

胸廓의 電子線 照射時 線量分布에 關한 研究

서울대학교 醫科大學 放射線科學教室

姜渭生 · 高京煥 · 河星煥 · 朴贊一

- Abstract -

A Study on Electron Beam Dosimetry for Chest Wall Irradiation

Wee Saing Kang, M.S., Kyoung Hwan Koh, M.D., Sung Whan Ha, M.D.,
Charn Il Park, M.D.

Department of Radiology, College of Medicine, Seoul National University

To obtain 7 MeV electron beam which is suitable for treatment of the chest wall after radical or modified radical mastectomy, the authors reduced the energy of electron beam by means by lucite plate inserted in the beam. To determine the proper thickness of the lucite plate necessary to reduce the energy of 9 MeV electron beam to 7 MeV, dosimetry was made by using a parallel plate ionization chamber in polystyrene phantom. Separation between two adjacent fields, 7 MeV for chest wall and 12 MeV for internal mammary region, was studied by means of film dosimetry in both polytyrene phantom and Humanoid phantom.

The results were as follows.

1. The average energy of 9 MeV electron beam transmitted through the lucite plate was reduced. Reduction was proportional to the thickness of the lucite plate in the rate of 1.7 MeV/cm.
2. The proper thickness of the lucite plate necessary to obtain 7 MeV electron beam from 9 MeV was 1.2 cm.
3. 7 MeV electron beam, 80% dose at 2cm depth, is adequate for treatment of the chest wall.
4. Proper separation between two adjacent electron fields, 7 MeV and 12 MeV, was 5mm on both flat surface and sloping surface to produce uniform dose distribution.

1. 緒 論

乳癌의 手術後 放射線治療는 手術方法, 原發病의 크기 및 位置와 手術後 病理學的 所見에 따라 照射野가 多少 相異할 수 있으나 대체적으로 胸壁, internal mammary node, 胸骨上部 및 액와 淋巴節 部位를 照射野에 포함시켜 治療하고 있다¹⁾.

鎖骨上部 및 internal mammary node 部位는 Co-60

* 본 논문은 1982년도 서울대학교병원 임상연구비보조에 의한 것임.

또는 4 MV X線을 이용한 "T" 形의 前面照射로 淋巴節이 位置한 皮下 1~3 cm 깊이까지 均等線量 照射가 용이하다²⁾. 그러나 胸壁의 두께가 個人에 따라 또한 手術方法에 따라 多少差異가 있고 胸壁直下部는 肺가 位置되기 때문에 target volume 內의 均等線量分布을 기하고 肺의 放射線照射量을 極少로 하기 위하여 Co-60 또는 4-6 MV X線을 이용한 tangential field technique 이 주로 사용되어 왔다³⁻⁷⁾

그러나 tangential field technique 은 治療計劃의 複雜性, set-up 時의 時間소요 및 反復治療時의 正確한 再現性의 결여등이 문제가 될 수 있다.⁸⁾

反面, 電子線에 의한 胸壁의 治療時는 治療計劃 및 set-up이 단순하고 反復治療時 再現性이 용이하여 現在 胸壁의 治療에 利用度가 증가되고 있다.

그러나 대다수의 電子線 發生장치는 電子線의 energy가 固定되어 있고 또한 energy에 따른 電子線의 物理學의 特性때문에 電子線을 利用하여 胸壁의 治療時는 電子線發生裝置에 따라 胸壁治療에 適合한 energy를 얻기 위한 energy 校正이 필수적이며 또한 人접 照射野 境界部位의 均等線量分布를 얻기 위한 照射野間의 適正分離는 治療率 또는 副作用率에 絶對적인 影響을 미친다.

따라서 著者들은 本 病院에서 使用중인 9 MeV 전자선을 利用하여 胸壁治療에 適合한 7 MeV로 校正하기 위하여 적합한 lucite 판의 두께를 결정하고 또한 電子線의 人접照射野 境界部의 線量分布를 實測하여 人접照射野間의 適正分離거리를 결정하여 이를 臨床에 應用하고자 本 實驗을 施行하였다.

II. 實驗方法

9 MeV 電子線의 發生장치로는 本科에 設置되어 있는 線型加速機 (Varian, Clinac-18) 를 利用하였으며 電子線의 에너지를 감소시키기 위한 재료로는 루사이트 판을 使用하였다. 폴리스티렌 팬텀과 Humanoid 팬텀내의 線量分布를 다음과 같이 測定하였다.

1. 루사이트 판의 두께 測定

루사이트 판을 Clinac-18의 上段 electron applicator의 덕 (Fig.1)에 고정시킨다. 이때 target에서 루사이트까지의 거리는 68.5 cm였다. SSD 100 cm에서 照射面의 크기는 10 × 10 cm로 하고 폴리스티렌 팬텀에 插入된 鑲관형이온함 (Capintec, PS-033, 電極間 거리 2.4 mm, 感應部의 容積 0.5 ml)을 集積線量計 (Keithley, 35616)에 연결하여 線량을 측정하였다. 線量測定點의 깊이를 변화시켜 일정 MU (200 rad)에 대응하는 線량을 측정하여 電子線의 飛程과 最大線量點의 깊이를 구한다. 루사이트판에 대응하는 電子線의 飛程으로부터 폴리스티렌 표면에서의 電子線의 에너지를 구하였다. 實測에 使用된 루사이트판의 두께는 각각 4, 6, 8, 10, 12, 13 mm이었다.

2. 照射面向의 分離距離

internal mammary field는 4 cm 길이에서 80%의 深部線量百分率의 分布를 갖는 12 MeV의 電子線을 胸壁에는 7 MeV의 電子線을 각각 照射할 때 바람직한 線量分布를 얻기 위하여 照射面間의 適正간격과 照射方向을 결정하고자 하였다.

먼저 폴리스티렌 팬텀의 表面에 직각으로 平行하게 照射되는 두 照射野(크기, 12 MeV는 6 × 15 cm, 7 MeV는 10 × 15 cm)에 의한 線量分布를 線量測定用 필름 (Kodak, X-Omat, V-2)으로 測定하였다. 두 照射面의 線量은 각각의 最大線量點에서 200 rad씩 하였으며 電算化治療計劃裝置 (Artronix PC-12)에 의하여 필름의 피폭선량을 판독하였다. 두 照射野間의 間隔은 0과 5 mm이었다.

또한 Humanoid 팬텀 (Humanetics 사 제품)의 胸部의 절편 16과 17 사이에 胸壁의 曲面에 맞게 절단된 필름을 고정시키고, 胸壁 照射面의 照射方向을 수직에서 15°, 20°의 각도로, 兩照射面間의 間隔을 0.5 mm로 하고 크기는 12 MeV, 7 MeV, 電子線 照射面의 각각 6 × 15 cm, 15 × 15 cm로 하여 조사하였다. 12 MeV 電子線은 左右 中央線에서 반대쪽도 1 cm폭 만큼 照射面內에 포함시켰다. 線量分布는 PC-12에 의하여 구하였다. 필름은 線軸과 平行이 되도록 하였으며 필름과 線軸間의 間隔은 5 mm였다.

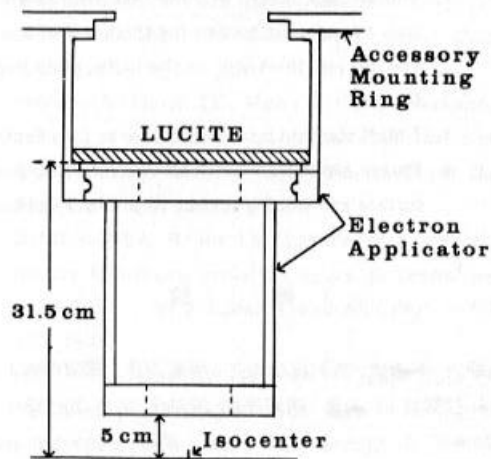


Fig. 1. Diagram showing the setup of lucite plates in electron applicator to reduce the energy of electron beam. The lucite plates could be settled in the upper part of the electron applicator of Clinac-18.

III. 結 果

1. 루사이트 판의 두께 측정

루사이트 판의 두께가 두꺼워질수록 루사이트판을 통과한 電子線의 에너지는 비례하여 감소되었다. 電子線의 에너지를 9 MeV에서 7 MeV로 2 MeV만큼 감소시키

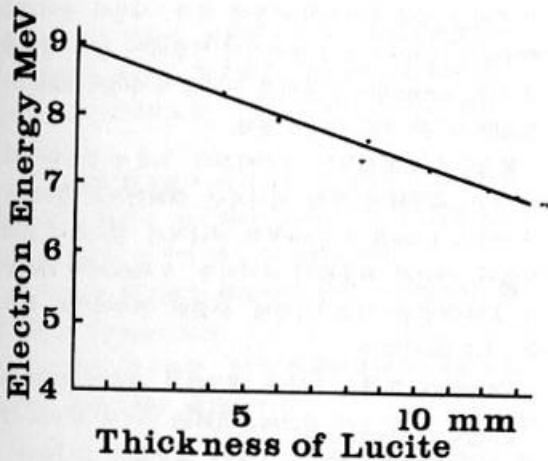


Fig. 2. The relation between the thickness of the lucite plates and the reduced energy of the electron beam transmitted through the lucite plates.

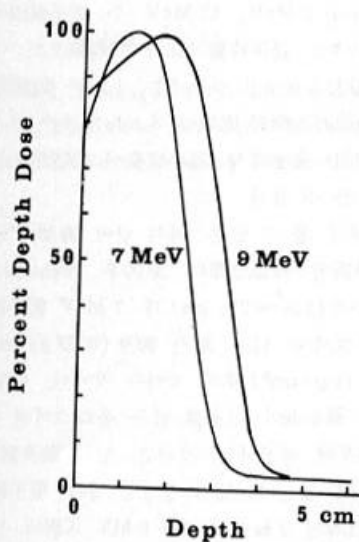


Fig. 3. Comparison of the depth dose profiles of 7 and 9 MeV electron beams. 7 MeV beam was obtained by reducing the energy of 9 MeV beam.

는데 필요한 루사이트 판의 두께는 12 mm이었다 (Fig 2).

7 MeV 電子線 (照射面의 크기 10×10 cm)의 中心軸上 線量分布는 Fig.3에 제시되어 있는 것처럼 最大線量點의 깊이는 1.1 cm이었고, 表面線量率은 79%, 2 cm 깊이에서의 線量率은 80%였다. 最大線量點의 線量率은 0.252 rad/MU였다. 이와같은 사실로부터 7 MeV의 電子線이 胸壁治療에 適合하다는 것이 관찰되었다.

2. 照射野間의 分離距離

폴리스티렌 팬텀에 두 照射野間의 間隔이 0 mm와 5 mm인 때의 線量分布圖는 Fig.4에 나타나 있다. 12 MeV 電子線의 線軸上 最大線量を 기준으로 하여 百分率로 線량이 表示되어 있다. 이때 12 MeV 電子線의 4 cm 깊이, 7 MeV 電子線의 2 cm 깊이의 線量率이 80%이었다. 두 照射野間의 間隔이 없는 경우 გადა선 量점은 130%를 상회하고 있는 반면에 間隔이 5 mm인 경우에는 100%를 약간 상회하고 있는 것으로 나타났다.

Humanoid 팬텀의 胸部에 電子線을 照射했을 때의 線量分布는 흉곽의 곡면구조와 흉벽하의 肺組織의 存在로 因하여 폴리스티렌 팬텀에서의 경우와는 전혀 다른

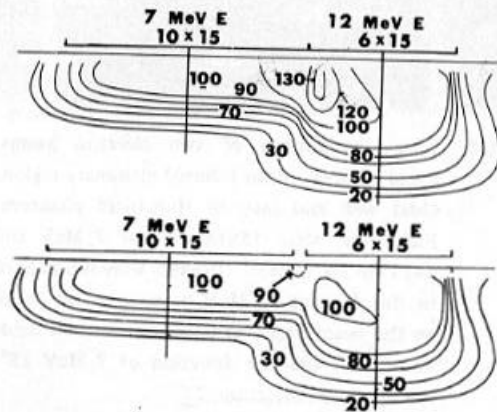


Fig. 4. Dose distributions on the common principal plane of two adjacent fields, 7 and 12 MeV electron beams. Relative weight was 100 to 100 at each depth of dose maximum. Field sizes were 10×15 cm for 7 MeV electron beam and 6×15 cm for 12 MeV electron beam. The gap between two fields was; a) 0 mm, b) 5 mm.

樣相을 나타내었다 (Fig.5). 첫째, 두 照射面間의 間隔과 照射方向이 0 mm, 15°인 경우나 5 mm, 20°인 경우나 過多線량이 120%였다. 둘째, 胸壁의 線量은 internal mammary region의 線量에 비해 5~10%정도 낮은 分布로 나타났다. 셋째, 폴리스티렌 팬텀내에서 電子의 飛程에 비해 훨씬 깊은 위치까지 線량이 分布되어 있다.

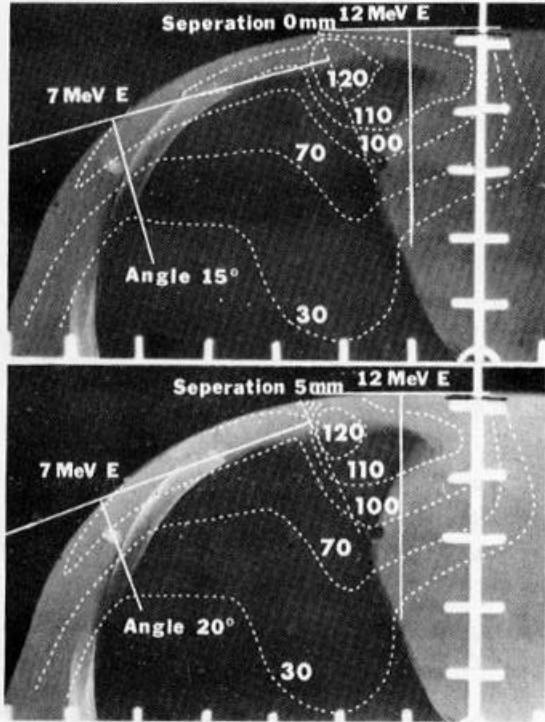


Fig. 5. Dose distributions of two electron beams, 7 and 12 MeV, in the internal mammary region, chest wall and lung of Humanoid phantom. Field sizes were 15x15 cm for 7 MeV and 6x15 cm for 12 MeV. Dosages were normalized to the dose of 12 MeV beam at 4 cm depth on the beam axis. a) Gap between two fields was 0 cm, and the direction of 7 MeV 15°. b) Gap; 5mm, direction; 20°.

IV. 考 按

物質속에서 電子의 飛程은 有限하여 그 飛程은 物質에 따라 相異하다. 電子의 飛程보다 얇은 두께의 物質로 電子線束을 가로막으면 物質을 두꺼운 電子線의 平均 energy는 入射 電子線의 에너지보다 낮으며, 또한 가로막는 物質의 두께가 增加할수록 두꺼운 電子線

의 平均 에너지는 減少되며 X線의 오염은 增加된다. 入射 電子線의 에너지가 높아질수록 X線의 오염은 增加된다. 高速電子와 충돌시 X線이 發生되는 효율 즉 X線의 오염은 原子번호가 클수록 增加되므로 著者들은 X線의 오염을 最少로 하기 위하여 Clinac - 18에서 방출되는 전자선 (6, 9, 12, 15, 18 MeV)중 9 MeV 電子線을 택하였고 原子번호가 낮은 lucite를 電子線의 에너지 감소제로 사용하였다. Lucite는 市中에서 구하기가 손쉽고 또한 투명하기 때문에 제작, 사용이 용이하다. 電子線이 lucite分子와 충돌하여 形成되는 산란 電子線에 의한 penumbra를 줄이기 위하여 루사이트 filter와 表面間거리를 크게 하여야 한다.

著者들의 實驗結果는 루사이트의 두께가 增加함에 따라 두꺼운 電子線의 平均 에너지는 直線的으로 감소되어 루사이트 1 cm당 1.7 MeV의 에너지가 감소됨이 實測되었다. 따라서 電子線의 에너지를 9 MeV에서 7 MeV로 2 MeV만큼 감소시키는데 必要한 루사이트의 두께는 1.2 cm이었다.

Penumbra 領域은 7 MeV 電子線의 경우가 12 MeV의 경우에 비해 폭이 넓으며, 照射面 안에서 밖으로 갈수록 線量率의 감소는 7 MeV 電子線이 완만하다 (Fig.2).

이와 같은 差異點은 루사이트판에서 산란된 電子의 效果때문이다.

Fig.4에서 7 MeV, 12 MeV 두 電子線間에 間隔이 없는 경우에는 過多線量分布가 問題點으로 나타나 있으나 間隔이 5 mm인 경우에는 上記한 問題點은 없다. 그러나 兩照射面間의 間隔이 5 mm이상인 경우에 兩照射面 사이의 表面에서 過小線량이 問題點으로 나타날 可能性을 볼 수 있다.

Fig.5에서 볼 수 있는 바와 같이 胸部에 있어서 電子線의 特異한 線量分布의 原因은 Humanoid 팬텀의 胸壁의 두께 (1.4~2.6 cm)가 7 MeV 電子線의 飛程 (3.2 cm)보다도 얇고 肺의 密度 (0.33 g/cm³)가 胸壁의 密度 (1 g/cm³)보다 작다는 것이다. 이같은 이유 때문에 두 照射面이 인접해 있는 폴리스티렌 팬텀에 의한 結果로부터 예상되는 것과는 달리 過多線量 120%는 問題되지 않는다. 肺의 상당한 양이 電子線에 被曝되지만 ⁶⁰Co의 7線이나 4~6 MV X線의 경우와 비슷한 정도의 피해를 肺가 받을 것이다.

⁶⁰Co이나 4~6 MV X線에 의한 internal mammary field와 tangential field의 重複部位와 그 近處에서 共存하는 過多線量과 過小線量과 같은 問題點은, 故

射線을 電子線으로 代用하면 한꺼번에 解決될 수 있다는 것을 Fig.5로부터 알 수 있다.

照射面間의 間隔을 5 mm, 7 MeV 電子線의 照射方向이 20°인 경우가 照射方向이 15° 다른 인접조사방법에 비해 胸壁의 좀 더 넓은 범위까지 均等線量分布를 얻을 수 있는 이점을 가지고 있다.

V. 結 論

著者들은 本 病院에 設置된 Clinac - 18 線形加速機에서 發生되는 9 MeV 電子線을 사용하여, 電子線 에너지 減少體로 무사이트를 사용하여 다음과 같은 結果를 얻었다.

1. 9 MeV 電子線의 에너지는 무사이트의 두께에 直線的으로 比例하여 감소되어 lucite 두께 1 cm當 1.7 MeV 電子線의 에너지 감소가 관찰되었다.

2. 7 MeV 電子線을 發生하기 위한 무사이트의 適正 두께는 12 mm이었다.

3. 7 MeV 電子線의 80% 深部線量率은 表面下 2 cm으로 胸壁治療에 適合하였다.

4. 상이한 energy의 電子線으로 照射野를 分離치료시 平面에서의 照射野接面部間의 適正 分離距離는 5 mm이고 曲面에서는 分離距離 5 mm, 電子線사이의 각도 20°로 하여야 接面部의 均等線量分布가 기대된다.

REFERENCES

1. Fletcher GH, Montague ED : Does adequate irradiation of the internal mammary chain and supraclavicular nodes improve survival rates? *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 4:481-492, 1978.
2. Rose CM, Kaplan WD, Marck A, et al : Parasternal lymphoscintigraphy: Implications for the treatment planning of internal mammary lymph nodes in breast cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 5:1849-1853, 1979.
3. Orton CG, Seibert JB : Depth dose in skin for obliquely incident ⁶⁰Co radiation. *Br J Radiol* 45:271-275, 1972.
4. Jackson W : Surface effects of high energy x-rays at oblique incidence. *Br J Radiol* 44:109-115, 1971.
5. Mansfield CM, Suntharalingam N : Dose distribution for cobalt 60 tangential irradiation of the breast and chest wall. *Acta Radiol (Ther)* 12:40-46, 1973.
6. Fessenden P, Palos BB, Karzmark CJ : Dosimetry for tangential chest wall irradiation. *Radiology* 128:485-489, 1978.
7. Svensson GK, Bjarngard BE, Larsen RD, et al : A modified three field technique for breast treatment. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 6:689-694, 1980.
8. Mansfield CM, Ayyanger K, Suntharalingam N : Clinical and dosimetric considerations in the radiation treatment of breast cancer. *Radiology* 120:725-726, 1975.
9. Loevinger R, Karzmark CJ, Weissbluth M : Radiation therapy with high-energy electrons-I: Physical considerations, 10-60 MeV. *Radiology* 77:906-926, 1961.
10. Tapley duV N : *Clinical Applications of the Electron Beam*: 199-232, John Wiley & Sons, New York, 1976.