

深部百分線量의 傾斜補償

延世大學校 醫科大學 放射線科學教室

秋 成 實 · *南 正 祐 · 崔 炳 肅

—Abstract—

Sloping Field Compensation for Cobalt therapy

S. S. Chu, M. S., *J. W. Nam, Ph. D., D. Sc., B. S. Choi, M. D., D. M. Sc.

*Department of Radiology and Nuclear Medicine, Yonsei University.
College of Medicine, Seoul, Korea.*

An accurate and simple compensating method of sloping field have been devised for effective dose planning. The experimental formula, induced with linear absorption coefficient and measured values, shown in formula (5), is applied accurately to sloping compensation of wide region depends on source skin distance, field size, absorption coefficient and angle of incidence. According to this method, the distance of shifting for the normal isodose curve, "h", is varied by the distance of shifting between the normal and sloping surface, "d", shown in Fig. 1.

We need more simple compensating factor within the permitting error in clinical practice. It is possible to obtain the reasonable compensating factor by analysing the sloping field calculated by the experimental formula. The results of this analysis are shown in Figs. 3-5, comparing with the shift methods of $\frac{1}{2}d$, $\frac{2}{3}d$ and $\frac{3}{4}d$.

In radiation therapy it may be recommended to use "Compensating factor" indicated in Table 1 to correct for the sloping field.

目 次

- I. 緒 論
- II. 方 法
 - a. 測定方法
 - b. 計算方法
 - c. 較正值
- III. 考 察
- IV. 結 論
- V. 參考文獻

I. 緒 論

放射線 治療에 있어 數 많은 物理學的 較正 或은 補償 中 特히 身體 照射部位의 不規則한 表面은 深部線量分 布를 크게 變位케 하는 것이므로 傾斜面에 對한 補償은 治療의 正確을 기하기 爲하여 大端히 重要な 問題이다. 이에 對하여 현재까지 여러가지 方法 即 compensating filter 를 使用하거나 計算 또는 等量曲線 記錄裝置等에 依한 方法이 實用되고 있으나 compensating filter 는 그 製作에 있어 技術上 難點等이 있고 等量曲線 記錄裝

* 國立保健研究院 放射線學 擔當官

* Chief, Radiological Health and Technology, National Institute of Health, Seoul, Korea

置의 利用은 Compensating filter 와 함께 製作確認 및 記錄에 長時間이 要하며 計算方法等은 深部線量의 部分的 推定 乃至는 어떤 深度의 必要한 點에서의 線量推定 에는 利用될 수 있으나 治療準備을 爲한 線量計劃上 深部線量分布圖의 迅速한 作圖에는 實際로 効用되지 못하고 있다.

이에 著者들은 Cobalt 60 放射線에 對하여 不規則한 傾斜 또는 曲面補償에 理論 및 實驗을 通하여 較正値를 確定하였고 이 較正値를 使用함으로써 傾斜補償에 複雜한 計算, 製作 또는 記錄課程이 없이 다만 平面 Isodose chart 만으로 任意의 傾斜面과 曲面에 對하여 容易하고 正確히 補償할 수 있어 實用上 效果의이라고 確信하는 바이다.

II. 方 法

數種의 線量測定 器具를 使用하여 傾斜面 및 曲面에 對한 深部百分率을 測定하고 이 實測値와 線型吸收係數의 理論을 結附시켜 傾斜組織內 等線量曲線의 位置를 結定하는 簡單明確한 傾斜補償 實驗式을 誘導하고 이 式을 利用하여 實際 臨床에 適合한 傾斜較正値를 確定 使用하였다.

a) 測定方法

線量測定은 美國 Victoreen 製 Model 601의 thimble chamber 와 Acryl 製 水 phantom(40×40×60cm)를 갖 춘 Toshiba 의 Automatic isodose curve plotter 를 使用하여 SSD 60, 80, 100cm 照射野 5×5, 10×10, 15×15cm 의 標準 및 傾斜照射角 15°, 20°, 45°에 對한 等線量曲線을 作圖 使用했으며 照射裝置는 Rotation, Swivel, Swing 이 可能하고 線源의 直徑이 1.7cmφ, 4,000 Ci(1969. 1. 9 현재)인 Toshiba RCR-120A1型 CO⁶⁰ teletherapy unit 를 使用하였다. 또한 曲面補償을 爲해 서 圓筒型 phantom 을 利用하여 gammagraph 를 撮影 하고 이를 photodensitometer 로서 等線量曲線을 作圖 했으며 glass dosimeter 를 使用하여 線量分布의 確認 實驗도 아울러 行하였다.

b) 計算方法

傾斜로 因한 物質內의 等線量點의 變化를 SSD, 線型 吸收係數 및 傾斜程度에 따라 近似式으로 誘導하고 이 式에 實測値에 依한 常數項을 附加하여 거의 正確한 傾斜補償 實驗式을 作成하였다.

Fig. 1에서 傾斜組織面上的 S₀와 S₁點에서의 線量을 名名 I₀ 및 I₁이라고 하면

$$I_1 = AI_0 = \left(\frac{f}{f-d} \right)^2 I_0$$

이다. 여기서 f는 SSD(Source Skin Distance)이고 d

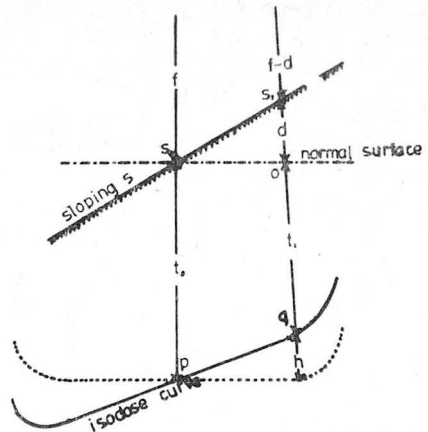


Fig. 1. Dosage calculation for sloping field.

는 S₁과 O間的 距離이다. 또한 組織內에 있는 p와 q 點에서의 線量을 各各 I_p 및 I_q라 하면

$$I_p = I_0 e^{-\mu t_0} \dots\dots\dots ①$$

$$I_q = AI_0 e^{-\mu(t_1+d)} \dots\dots\dots ②$$

이다. 여기서 t₀는 S₀와 p間的 距離, t₁은 0과 q間的 距離이며 μ는 線型吸收係數이다. ①②式에서 p와 q 點 이 等線量이 될 경우 즉 I_p=I_q일 때

$$I_0 e^{-\mu t_0} = AI_0 e^{-\mu(t_1+d)}$$

$$\therefore A = e^{\mu(t_1-t_0+d)} \dots\dots\dots ③$$

③式에서 t₀-t₁=h'라 하면

$$h' = t_0 - t_1 = d - \frac{1}{\mu} \ln A \dots\dots\dots ④$$

이다. 即 組織內 等線量點인 p와 q間的 垂直距離差 h'는 d와 μ 및 SSD의 函數이다. 그러나 組織內에서 發生되는 二次 放射線에 依한 Build up 現象은 傾斜에 따라 多少 變化하므로 ④式에 依한 h'의 값은 약간의 補正이 必要하며 이를 實測値에 依한 常數項 B를 導入하여 補正할 수 있었다. 即 傾斜組織內의 等線量點 p와 q間的 垂直距離差 h는 다음과 같은 實驗式으로 表示할 수 있다.

$$h = d - \frac{1}{\mu} \ln A - B \dots\dots\dots ⑤$$

여기서 B는 Scatter factor 이다. cobalt 60의 물에 對한 線型吸收係數 μ는 0.0632cm⁻¹이고 Scatter factor B는 實測에 依해서

$$B = \frac{8d+0.05E}{f}$$

로 주어지며 E는 照射野를 表示한다.

Fig. 2는 傾斜角에 依한 補償을 表示한 것이며

$$\theta_1 = \tan^{-1} \left(\frac{h}{d} \tan \theta_0 \right) \dots\dots\dots ⑥$$

이다. 여기서 θ₁는 補償角이고 θ₀는 傾斜入射角을 表示한다.

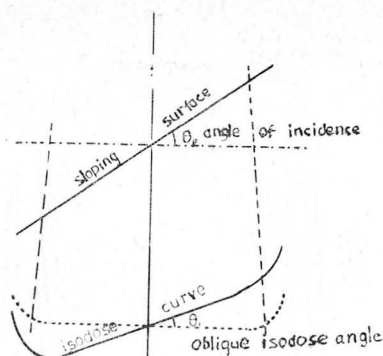


Fig. 2. Sloping field compensation for oblique angle.

c) 較正值

傾斜補償에 있어서 實測值 및 實驗式에 의한 正確性과 補償方法의 簡單 容易性이 共存해야함은 周知의 事實이다. 그러나 이들은 相反된 關係를 갖고 있으므로 臨牀的으로 許容될 수 있는 最少限의 誤差와 最大限의 簡易性이 包含된 傾斜較正值가 必要하게 된것이다. 實際 臨牀에 있어 傾斜補償의 正確도가 $\pm 3\%$ 의 線量誤差 (Co-60 SSD 80cm 에서 $\pm 3\%$ 의 深部線量誤差는 약 4mm 이며 線源 2cm에서 幾何學的 penumbra는 약 1 cm 程度) 以內일때 充分한 治療 精密度라고 生覺된다.

한편 大部分의 治療裝置는 一定值의 SSD 또는 SAD로 治療에 臨하며 (Co⁶⁰ Teletherapy unit는 SSD 60, 80, 100cm를 主로 使用) 治療傾斜面은 大部分 0°에서 60°의 曲面 또는 不規則한 傾斜面을 이루고 있다. 較正值는 以上の 條件을 充分히 考慮하는 同時에 平面 Iso-

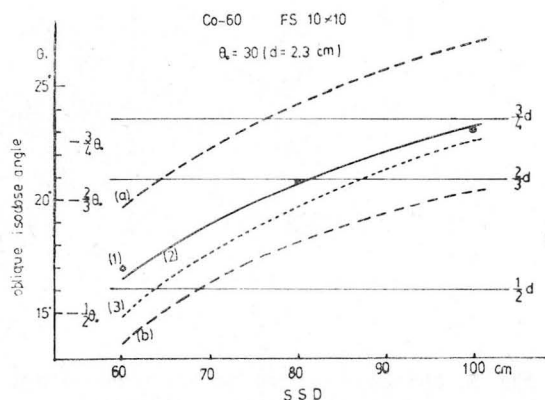


Fig. 3. Variation of oblique isodose angle with SSD for an angle of incidence 30° (d=2.3 cm), field size 10×10cm, depth 10cm.

Curve (1): By measured value.

Curve (2): From experimental formula

Curve (3): From Murison and Hughes' formula.

Curve (a)(b): Show the error limits $\pm 3\%$ for curve (1).

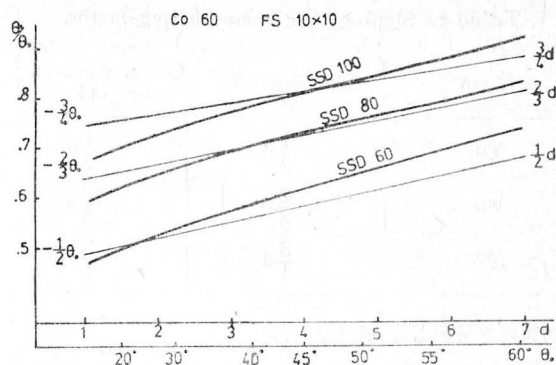


Fig. 4. Variation of compensating ratio for incident angles and depth variety by sloping field.

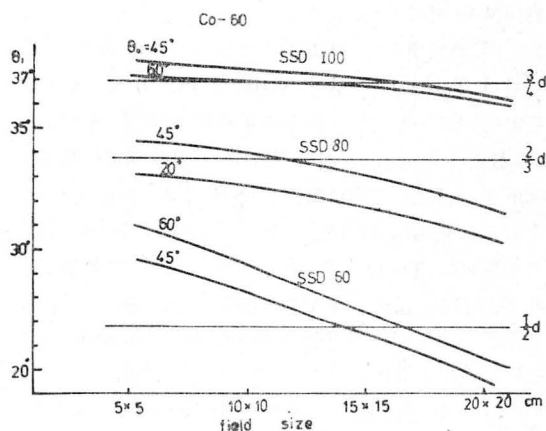


Fig. 5. Variation of oblique isodose angle with field size for SSD 100, 80, 60cm incident angles 20°, 45°, 60°

dose chart 만으로 較正이 可能하도록 傾斜角보다 傾斜起伏의 補償을 百分率보다 簡單한 分數補償值을 使用하였다.

Fig. 3은 傾斜入射角 30° 照射野 10×10cm에서 SSD와 等線量 曲線의 傾斜角과의 關係를 實測值 및 實驗式에 依해서 表示한 것이다. 이 圖表에서 SSD가 커짐에 따라 等線量 曲線의 移動距離가 增加된다. 曲線 (1) (2) (3)은 各各 實測值 實驗式 및 Murison-Hughes의 近似式에 依한 값이고 曲線 (a), (b)는 深部線量の $\pm 3\%$ 의 誤差를 表示하며 許容誤差 範圍內에서 SSD 60, 80, 100cm는 各各 $\frac{1}{2}d$, $\frac{2}{3}d$, $\frac{3}{4}d$ 에 接近됨을 表示하고 있다.

Fig. 4는 照射野 10×10cm SSD 60, 80, 100cm에 對하여 傾斜入射角度와 等線量 曲線의 移動距離를 表示한 것이며 各各 $\frac{1}{2}d$, $\frac{2}{3}d$, $\frac{3}{4}d$ 에 對하여 線量誤差 $\pm 3\%$ 範圍內에 있고 傾斜入射角度가 커짐에 따라 等線量 曲線의

Table 1. Sloping field compensating factor.

SSD cm	The Shift (h)	Comp. Angle(θ_1) ($\theta_0 < 45^\circ$)
60	$\frac{1}{2}d$	$\frac{1}{2}\theta_0$
80	$\frac{2}{3}d$	$\frac{2}{3}\theta_0$
100	$\frac{3}{4}d$	$\frac{3}{4}\theta_0$

傾斜角度增加率에 커지고 있다.

Fig. 5는 傾斜角 20° , 45° , 60° SSD 60, 80, 100cm에 대하여 照射野와 等線量曲線의 移動距離를 表示한 것이며 各各 $\frac{1}{2}d$, $\frac{1}{3}d$, $\frac{3}{4}d$ 에 대하여 線量誤差 $\pm 3\%$ 以內를 表示하고 照射野가 커짐에 따라 等線量曲線의 移動距離는 적어진다.

以上の 圖表에서 傾斜補償이 $\pm 3\%$ 以內의 誤差를 許容한다면 Table 1과 같이 照射野와 傾斜角 및 深部に 關係없이 SSD에 따른 傾斜校正値를 確立할 수 있다. 即 傾斜面과 標準面 사이의 두께差 d 일때 SSD 60, 80, 100cm에서 標準 等線量曲線을 各各 $\frac{1}{2}d$, $\frac{2}{3}d$, $\frac{3}{4}d$ 씩 移動함으로써 傾斜補償이 可能하고 傾斜入射角에 對한 傾斜補償角도 Table 1을 使用할 수 있으며 傾斜補償角 θ_1 와 傾斜面의 起伏差 d와의 關係는 式 ⑥과 같으며 傾斜入射角 45° 以下에서는 SSD 60, 80, 100cm에 對하여 各各 $\frac{1}{2}\theta^\circ$, $\frac{2}{3}\theta^\circ$, $\frac{3}{4}\theta^\circ$ 로 表示할 수 있다.

Fig. 6은 傾斜補償을 爲해서 SSD 100cm F.S. 10×10cm의 標準 等線量曲線의 最少 曲率半徑을 지나는 線

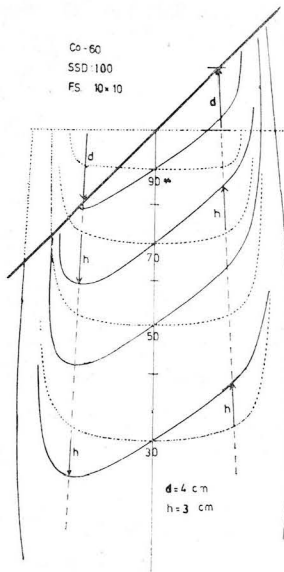


Fig. 6. Method of sloping field compensation for $d=4\text{cm}$, $h=3\text{cm}$, SSD 100cm, FS 10×10cm.

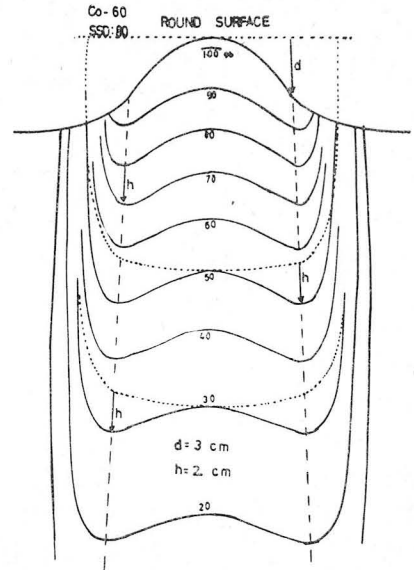


Fig. 7. Method of round surface compensation for SSD 80, F.S 10×10cm, $d=3\text{cm}$, $h=2\text{cm}$.

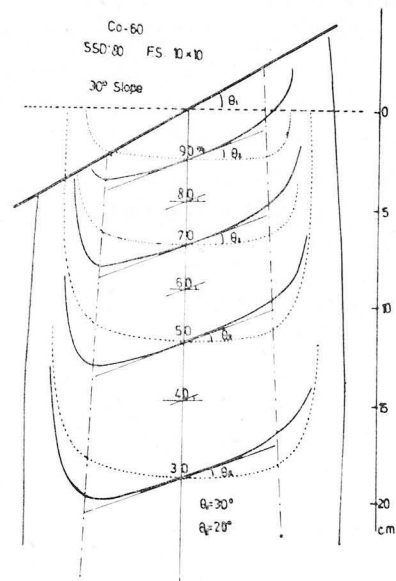


Fig. 8. Method of oblique incident angle compensation for 30° . SSD 80cm, F.S 10×10cm.

束線(線源과 最大線量의 約 95%點을 지나는 線)을 그 이서 標準 表面과 傾斜面과의 差 d를 求하고 Table 1에 依해서 各 等線量曲線을 $\frac{3}{4}d$ 씩 移動시키는 方法을 表示한 것이며 Fig. 7은 曲面에 對한 傾斜補償 方法을 表示한 것으로서 SSD 80cm, F.S. 10×10cm의 標準 等線量曲線 兩쪽을 Table 1에 依해 $\frac{2}{3}d$ 即 2cm씩 補償

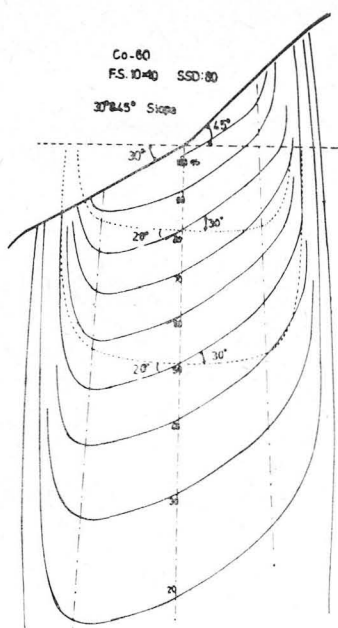


Fig. 9. Method of oblique incident angle compensation for 30° and 45°.

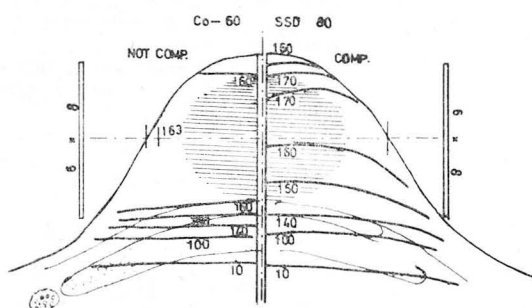


Fig. 10. Two field opposing combination.

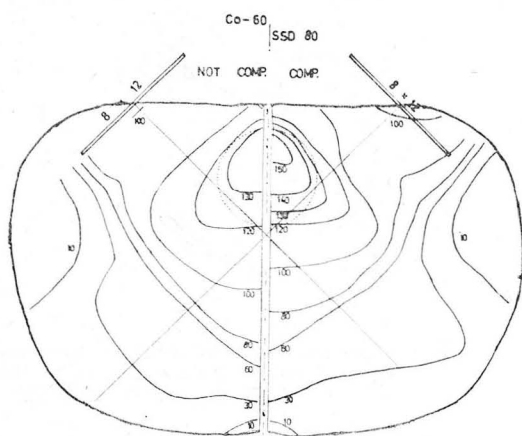


Fig. 11. Two fields oblique combination.

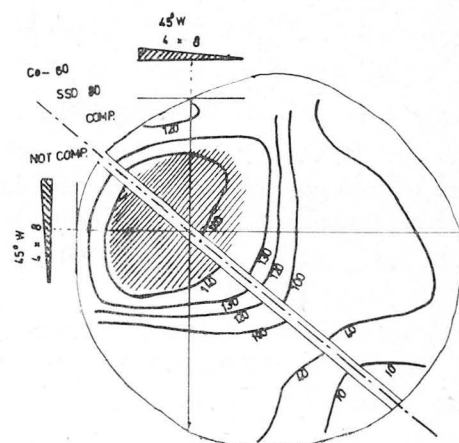


Fig. 12. Two wedge fields combination.

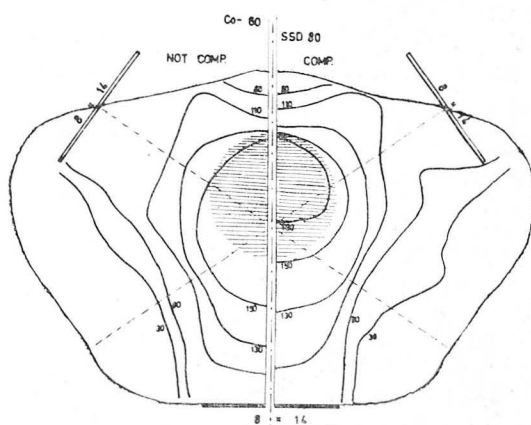


Fig. 13. Three fields combination.

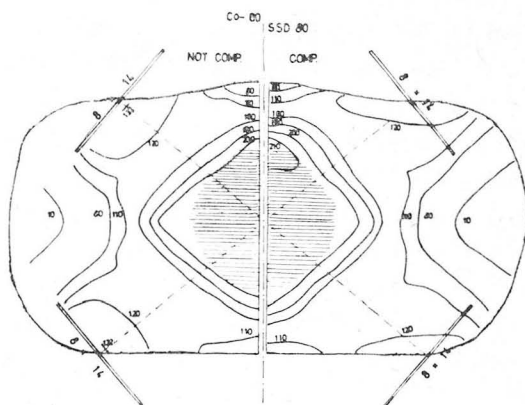


Fig. 14. Four fields combination.

한 것이다.

Fig. 8은 傾斜角에 對하여 補償한 것으로서 SSD 80 cm에서 θ 가 30° 의 傾斜角일때 $\frac{2}{3}\theta^\circ$ 씩 傾斜補償을 한 것이며 Fig. 9는 SSD 80cm에서 傾斜角 30° 및 45° 인 不規則面에 對하여 各各 20° , 30° 씩 補償한 것이다.

Fig. 10—14는 Co-60 SSD 80cm에서 各各 two opposing, two oblique, two wedge fields three fields, four fields combination의 線量計劃이며 中央線을 中心으로 左側은 傾斜補償을 하지않은 것이고 右側은 Table 1에 依해서 補償한 것이다.

이와 같이 傾斜補償은 放射線治療에 重要な 것이며 이를 爲한 Table 1의 較正值는 臨床에 充分한 正確性을 가졌고 어떠한 不規則 傾斜面에도 簡單迅速하게 補償할 수 있는 長點을 가졌다.

Ⅲ. 考 察

1969年度 延世 癌센터에 設置된 Co-60 遠隔治療機에 依한 惡性 腫瘍治療는 其間 많은 研究開發이 繼續되어 왔으며 其中 傾斜補償問題도 線量計劃時마다 빠질수 없는 難點의 하나이므로 이를 解決하기 爲한 여러가지 方法이 考察되어 왔다.

Isodose plotter 및 實測에 依하면 傾斜入射照射의 線量分布는 正確히 求하여질 수 있으나 이들은 모두 技術上 많은 難點과 制限된 範圍에 限하므로 實効性이 적었다. 計算에 依한 傾斜入射照射의 補償方法은 實効 SSD 法^{3, 4, 6} 實効吸收係數法^{3, 4, 5, 7} 等線量曲線 移動法^{1, 7, 8} 其他 數式에 依한 解析^{11, 12}等 많은 論文이 發表되었으나 實効 SSD 法은 SSD가 적을 때 正確性이 적고 어떤 深度에서의 線量推定이므로 實効性이 적으며 實効吸收係數法의 代表格인 Murison-Hughes의 近似式⁴는 實効吸收係數 μ_d 를 SSD, 照射野 및 深部に 對한 變數이므로 實測值에 近似하지만 計算方法이 複雜하고 傾斜角에 局限됨으로 曲面 및 不規則面의 較正이 不正確하다. 또한 等線量曲線 移動法은 가장 簡單하고 實用에 便利하지만 理論의 根據없이 經驗의인 方法이며 SSD, 傾斜角, 照射野等에 關係없이 補償值가 一定하므로 廣範圍한 正確性이 缺如되어 있다.

이런 點에서 著者들이 誘導한 傾斜補償式은 線型吸收係數法과 實測值에 依한 實驗式이므로 SSD, 照射野, 傾斜角의 變化에 따라 廣範圍한 正確性을 가졌으며 標準 等線量曲線을 組織의 두께差 d에 따라 移動하는 方法이므로 作圖에 便利하며 曲面 및 不規則面에도 適用이 容易하다.

이 式에 基礎를 둔 Table 1 較正值는 臨床應用에 充分한 正確性을 가졌으며 使用이 簡單하여 實際 傾斜補

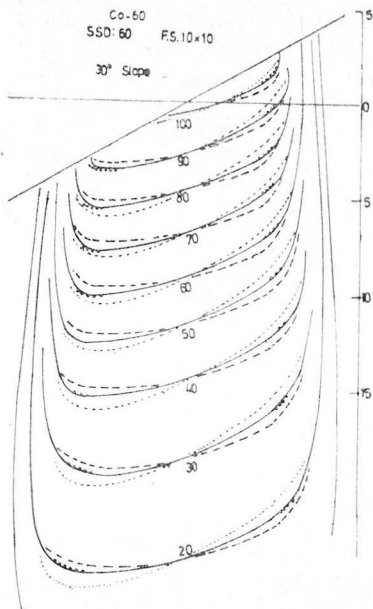


Fig. 15. Comparison of calculated and measured values of sloping field isodose curve SSD 60cm, FS 10×10cm incident angle 30° .

..... Measured values.
— Calculated from experimental formula.
----- Calculated by compensating factor.
- · - · - Calculated from Murison-Hughes' formula.

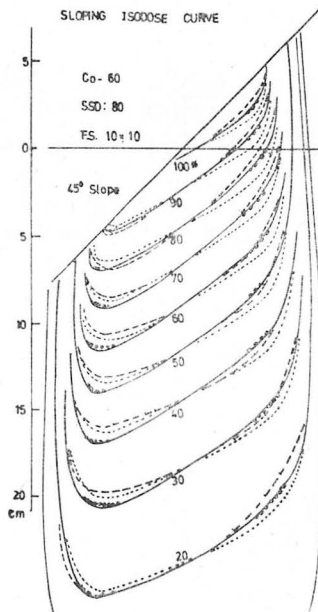


Fig. 16. Comparison of calculated and measured values of sloping field isodose curve SSD 80cm, FS 10×10cm incident angle 45° .

..... Measured values.
— From experimental formula.
----- By compensating factor.
- · - · - From Murison-Hughes' formula.

償에 合理的인 것이라고 生覺한다.

Fig. 15는 Co-60 SSD 60cm, FS 10×10cm 傾斜角 30° 일 때 實測值, 實驗式, 較正值 및 Murison-Hughes의 近似式에 依한 等線量曲線을 相互 比較한 것이다. 이 圖表에서 實測值와 實驗式은 거의 一致되며 較正值와 Murison-Hughes의 近似式에 依한 傾斜補償角은 實測值보다 적지만 $\pm 3\%$ 誤差 以內이다.

Fig. 16은 Co-60, SSD 80cm, FS 10×10cm 傾斜角 45° 일 때 等量曲線을 相互 比較한 것이다. 實測值와 實驗式은 完全 一致하며 較正值는 Murison-Hughes 式보다 더 實測值에 가깝다.

以上과 같이 較正值는 實際 放射線治療에 있어서 尙 合理的이고 適當한 傾斜補償值라고 生覺한다.

IV. 結 論

線型吸收係數法에 實測值를 附加하여 式 (5)과 같은 簡單한 傾斜補償實驗式을 誘導함으로서 實測值와 거의 一致되는 傾斜補償이 可能하였다. 이 實驗式을 基礎로 하여 더욱 더 實用化한 傾斜較正值(table 1)를 確正하였다. 이는 臨床의으로 充分한 精密度를 가졌으며 標準 等量曲線을 傾斜程度에 따라 簡單한 比率로 移動補償으로 어떠한 線量計劃에도 即時 傾斜補償이 可能하였다. 이와 같이 簡單하고 合理的인 傾斜較正值는 放射線治療에 相當한 도움이 되리라고 確信한다.

REFERENCES

1. Carrett, J.H. and Jones. : *Dose distribution problems in megavoltage therapy. II. obliquity problems in megavoltage therapy. Brit. Radiol.* 35:739, 1962.
2. Ellis, F., Hall, E.J. and Oliver, P. : *A compensator for variations in tissue thickness for high energy beam. Brit. J. Radiol.* 32:421, 1959.
3. Greene, D. and Tranter, F.W. : *Dosage data for 4,000,000 volt x-rays. Brit. J. Radol.* 29:193, 1956.
4. Murison, C.A. and Hughes, H.A. : *Physical measurement on a 4-MeV linear accelerator. Radiology* 68:367, 1957.
5. Du Sault, L.A. and Legare, J.M. : *Dosage calculations for oblique beams of radiation. Radiology* 80:856, 1963.
6. Day, M.J. and Farmer, F.T. : *The 4MeV linear accelerator at Newcastle Upon Tyne. Brit. J. Radiol.* 31:669, 1958.
7. ICRU Report 10d. *Clinical Dosimetry. : NBS Handbook* 87, 1962.
8. Van de Gi jn, J. : *Compensation for the effect of oblique incidence of cobalt 60 radiation beams in teletherapy. Brit. J. Radiol.* 36:56, 1963.
9. *Depth dose tables for use in radiotherapy. : Brit. J. Radiol. Suppl.* 10, 1961.
10. Pfalzner, P.M. : *A general depth dose for axial formula derived from an empirical power law for tumor air rotios. Radiol.* 75:438, 1960.
11. Farr, R.F. : *Obliquity correction by isodose chart shift. Brit. J. Radiol.* 36:699, 1963.
12. Sundbom, L. : *Individually designed filters in cobalt 60 teletherapy. Acta Radiol.* 2:189, 1964