6MV X-Ray에 依한 肺組織의 深部線量 變化와 臨床應用

Dose Calculation of Heterogeneous Lung tissue on 6MV X-Ray Therapy

梨花女子大學病院

李浩洙 · 李秉埈 · 李亮基 · 柳星烈

Ⅰ. 緖 論

放射線 治療에서 肺 骨等 体內不均等 組織에 依한 線量分布의 変動이 있으며 이는 病巢에 対한 照射線量과 周囲 健康組織에 対한 放射線 效果의 評價에서 重要視 되므로 이들에 対한 補償方法이 이미 研究되어 왔으나 2MV 以上의 高에너지 X-線에 対한 不均等 組織의 線量変化는 主로 肺組織에 対한 영향이 크게 作用해 왔다.

肺組織은 密度가 軟組織의 1/3程度로 적을 뿐 아니라 胸廓의 大部分을 차지하기 때문에 이들에 대한 線量分布의 補償은 반드시 行하여 져야한다.

그러나 肺組織에 対한 線量変化는 肺組織의 密度 吸收係数 및 散亂比의 変化等으로 매우 複雜하므로 近似値만을 使用하여 왔으며 特히 回転및 振子照射時에는 相当한 誤差를 隨伴하였다.

著者들은 梨花女子大學病院에 設置된 6MV 線型加速器(NEC-1006A)와 線量計算 콤퓨터(NECT HERAC-1000)를 使用하여 肺癌 食道癌等 胸廓內에 存在하는 病巢에 正確하고 理想的인 放射線 治療를 爲하여 人体와 等價인 Mix PR phantom을 製作하였으며, 實測値에 가장 近似한 實驗式을 選擇하여 콤퓨터에 計算을 依賴하였다.

콤퓨터는 迅速 正確히 肺組織에 依한 補償値와 胸部 治療에서의 線量変動 및 理想的인 治療方法을 提示하였으며, 肺組織의 有無와 形狀에 따라 가장 正確한 線量과 分布를 計算하여 주었다.

Ⅱ. 胸部 phantom의 製作

人体의 75%가 水分으로 構成되어 있으므로 물 phantom이 人体에 가장 等價인 物質이 될수 있지만 phantom 內의 放射線分布와 線量을 測定하기 어렵고 特히 胸部內에는 空氣를 많이 含有하고 있는 肺組織이 있으므로 이들의 線量分布 測定을 爲하여 胸部와 거의 等價인 特殊固型 Phantom의 製作이 要求되었다.

Table 1. Composition of Mix PR Phantom

Tissue	Density (g/cm^3)	Material	Density (g/cm^3)	Rate (%)	Mixed Density (g/cm^3)
Soft tissue	1.00	Paraffin	0.96	80	0.98
		Resin	1.06	20	
Lung	0.28	Cork	0.3	100	0.3

高에너지 X-線의 物質에 対한 吸収係数는 主로 Compton效果에 依하며 이는 構成物質의 原子番号보다 오히려 密度에 더 많이 関係되므로 表1과 같이 密度가 0.98인 PR-phantom(Paraffin-resion)을 製作하여 使用하였고 肺組織의 等價物質은 健康한 사람의 肺 平均密度와 거의 비슷한 密度0.3의 Cork를 使用하였으며, 電算化斷層撮影 寫眞에 依하여 胸部 Contour와 模様을 描写하였다.

肺組織의 密度測定은 그림1과 같이 寫眞測定法(Film dosimetry)에 依하여 健康한 사람들의 胸部寫眞과 알미늄 step wedge에 依한 물 等價 두께를 그림2와 같이 測定한 後 다음 式에 依하여 肺의 密度(ρ)를 測定하였다.

$$\rho = 1 - \frac{d - de}{1} \cdots\cdots (1)$$

Fig. 1. Linagram for film dosimetry of lung field. A is human chest and B is PR phantom.

여기서 d는 실제의 두께(cm), de는 寫眞法에 依한 물等價 두께(cm), ℓ 는 肺의 두께(cm)이다.

(1)式에 依해 5名에 對한 平均肺密度는 그림 3과 같이 約 0.28g/cm³ 이었으며, 胸部 phantom 은 肺密度와 類似한 Cork를 使用하였고 寫眞測定과 線量測定(Radocon dosimeter)을 爲해 그림 4 와 같

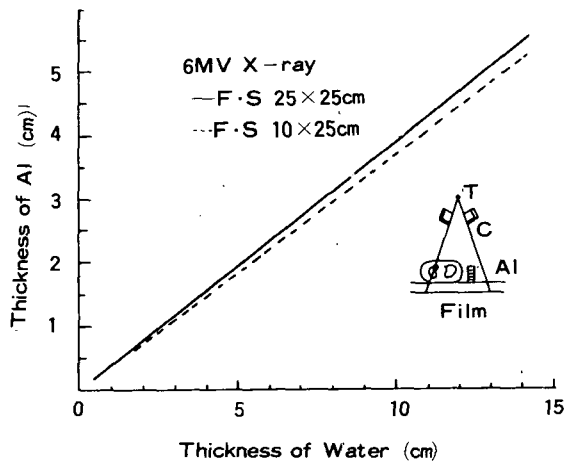

Fig. 2. Apparant water equivalent thickness of aluminum stepped wedge obtained with film dosimetry.

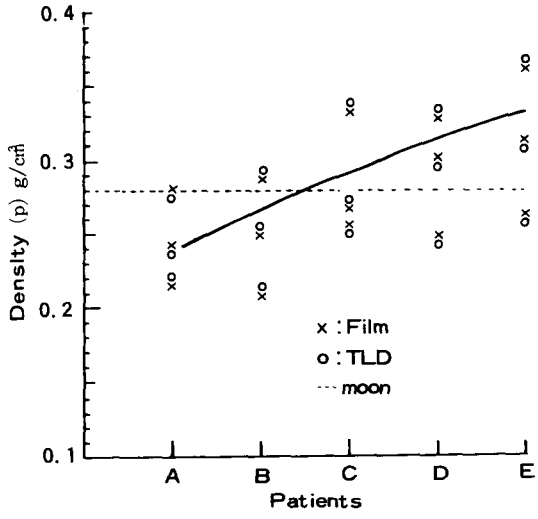

Fig. 3. Densities of the lung of five persons measured by presented technique.

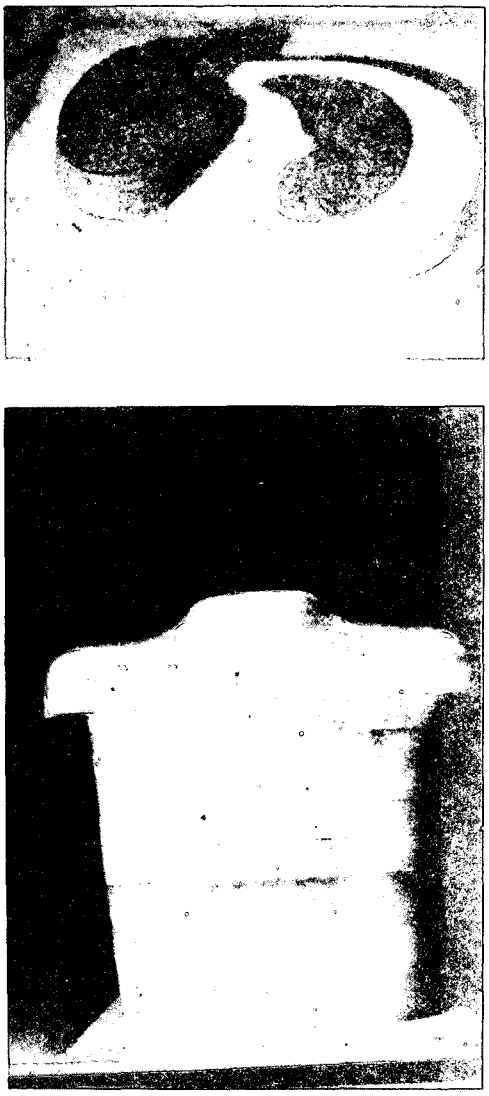

Fig. 4. Photographs of Mix PR thoracic phantom with lung sections.

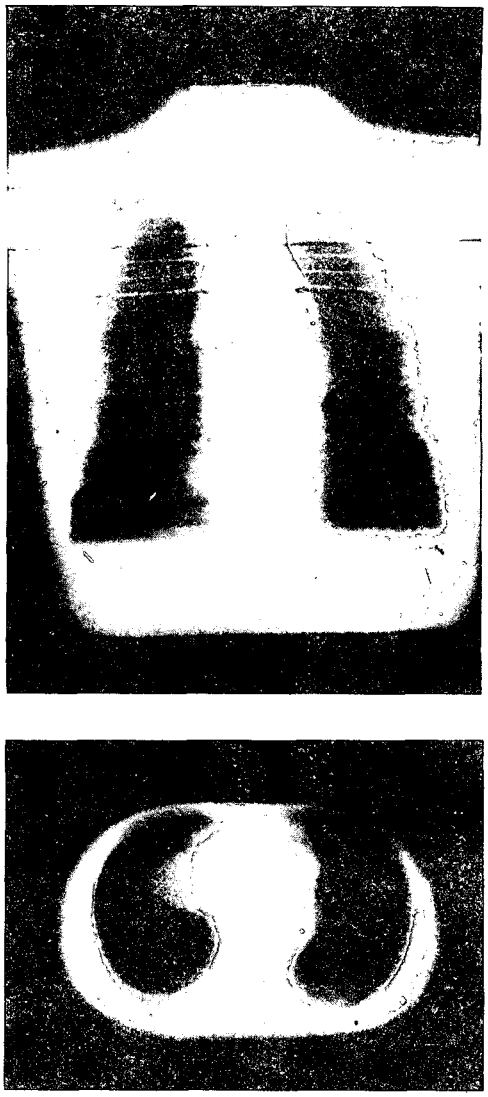

Fig. 5. AP and axial radiograph of Mix PR thoracic phantom.

이 1～5 cm 두께의 횡斷 斷面層 5枚로 構成하여 Acryl 棒으로 密着시키도록 考按되었고 正面및 立面 X-線 寫眞은 그림 5와 같이 健康한 사람의 肺와 거의 비슷하였으며, 正確한 線量測定을 爲하여 TLD-100 및 Rodocon-500와 #625 Probe를 使用하여 確認 測定을 實施하였다.

Ⅲ. 不均質 phantom의 線量分布図 測定과 実驗式의 誘道

人体 胸部와 等價인 MIX PR과 Cork및 MIX PR 順序로 使用한 phantom에 6 MV X-線을 照射하였을 때, TLD Film 및 Radocon에 依한 實測値와 〈밀도계산에 의한 신부율은 그림 6과 같았으며〉 透過線量은 Mix PR에 比해 Cork는 cm当 約 2% 增加하였으며, Cork가 5 cm일 때 約 10% 增加하였고 實測値가 密度計算에 依한 값보다 약간 적었으며, 이것은 Cork 內에는 軟組織보다 散亂線이 적은 것으로 生覚된다.

散亂係数는 密度에 依한 補正値와 實測値의 比에서 구할 수 있으며, 그림 7은 Mix PR 5cm를 透過한 後 Cork의 位置에 따른 散亂 補正係数로서 Cork 6 cm 距離에서 約 8% 減少되었으며, Cork를 지나 다시 Mix PR를 지나갈때 散亂係数는 점차

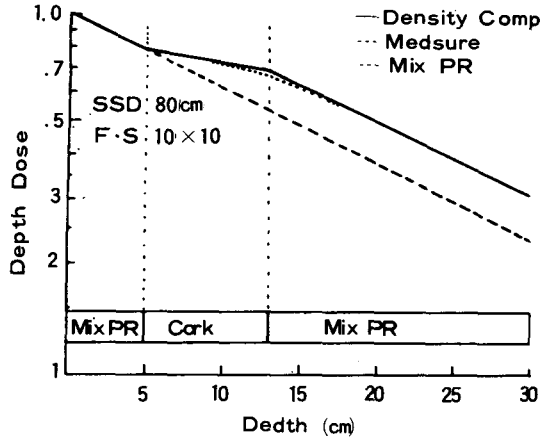

Fig. 6. Central axis depth dose in heterogeneous tissue.

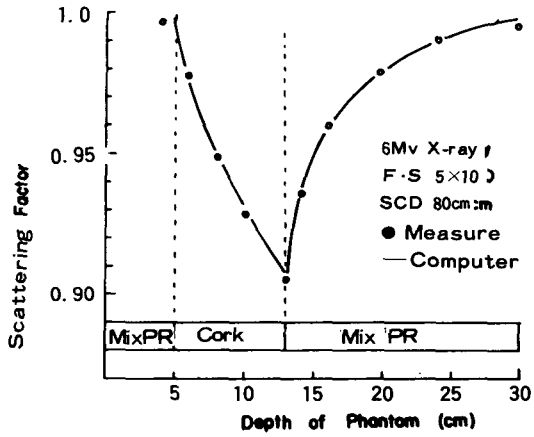

Fig. 7. Scatter correction factors for points in the lung with a density of 0.28g/cm^3 and in soft tissue behind the lung.

增加하였다.

胸部內에 位置한 病巢線量 Dt는

$$Dt = Dd \times F \cdots\cdots (2)$$

로 주어지고 F는 胸部線量 補正係數이며, Dd는 組織 等價物質에 依한 深部線量으로서 두께d(cm), 照射面 A(cm^2)에 對한 組織 最大線量點의 比率 〔TPR(A, d)로 表示할 수 있으며, TPR은 다음과 같이 주어진다.

$$TPR(A.d) = B(A)\exp[-\mu(d-do)] \cdots\cdots (3)$$

여기서 B는 散亂係數이고 do는 最大吸收線量 地點의 깊이고 μ는 線型吸收係數(6MV X-線, μ=0.0471(m^{-1})이며, (2)式은 電子計算機에 依하여 計算에 便利하도록 다음과 같은 近似式으로 表示할 수 있다.

$$TPR(A.d) = K(d)\,A^{m(d)} \cdots\cdots (4)$$

여기서 K(d)와 m(d)는 6MV X-線에 對하여 다음과 같다.

$$K(d) = 1.0738 - 0.052254\,d + 0.00091420\,d^2 - 0.0000036591\,d^3$$

$$m(d) = -0.002041 + 0.0061734\,d - 0.00011073\,d^2 + 0.0000006575\,d^3$$

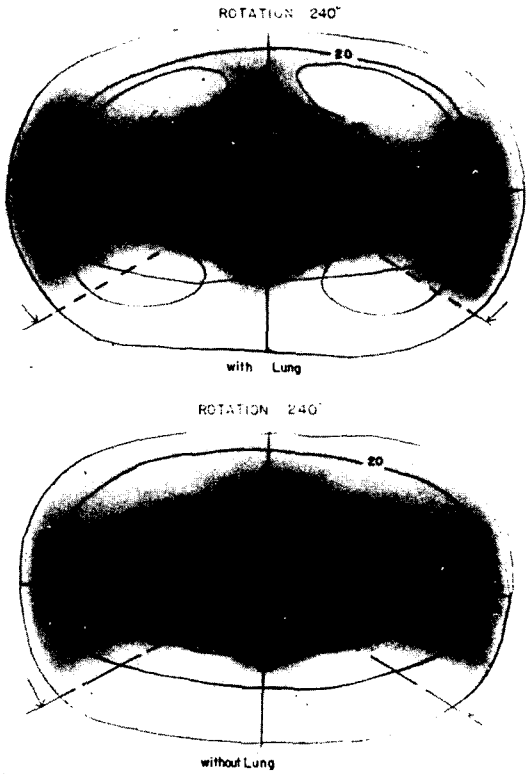

Fig. 8. Isodose curves of rotation irradiation for thoracic phantom by film dosimetry.

胸部 補正係數 F는 密度에 依한 補正係數와 組織과 肺에 依한 散亂補正係數(S)의 函數로 表示된다.

即 $F = S\exp[\mu\ell(1-\rho)]$ ····· (5)

여기서 ℓ는 通過한 肺의 두께이고 ρ는 肺의 密度이며, 물의 吸收係數 μ는 照射面 A(cm^2)에 따라 다음과 같이 주어진다.

$$\mu = 0.065 - 0.011\log^{10} A(cm^{-2}) \cdots\cdots (6)$$

또한 산란보정계수 S는 다음식으로 주어진다.

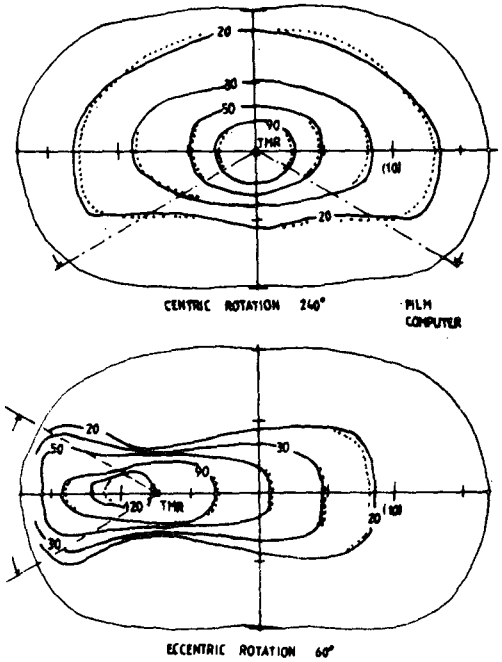

Fig. 9. Comparison of rotation isodose curves calculated by computer and measured by the film dosimetry to a thoracic phantom.

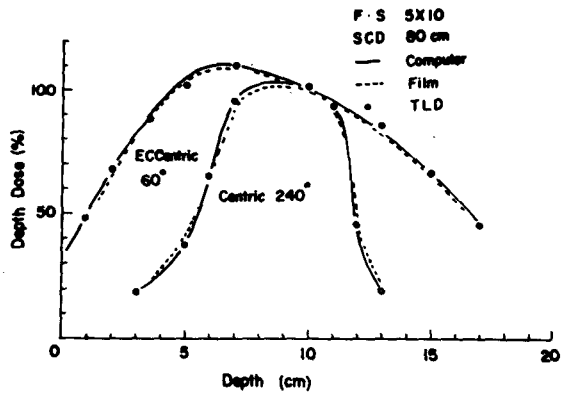

Fig. 10. Dose distribution of 60° and 240° rotation angles.

$$S = K\ \{1 - \frac{B}{C}\ [e^{0.28t} - e^{-0.28\,(\ell\,+\,t)}]\} \quad \cdots\cdots (7)$$

여기서 ℓ 은 透過한 肺의 두께이고 t는 肺를 通過한 後의 軟組織 두께이며, $t=0$일때 $K=C$, $t>0$ 일때 $K=1$로 주어지며, $B=0.138-0.243\rho+0.105\rho^2$ $C=0.975+0.016\rho-0.086\rho^2$로 표시하고 ρ는 肺組織의 平均密度로서 測定値 $\rho=0.28 g/cm^3$을 使用

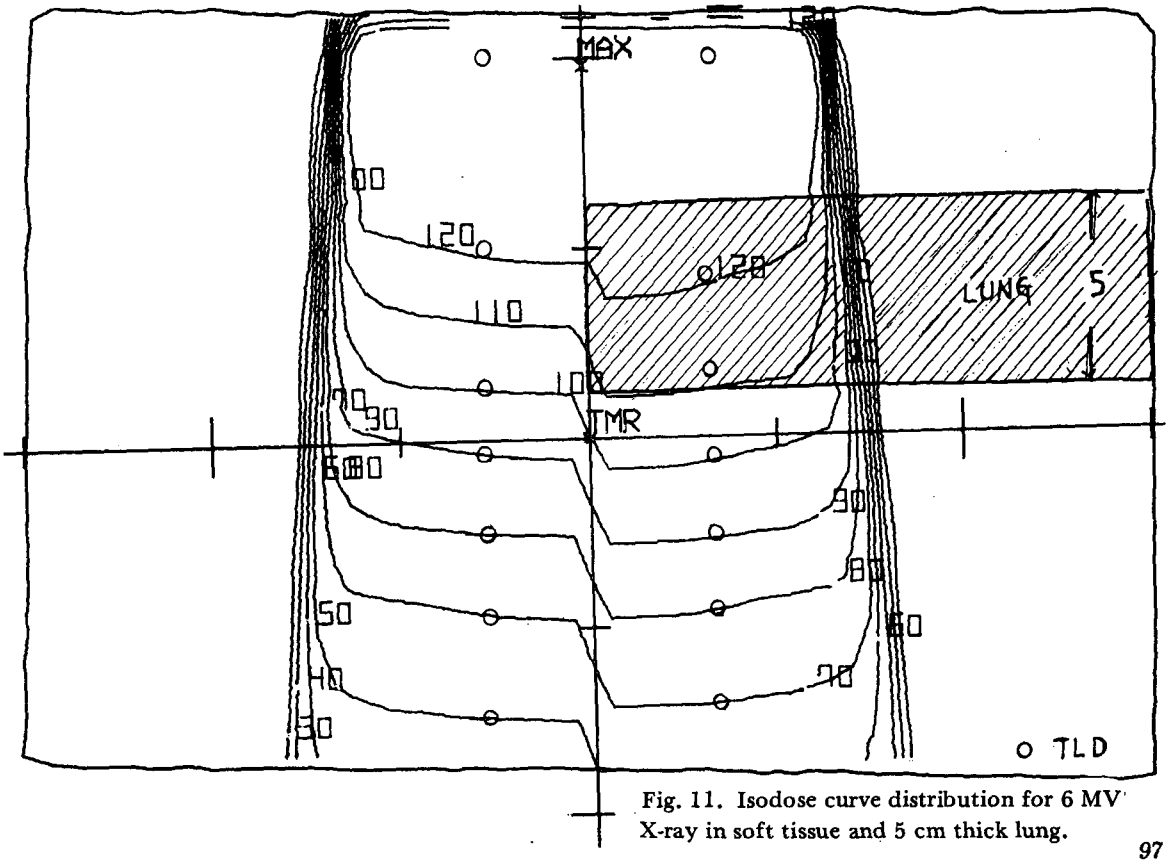

Fig. 11. Isodose curve distribution for 6 MV X-ray in soft tissue and 5 cm thick lung.

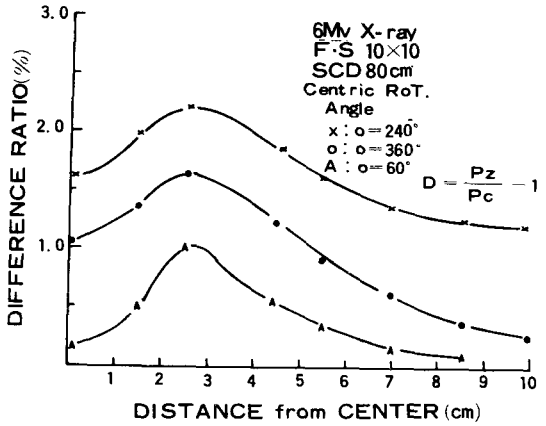

Fig. 14. Dose difference ratio between homogeneous and inhomogeneous thoracid phantoms for centric rotation.

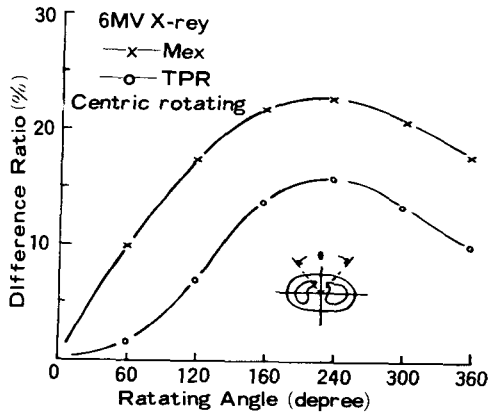

Fig. 15. Difference of TPR and maximum *difference ratios* between homogeneous and inhomogeneous phantoms for centric rotation.

그림15는 肺組織이 없을 때에 比하여 肺組織이 있으므로서 나타나는 線量增加率을 表示한 것인데 180°軸을 中心으로 振子角 0°~360°에 따른 胸部中心點의 線量과 最大線量 変化量을 表示하였다.

여기에서 病巢中心 線量変化는 60° 振子角에서 3～5%였고 振子角 240°에서는 16%의 線量增加를 나타내었으며 최대 선량변화는 60°와 240°에서 각각 10%, 23%의 증가를 보였다.

그림16은 360°回転照射時 肺組織 有無에 따른 深部百分率의 変化를 表示한 것으로서 90%의 等量曲線의 직경은 照射 一辺의 約 3%, 50%의 等量曲線의 직경은 約 5% 增加함으로서 治療 誤差範圍內에 들어간다.

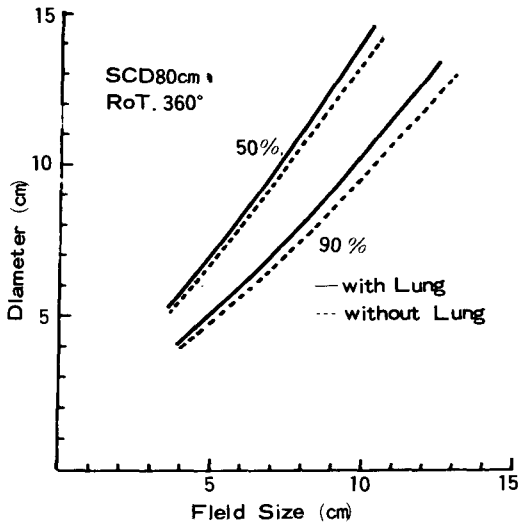

Fig. 16. Diameters for 50% & 90% isodose curves between homogeneous and inhomogeneous thoracid phantom for full rotation.

肺部中心을 照射中心으로 한 偏心 回転照射에서는 그림17과 같이 胸廓中心에서 肺方向으로 7cm되는 點을 回転中心으로하고 横軸을 中心으로 60°에서 360°回転角에 따른 線量分布図를 図示한 것으로서 多少 많은 線量分布差를 보이고 있다.

그림18은 60°와 240°回転時 90°軸에 對한 線量変化를 図示한 것으로서 病巢 中心點은 約 20%의 線量增加를 보였으며, 肺組織 通過後에도 約 15～20%의 線量增加를 나타내었다.

그림19는 90°軸을 中心으로 한 偏心回転照射에서 回転角에 따른 回転中心의 TPR의 変動을 表示한 것으로 60°, 180°, 240°, 360°에서 各各 16%, 19%, 20%, 21% 增加되었으므로 治療時 線量補正을 하여야 한다.

以上과 같이 回転 中心軸이 垂直軸(180°) 이고 振子角이 180°에서 240°일때는 約 15%의 線量增加로서 均質 phantom의 分布를 그대로 適用해서는 안되며, 回転 中心軸이 横軸(90°)일 경우는 振子角에 따라 大部分이 15～22%의 增加를 나타내므로 반드시 肺組織에 對한 補正이 必要하며 콤퓨터 利用이 가장 迅速 正確한 方法이라고 生覚된다.

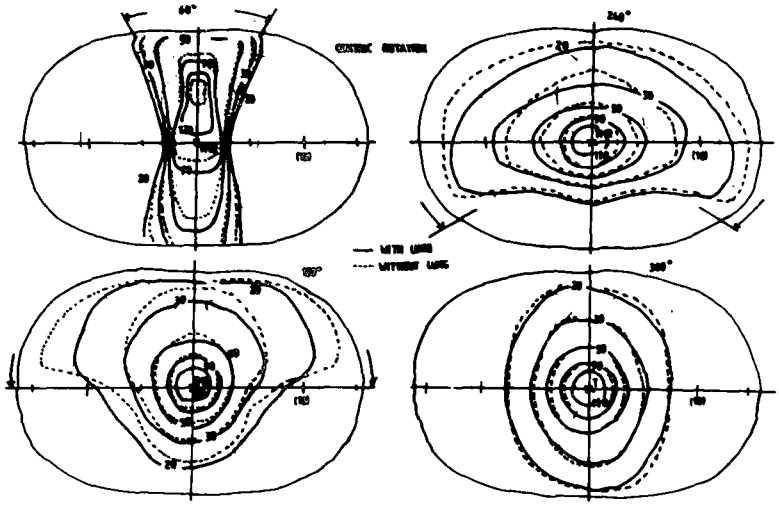

Fig. 12. Comparison between isodose curves in homogeneous and inhomogeneous phantoms for centric rotation with various angles. Field size is 5 x 10 cm each.

한 實驗近似式을 Dose planning Computer (NEC THERAC 1000)에 Programming 하여 이를 實在 測定値와 比較하였다.

Mix PR과 Cork 및 Mix PR의 順序로 되어있을 때 測定値와 Computer計算値는 그림 6에 表示되었으며, 誤差 2% 以內의 거의 一致된 값을 나타내었고, 이때 散亂 補正係数 S는 約 0.93~1 이었으며, 平均 肺補正係数 F는 約 1.12±0.003이었다.

그림 8은 胸部 Phantom사이에 Kodark X-O mat TL-5 Film을 挿入 圧着시키고 with Lung과 without Lung의 240°振子照射 後 photodensitometer에 依하여 線量分布를 図示한 것이며, 그 9는 Computer計算과 比較한 것으로서 거의 一致되었으며, 그림10은 各 回転軸에 依한 線量分布를 比較한 것으로 最大 誤差는 ± 2% 以內였다.

Ⅳ. 肺組織에 依한 線量分布의 変化

実驗을 通한 肺組織의 密度($\rho = 0.28 g/cm^3$)와 肺組織에 對한 線量分布의 實驗 近似式을 利用하여 肺에 依한 胸部의 線量分布 変化를 計算하였다.

그림11은 軟組織만 있을 때와 5 cm 두께의 肺組織이 있을 때, 深部百分率의 変化를 等量曲線으로 図示한 것인데, 肺가 있는 部位는 肺두께의 약 $\frac{1}{3}$ 福 만큼 等量曲線이 線源의 反対 方向으로 移動하

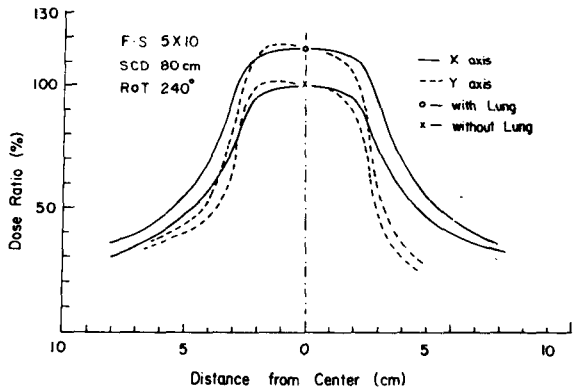

Fig. 13. Dose distributions for 240° rotation angle measured on coronal plane (X axis) and sagittal plane (Y axis) of thoracic phantom.

였다.

그림12는 胸部 中心部分을 回転照射軸으로 하여 照射面 5×10cm로 各各 60°, 180°, 240°, 360° 回転照射時 肺組織의 有無에 따른 線量分布를 図示한 것이며, 그림13은 180°軸에서 240°回転時 x軸과 y軸에 対한 線量変化를 肺組織의 有無에 따라 図示하였으며, 그림14는 振子角 60°와 240° 및 360° 일때 180°軸에 대한 線量 変化量을 表示한 것으로서 60°振子時는 10% 以內이며 240°振子角에 對해서는 20%以上 変化하였고 照射面 끝에서 最大의 線量変化値를 나타내고 있다.

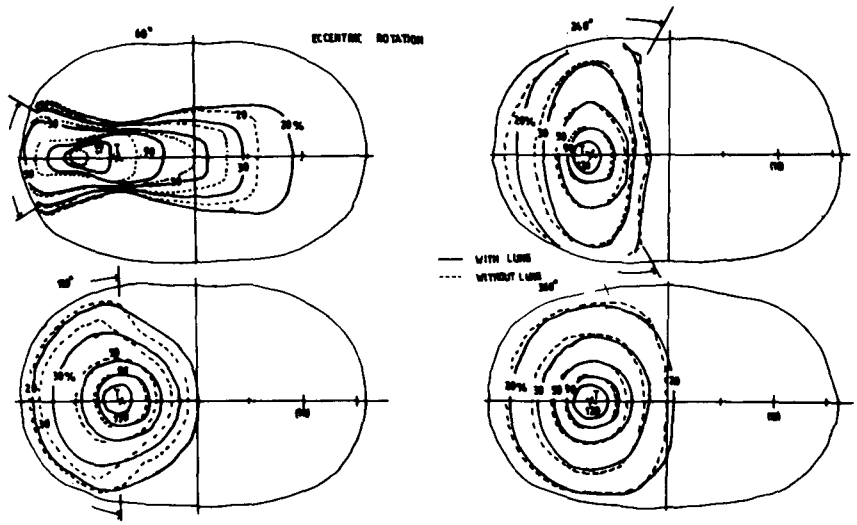

Fig. 17. Comparison between isodose curves in homogeneous and inhomogeneous phantoms for eccentric rotation with various rotation angles.

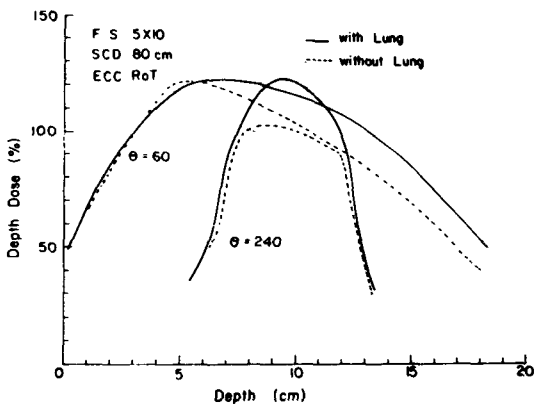

Fig. 18. Dose difference between homogeneous and inhomogeneous thoracic phantoms for 60° & 240° eccentric rotation.

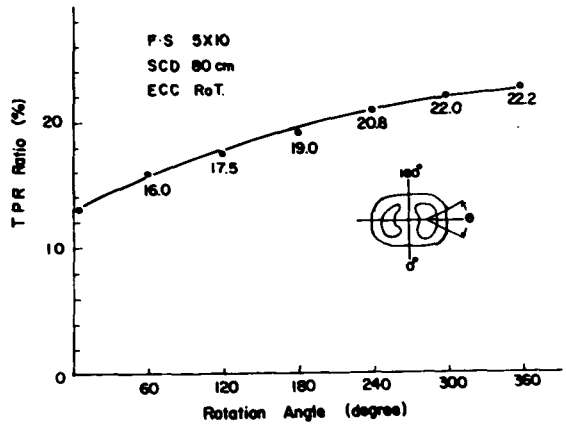

Fig. 19. Difference ratios of TPR in homogeneous and inhomogeneous phantom for eccentric rotation.

V. 臨床應用

臨部內에 位置하고 있는 食道癌患者의 治療時 360°回転照射 方法이 가장 좋은 治療方法의 하나이다.

患者는 照準裝置에 依하여 病巢의 位置와 크기 및 治療照射面을 結定하고 (그림20)電算化 斷層撮影에 依하여 胸部構造와 輪廓에 따라 治療方法을 結定하였으며, 이를 Dose planning Computer (NEC THERAC 1000)에 入力시켜 表2와 같은 照射線量과 그림21과 같은 線量分布를 얻을 수 있으며 Computer에 依해 가장 適合한 治療方法을 選択한 後 患者를 6MV線型加速器(NEC-1006x)의 침대에 固定시키고 (그림22) 計算된 Monitor Dose대로 正確히 回転照射를 할 수 있었다.

VI. 考　　察

人体內 不均等 組織에 依한 照射線量과 分布의 変動은 放射線 治療에서 看過될 수 없는 要因이기

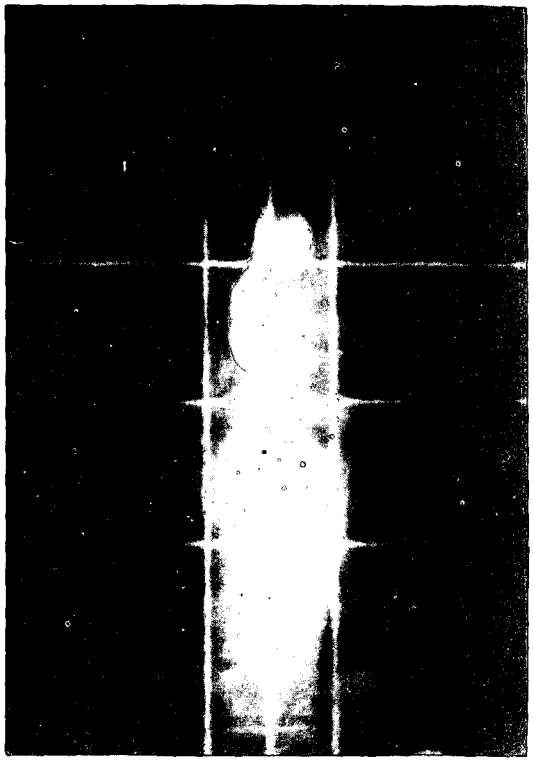

Fig. 20. Simulation film of esophageal cancer demonstration of tumor and determination of field size.

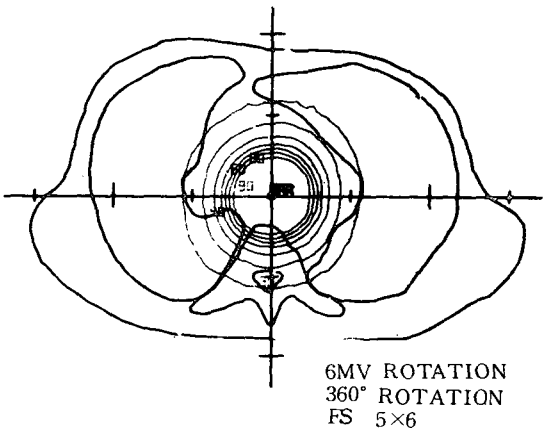

Fig. 21. Dose distribution of 360° rotation therapy for esophageal cancer.

때문에 이미 國際 放射線協会 報告書(IRRU Report lod) 에서도 5～8 cm의 肺에 対한 補正値를 300 Kv X-線일 때는 1.40으로 Co-60 감마線은 1.20, 4 MV X-線은 1.15. 20MV X-線은 1.10으로 使用하도록 勸告하고 있었으며 많은 學者들이 補正

Fig. 22. Photograph of radiation therapy with 6 MV Linear Accelerator (NEC 1006x).

値를 測定하기 爲하여 線量計를 使用하여 透過線量法, 射出線量法 또는 回転 横斷撮影에 依한 計算法 等으로 가장 近似値를 取하여 오고 있었다.

그러나 胸廓과 肺의 크기 및 横様에 따라 이들 近似値는 相当한 誤差를 随伴하였으며, 特히 振子照射와 回転照射時의 線量計算과 線量分布図의 作成은 상당한 時間과 努力이 必要하면서도 많은 誤差를 가져왔다.

最近에는 Computer産業의 発達로 多様한 高性能의 Computer를 이곳에 適用함으로써 迅速할 뿐 아니라 正確한 線量計算및 治療의 評價를 할수 있었다.

不均等組織 補償에 對한 Computer의 soft ware는 Burlin의 方法이 있으며 이는 Co-60 감마線에 對한 散亂平衡이 이루어지는 6 cm 두께를 限界로 해서 補正値를 두께에 따라 6 cm 보다 클 때 補正値는

$$F = \exp \mu e \ell \ (1 - \ell \ )$$

*** CALCULATION PARAMETER ***

	X(CM)	Y(CM)
CENTRAL POINT	0.00	0.00
RANGE	33.28	28.09
MESH	0.52	0.52

*** TREATMENT PARAMETER ***

ID NO. : 31 DATE : 1982 06 26
PATIENT NAME : KUK CHUN SOUP 63M
DOCTOR NAME : S.Y.YOO.M.D

MAXIMUM PORTAL = 1 X-RAY 6 MEV

	1	2	3	4	5	6	7	8
GANTRY ANGLE	0							
STOP ANGLE	360							
TUMOR DOSE	180							
FIELD SIZE (1)	5.00							
FIELD SIZE (2)	6.00							
WEDGE ANGLE								
BLOCK ATT.								
BLOCK POS.								
BLOCK WID.								
S. ISOCENTER(DU)								
S. ISOCENTER(DV)								

*** SPECIFIC DOSE AND DISPLAY PARAMETER ***

	X(CM)	Y(CM)	DOSE(RAD)	PORT	SET DOSE	DISPLAY LEVEL
P				1.	274.9 RAD	1. 120
Q				2.		2. 110
R				3.		3. 100
S				4.		4. 90
T				5.		5. 80
U				6.		6. 70
TUMOR	0.01	0.02	179.7	7.		7. 60
100 %	0.01	0.02	179.7	8.		8. 50
MAX	0.00	0.00	179.7			9. 40
						10. 30

DISPLAY MAGNI. 0.53

Table 2. Treatment Parameter of esophageal cancer by computer display.

6 cm보다 적은 때는 더 複雜한 式을 誘導하였다.

또한 Batho와 Dutreix는 Co-60에 對한 補正値를 組織等價(TAR) 方法을 利用하여 計算하였으며, Massey는 4 MV X-線에 對하여 $F=1+0.025\ell$ 을 利用하였다.

또한 Sund bon은 Co-60 감마線의 等量曲線을 肺組織에 適用할 때 肺두께의 半으로 移動시키는 補正方法을 使用하였으며, 이는 肺의 密度를 0.25g/cm²으로 한 結果와 同一하였다.

以上과 같은 補正方法으로 実測値와 거의 10% 內 外의 差異가 있었으며 散亂補正係数를 이들 式에 関聯시킴으로써 더 가까운 近似値를 얻을 수 있었다.

著者들은 Batho의 TPR法과 Sund bon의 等量曲線移動法에 依한 計算式을 主軸으로 하는 散亂補正係数 및 肺密度의 正確한 測定値를 挿入하여 実測値에 가장 가까운 実驗式을 誘導할 수 있었다.

特히 이들 実驗式은 복잡하고 많은 要素들이 包含되지만 Computer를 利用하므로 計算上의 問題點과 時間의 낭비를 줄일 수 있고 正確한 線量分布를 얻을수 있으므로 이를 選択하였으며 이를 利用한 線量分布를 評価하여 보았다.

Ⅶ. 結　　論

6MV X－線을 利用하여 胸部內의 病巢를 照射할 때 病巢의 補正하여야 하며 이를 爲하여 胸壁과 肺組織의 密度에 가까운 Mix PR와 Cork를 利用한 胸部 Phantom을 製作하고 実測値에 가장 가까운 近似 実驗式을 選択하여 Computer에 Prorgram한 後 肺組織에 対한 線量変化를 計算하였던 바, 그 결과는 다음과 같다.

1. 肺組織의 密度는 0.2에서 0.4g/cm^3에 이르며 평균 0,28g/cm^3이었다.

2. 선속내에 폐조직이 있을때 式2에 의한 Computer計算은 ±2%以內의 正確度를 나타내었으며 軟組織의 等量曲線을 肺組織 두께의 約1/3만큼 線源에서 反対方向으로 移動할 경우 ±5%以內로서 近似한 값을 얻을수 있었다.

3. 肺組織에 対한 補正係数는 肺의 密度 吸収 係数 및 散亂比率에 依한 式(5)에 依하여 ±2%以內의 正確度를 얻을수 있었고 이들의 近似的 平均은 1.12이었다.

4. 肺組織에 対한 組織의 最大線量點의 比率(TPR)은 式(4)에 依하여 正確히 計算될수 있었으며 肺組織의 密度(ρ=0.28)만큼 軟組織의 두께를 줄여서 軟組織의 組織最大點率(TPR)을 使用하였을 때 ±5%以內의 近似値를 얻을수 있었다.

5. 食道部位 照射에서 肺組織에 依한 線量変化中 振子角 180°와 240°와 內에서는 中心線量의 変動이 平均 15%以上 增加하였으며 60°와360° 부근에서는 平均 5%의 変化率을 나타내었다.

6. 肺部位 照射에서 90°軸에 対한 0°～360°의모든 振子角에 依한 線量変化는 平均 15～20%로 나타났다.

7. 回転照射時 肺組織의 有無에 따른 深部百分率의 変化는 90%와 50%의 等量線曲의 移動은 各各 3% 5%씩 延長되었다.

以上과 같이 6MV X－線의 胸部照射에서는 肺組織에 對한 線量補償을 하여야 하며 可能한限 콤퓨터를 利用함으로써 計算이 가장 迅速正確 하였으며 持히 回転照射에서는 治療方法의 評価選択이容易하고 腫瘍, 및 重要臟器의 線量을 正確히 把握할수 있어 治療成果를 向上 시킬수 있었다.

REFERENCES

1. Clarkson, J.R.: *A note on depth doses in fields of irregular shape. Brit. J. Radio.* 14:265, 1941.
2. Depth dose tables for use in radiotherapy. Brit. J. Radiol. suppl. No. 10, 1961.
3. Pfalzer, P.M.: *A general formula for axial depth dose derived from an empirical power law for tumor air ratios. Radiol.* 75:438, 1960.
4. Batho, H.F.: *Lung corrections in Co-60 beam therapy J. Can. Assoc. Radiol.* 15: 79, 1964.
5. Burlin, T.E.: *The evaluation of the dose to he thorax in rotational cobalt 60 therapy. Brit. J. Radiol.* 30:543, 1957.
6. Fedoruk, SO. and Johns, H.E.: *Transmission dose measurement for Coblat 60 radiation with special reference to rotation therapy. Brit. J. Radiol.* 30:190, 1957.
7. Greene, D. and Stewart, J.G.: *Isodose curves in nonuniform phantoms. Brit. J. Radiol.* 38:378, 1965.
8. Jacobson, L.E. and Knauer, I.S.: *Correction factor for tumor dose in the chest cavity due to diminished absorption and scatter in lung tissue. Radiol.* 67:863, 1956.
9. Kornrelsen, R.O.: *Tumor dose in the chest cavity. Brit. J. Radiol.* 27:289, 1954.
10. Massey, J.B.: *Dose distribution problems in megavoltage therapy. 1) The problem of spaces. Brit. J. Radiol.* 35:736, 1962.
11. Fowler, J.F.: *The effects of some variables on ac therapy dosage distributions. Brit. J. Radiol.* 31:290, 1958.
12. Haynes, R.H. and Froese, G.: *Idealized body contours in rotation dosimetry. Acta Radiol.* 48:209, 1957.