大韓放射線醫學會誌 Vol. XII, No. 1, 1976

高에너지 電子線의 傾斜照射로 因한 線量分布의 補償

延世大學校 醫科大學 放射線科學校室

秋 成 實·崔 炳 肅

—Abstract—

Compensation of Dose Distribution for Sloping Field in High Energy Electron.

S. S. Chu, M. Sc., B. S. Choi, M. D., D. M. Sc.

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

Compensation of dose distribution of an electron beam for the oblique incidence is to shift the standard isodose curves according to the distance of the air space.

The error of the corrected distribution from the measured one was more than 10% when the space was more than 2 cm in 8~12 MeV electron beam.

The electron beam diverged approximately in accordance with the inverse-square law when the scattering foil was assumed to be the virtual source.

Correction of the air space shifting and the inverse square law resulted in an error less than 3%.

Ⅰ. 緖 論

高에너지 電子線 治療에 있어서 遮蔽筒의 端과 皮膚表面은 恒常 一致되는 것이 原則이지만 때때로 皮膚表面의 屈曲으로 因한 傾斜 및 空間 間隔을 避할 수가 없다. 더욱이 電子線은 粒子線으로서 有限한 飛程을 갖고 있으며 阻止放射線을 發生시키기 때문에 포리에칠렌等 組織 等價物質을 使用하여 空間 間隔을 補償할 境遇가 거의 없고 다만 空間 間隔에 對한 補正만이 主된 傾斜補償 方法이 된다.

이에 著者들은 8~12MeV 電子線에 依한 不規則한 傾斜 또는 曲面補償을 爲하여 우선 電子線 標準 線量分布의 等量曲線을 空間 間隔만큼 移動하여 얻어진 結果와 測定器로 實際 測定된 分布를 서로 檢討하여 새로운 矯正方法을 表示하였다.

Ⅱ. 測定方法

延世 癌센터에 設置된 LMR-13 線型加速 裝置에서 發生되는 8~12MeV의 高에너지 電子線을 利用하였으며 中心軸의 深部百分率은 물 phantom(40×40×60 cm)內에 美國 Victoreen 製 Radocon Ⅱ Model 100HA의 thimble chamber를 profile monitor에 裝置하여 測定했으며 等量曲線은 Dupont 製의 工業用 film을 使用하여 gammagraph를 撮影한 後 522型 densitometer에 依해서 作圖하였다.

또한 高에너지 電子線의 gammagraph를 撮影하기 爲하여 cardboard holder에 工業用 film을 넣고 그림 1과 같이 20×30 cm의 polystyrene phantom 속에 挿入하고 screw로서 壓着시켰으며 phantom과 film 사이의 空間效果를 避하기 爲하여 入射電子線의 方向과

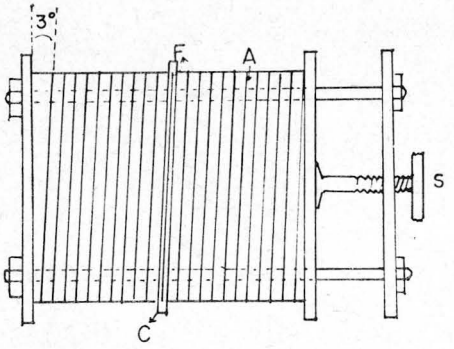

Fig. 1. Schematic diagram of phantom device for gammagraph.
F: industrial film.
A: polystyrene phantom
C: cardboard holder
S: screw.

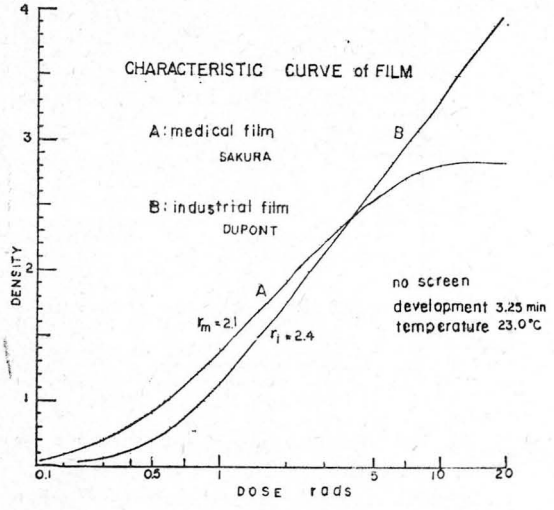

Fig. 2. Characteristic curve of film.

필림과의 方向을 約 3° 기울여서 露出하였다.

露出된 필림을 같은 條件下에서 現像 定着한 後 필림의 黑化度와 電離函에 依하여 測定된 中心軸의 深部百分率을 比較하여 矯正시켰으며 使用된 film의 特性曲線은 그림 2와 같다.

電子線 照射는 phantom 面과 電子線의 主線束線과의 傾斜角을 20°에서 80°까지 變化시키면서 各各 8, 10, 12 MeV의 電子線을 照射하였다.

Ⅲ. 結果 및 考察

12 MeV의 에너지를 가진 電子線을 照射野 10×10cm

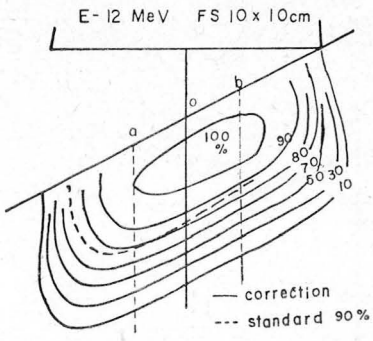

Fig. 3. Isodose curves of a 30° angle of incidence E-12 MeV. 10×10cm. Solid curves are from measurements, and broken curve is from the standard isodose (90%) shifted the distance of the air space between the treatment cone and the phantom surface.

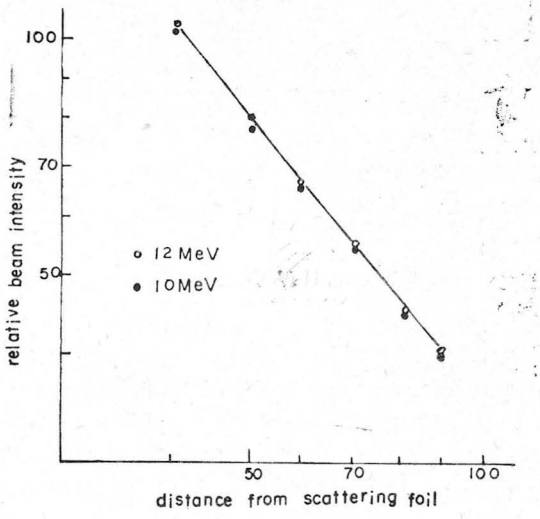

Fig. 4. Relative beam intensities of 10 and 12MeV against the distance from the scattering foil. Solid curve shows decrease by inverse-square law, assuming the scattering foil to be the virtual source.

에 傾斜角 30°로 照射하였을 때 그 線量分布는 그림 3과 같으며 여기서 實線은 測定値를 나타낸 것이며 點線은 標準 等量曲線을 空間 間隔만큼 移動시킨 것이다.

이 그림에서 實線과 點線의 差異는 線量分布曲線의 윗 部分에서 約 10% 以上이 되었다.

이와 같은 線量分布의 隔差를 밝히기 爲해서 6 mm 두께의 Lucite wall을 갖인 電離函을 空間內에 裝置하여 測定하였다.

그림 4는 10, 12 MeV 電子線의 强度를 散亂膜으로 부

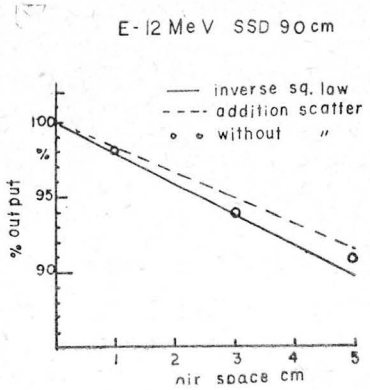

Fig. 5. Relative output of E-12 MeV at 1, 3 and 5 cm air space. Small circles are experimental. Solid curve is from the inverse-square law. Broken curve is experimental dose under addition scatter.

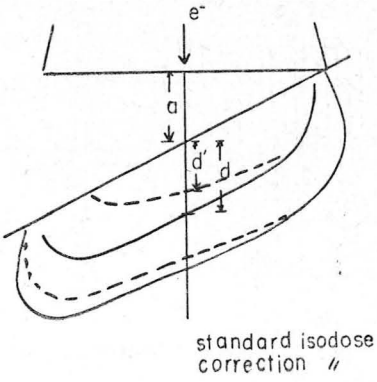

Fig. 6. Method to obtain correction distance for inverse-square law. Solid curve shows the standard depth-dose curve, D(f.d). Dotted curve shows the depth-dose curve, D(f+a, d) with air space a.

터 距離에 따라 log-log 그라프 위에 表示한 것인데 여기서 放射線 强度와 距離사이의 關係는 거의 直線으로 減少되며 이 값은 電子線이 散亂膜으로 부터 距離 逆自乘 法則에 따라 分散되는 것과 거의 같다.

한편 phantom의 表面下 0.5 cm 깊이에 測定器를 裝置하고 phantom을 遮蔽筒의 端으로 부터 1, 3, 5 cm 距離로 移動하면서 12 MeV 電子線에서 發生되는 電子線의 出力을 測定하였다.

그 結果 그림 5와 같이 距離에 따른 12 MeV 電子線의 出力이 變化하였으며 實際 測定結果는 圓點으로 表示하였고 實線은 散亂膜을 電子線의 實效線源으로 看做하여 距離 逆自乘 法測에 따라 計算한 것이며 點線은 遮蔽筒 外側 空間을 Acryl 板等으로 附着했을 때의 線量分布이다.

空間間隔으로 因한 電子線의 分布에서 實際 測定에 依한 中心軸의 深部 百分率과 標準 深部率을 空間 間隔만큼 移動한 深部 百分率과의 線量差異는 10%를 超過하였다.

그러나 이 誤差를 距離의 逆自乘法으로 矯正하여 使用하게 되면 相互 誤差는 3% 以內로 줄어든다. 그러므로 그림 1에서 나타난 線量 隔差는 主로 電子線의 分散에 起因됨을 알 수 있다.

治療 計劃에 있어서 傾斜補償을 위하여 距離 逆自乘法則에 따라 線量分布를 計算하는 것은 어려울 뿐만 아니라 時間的인 浪費도 따른다.

그러므로 各各의 等量曲線을 空間 間隔에 따라 本來의 移動보다 얼마나 더 많이 移動되는가를 表示하는 것이 더 實用的이고 正確하다.

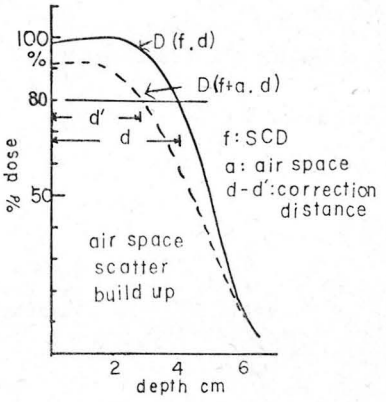

Fig. 7. Method to obtain correction distance for inverse-square law in central beam. Depth of 80% dose, d, is replaced to d′ when there is air space. Difference, d-d′ is the correction distance.

만약 $D(f, d)$가 散亂膜과 表面間의 距離 f인 SSD와 깊이 d인 點의 線量이고 空間 間隔이 a만큼 더 띄었을 때 깊이 d인 點의 線量을 $D(f+a, d)$라고 하면

$$D(f+a, d)=\left(\frac{f+d}{f+a+d}\right)^2 D(f, d)$$

가 되며 d 깊이에서의 線量位置는 그곳에 空間 間隔이 있을 경우 d' 깊이로 옮겨진다. (그림 6)

그리고 d'는 다음 方程式을 滿足시키는 깊이가 된다. 即 $D(f+a, d')=D(f, d)$

d-d'의 差異는 그림 7과 같이 깊이 d에서 等量曲線의 變位로서 距離 逆自乘에 따르며 電子線 照射에서 空間 間隔에 依한 變位 補正距離는 그림 8, 9와 같다.

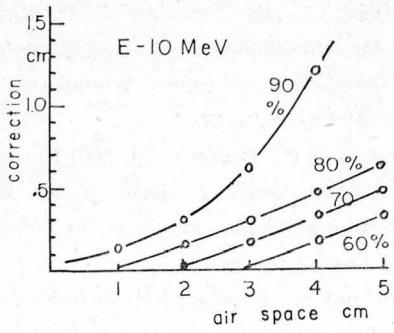

Fig. 8. Correction graph for E-10 MeV. Shows the relation of the correction distance and the air space for each percent dose.

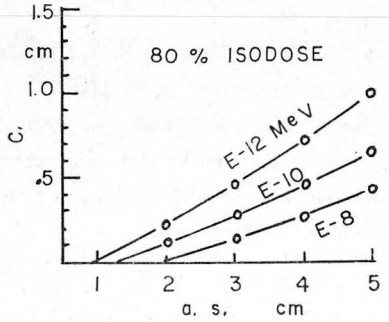

Fig. 9. Correction graph for 8. 10. 12 MeV electron at 80% isodose curve.

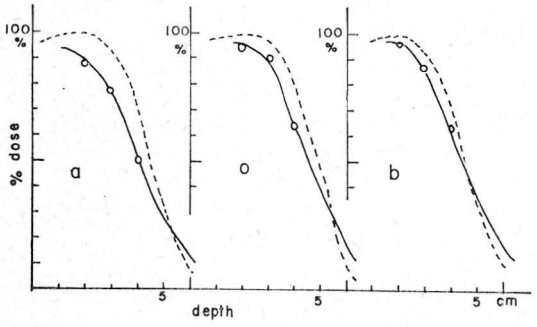

Fig. 10. Depth-dose curve of a 30° angle of incidence for 12 MeV electron. o, a, b, is the depth dose curve for central, 2cm separated axis.

그림 8은 10 MeV 電子線 照射에서 空間間隔이 1~5 cm로 增加함에 따라 補正距離는 0~1.5 cm 程度이며 深部率이 큰 部位에서 더 크게 補正되어야 한다.

그림 9는 電子線 에너지 8, 10, 12 MeV에서 空間 間隔이 1~5 cm로 增加함에 따라 80%의 深部 等量曲線에 對한 補正距離를 表示하였으며 에너지가 클수록 補正距離는 더 增加한다.

여기서 各 百分線量의 等量曲線은 空間 間隔에 對應하는 補正距離만큼 表面쪽으로 移動하는데 必要한 資料이다.

또한 이들 圖表는 電子線 에너지 8, 10, 12 MeV에서 照射野 10×10 cm에 對한 中心 線束의 深部 線量曲線에 對하여 測定된 것이지만 軸이 아닌 位置에 適應할 때나 照射野가 相異하여도 그 誤差가 적기 때문에 充分히 適用할 수가 있다.

그림 10은 12 MeV 電子線이 入射角에 垂直한 平面과 30° 기울어진 傾斜平面에 照射될 경우 發生되는 線量分布의 補償値를 表示한 것이다.

3個의 深部線量 曲線은 各各 電子線 中心軸과 中心軸에 平行하고 左右 2 cm 떨어진 面에 該當된다. 이 그림에서 實線은 直接 測定하여 表示한 것이며 點線은 標準分布를 移動시킨 것이고 둥근點은 距離 補償因子를 使用하여 矯正했을 때의 分布이며 이는 直接 測定된 資料와 잘 一致하였다.

Ⅳ. 結　　論

高에너지 電子線에 依한 傾斜補償은 主로 放射線의 分散으로 因한 距離 逆自乘 法則에 따르게 되므로 우선 實効線源의 位置를 結定해야 한다.

電子線은 加速器에서 加速된 後 가는 線으로 射出되며 다시 散亂膜에 依하여 비로소 넓게 分散되므로 散亂膜의 位置가 實効 線源으로 看做하는 것이 가장 適合하다.

또한 距離 逆自乘 法則에 依한 補償値와 實際 測定値 사이에는 약간의 差異點이 있으며 이것은 다음 두가지의 原因이 있다고 생각된다.

첫째, 治療筒에 依한 散亂 電子線이 主線束과 같이 被照射 物質에 附與되여 線量에 영향을 주며 이는 治療筒의 크기와 構成物質에 따라 變化한다.

둘째, phantom 內에서 電子線의 散亂에 起因되어 主線束의 照射線量을 變化 시키는 것이며 이는 電子線의 에너지와 phantom 內의 物質 構造에 따라 變化하게 된다.

이와 같이 傾斜照射에 對한 電子線의 線量分布는 各各 에너지, 傾斜角, 構成物質等에 따라 變化하지만 以上과 같은 實驗値를 使用 矯正하므로서 3% 以下로 線量誤差를 줄일 수 있으며 迅速하게 適用할 수 있기때문에 電子線 治療에 상당히 도움이 되리라고 確信한다.

REFERENCES

1. Almond PR., Wright AE., Boone ML: *High energy electron dose perturbations in regions of tissue heterogenity. Radiology 88(1967) 1146.*
2. Batchelor, A., Bewley, D, K., Morrison, R., and Stevenson, J. A.: *Electron therapy at 8Me V. Brit, J. Radiol. 32(1959), 332.*
3. Beattie, J. W., Tsien, K. C., Ovadia J. and Laughlin J. S.: *Production and properites of high energy electrons for theraphy. Amer. J. Roentgenol 88(1962). 235.*
4. Bradshaw A. L. and Maysent A. M.: *Physical aspects of electron therapy using the 15 MeV linear accelerator. Brit. J. Radiol, 37 (1964), 219.*
5. Dolphin GW, Gale NH, Bradshaw AL: *Investigations of high energy electron beams for use in therapy. Brit, J. Radiol. 32(1959) 13.*
6. Hettinger G. and Svensson H: *Photographic film for determination of isodose curve from betatron electron radiation. Acta radiol. Ther. Phys. Biol. 6(1967), 74.*
7. Karzalainen P, Brenner M, and Rytila, A: *Effect of anatomical irregularities on the dose in electron beam therapy. Acta. Radiol. Ther. phys. Biol. 7 (1968) 129,*
8. Laughlin J. S. Ovadia. J., Beattie J. W. et coll: *Some physical aspects of electron beam therapy. Radiology 60(1953). 165.*
9. Laughlin J. S.: *Review of dose distribution data for electrons, ICRU, WHO and IAEA Conference, Geneva, 1961.*
10. Linskoug. B. Och Johansson K. A.: *Collimator and scattering foil for* 10-20 *MeV electrons. Acta radiol. Ther. Phys. Biol. 10(1971), 21.*
11. Loevinger R., Karzmark C. J. and weisbluth M: *Radiation therapy with high-energy electrons. Radiology 77(1961), 906.*