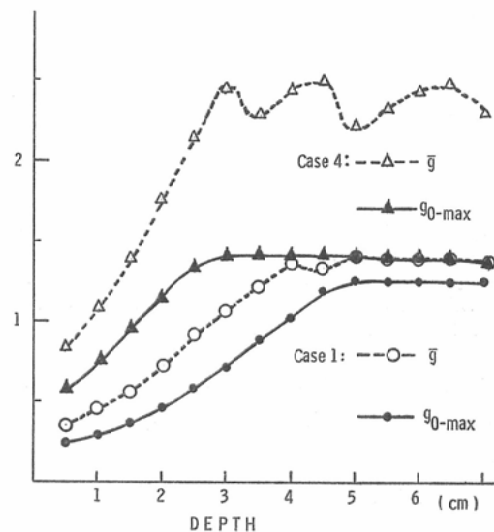


Fig. 5 Dependence of  $g_{0-max}$  and corresponding  $\bar{g}$  on the tandem length inserted in the cervical canal.

に示す。この図から、さらに次のことが言えるであろう。

3. 決定臓器上の hot spot となる部位を残したままで、病巣の拡がりをいくら小さく見積っても、 $g_{0-max}$  の最大値はそれほど大きくなる。しかし、決定臓器への平均線量は少なくすることができる。

条件 (1) を優先した場合：病巣に大きな線量を与えることは、病巣に隣接する正常組織にも、大きな被曝があることを意味する。 $g_{0-max}$  の値が充分大きくて、病巣の最低線量を、その取り得る最大値よりも小さく見積もっても、充分治癒線量に達する場合、あるいは、 $g_{0-max}$  の値が小さすぎて、局所障害の発生はやむを得ないとする場合には、条件 (1) を優先し、決定臓器への平均被曝線量を最小にする解が重要となる。この両者の解の相違は、得られる線量分布に顕著に現われる。Fig. 6 は、Table 1 の Case 3 で tandem 線源

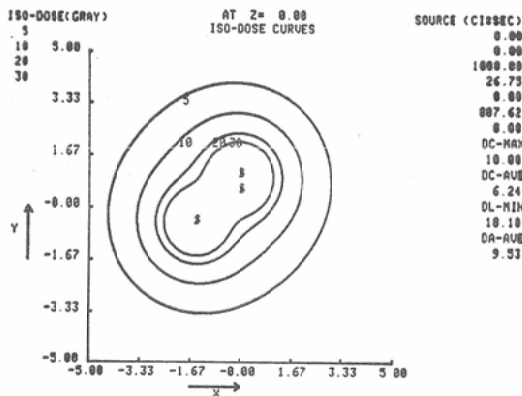


Fig. 6 Isodose curves in case 3 with the solution of  $g_{0-max}$ . This solution is obtained as  $D_{c-max}=1000$  rad, and displayed on the CRT screen. This and next figures are obtained by using the TEKTRONIX hard copy unit.

の頸管内への挿入長さが、2cm の場合の等線量曲線である。CRT 画面上に出力された図を、ハードコピーを用いて複写している。この場合  $g_{0-max}=1.809$ ,  $\bar{g}=2.899$  である。Fig. 7 は同一例を  $D_{c-max}=1,000$  rad,  $D_{L-min}=1,500$  rad と設定し、条件 (1) を優先して解いた解である。この場合  $g_0=1.696$ ,  $\bar{g}=3.417$  となる (図中の  $D_{c-max}$

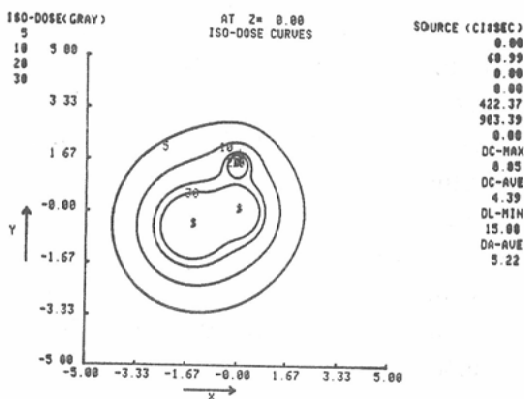


Fig. 7 Isodose curves in case 3 with the solution giving minimum average dose to rectum. Although the preset values of  $D_{c-max}$  and  $D_{L-min}$  are 1000 rad and 1500 rad, respectively, the resultant maximum dose to rectum ( $D_{c-max}$ ) is 885 rad, as shown in this figure.

は、決定臓器各点の実際の最大被曝線量を表わす)。条件 (1) を優先した方が、病巣の形状に、よりうまく合致する線量分布が得られる。

#### IV. 計算例—II

tandem の傾きによる解の変動をみるため、病巣部として計算例—Iの Case 1. と Case 3. を例にとり計算を試みた。

a) 傾き角  $\theta, \phi$  と回転行列

tandem の傾き角  $\theta, \phi$  は、それぞれ正面及び側面図でみた場合の、tandem 軸と Y 軸とのなす角をいう。tandem の傾きにつれて病巣部も傾くとする場合、座標系の回転を定義しなければならない。本稿では、回転後の X 軸を、計算で使用する座標系の X-Y 平面に平行であると仮定した。現実には病巣がその形を維持したままで、tandem の傾きにつれて傾くとする仮定は、tandem の傾きが、あまり大きくない場合にのみ成立するであろうが、本稿で示す計算例では、便宜上傾き角の大きい場合でもこの仮定が成立するとしている。この仮定により、任意の点  $(x, y, z)$  の回転後の位置  $(x', y', z')$  は、同じ座標系でみて

$$(x', y', z) = T \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}$$

ここに回転行列 T は、次式で与えられる。

$$T = \begin{pmatrix} \cos\theta, & a \cdot \tan\theta, & -a \cdot \tan\psi \cdot \sin\theta \\ -\sin\theta, & a, & -a \cdot \tan\psi \cdot \cos\theta \\ 0, & a \cdot \tan\psi, & a \cdot \operatorname{cosec}\theta \end{pmatrix}$$

但し

$$a = 1/\sqrt{1 + \tan^2\theta + \tan^2\psi}$$

である。

b) 結果

Fig. 8 は、病巣として Case 1. と同じものを仮定し、tandem の傾き角と、頸管への長さを変

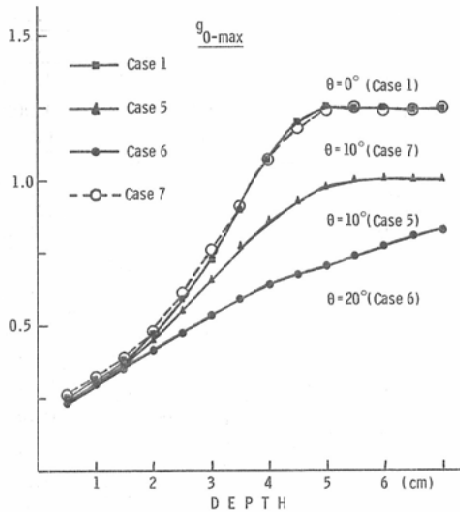


Fig. 8 Dependence of  $g_{0-max}$  on tandem source location in sense of angle  $\theta$ . Shape and location of lesion is same as that used in case 1.

えた場合の  $g_{0-max}$  の変動をみたものである。病巣部の回転は行なっていない。図中 Case 1. は Table I-1 から算出したものである。Case 5, 6. では外子宮口の位置を原点に固定し、 $\theta=0^\circ$ ,  $\theta=20^\circ$  ( $\psi=0^\circ$ ) とした場合で、Case 7. は外子宮口の位置を  $(-1, 0, 0)$  にとり  $\theta=10^\circ$ ,  $\psi=0^\circ$  とした場合である。この図は次のことを示している。

1. 外子宮の位置が病巣部の中心軸から離れている場合でも、tandem 軸が病巣部全体のほぼ中央を通過する場合には、大きな  $g_{0-max}$  を得ることができる。

Fig. 9a は Case 3. と同じ形状の病巣を仮定し、病巣並びに tandem を傾けた場合の  $g_{0-max}$

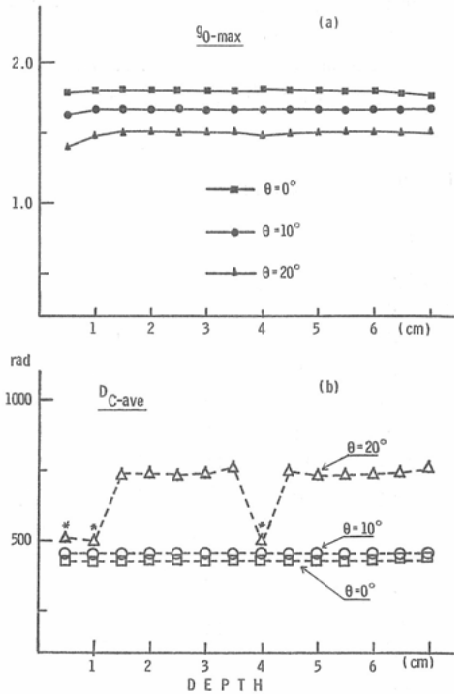


Fig. 9 Dependence of  $g_{0-max}$  (Fig. 9a) and  $D_{C-ave}$  (Fig. 9b) on the tandem source location. Shape of lesion is same as that used in case 3, however, its location changes as the tandem axis rotates.  $D_{C-ave}$  is obtained by setting  $D_{L-min}=1500$  rad, and  $D_{C-max}=1000$  rad. Here stars designate the cases when the above two restrictions contradict each other, and hence the restriction to  $D_{C-max}$  is ignored.

を示す。また、Fig. 9b は、Fig. 9a と同一の幾何学的条件のもとで、 $D_{C-max}=1,000$ rad,  $D_{L-min}=1,500$ rad とし、I章で述べた条件(1)を優先して得られる  $D_{C-ave}$  の最低値を示している。Fig. 9a, b は、ともに外子宮口の位置を原点に固定し、 $\psi=0^\circ$ としている。 $\theta=20^\circ$ の場合、 $D_{C-max}=1,000$ ,  $D_{L-min}=1,500$ rad ( $g_0 \geq 1.5$ ) の条件が互いに矛盾する場合がある (Fig. 9b 中の\*印)。その場合、図での値は  $D_{L-min}=1,500$ rad とし、条件(2)を無視したときの解を示す。 $\theta=0^\circ, 10^\circ$ の場合、及び、 $\theta=20^\circ$ で条件(2)を無視した場合の  $D_{C-ave}$  の最低値はほとんど同一であることから、この値は、条件(2)よりむしろ幾何学的条件に大きく依存している可能性が強い。Fig. 10は、



Table I Dependence of solutions giving  $g_{0-max}$  on tandem source locations and shapes of lesion. Here depth means the tandem length inserted in the cervical canal. The source number and its location are shown in Fig. 4. These solutions are obtained by presetting  $D_{C-max}=1000$  rad, and the values of  $\hat{D}_{L-min}$  are correct within 0.5% of  $D_{C-max}$ , i.e.,  $\pm 5$  rad.

Depth (cm)	Source Intensity (Ci·sec)							$D_{C-ave}$ (rad)	$D_{A-ave}$ (rad)	$\hat{D}_{L-min}$ (rad)	$g_{0-max}$	
	Ovoid		Tandem									
	1	2	1	2	3	4	5					
(Case 1)	0.5	0	0	0	0	0	0	1892	675	967	250	0.250
	1.0	0	0	0	0	0	0	1946	684	1242	310	0.310
	1.5	0	0	0	0	0	0	1953	671	1465	379	0.379
	2.0	0	0	0	0	0	0	1952	648	1555	469	0.469
	2.5	0	0	0	0	0	0	1957	619	1468	590	0.590
	3.0	91	91	245	0	0	0	1791	678	1309	729	0.729
	3.5	211	211	450	0	0	0	1692	742	1186	902	0.902
	4.0	0	0	1032	132	0	0	1597	802	1136	1081	1.081
	4.5	0	0	908	576	95	13	1424	861	1277	1207	1.207
	5.0	322	322	581	269	539	86	1207	900	1377	1254	1.254
	5.5	306	306	599	373	461	358	999	900	1370	1255	1.255
	6.0	311	311	599	418	479	488	897	900	1364	1252	1.252
6.5	251	251	695	488	472	667	710	899	1362	1249	1.249	
7.0	316	316	609	547	485	1084	0	899	1371	1251	1.251	
(Case 2)	0.5	0	0	0	0	0	0	1892	675	967	336	0.336
	1.0	0	0	0	0	0	0	1956	688	1248	435	0.435
	1.5	0	0	0	0	0	0	1955	672	1467	558	0.558
	2.0	0	0	0	0	0	0	1955	649	1558	736	0.736
	2.5	0	0	0	0	0	0	1956	619	1467	961	0.961
	3.0	0	119	0	44	4	0	1893	611	1275	1177	1.177
	3.5	0	1050	0	0	141	322	1255	794	1336	1241	1.241
	4.0	0	975	0	0	779	117	1006	821	1423	1254	1.254
	4.5	0	981	0	0	917	217	818	816	1420	1256	1.256
	5.0	0	989	0	0	1116	0	947	813	1401	1252	1.252
	5.5	0	1047	0	0	1049	718	0	795	1352	1248	1.248
	6.0	0	954	0	470	810	690	0	825	1403	1248	1.248
6.5	0	942	0	618	807	613	0	830	1413	1247	1.247	
7.0	0	972	0	593	1053	307	0	821	1396	1245	1.245	
(Case 3)	0.5	0	923	0	0	0	41	742	549	706	1782	1.782
	1.0	0	889	0	0	0	96	933	622	946	1809	1.809
	1.5	0	871	0	0	7	1129	0	652	1050	1811	1.811
	2.0	0	888	0	27	1009	0	0	624	953	1810	1.810
	2.5	0	857	0	62	1150	0	0	673	1123	1809	1.809
	3.0	0	813	0	15	1465	0	0	746	1378	1803	1.803
	3.5	0	904	0	955	0	0	0	602	880	1805	1.805
	4.0	0	889	0	1039	0	0	0	625	959	1809	1.809
	4.5	0	871	0	1136	0	0	0	625	1051	1811	1.811
	5.0	0	853	8	1227	0	0	0	679	1145	1809	1.809
	5.5	0	832	1	1358	0	0	0	713	1264	1808	1.808
	6.0	0	811	0	1489	0	0	0	749	1388	1803	1.803
6.5	0	798	57	1497	0	0	0	764	1441	1790	1.790	
7.0	0	790	127	1457	0	0	0	769	1457	1776	1.776	

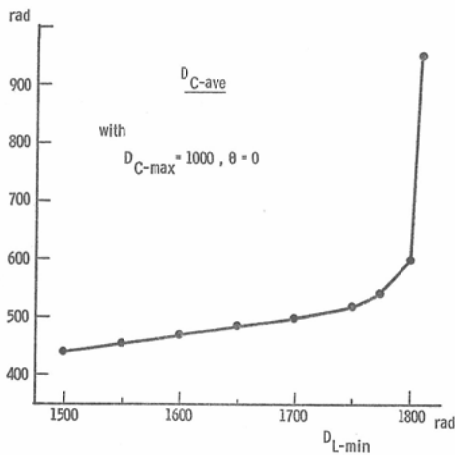


Fig. 10 Dependence of  $D_{C-ave}$  on  $D_{L-min}$ . Here shape and location of lesion are same as that used in case 3. Results are obtained by setting  $D_{C-max}=1000$  rad and 2cm in length of tandem source insertion.

$\theta = 0^\circ$ ,  $D_{C-max}=1,000$ rad, tandem 挿入長さ = 2cm とし,  $D_{L-min}$  の値を増加した時の  $D_{C-ave}$  の変動を示す。この図は次のことを示している。

2.  $g_0$  を, そのとり得る最大値  $g_{0-max}$  より少し小さめに設定するだけで,  $D_{C-ave}$  を飛躍的に小さな値にすることができる。

## V. 考 察

### a) 耐容線量

骨盤腔照射に伴って, 治療中にみられる合併症の程度と頻度が, 線量, 分割法, 照射野の大きさ, 年齢, 手術の有無などの因子によって影響を受ける<sup>11)12)</sup>ことはよく知られている。腔内照射においては, 容積線量が, 外照射よりもはるかに小さいので, 治療中の自覚症状はほとんど認められず, むしろ晩発性にみられる直腸, 膀胱障害が問題とされるであろう。直腸, 膀胱の耐容線量は, 手技によっても差がみられるようである。外照射の場合 5,000rad 照射例の 1~5% に直腸障害がみられることから, 直腸の耐容線量として 5,000 rad が妥当な値と考えられる。一方, 外照射と Ra による腔内照射を併用した場合は, 一つの目安として直腸 6,000rad 膀胱 7,000rad を耐容量として設定する報告<sup>4)</sup>もある。しかし, 外照射と  $^{60}\text{Co}$

高線量率腔内照射を併用する場合には, A 点線量で 5,500rad を耐容線量としている荒居<sup>18)</sup>の基準が, 最も妥当であろうと考えている。

### b) 治療線量

治療線量は, とくに tumor volume に大きく依存し<sup>20)</sup>, また癌の種類, 転移の有無, 浸潤部位にも依存している。そのため多くの論文で報告されている治療線量には, かなりのばらつきがある。しかし, 我々は耐容線量や治療線量の値は, 治療の進行状態に応じて, 患者ごとに変更していくべきものと考えている。本稿では,  $g_0$  や  $\bar{g}$  といった, 病巣と決定臓器での線量の比を問題としており,  $D_{C-max}$  や  $D_{L-min}$  の絶対量についてはまったく言及しない。

### 病巣範囲の限定

中央遮蔽による外照射を併用する場合, 本稿では腔内照射が受け持つ病巣範囲として, 遮蔽された部分のみをとると仮定した。このように, 腔内照射が受け持つ範囲を限定することは今までなされていない。しかし, 直腸障害を考慮するならば, 腔内照射によって, 非常に大きな病巣範囲を取り扱うことは不可能である。また, attenuation factor が線源からの距離の逆自乗にほぼ比例して減衰する関数であることを考えるとき, 腔内照射で大きな病巣範囲を取り扱うことは非効率的である。tumor volume が大きいとき, その原発部分(すなわち子宮頸部)は, 壊死巣を伴う放射線感受性の低い細胞からなっていると考えられる。この場合, 原発巣のコントロールを外照射のみで行うことは不可能であろう。しかし原発巣から離れた部分(傍子宮部, 所属リンパ節群)は外照射でコントロールできるものとし, 原発巣のみを腔内照射の治療対象と考える方が効果的と思われる。設定した限定範囲が妥当か否かは今後の研究すべき課題であるが, 腔内照射が受け持つ範囲として, そのように限定してもよいと考えている。

### d) プログラム構造と解の決定手順

計算は CARDIAS 9800 S (NAC) に組込まれた計算機 (NOVA 3, 32KW) を用いて行なって

いる。計算機容量の制限から、複雑なプログラム構造とならざるを得ず、現在4つの独立したプログラムが swapping の手法により連らなつた構造をとっている。主プログラム (RALSTRON) は種々の入力データの作成や、磁気ディスク (10MB 容量) への患者登録などを行なう。患者登録には、毎回の照射時の幾何学的条件、ならびに時間配分が含まれ、これらのデータは詳細な予後の研究のために保存される。他の3つのプログラムのうち、一つは等線量曲線などを CRT 画面に表示するプログラムであり、あとの二つは夫々、条件 (1) を優先する場合と、条件 (2) を優先する場合の解を求めるプログラムである。それぞれのプログラムには、さらに多くのサブプログラムがオーバーレイ形式で組込まれている。解の計算を倍精度で行なっている関係上、このようにプログラムを細分してもなおかつ条件 (1) と (2) を同時に取扱うことはできない。幸いなことに、条件 (2) は決定臓器上の hot spot に関するものであり、条件 (2) に含まれる40個の代表点のうち数点だけが重要となる。そこで以下の手順により解を求めている。

i) 条件 (1) と (3) から、決定臓器各点への平均線量を最低とする解を求める。得られた解を用いて決定臓器各点での最大被曝点と、そこでの線量を計算し、それを最大被曝点線量とする最大被曝点線量が  $D_{c-max}$  以下なら条件 (1) ~ (3) は満たされている。

ii) 逆に最大被曝点線量が  $D_{c-max}$  をこえるとき、まずその位置での線量が条件 (1) の下でどこまで小さく取り得るかを計算し、それが  $D_{c-max}$  以上のときには、条件 (1) と (2) は互いに矛盾するものとする。  $D_{c-max}$  未満のときには“その点での線量は  $D_{c-max}$  未満とする”という条件を条件 (1) に追加して、改めて (1) と (3) の条件から解を求める。

計算機が取り扱うことのできる条件数は40個であるが、現在はまだ、条件数の制限から解が得られなかった例はない。条件 (1) と (3) から解を求めるのに要する時間は、1回あたり5~10秒であ

る。

## VI. 結 語

子宮頸癌腔内照射の際、病巣および直腸の解剖学的形状にあわせた線源の時間配分について検討し、最適化する計算機プログラムを作成した。至適線量配分のもつ性質について議論を行なった。その結果次のことが判った。

1. 病巣の形状を正確に把握することは、決定臓器への平均線量を軽減する上で非常に重要である。しかし、決定臓器と病巣部並びに線源位置との関係によって生じる不利な解剖学的条件を残したままで、それ以外の部位の病巣の形状をいくらか小さく見積っても、決定臓器上の hot spot への被曝線量はあまり軽減しない。また逆に、大きく見積っても、不利な解剖学的条件が変らないかぎり hot spot への線量はあまり増加しない。

2. 決定臓器への最大線量を増やさないで病巣部での最低線量を可能なかぎり大きくとると、同時に決定臓器への平均線量も又大きな値になる。しかし、病巣部での最低線量を、そのとりうる最大値より少し小さく設定するだけで決定臓器への平均線量を大きく減少させることが可能である。

## 文 献

- 1) Bjärngard, B.E.: Optimization in radiation therapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 2: 381—382, 1977
- 2) Rosenstein, L.M.: A simple computer program for optimization of source loading in cervical intracavitary applicators. *Br. J. Radiol.*, 50: 119—122, 1977
- 3) McDonald, S.C. and Rubin, P.: Optimization of external beam radiation therapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 2: 307—317, 1977
- 4) Maruyama, Y., Van Nagell, J.R., Wrede, D.E., Coffey, C.II., Utley, J.F. and Avila, J.: Approaches to optimization of dose in radiation therapy of cervix carcinoma. *Radiology*, 120: 389—398, 1976
- 5) Nolan, J.F. and Dusalt, L.: Optimum dosage studies for radiation therapy of carcinoma of uterine cervix. *Radiology*, 62: 862—867, 1954
- 6) Kuten, A., Palti, S. and Tatcher, M.: Computer-assisted method for intracavitary radiotherapy of cancer of the uterine cervix. *Com-*

- put. *Programs Biomed.*, 8: 110—114, 1978
- 7) Graffman, S., Groth, T., Jung, B., Sköllermo, G. and Snell, J.E.: Cell kinetic approach to optimizing dose distribution in radiation therapy. *Acta. Radiol. (Ther. Phys. Biol)*, 14: 54—62, 1975
  - 8) 佐方周防, 佐藤滋宏, 中野政雄, 飯田孔陽, 油井信春, 秋山芳久: 子宮頸癌の高線量率腔内照射法の線量分布における治療スケジュールに関する一考察, 39: 727—736, 昭和54年
  - 9) 荒居竜雄, 森田新六: 高線量率腔内照射による子宮頸癌の放射線治療. 癌の臨床, 20: 33—36, 1974
  - 10) 平林光司, 奥田博之, 井上一夫, 石川 紘: 子宮頸癌および Walker 腫瘍における微小循環系の動態および照射効果との関連について. 癌の臨床, 20: 37—40, 1974
  - 11) Jampolis, S., Martin, P., Schroder, P. and Horiot, J.C.: Treatment tolerance and early complications with extended field irradiation in gynaecological cancer. *Br. J. Radiol.*, 50: 195—199, 1977
  - 12) Wharton, J.T. and Fletcher, G.H.: The principle of radiation therapy for malignant pelvic lesions. *Surg. Clin. North Am.*, 58: 181—199, 1978
  - 13) Landgren, R.D., Fletcher, G.H., Gallager, H.S., Declos, L. and Wharton, J.T.: Treatment failure sites according to irradiation technique and histology in patients with endometrial cancer. *Cancer*, 40: 131—135, 1977
  - 14) 増淵一正, 久保久光, 岡島弘幸: 子宮頸癌とくに進行癌の治療成績の向上策. 癌の臨床, 23: 607—612, 1977
  - 15) 森田皓三, 寛 正兄: 子宮頸癌に対する全骨盤腔内原体照射の際の患者の体型と照射線巢の形との関係. 日医放誌, 35: 780—787, 昭和50
  - 16) 吉田智恵子: 子宮頸癌腔内照射法における線源配置の統計的観察. 日医放誌, 34: 544—563, 昭和49年
  - 17) Rubin, P. and Casarett, G.: *A Direction for Clinical Radiation Pathology. Front. Radiation Ther. Oncol.* 6: pp. 1—6, 1972 (Karger, Basel and University Park Press, Baltimore)
  - 18) 荒居竜雄, 森田新之, 栗栖 明: 子宮頸癌放射線治療における局所障害. 癌の臨床, 22: 1417—1423, 1976
  - 19) Shalek, R.J. and Stovall, M.: Dosimetry in implant therapy. *Radiation Dosimetry*, 3: 760, 1969
  - 20) Hewitt, H.B., Chan, D.P.S. and Blake, E.R.: Survival curves for clonogenic cells of a murine keratinizing squamous carcinoma irradiated in vivo or under hypoxic conditions. *Int. J. Radiat. Biol.*, 12: 535—549, 1967  
see also "Radiology for the Radiologist" Hall E.J., d. Hil M.A.: 1973 (Harper & Row, Publishers)
  - 21) 中西正吾: private communication
  - 22) 若林 宏: private communication