

코발트 60 點線源에 對한 子宮腔內의 線量分布

延世大學校 醫科大學 放射線科學敎室

秋 成 實 · 李 道 行 · 朴 昌 潤

— Abstract —

Dose Distribution of Cobalt-60 Point Sources for the Uterine Cervix Cancer

S.S. Chu, M.S., D.H. Lee, M.D., C.Y. Park, M.D.

Department of radiology and nuclear medicine Yonsei University, College of Medicine,
Seoul, Korea

According to the remarkable progress of high energy medical radiation apparatuses, the part of the teletherapy using linear accelerator and telecobalt is now occupying almost the whole portion of cancer therapy in the field of radiation treatment.

However, even in the present days, inserting sealed small source therapy applied interstitially and intracavitary shows better results in some kinds of tumors just as the tumors of the tongue and those of the uterine cervix, especially, high dose rate sources are more effective for it.

On the technic of these inserting therapy, the dose calculations in the tumor are the most troublesome procedures to determine the therapy technic, and its technic must be doing under accurate dose distribution, dosimetry and localization.

The high dose rate remotely controlled afterloading apparatus, Toshiba RAL 303, was installed in Yonsei Cancer Center in 1979.

We applicated the computer technique to the dose computation and enabled to improve the accuracy of intracavitary irradiation for the cervix cancer.

To obtain the exact localization of applications in the uterine cervix. We fabricated the simulating scaler and metallic o-ring contacting in tandem.

Optimum standard arrangements of radiation sources were confirmed as 10 types, according to statistical evaluation of patients who had received brachtherapy.

I. 緒 論

組織內照射와 腔內照射等 接觸放射線 照射方法은 病巢에 對한 焦中照射와 周圍 健康組織의 近少한 被害에 문에 많이 利用되고 있으며 더좋은 方法으로 改善되고 있다.

그러나 腔內照射에서 線源의 位置가 조금만 相異하여도 周圍 線量分布는 크게 變化하고 線量過多와 過少地 點의 差가 크며 特히 高線量率 線源에 의한 激差는 治

療效果에 큰 影響을 줄 수 있다.

그러므로 線源의 位置와 配置는 매우 重要한 問題가 되며 各各의 線量分布에 對한 治療成果의 豫測과 分析이 必要하다.

延世 癌센터에 設置된 Toshiba製 RAL-303 遠隔操縱 Afterloading system은 約 7Ci에 該當하는 高線量率 線源을 使用하기 때문에 正確한 線量과 細密한 線量 分布가 必要하였고 이에따라 線源의 位置와 分布를 測定할 수 있는 照準裝置를 製作附着하여 線源의 位置를

* 본 연구는 1979년도 연세대학교 의과대학 통합 교수연구비로 이루어졌음

修正할 수 있었으며 小型 computer (HP-97)를 利用하여 腫瘍과 周圍組織에 대한 線量を 매우 迅速하게 能率의으로 計算할 수 있고 最適한 線量分布圖를 作成할 수 있으며 熱螢光測定器(HARSHAW-3000)를 利用하여 子宮內, 腔腔, 直腸 및 膀胱에 대한 線量を 直接測定하여 比較檢討할 수 있었다.

著者들은 高線量率 遠隔操縱 Afterloading system을 使用함에 있어 위와같은 모든 器具와 方法을 動員하여 더 正確하고 最適한 線量を 附與할 수 있었으며 子宮頸癌 腔內照射에 대한 基礎的 資料와 照射指針을 얻을 수 있었다.

II. 線源 位置結定을 위한 照準裝置

子宮腔內에 tandem과 ovoid를 插入하고 그 內部에 模擬 金屬線源을 넣은후 X-ray TV monitor와 Radiogram으로서 그 位置를 確認校正할 수 있으며 正確한 間隔과 配置는 著者들이 製作한 擴大 Scaler와 金屬 O-ring으로서 測定할 수 있었다.

X-ray T.V system은 Toshiba Model H-15로서 C型 Arm으로 되어있고 焦點과 回轉中心間의 距離는 65cm, 焦點과 film間의 距離는 110cm이다. (그림 1)

그림 2는 X-ray T.V system을 利用한 照準裝置의 擴大率測定을 위한 그림으로서 擴大 Scale은 5mm두께의 Acryl板에 金屬 paint의 圓을 그려 film cassette 위에 附着하였으며 擴大率이 1.4배이므로 1.4cm間隔으로 表示하였다.

이때 applicator의 位置는 患者의 中心點을 잡았기때문에 焦點에서 患者中心까지 恒常 80cm로 調節하면 腫瘍 1cm距離가 Scale上에서는 1칸(1.4cm)에 該當된다.

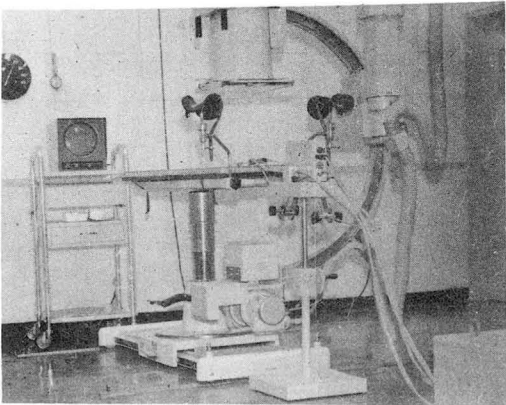


Fig.1. Remotely controlled afterloading apparatus.

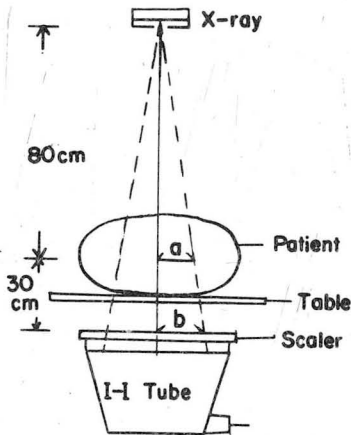


Fig. 2. Description of simulating methods

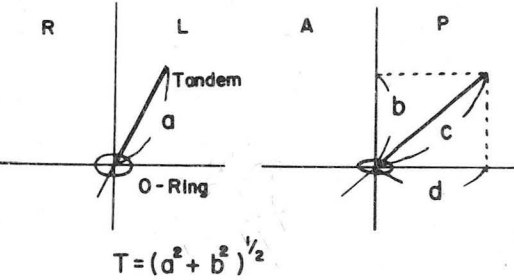


Fig. 3. Geometrical construction of two perpendicular radiographs of tandem in Cartesian coordination.

그러나 大部分의 線源配列은 線束에 直角인 平面上에 配置되지 않고 傾斜을 이루게되며 이러한 境遇 그림 3과 같이 直角 3角法을 利用하여 그 長이를 알 수 있다.

即 子宮內에서의 tandem長이를 T라하면

$$T = (a^2 + b^2)^{1/2}$$

여기서 a는 P-A寫眞上 tandem의 實際長이이고 b는 Lat寫眞上 tandem의 垂直成分이다.

위와같은 方法을 더 確認하기 爲하여는 子宮腔 入口에 直徑 1cm의 얇은 金屬環을 넣어 그 擴大率과 角度에 의해서 插入된 tandem의 長이를 알 수 있다.

即 그림 4와 같이 P-A寫眞에서 金屬環이 直線으로 나타나면 線束과 tandem은 서로 垂直이고 完全 圓型으로 나타나면 線束과 平行임을 알 수 있으며 寫眞上 圓型의 長軸과 短軸의 比는 곧 角度로 換算할 수 있다.

即
$$\sin \theta = \frac{b}{a}$$

여기서 θ 는 線束의 垂直軸(體軸)에 대한 tandem의 傾斜角이며 a와 b는 各各 寫眞上에서 金屬環의 長軸과 短

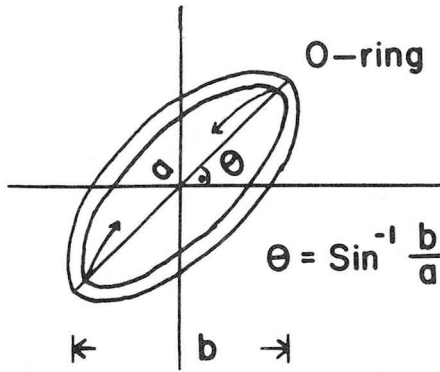


Fig. 4. relationship between tandem angles and metallic o-ring shapes.

軸의 길이를 나타낸다.

그림 5는子宮頸癌患者에게模擬線源을插入한後 P-A 및 Lat寫眞을撮影한 것으로서 이때金屬環의長軸과短軸의比가 10:8이므로 tandem의傾斜는 40°이다.

以上과 같은方法으로 tandem, ovoid의位置와 크기를測定할 수 있으며 더욱確信을 주기위해서種種 이들 applicator에金屬 tag를 붙여서實際測定할 수 있었다.

Ⅲ. Co-60點線源에 의한線量分布

高線量率인 Co-60點線源은 그림 6과 같이 얇은 stainless steel에 쌓여져 있으며 크기가 1mm³인點線源으로서 約 1Ci以上の放射能을 가질 수 있다.

線源에 의한實驗式은 다음과 같이測定될 수 있었다.

$$\text{即 } D = \frac{dD}{dt} = \frac{AGfT}{d^2} K$$

$$\frac{dD}{dt} : \text{dose rate (rads/min)}$$

A: activity (Ci)

d: distance from source (cm)

G: gamma factor. 1.35R/hr -Ci at 1m

f: rad-R conversion factor=0.95

T: decay factor= $e^{-\lambda t}$ $\lambda=0.01098/\text{month}$

K: WAR (water air ratio) = $A+Bd+Cd^2+Dd^3$

$$A=9.94 \times 10^{-1}$$

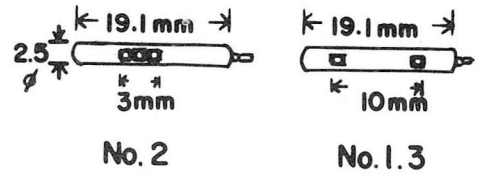
$$B=-5.32 \times 10^{-3}$$

$$C=-2.61 \times 10^{-3}$$

$$D=1.33 \times 10^{-4}$$

와 같은實驗式을確認하기 위하여本教室에서直接製作한 MixD와 Polystyrene phantom을使用하여 2m에서 10mm까지의距離를 두고 TLD-100을插入하여 約 5分露出한後 TLD detector를利用하여測定하였다.

그림 7은 물과空氣속에서의吸收線量比, 即 WAR



Co-60 Sources

Fig. 6. Sectional view of Co-60 sources and arrangement of capsules.

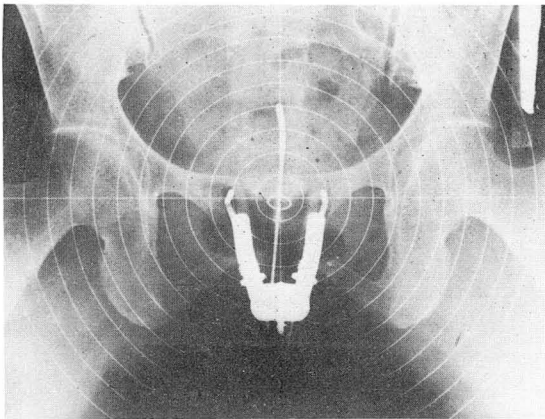


Fig. 5. Radiogram showing the tandem and ovoid dummy sources of Co-60 applied into uterine cavity and the vagina.

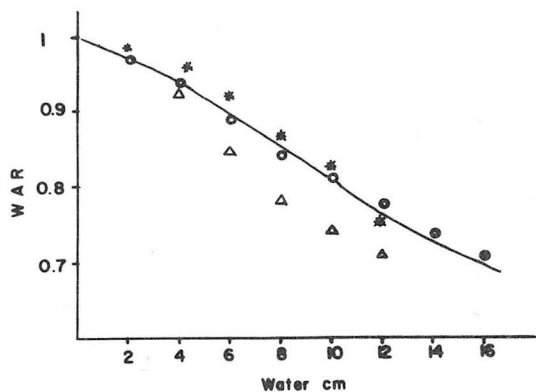


Fig. 7. Water-air exposure ratio versus distance from cobalt-60 source

- Measurement with TLD-100
- Calculation by empirical formula
- * Ter-Pogossian
- △ Wootton

Table 1. rads per Ci from cobalt-60 point source

Distance cm	Dose rate rads/min	Distance cm	Dose rate rads/min
0.5	807.72	11.0	1.34
1.0	201.01	12.0	1.11
1.5	88.83	13.0	0.94
2.0	49.63	14.0	0.80
2.5	31.52	15.0	0.70
3.0	21.70	16.0	0.63
3.5	15.79	17.0	0.57
4.0	11.97	18.0	0.52
4.5	9.35	19.0	0.49
5.0	7.49	20.0	0.46
6.0	5.08	21.0	0.45
7.0	3.64	22.0	0.43
8.0	2.71	23.0	0.43
9.0	2.09	24.0	0.43
10.0	1.66	25.0	0.43

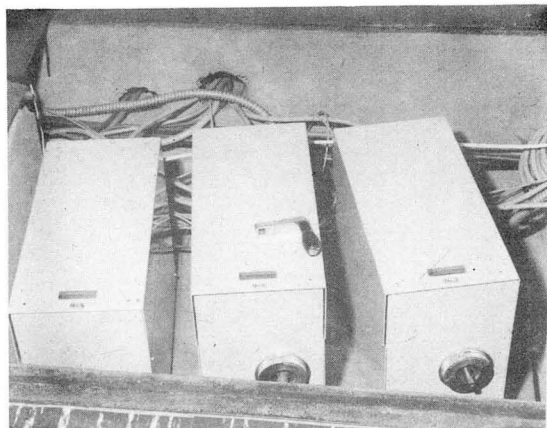


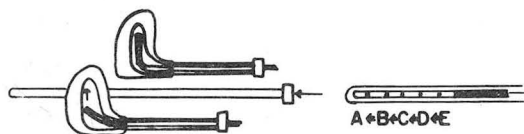
Fig. 8. 3-channel source driving units.

(water air ratio)를測定한 것으로 式이 實驗式과 가장 가까우며 Terpogossion式은 주로 라디움을 基礎로 한 것이다.

實驗式과 測定에 依한 Co-60點線源 1Ci의 組織內分布는 表 1와 같다.

Ⅳ. 子宮頸部癌의 腔內 線量分布

高線量率 腔內照線裝置(東芝製 RAL-303)는 그림 8과 같이 3channel 方式으로서 1Ci의 Co-60 點線源이 ovoid에 各各 2Ci, tandem에 3Ci, 合計 7Ci가 装着되였으며(1980.1.15) 그림 9와 같이 tandem의 線源은 最大



Tandem & Ovoid

Fig. 9. Composition of tandem and ovoid, and source sliding method.

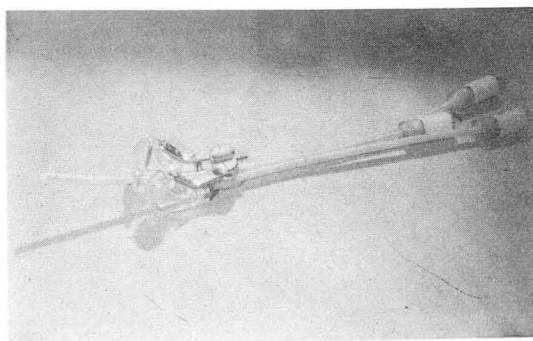


Fig. 10. Remotely controlled afterloading applicator with tandem and ovoid.

5個點(A, B, C, D, E)에서 15cm以內의 移動距離와 露出時間을 操縱할 수 있고, tandem과 ovoid는 그림 10과 같다.

線源配置는 來院한 子宮癌 患者 100餘名에 대한 統計的 資料를 使用했으며 가장 頻度가 높고 適當한 型을 選擇하여 그림 11과 같이 10個 type의 標準 線量分布圖를 製圖하였다.

그리고 各點의 線量計算은 小型 computer (Hewlett-pockard-97)를 利用했으며 program과display는 表 2와 같이 138個의 記憶素子와 10個의 card를 利用하였다.

V. 線量分布의 評價

子宮의 模樣이나 周圍組織等 解剖學的 見地에서 線源(linear source)은 點線源(point sources)보다 有益한 線量分布圖를 形成할 수 있다.

그러나 點線源을 一定한 間隔으로 羅列하였을때 線源의 線量分布와 거의 類似한 分布를 나타낸다.

그림 12는 길이(Active length) 1.5cm인 線線源과 같은 길이內에 1~4個의 點線源을 裝置했을 境遇 線源에서 距離에 따른 相互誤差 比較에서 線線源과 2個의

Table 2. Computer programming for calculating of dose distribution

001	*LBLA	21	11	047	STO3	35	03	094	SPC	16-11
002	STO 1	35	01	048	2		02	095	RTN	24
003	RTN		24	049	0		00	096	*LBLb	21 16 12
004	*LBLB	21	12	050	8		08	097	RCL6	36 06
005	STO2	35	02	150	RCL1	36	01	098	RCL4	36 04
006	RTN		24	052	×		-35	099	÷	-24
007	*LBLC	21	13	053	ENT ↑		-21	100	3	03
008	DSP2	-63	02	054	0		00	101	.	-62
009	0		00	055	.		-62	102	4	04
010	.		-62	056	0		00	103	1	01
011	9		09	057	1		01	104	÷	-24
012	9		09	058	0		00	105	PRTX	-14
013	4		04	059	9		09	106	RTN	24
014	ENT→		-21	060	8		08	107	*LBLc	21 16 13
015	.		-62	061	ENT ↑		-21	108	RCL6	36 06
016	0		00	062	2		02	109	RCL4	36 04
017	0		00	063	×		-35	110	÷	-24
018	5		05	064	e ^x		33	111	2	02
019	3		03	065	1/X		52	112	.	-62
020	2		02	066	×		-35	113	2	02
021	RCL2	36	02	067	RCL2	36	02	114	5	05
022	×		-35	068	X ²		53	115	÷	-24
023	-		-45	069	÷		-24	116	PRTX	-14
024	.		-62	070	RCL3	36	03	117	RTN	24
025	0		00	071	×		-35	118	*LBLd	21 16 14
026	0		00	072	STO9	35	09	119	RCL6	36 06
027	2		02	073	PRTX		-14	120	RCL4	36 04
028	6		06	074	ST+0	35	-55 00	121	÷	-24
029	1		01	075	RTN		24	122	2	02
030	RCL2	36	02	076	*LBLD	21	14	123	.	-62

031	X ²	53	077	RCL9	36 09	124	2	02
032	×	-35	078	ST+8	35-55 08	125	8	08
033	-	-45	079	RNT	24	126	÷	-24
034	.	-62	080	*LBLE	21 15	127	PRTX	-14
035	0	00	081	RCL0	36 00	128	RTN	24
036	0	00	082	SPC	16-11	129	*LBLe	21 16 15
037	0	00	083	ENT ↑	-21	130	CLRG	16-53
038	1	01	084	RCL8	36 08	131	PZS	16-51
039	3	03	085	ENT ↑	-21	132	CLRG	16-53
040	3	03	086	2	02	133	0	00
041	RCL2	36 02	087	÷	-24	134	ENT ↑	-21
042	ENT ↑	-21	088	-	-45	135	ENT ↑	-21
043	3	03	089	STO4	35 04	136	ENT ↑	-21
044	Y ^x	31	090	PRTX	-14	137	RTN	24
045	×	-35	091	RTN	24	138	R/S	51
046	+	-55	092	*LBL _a	21 16 11			
			093	STO6	35 06			

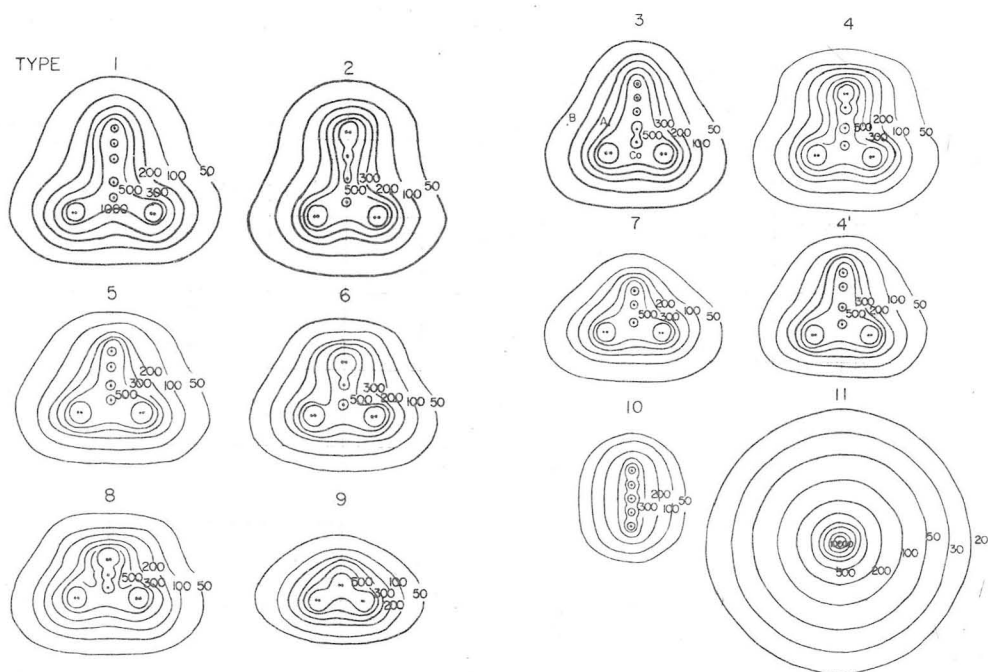


Fig. 11. Standard arrangement and dose distribution of Co-60 sources inapplicator for uterine cervix cancer.

點線源의 誤差는 거의 10%以下가 되기때문에 서로 代置하여 使用할 수 있다.

子宮頸癌 腔內照射의 境遇 線源支持器 또는 子宮腔內의 表層만해도 0.5cm以上이기 때문에 1~15cm의 線線源과 2個의 點線源의 配列은 臨床의으로 거의 問題가

될 수 없다.

그러므로 tandem內에 裝置할 點線源의 間隔은 1cm 內外가 가장 適當하며 ovoid內의 點線源역시 1cm間隔을 둠으로서 1.5cm의 線線源의 分布와 거의 같고 이것은 體軸에 垂直하게 配列되므로서 膀胱과 直腸을 最大

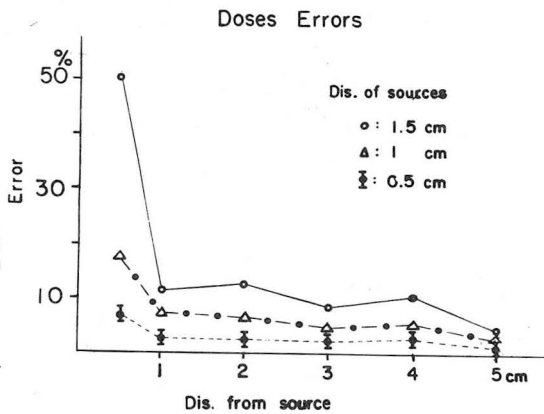


Fig. 12. Errors of computation according to the number of point source and to the distance from the source.

Table 3. Co-60 Dose Distribution

Type	Arrangement (Ci)	Space(cm)	Dose Rate (rads/min)
I	1	1	point
	1	1	A 264 (1)
	1	1.5	B77(1/3.4)
	1	1	Co 417 (1.6)
	$\frac{2 \ 1 \ 2}{\text{total 9Ci}}$	$\frac{2.5 \ 0.75 \ 2.5}{\text{Uterine Tandem 6cm ovoid 5cm}}$	
II	2	1.5	A 253(1)
	1	1.5	B 70(1/3.6)
	1	1.5	Co 766(3)
	$\frac{2 \ 1 \ 2}{9\text{Ci}}$	$\frac{2 \ 1 \ 2}{\text{UT 6cm O 4cm}}$	
III	1	1	A 285(10)
	1	1.5	B 75(1/3.8)
	1	1	Co 678(2.4)
	1	1	
	$\frac{2 \ 1 \ 2}{9\text{Ci}}$	$\frac{2 \ 0.75 \ 2}{\text{UT 5.5cm O 4cm}}$	
IV	2	1	A 286(10)
	1	1.5	
	1	1.25	B 71(1/4)
	$\frac{2 \ 1 \ 2}{9\text{Ci}}$	$\frac{2 \ 0.75 \ 2}{\text{UT 5cm BI O 4cm}}$	Co 645(2.2) 130 (1/2.2) Re 88(1/3.3)

IV'	1	1	A 261 (1)
	1	1.5	
	1	1.25	B 66(1/4)
	$\frac{2 \ 1 \ 2}{8\text{Ci}}$	$\frac{2 \ 0.75 \ 2}{\text{UT 5cm O 4cm}}$	Co 648(2.4)
V	1	1	A 280(1)
	1	1.25	B 66(1/4/2)
	1	1	Co 670(2.4)
	$\frac{2 \ 1 \ 2}{8\text{Ci}}$	$\frac{2 \ 0.75 \ 2}{\text{UT 4.5cm O 4cm}}$	
VI	2	1.5	A 272(1)
	1	1.25	B 67(1/4)
	$\frac{2 \ 1 \ 2}{8\text{Ci}}$	$\frac{2 \ 0.75 \ 2}{\text{UT 4cm O 4cm}}$	Co 652(2.4)
VII	1	1	
	1	1.25	A247 (1)
	$\frac{2 \ 1 \ 2}{7\text{Ci}}$	$\frac{2 \ 0.75 \ 2}{\text{UT 3.5cm O 4cm}}$	B 60(1/4)
VIII	2	1	A 293(1)
	1	0.75	B 66(1/4.4)
	$\frac{2 \ 1 \ 2}{8\text{Ci}}$	$\frac{2 \ 0.75 \ 2}{\text{UT 3cm O 4cm}}$	Co 704(2.4)
IX	2	1	A 200(1)
	$\frac{2 \ 2}{6\text{Ci}}$	$\frac{1.5 \ 1.5}{\text{UT 1.5cm O 3cm}}$	B 57(1.4.8) Co 774(3.9)
X	1	1	
	1	1	A 176 (1)
	1	1	
	$\frac{1}{5\text{Ci}}$	$\frac{1}{\text{UT 5cm}}$	B 36(1.4.9)

限으로 保護할 수 있었다.

表 3은 標準 線量分布圖를 이루기 위한 線源配置로서 Co : A : B = 8 : 4 : 1의 線量比率로 配列하였고 이境遇 hot와 cold地域은 A point를 中心으로 理想的으로 分布될 수 있었다.

即 子宮癌의 原發部인 子宮腔 入口는 가장 hot한 線量分布를 이루고 A point를 指標로한 子宮全體와 腔腔은 最適한 治癒 및 豫防線量이 投與되며 膀胱과 直腸의 被曝은 急激히 減少될 수 있었다.

그러나 子宮腔內에 挿入된 tandem이 傾斜를 이룰 境

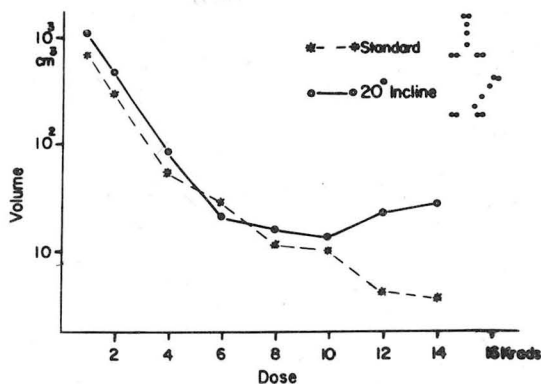


Fig. 13. Dose volume relationship of the intracavitary cobalt-60 irradiation for a cervical cancer.

source: tandem 1Ci×5 of Co-60
Ovoid 2 Ci×2 of Co-60
Irradiation time 1.5 minute

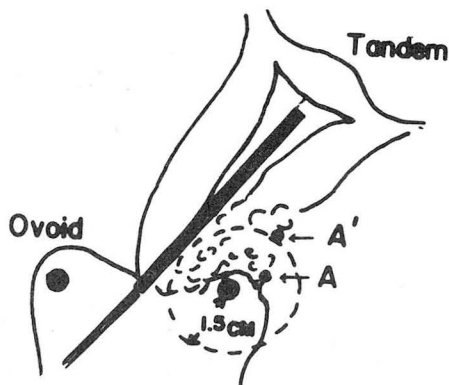


Fig. 14. Decision of A point to irradiating dose in dex for irregular type of uterine cervix

A: Manchester method
A': Confirmed A point

遇 標準分布圖에 比하여 심한 線量分布差를 이루게 된다.

그림 13은 標準配置圖 Type 4에서 tandem이 中央線에서 左側으로 傾斜을 이룰때 照射線量과 照射容積과의 關係를 나타냈으며 여기서 hot point는 Co point보다 2~5배의 강한 線量에 被曝되며 傾斜에 따라 그 넓이도 커진다.

標準 線源配置에서의 線量基準點은 A point(Manchester system)로 決定하고 이를 基準으로 모든 線量分布와 線量評價를 하였으나 傾斜等으로 因한 變位된 線量分布에 있어서는 그림 14와 같이 ovoid에서 最小한 1.5cm以上, tandem에서 2cm距離에 A point를 定하

고 境遇에 따라 hot-area에 屬해있는 線源을 減少시켜 全體의 線量均衡을 얻도록 하였다.

VI. 結 論

延世 癌센터에 設置된 高線量率 遠隔操縱 Afterloading System은 國內 最初로 高線量率 線源을 使用하기 때문에 最適한 線源配置와 正確한 線量分布 및 線量照射가 必要하였다.

著者들은 高線量率 線源인 코발트 點線源에 대한 組織內 線量分布를 理論과 實驗値에 依해 誘導하였으며 이를 小型computer(HP-97)에 program하여 迅速하고 正確한 線量計算과 分布를 얻을 수 있었다.

특히 來院한 100餘名の 子宮癌 患者에 對한 統計的 資料에 依해 標準線源配置圖과 이에대한 技術的인 評價 및 變位配列에 對한 線量計算法等を 研究하였으며 線源 照準器具를 製作함으로서 線源의 配列과 位置 및 크기를 同時에 觀測할 수 있고 記錄이 可能하여 治療效果를 더욱 向上시킬 수 있었다.

REFERENCES

- 1) Fletcher, C.H., Wall, J.A., Bloedorn, F.G., Shalek, R.J., Wotton, P.: *Direct measurements and isodose calculations in radium therapy of carcinoma of the cervix.* Radiology, 61: 885, 1953.
- 2) Greenfield, M.A., Fichman, M., Norman, A. *Dosage tables for linear radium sources filtered by 0.5 and 1.0mm of platinum.* Radiology 73: 418, 1959.
- 3) Henschke, U.K.: *Afterloading applicator for radiation therapy of carcinoma of uterus.* Radiology 74: 834, 1960.
- 4) Henschke, U.K.: *Intracavitary radiation therapy of the uterine cervix by remote afterloading with cycling sources* Am. J. Roent. 96: 45, 1966.
- 5) Howells, R., Oliver, R.: *Single plane implants using needles of the same uniform linear activity.* Brit. J. Radiol., 12: 499, 1939.
- 6) Huggett, J.P.: *An automatic isodose contour recorder.* Brit. J. Radiol., 38: 701, 1965.
- 7) Johnson, G.C.: *Interstitial time dose corrections.*

- Radiology*. 82 : 831, 1964.
- 8) Laughlin, J.S., Siler, W.M., Holodny, E.I., Ritter, F.W.: *A dose description system for interstitial radiation therapy*. *Amer. J. Roent.* 89 : 470, 1963.
 - 9) Lane, F.W., Johnson, N.M., Borgoot, F.: *A technic of experimental dosimetry for intracavitary radium applicators*. *Radiology*. 82 : 827, 1964.
 - 10) Laurence, G.C.: *Intensity and dosage near radium needles*. *Radiology* 25 : 166, 1935.
 - 11) Meredith, W.J., Stephenson, S.K.: *Use of radiographs for dosage control in interstitial gamma ray therapy*. *Brit. J. Radiol.* 18 : 86, 1945.
 - 12) Nelson, R.F., Meurk, M.L.: *The use of automatic computing machines for implant dosimetry*. *Radiology* 70 : 90, 1958.
 - 13) O'Connell, D.K.M.: *Treatment of uterine carcinoma using cathetron*. *Brit. J. Roent.* *J. Roent.* 40 : 882, 1967.
 - 14) Paterson, R., Parker, H.M.: *A dosage system for gamma ray therapy*. *Brit. J. Radiol.*, 7 : 592, 1934.
 - 15) Quimby, E.H.: *Dosage table for linear radium sources*. *Radiology* 43 : 572, 1944.
 - 16) Shalek, R.J., Stoval, M.: *The calculation of isodose distribution in implantations by a computer*. *Radiolog* 76 : 119, 1961.
 - 17) Tod, M.C., Meredith, W.J.: *A dosage system for use in treatment of uterine cervix*. *Brit. J. Radio.* 11 : 809, 1938.
 - 18) Wootton, P., Schalk, R., Fletcher, G.H.: *Investigation of the effective absorption of radium and cobalt 60 gamma radiation in water and its clinical significance*. *Am. J. Roent.* 71 : 683, 1954.
 - 19) Young, M.E., Batho, H.F.: *Dose tables for linear radium sources calculated by an electronic computer*. *Brit. J. Radiol.* 37 : 38, 1964.