

# Microcomputer 를 이용한 近接照射 裝置의 線量分布 計算

延世大學校 醫科大學 放射線科學教室 延世癌센터

秋 成 實 · 朴 昌 潤

= Abstract =

## Calculation of Dose Distributions in Brachytherapy by Personal Microcomputer

S.S. Chu, Ph.D., C.Y. Park, M.D.

*Department of Radiology, College of Medicine, Yonsei University*

In brachytherapy, it is important to determine the positions of the radiation sources which are inserted into a patient and to estimate the dose resulting from the treatment.

Calculation of the dose distribution throughout an implant is so laborious that it is rarely done by manual methods except for model cases.

It is possible to calculate isodose distributions and tumor doses for individual patients by the use of a microcomputer.

In this program, the dose rate and dose distributions are calculated by numerical integration of point source and the localization of radiation sources are obtained from two radiographs at right angles taken by a simulator developed for the treatment planning.

By using microcomputer for brachytherapy, we obtained the result as following

1. Dose calculation and irradiation time for tumor could be calculated under one or five seconds after input data.
2. It was same value under  $\pm 2\%$  error between dose calculation by computer program and measurement dose.
3. It took about five minutes to reconstruct completely dose distribution for intracavitary irradiation.
4. Calculating by computer made remarkably reduction of dose errors compared with Quimby's calculation in interstitial radiation implantation.
5. It could calculate the biological isoeffect dose for high and low dose rate activities.

### 緒 論

最近 電子計算機의 發達로 모든 産業分野에 이를 利用하고 있으며 國內에도 많은 種類의 電子計算機가 量産되고 있으며 software의 開發이 先進國에 到達하고 있으며 醫療分野에서도 患者의 病歷, 保險等 모든 行

\* 본 논문은 연세암센터의 보조에 의해 이루어 졌음.

政分野와 人體의 影像, 病源의 分析, 病巢의 診斷, 治療等 모든 臨床分野에 適用되고 있다.

특히 放射線 分野에서 最新 診斷裝置인 電算化 斷層攝影, 核磁氣共鳴攝影, 電算 影像處理裝置等이 모두 computer의 開發로 이루어졌으며 放射線 治療分野에도 線量計劃, 患者病歷 評價, 論文目錄 取及等 治療計劃 裝置의 電算化가 高級化되어 製作되고 있으나 治療裝置의 特性에 따른 個個의 資料評價에 對한 program-

ming이나 software의 變更이 어렵다.

著者들은 國內에서 生産되는 Microcomputer를 利用하여 線量計算과 分布圖의 作成이 複雜한 小線源 治療에 對한 電算 治療計劃을 檢討한 後 簡單하고 適當한 電算 program을 作成하여 實驗 測定値와 比較評價하였다.

### 實驗資料와 方法

小線源의 線量を 計算하기 爲한 Microcomputer(석영전자 Apple II)는 그림 1과 같이 48 KB의 主計算裝置(CPU)와 Floppy disk driver, 9" CRT monitor 및 printer로 構成되었으며 人體 輪廓을 入力시킬 수 있는 tablet를 連結시킬 수 있으며 모든 program과 資料는 Floppy disk에 記憶시켜 使用하였다(그림 2).

小線源의 基本計算은 라듐(Ra-226) 線源으로부터 放射되는 감마선이 白金 濾過板 및 組織에 依한 吸收 現象을 고려하여야 하며 各各 Maymeord 및 Meredith 등의 實驗結果를 基礎로 한 多項式 또는 Sievert의 積分을 Simpson의 數值積分 方法 등이 있으나 가장 簡單하고 比較的 正確한 點線源 組合에 依한 實驗數式으로 program 하였다.

그림 3과 같이 두께 t로 둘러 쌓인 點線源 S에서 距離 r 떨어진 p點의 線量率 D는 다음 式으로 주어진다.

$$\dot{D}_p = \frac{Af\Gamma}{r^2} F(t)W(d) \dots\dots\dots(1)$$

$\dot{D}_p$  : absorbed dose rate(rad/hr)

A : activity(mCi)

f : rad/R conversion factor

$\Gamma$  : gammer factor(Rcm<sup>2</sup>/mCi·hr)

F : absorbed factor for filter

t : filter thickness(cm)

W : absorbed factor for tissue

r : source point distance(cm)

d : filter point distance(cm)

여기서  $\Gamma$ 는 照射線量率 定數이며 Ra-226線源에서 0.5 mmPt filter를 使用하였을 때 8.25 Rcm<sup>2</sup>/mg·hr로 測定되었으며(표 1) F(t)는 filter 두께에 따른 線量 吸收係數로서  $F(t) = e^{-\mu t}$ 로 주어지고 t는 filter의 두께이며  $\mu$ 는 filter의 實効吸收係數로서 白金에 對한 Ra-226는 1.7 cm<sup>-1</sup>이며 鋼鐵인 경우 Ra-226, Co-60, Cs-137에 對한  $\mu$ 는 各各 0.19, 0.18, 0.22 cm<sup>-1</sup>이다.

그러나 Ra-226과 같은 에너지가 다른 감마선을 多數 放出하는 核種에서는 各 에너지를 計算해야 하므로 다음과 같은 近似式을 使用하는 것이 더 正確하다.

卽 Ra의 감마선과 白金 filter에 依한 吸收係數를  $\phi(t)$ 로 놓으면

$$\phi(t) = \Gamma \cdot f(t) = 1.82e^{-6.2t} + 7.6e^{-0.99t} (\text{Rcm}^2\text{mg}^{-1}\text{h}^{-1}) \dots\dots\dots(2)$$

로 주어지고 多項式으로 表示하면,

$$\phi(t) = 8.798 - 12.73t + 10.36t^2 - 3.761t^3 (\text{Rcm}^2\text{mg}^{-1}\text{h}^{-1}) \dots\dots(3)$$

로 表示하며 實驗結果와의 誤差가 5%以內였다.

그림 4에서 線源과 計算點 p 사이의 距離 a, b, c 및 h<sub>1</sub>, h<sub>2</sub>는 直交座標에서 다음과 같이 주어진다.

$$a = \sqrt{(X_b - X_c)^2 + (Y_b - Y_c)^2 + (Z_b - Z_c)^2}$$

$$b = \sqrt{(X - X_b)^2 + (Y - Y_b)^2 + (Z - Z_b)^2}$$

$$c = \sqrt{(X - X_c)^2 + (Y - Y_c)^2 + (Z - Z_c)^2}$$

$$\Gamma = \sqrt{(X - X_0)^2 + (Y - Y_0)^2 + (Z - Z_0)^2}$$

또한 h<sub>1</sub>과 h<sub>2</sub> 및 t는 다음 式으로 주어진다.

$$h_1 = \frac{c^2 - b^2}{2a}$$

Table 1. Physical Properties of Radioactive Isotopes

Isotope	Filtration	Half life	$\Gamma$ -ray energy(Mev)	$\Gamma$ value Rcm <sup>2</sup> /mci-hr	Equivalent of 1 mg Ra. (0.5 mmPt)
Ra-226	none	1,600 yr	0.047~2.45 avg. 0.83	9.09	0.908mg
Ra-226	0.5 mmPt	1,600 yr	0.047~2.45 avg. 0.83	8.25	1.00 mg
Rn-222	0.5 mmPt	3.823 day	0.047~2.45 avg. 0.83	8.35	0.988 mci
Au-198	none	2.697 day	0.412	2.32	3.56 mci
Ir-192	none	74.2 day	0.136~1.07 avg. 0.38	5.0	1.65 mci
Cs-137	none	30.0 yr	0.662	3.26	2.53 mci
Co-60	none	5.26 yr	1.25	13.0	0.635 mci

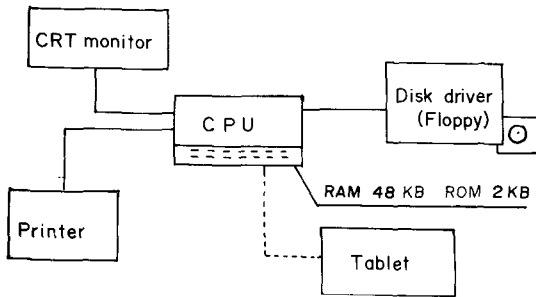


Fig. 1. Block diagram of the personal microcomputer.

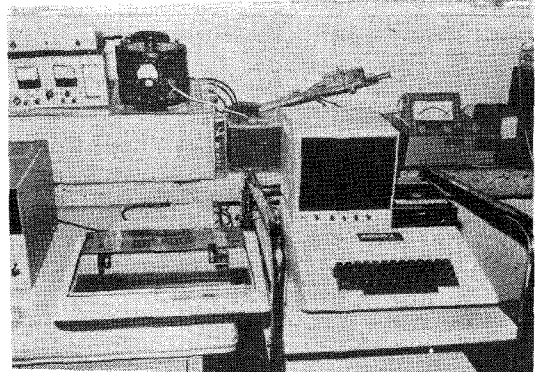


Fig. 2. Personal microcomputer with floppy disk driver and printer.

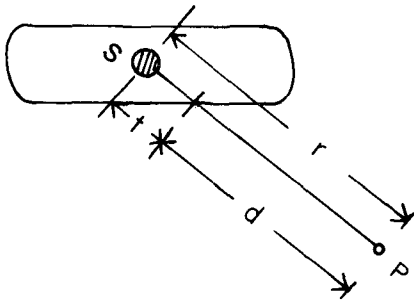


Fig. 3. Geometry of dose calculation for point source.

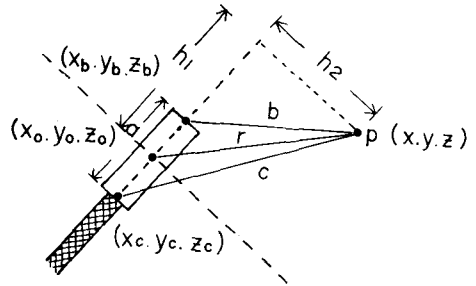


Fig. 4. Geometry of computer programming for radiation sources.

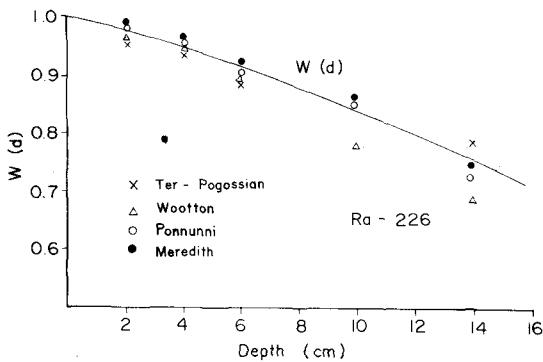


Fig. 5. Water air exposure ratio versus distance from radium source.

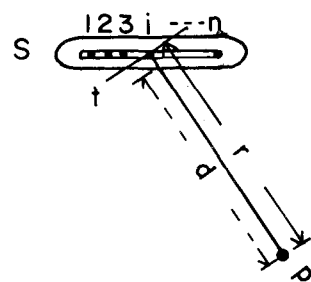
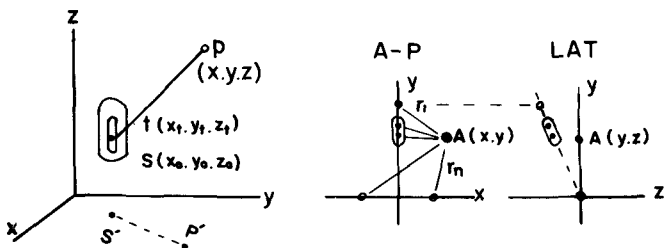


Fig. 6. Geometry of dose calculation for linear sources.



$$r_1^2 = (x_1 - x_0)^2 + (y_1 - y_0)^2 + (z_1 - z_0)^2$$

$$t_1^2 = (x_1 - x_t)^2 + (y_1 - y_t)^2 + (z_1 - z_t)^2$$

$$d_1 = r_1 - t_1$$

Fig. 7. Cartesian coordination for computer calculation.

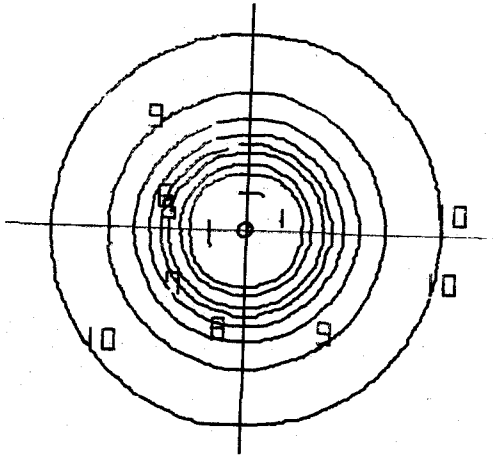


Fig. 8. Computer print out of dose distribution for 1 Ci Co-60 source.

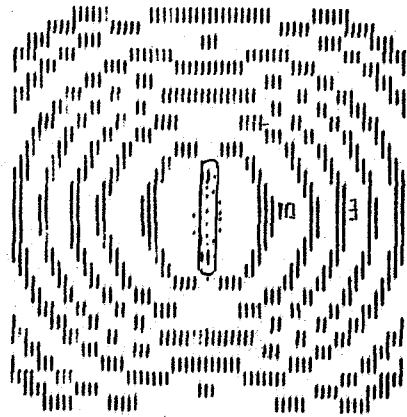


Fig. 9. Computer print out of dose distribution for 10 mCi Cs-137 linear source.

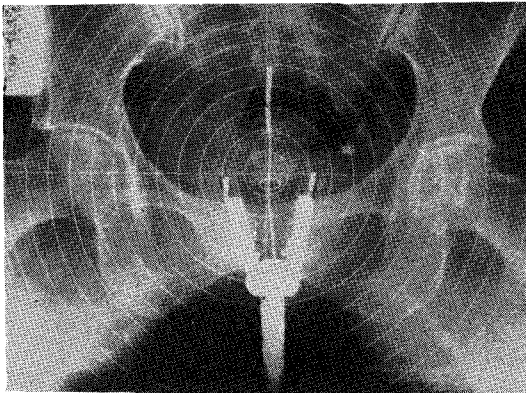
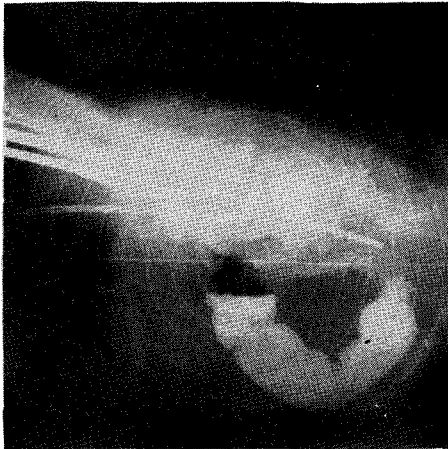


Fig. 10. The antero-posterior and lateral radiographs of an intracavitary implant of cervical applicators.

PATIENT NAME = JUNG HEE YOUNG NO. = 8347

SOURCE ACTIVITY(CI) = 2 1 1 1 2 2

TUMOR(A) DOSE(RAD) = 300

CO POINT DOSE(RAD/MIN) = 663.343101

POINT DOSE (RAD/MIN) = 299.443522

POINT DOSE (RAD)

CO	A	AR	AL	BR	BL
688	300	300	300	80	80

SOURCE TIME(MIN)

T1 : T2 : T3 : T4 : O1 : O2

.59 .3 .3 .3 .69 .69

DOSE DISTRIBUTION (N OR Y) =

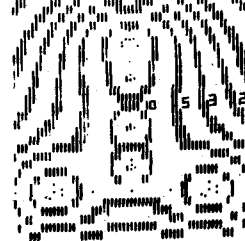


Fig. 11. Computer print out of dose distribution and dose calculation for cervix Co-60 high dose rate therapy.

Table 2. Equation to Calculate the Attenuation of  $\gamma$  Rays in Water from a Point Source

Isotope	A	B	C	D
Au-198	$1.0306 \times 10^0$	$-8.134 \times 10^{-3}$	$1.111 \times 10^{-3}$	$-1.597 \times 10^{-4}$
Ir-192	$1.0128 \times 10^0$	$5.019 \times 10^{-3}$	$-1.178 \times 10^{-3}$	$-2.008 \times 10^{-5}$
Cs-137	$1.0091 \times 10^0$	$-9.015 \times 10^{-3}$	$-3.459 \times 10^{-4}$	$-2.817 \times 10^{-5}$
Ra-226	$1.0005 \times 10^0$	$-4.423 \times 10^{-3}$	$-1.707 \times 10^{-3}$	$7.448 \times 10^{-5}$
Co-60	$9.9423 \times 10^{-1}$	$-5.318 \times 10^{-3}$	$-2.610 \times 10^{-3}$	$1.327 \times 10^{-4}$

$$\frac{\text{exposure in water}}{\text{exposure in air}} = A + Br + Cr^2 + Dr^3 \quad (r : \text{distance cm})$$

$$h_2 = \sqrt{b^2 - \left(h_1 - \frac{a}{2}\right)^2}$$

$$t = \frac{d \cdot h_1}{h_2} \dots \dots \dots (4)$$

(1) 式에서 組織에 依한 吸收係數率 W(d)는 組織空氣比率(Tissue air ratio)과 같으며 Meredith 와 Miesberger 等에 依한 여러 核種의 WAR는 Table 2과 같이 多項式에 依한 近似式으로 表示할 수 있다.

即 W(d) = e<sup>-μd</sup>로서 計算되지만 多項式으로 表示하면 W(d) = A + Bd + Cd<sup>2</sup> + Dd<sup>3</sup> .....(5)

이며 A, B, C, D는 實驗에 依한 常數로서 著者들의 TLD에 依한 測定値와 거의 一致하였다(그림 5).

f 係數는 照射線量(R)을 吸收線量(rad)으로 換算係數로서 Co-60, Cs-137等 伽마선의 에너지가 0.15~1.5 MeV의 範圍일 때 組織에 對하여는 0.96으로 測定되었다.

그림 5와 같은 線形線源인 경우 線源의 크기를 點線源으로 分離하여 各各의 線量을 計算함으로써 可能하다. 即 線形線源의 線量率 D<sub>p</sub>는 다음 式으로 주어진다.

$$D_p = Af \sum_{i=1}^n \frac{F(t_i) W(d_i)}{r_i^2} \dots \dots \dots (5)$$

$$F(t_i) = e^{-\mu t_i}$$

小線源 治療에서 線源으로부터 近接距離의 線量이 問題가 되므로 線源의 位置를 正確히 아는 것이 重要하다.

患者 體內的 線源位置는 直角 2方向攝影法, 橫斷攝影法 또는 管球移動法等에 依하여 撮影된 X線 寫眞으로부터 그림 7와 같이 film 像의 線源 座標와 擴大率 및 計算點을 컴퓨터에 넣으므로써 monitor에 表示될 수 있다.

## 施行 結果

### 1. 小線源에 依한 線量分布

高線量率 腔內照射 裝置에 使用하고 있는 高線量線

源은 大部分 點線源으로 構成되었으며 遠隔 Afterloading system에 依하여 挿入되어지고 있다.

그림 8은 放射能이 1Ci인 Co-60線源에 依한 組織內 線量分布 曲線으로서 1, 3, 9線은 各各 500, 200, 50 rads/min를 나타내고 있다.

그림 9은 放射能이 10mCi Ra-等價인 Cs-137 線形線源으로 부터의 線量分布로서 分布曲線의 範圍를 任意로 變更할 수 있으며 點 또는 線으로 表示할 수 있고 時間을 短縮시키기 위하여 Scan 範圍를 適當히 調節할 수 있다.

### 2. 腔內照射에 依한 線量分布

子宮癌의 放射線 治療는 外部照射와 腔內照射로 區分되며 子宮腔內照射를 爲하여 라듐(Ra-226), 세슘(Cs-137), 코발트(Co-60)等 강한 에너지를 가진 線源이 使用되며 病巢의 크기와 模樣에 알맞게 線源排列이 結定되며 線源排列에 따라 相當한 線量差를 나타낸다.

특히 高線量率 Afterloading system은 分割照射가 原則이고 分當 放出線量이 200~600 rads이므로 正確한 線量分布와 照射線量을 每回 檢討計算하여 照射하여야만 高線量率의 長點을 最大限 保障할 수 있다.

子宮腔內 放射線 照射를 爲한 여러 種類의 Applicator가 使用되고 있으며 이들 Applicator는 子宮腔內 挿入部分인 tandem과 腔腔內 挿入되는 ovoid로 區分되어 있고 標準 線源排列은 各各 4個와 2個의 線源을 1:1의 放射能量으로 나누어 排列되고 있다.

子宮腔內照射에서 線量計算點은 子宮의 線量 index가 되는 A point와 周圍 轉移 可能部位의 index가 되는 B point, 子宮頸部の 最大線量點이 되는 Co點 및 後遺症을 감안한 直腸, 膀胱의 指定된 點들로서 이들 地點의 線量이 同時에 計算되어 計劃된 線量分布가 되도록 迅速히 矯正한 後 病巢線量에 對한 照射時間이 結定되어야 한다.

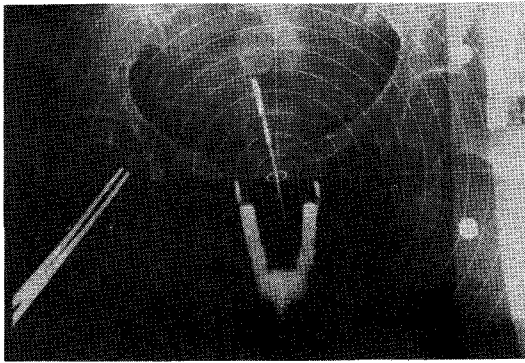


Fig. 12. The radiograph of cervical applicator to bended left lateral.

```

TUMOR(A POINT) DOSE= 300 RADS
SOURCE ACTIVITY (Ci)= 2 1 1 1 2 2
DOSE RATE (RADS/MIN)
      CO      A      B
      467      271      76
POINT DOSE (RADS)
      CO :  A :  AR :  AL :  BR :  BL
      317  300  337  263  91  77
SOURCE TIME (MINUTE)
      T1 : T2 : T3 : T4 : O1 : O2
      .7  .35 .35 .35 1.02 1.02
  
```

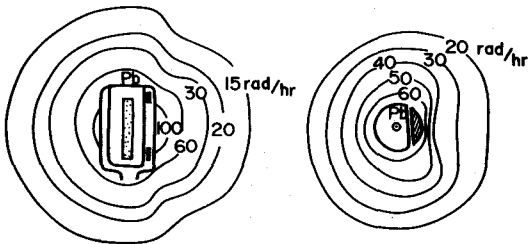


Fig. 14. The dose distribution by lead filter on ovoid sources.

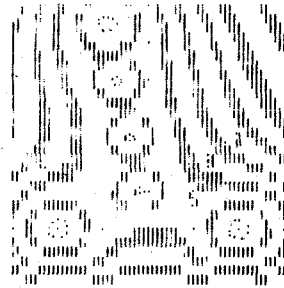


Fig. 13. Computer print out of dose distribution for cervical application to bended left lateral.

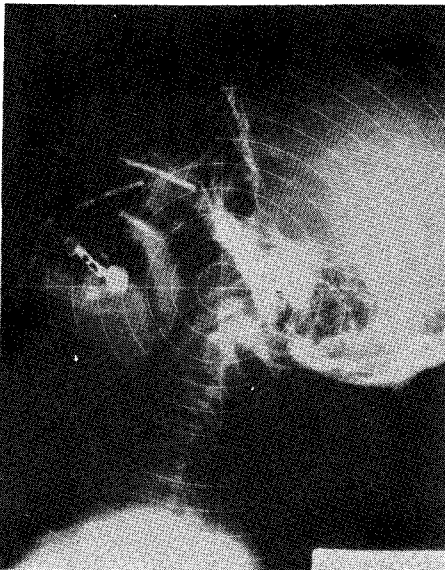


Fig. 15. The radiograph of maxillary cancer to inserted Co-60 sources.

```

SOURCE TIME (MINUTE)
      T1 : T2 : T3 : T4 : O1 : O2
      .43 .43 .43 0 0 0
  
```

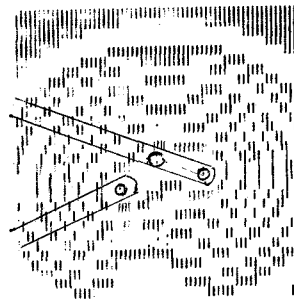


Fig. 16. Computer print out of dose distribution for maxillary cancer.

특히 高線量率 Afterloading system 을 利用할 경우 每回 挿入 修正하여야 하며 卽刻計算이 必要하다.

그림 10은 高線量率 Remote control afterloading system 에 依한 Manchester 型 applicator 를 子宮腔內 挿入하고 線源의 位置와 直腸, 膀胱의 位置를 結定하는 simulator 寫眞으로서 各 線源의 位置 및 放射能을 computer 에 入力시켜 各 地點의 線量率과 線量分布圖를 計算시키면 그림 11와 같은 線量分布와 線量이 卽刻 計算되어 monitor 에 나타난다.

그림 12은 標準位置에서 applicator 의 tandem 이 左側으로 기울어진 狀態이고 이것에 依한 線量分布는 그림 13와 같다.

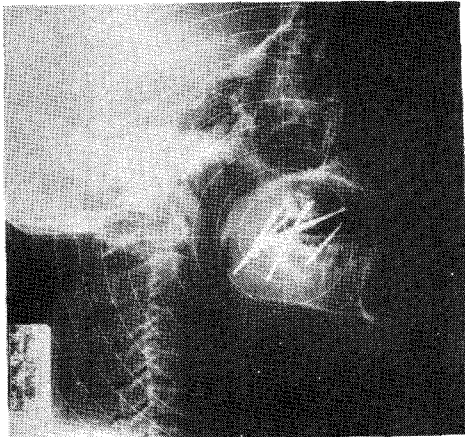


Fig. 17. The radiograph of tongue cancer to implantation of radium needles.

그림 14은 子宮頸部癌 治療에서 avoid 線源의 윗쪽과 아랫쪽을 납판으로 遮蔽하여 膀胱과 直腸의 被曝線量을 줄일 수 있다.

그림 15은 再發癌 上顎洞癌에 對한 集中的 治療를 爲하여 3個의 Co-60線源을 挿入한 것으로서 線量分布는 그림 16와 같이 上顎洞 上部에 集中照射되고 있다.

### 3. 挿入照射에 依한 線量分布

放射線 挿入照射는 腫瘍에 對하여 集中照射가 可能하며 腫瘍의 模樣에 따라 線量分布를 任意로 調節할 수 있고 周圍 健康組織을 最大限으로 保護할 수 있는 長點을 가졌다.

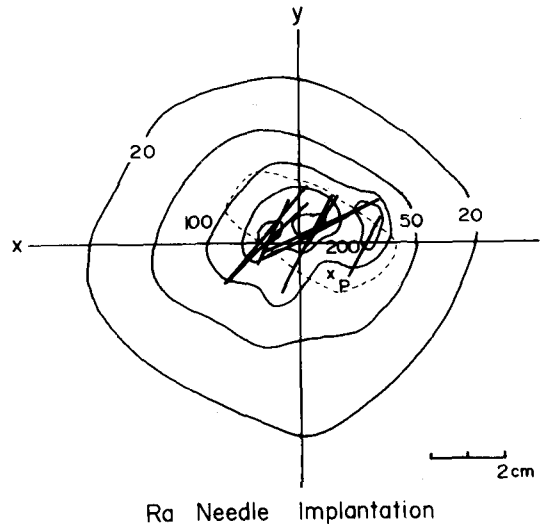


Fig. 18. Dose distribution on tongue cancer by radium needles.

High dose rate

$$TDF_h = n \cdot d^{1.538} \cdot I^{-0.169} \cdot 10^{-3}$$

Low dose rate

$$TDF_e = 4.76 \cdot 10^{-3} \cdot r^{1.35} \cdot T$$

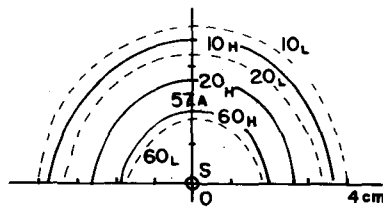


Fig. 19. Isoeffect dose planning for high and low dose rate radiation sources.

n : fraction

d : dose / f (cGy)

I : interval / f (day)

r : dose rate (cGy/hr)

T : total time (hr)

High dose rate

1.5 Ci Co-60 Source

3000 rad = 300 rad · 10/3/w

$TDF_h = 57$

Low dose rate

3200 rad = 40 rad/hr · 80hr

20 mg - Ra - 226 S.

$TDF_L = 57$

Table 3. Radium 挿入照射에서 腫瘍線량의 比較(2 mg×10 EA)

method	vol(cc)	mg-hr/1,000 r	hr/1,000 r	r/hr	dose error(%)
Quimby	12	370	18.5	54	-18
Paterson & Parker	12	188	9.4	106	+62
Computer	12	—	15.3	65.5	0

挿入照射 方法은 크기가 2 mmφ×3 cm 의 바늘 型과 永久挿入을 爲한 seed 型으로 區分할 수 있다.

그림 17은 舌癌 患者에 放射能이 2 mg 이고 active 길이가 3 cm 인 10個의 라듐針(Ra-226 needle)을 Quimby 方法에 依하여 挿入시킨 寫眞이며 線量分布는 그림 18와 같이 腫瘍에 50~300%線量分布를 이루고 있다.

Table 3는 腫瘍에 對한 線量を Patersons & Parker 方法과 Quimby 方法 및 Computer 에 依한 方法으로서 規則에 依한 挿入配置가 어렵기 때문에 線量誤差가 各各 -18%, +62%, 0%로서 computer 의 利用이 切實히 要求되고 있다.

4. 生物學的 等價線량의 分布

放射線 近接照射에서 라듐, 세슘등 activity 가 1~20 mg 인 低線量率 線源을 使用할 경우와 Co-60等 activity 가 1,000~2,000 mCi 인 高線量率 線源을 使用할 경우 物理的인 線量分布와 腫瘍線량의 合은 같지만 實際 生物學的 效果는 線量率에 따라 變化한다.

即 高線量率과 低線量率에 對한 等價線量은 Ellis 와 Ortron 式에서 求할 수 있으며 다음과 같이 쓸 수 있다. 高線量率의 TDF<sub>h</sub>(Time dose fractionation)

$$TDF_h = n \times d^{1.538} \times I^{-0.169} \times 10^{-3} \dots\dots\dots(6)$$

低線量率의 TDF<sub>l</sub>

$$TDF_l = 4.76 \times 10^{-3} \times r^{1.36} \times T \dots\dots\dots(7)$$

여기서 n는 分割回數, d는 每回 線量(cGy), I는 照射間隔(day), r는 線量率(cGy/hr), T는 挿入하고 있는 全體時間(hr)을 表示한다.

即 1.5 Ci 의 Co-60線源을 週 3回, 每回 300 rads 照射하여 腫瘍線量 3,000 rads 일 때 TDF<sub>h</sub>는 57이며 低線量率에서 같은 TDF 量을 얻으려면 40 rads/hr 를 80 時間 照射하여 3,200 rads 의 腫瘍線량을 照射하여야 같은 生物學的 效果를 얻는다.

그림 19은 高線量率과 低線量率에 依한 等價曲線(Isoeffect depth dose)으로서 低線量率이 高線量率보다 約 20% 더 높은 것을 알 수 있다.

考 察

컴퓨터가 開發된 以後 放射線 治療計劃에 이를 利用 하려고 많은 努力을 하여 왔으며 그중 Mayneord 와 Meredith 等은 라듐針에 依한 線量計算과 分布를 多項式으로 表示했으며 角度에 다른 吸收係數의 積分, 即 Sievert 의 線型線源의 積分을 Simpson 의 法則을 利用하여 數值積分方法으로 computer program 하였으며 Fischer(1928)等은 高에너지 遠隔照射에 依한 組織 最大點 比率(TPR)等을 computer 에 入力시켜 等量曲線과 線量計劃을 試圖하였고 Sontag(1978)等은 CT 像과 連結하여 病巢에 對한 定確한 線量計劃을 試圖하였다.

특히 computer 言語의 開發로 Basic, Fortran 等 software 뿐 아니라 hardware 의 開發로 Fast reconstruction 機能이 開發되어 Basic 으로 1~2時間의 計算이 2~3分으로 短縮되어 가고 있다.

또한 放射線 發生裝置의 開發로 分當 200~600 rads 의 高에너지 高線量率 照射裝置와 遠隔照射縱 afterloading system 의 開發로 腔內照射를 1~2分에 遂行하게 되며 分割照射에 依한 每回 線源의 配置가 變更될 可能性이 많으며 即時 確認하고 計算 矯正하여 滿足한 治療를 遂行할 수 있다.

放射線 治療에 任하는 著者들은 적어도 個人用 computer 를 利用하여 放射線治療計劃의 基本原理와 computer program 을 開發하며 癌患者의 病歷과 統計資料를 computer 에 記憶시켜 이들의 回復過程을 수시로 觀察하고 各種 刊行物의 目錄과 內容을 記錄시켜 必要한 情報를 쉽게 얻을 수 있었으며 直接 患者診療時에 適用 하므로서 相當한 效果를 얻을 수 있었다. 다만 容量이 적은 個人用 computer 이므로 high graphic reconstruction time 이 5~30分으로 計算時間이 길고 CT 像과의 連結이 어려운 점을 들 수 있지만 最近 開發되고 있는 여러 種類의 interface 를 使用하므로 이러한 問題도 解決될 것으로 生覺된다.



## 結 論

放射線 治療方法의 最大目的은 腫瘍에 最大線量을 照射하고 周圍 健康組織의 被曝을 最大限으로 減少시켜야 하며 腫瘍에 正確한 線量과 分布를 迅速히 計算하여야 하므로 電子計算機(computer)에 依한 線量計算이 必要하게 되었다.

著者들은 日常用品으로 使用하고 있는 個人用 micro computer 를 利用하여 放射線治療에 使用할 수 있는 software 를 開發하고 이를 利用함으로써 다음과 같은 利點을 얻을 수 있었다.

1. 腫瘍에 對한 線量計算과 照射時間은 資料入力後 1~5秒以內 正確히 計算될 수 있었다.

2. Computer program 에 依한 線量計算은 實際 測定値와  $\pm 2\%$ 誤差以內 一致하였다.

3. 子宮腔內 照射裝置에 依한 線量分布圖作成은 約 5분이 所要되었다.

4. 放射能針 插入照射에서 腫瘍 線量計算中 Computer 에 依한 計算이 Quimby 方法의  $-18\%$ 誤差보다 훨씬 줄일 수 있었다.

5. 高線量率과 低線量率에 對한 放射線 生物學的 等價線量 分布圖를 作成할 수 있다.

## REFERENCES

1. Bahr GK, Kereiakes, JG Horwitz H, Finncy R, Galvin J, Goode K: *The method of linear programming applied to radiation treatment planning. Radiol* 91:686-693, 1968.
2. Bjarngard BE: *Optimization in radiation therapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2:381-382, 1977.
3. Cooper REM: *A gradient method of optimizing external-beam radiotherapy tretment plans. Radiol* 128:243, 1978.
4. Dritschilo A, Chaffey JT, Bloonor WD, Marck A: *The complication probability factor: A method for selection of radiation treatment plans. Br J Radiol* 51:370-374, 1978.
5. Fischer JJ: *The role of computers in radiation therapy: Analysis of clinical radiotherapy data. Radiol* 129:783-786, 1978.
6. Goitein M: *The utility of computed tomography in radiation therapy: An estimate of outcome. Int J Radiat Oncol Biol Phys* 5:1799-1807, 1979.
7. Herring DF: *Modeling in radiation therapy. Med Phys* 6:363, 1979.
8. Hodes L: *Semi-automatic optimizatoin of External beam radiation treatment planning. Radio* 110:191-196, 1974.
9. Hope CS, Cain O: *A computer program for optimized stationary beam treatment planning using score functions. comput Progr Biomed* 2:221-231, 1972.
10. Hope CS, Laurie J, Orr JS, Halnan KE: *Optimization of X-ray treatment planning by computer judgment. Phys Med Biol* 12:531-542, 1967.
11. Hope CS, Orr JS: *Computer optimization of 4 MeV treatment planning. Phys Med Biol* 10:365-373, 1965.
12. McDonald SC, Rubin P: *Optimization of external beam radiation therapy. Int J Radat Oncol Biol Phys* 2:307, 1977.
13. Mistry VD, DcGinder WL: *Optimization of external beam radiotherapy: Quantitative study of relative radiation effects and isoeffect patterns using PC-12 computer. Int J Radiat. Oncol Biol Phys* 4:1081-1094, 1978.
14. Orr JS: *Optimization of radiotherapy treatment planning. Comput Progr Biomed* 2:216-220, 1972.
15. Orton CG, Ellis F: *A simplification in the use of the NSD concept in practical radiotherapy. Br J Radiol* 46:529-537, 1973.
16. Redpath AT, Vickery, Wright DH: *A new technique for radiotherapy planning using quadratic programming. Phys Med Biol* 21:781-791, 1976.
17. Sontag MR, Cunningham JR: *Clinical application of a CT based treatment planning system. J Comput Assist Tomogr* 2:117-130, 1978.
18. Van der Laarse R, Strackee J: *Pseudo optimization of radiotherapy treatment planning. Br J Radiol* 49:450-457, 1976.
19. Wollin M, Kagan AR: *Optimization of box technique to reduce femur dose in radiation therapy of the pelvis. Int J Radiat Oncol Biol Phys* 5:553-556, 1979.