

## 고에너지 電子線의 放射線 治療 技術

延世癌센터 放射線 治療室

서명원 · 박재일 · 최홍식 · 김우열

— Abstract —

### Radiotherapy Technique of High Energy Electron

Yonsei Cancer Center Radiation therapy room

*M.W. SUH, J.I. PARK, H.S. CHOI, W.Y. KIM*

High energy electron beams took effect for tumor radio-therapy, however, had a lot of problems in clinical application because of various conversion factors and complication of physical reactions.

Therefore, we had experimentally studied the important properties of high energy electron beams from the linear accelerator, LMR-13, installed in Yonsei Cancer Center.

The results of experimental studies on the problems in the 8, 10, 12 Mev electron beam therapy were reported as following.

1. On the measurements of the outputs and absorbed does, the ionization type dosimeters that had calibrated by  $^{90}\text{Sr}$  standard source were suitable as under 3% errors for high energy electrons to measure, but measuring doses in small field sizes and the regions of rapid fall off dose with ionization chambers were difficult.
2. The electron energy were measured precisely with energy spectrometer consisted of magnet analyzer and tele-control detector and the practical electron energy was calculated under 5% errors by maximum range of high energy electron beam in the water.
3. The correcting factors of perturbed dose distributions owing to radiation field, energy and material of the treatment cone were checked and described systematically and variation of dose distributions due to inhomogeneous tissues and sloping skin surfaces were completely compensated.
4. The electron beams, using the scatters; i.e., gold, tin, copper, lead, aluminium foils, were adequately diffused and minimizing the bremsstrahlung X-ray induced by the electron energy, irradiation field size and material of scatterers, respectively.
5. Improving of the dose distribution from the methods of pendulum, slit, grid and focusing irradiations, the therapeutic capacity with limited electron energy could be extended.

#### I. 緒 論

現在 우리나라에서도 線型加速器에 依한 高에너지

電子線治療가 遂行되고 있으며, 電子線 治療를 받은 數 많은 患者가 治療效果를 體驗하고 있는 것은 기정 事實로 認定을 받고 있는 것입니다. 縱

前까지 使用하여온 X-선 또는  $\gamma$ 선은 指數函數的으로 組織을 透過하므로 중앙을 通過하는 線束內의 모든 健康組織에 對한 障害를 防止할 수가 없었다.

그러나 高에너지 電子線은 荷電된 粒子線 이므로 一定한 飛程 一定한 距離에서의 急激한 線量 減少는 中央의 集中照射를 可能케하며, 그리고 周圍健康組織에 對한 피폭線量을 減少시킴으로서 좋은 治療效果를 얻을 수 있는 利點을 가졌다. 이와 같이 高에너지 電子線은 3-4 cm 얇은 組織治療에 效果의이지만, 그 反面 物理的作用의 變化가 甚함으로 問題點이 많이 있다.

本 延世암센터에서 使用하고 있는 高에너지 電子線 發生裝置는 日本東芝製 LMR-13의 線型加速器 (Lineal~Accelerator)로서 適正 電子線 加速에너지는 8, 10, 12 MeV이며, 出線量은 分當 400~800 R이다. (그림 1)

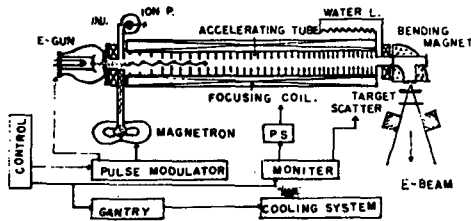


Fig. 1. Block diagram for operating principle of LMR-13 linear accelerator

電子線은 그림 1 과 같이 電子銃에서 나와 마이 크로波에 의해 加束된 後 2mm $\phi$ 의 베릴리움窓으로 射出되며 밖으로 나온 電子線은 散乱板 (Scattering Foil)에 依해서 평탄하게 擴散되며 各種 遮蔽筒에 依해서 一定한 照射面을 이루게 된다. 이때에 患部에 到達한 電子線의 深部百分率은 電子線은 物質과의 충돌 散乱現像으로 物質의 두께에 따라 線量分布의 變化가 多樣하며 組織의 最大飛程距離는 電子線에너지에 依在되지만 深部線量 分布는 照射面의 크기 散乱 照射遮蔽筒等의 散乱에도 많은 影響을 받으므로 電子線이 組織內一定한 깊이에서 그 線量이 急激히 減少된다. 그림 2는 照射面 10 $\times$ 10cm의 電子線 8, 10, 12 MeV의 主線束 深部百分率로서 表面線量이 各各 80, 90, 95%이고 最大線量地點이 表面下 1.5, 2, 2.5cm 이며, 實効飛程이

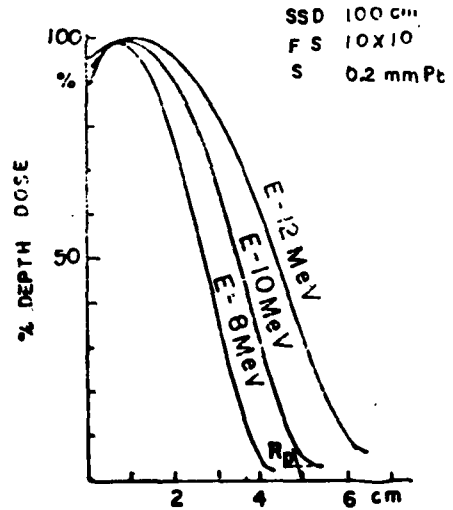


Fig. 2. Percentage depth dose in water in for 8, 10, 12 MeV electron beam.

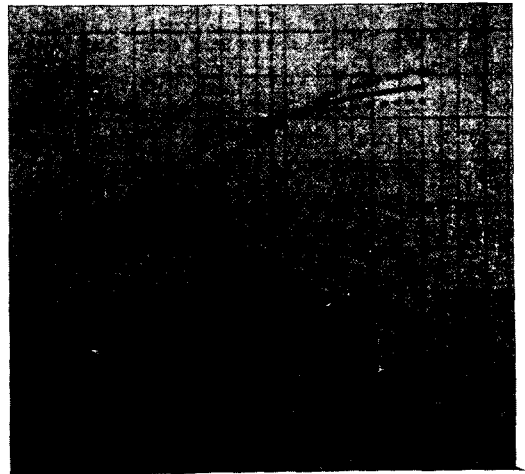


Fig. 3. Field size coefficients for 8, 10, 12 MeV electron beam.

各各 4.5, 6cm 이다. 이 飛程距離를 利用하여 患部 治療에너지를 選擇하게 된다.

이때 患者의 形態에 따른 영향 전자선의 출력선량과 분포는 환부의 形態에 따라 많이 變化한다. 그림 3은 各各 8, 10, 12 MeV의 電子線과 照射野面에 따른 출력선량을 比較한 것으로서 조사하면 이 10 $\times$ 10cm以下 일때는 急히 줄고 있다. 또한 같은 에너지의 電子線 일지라도 照射面의 넓이에 따라 深

Table. 2. Electron Effective Area 80° Isodose

Energy	Scatter	Direction	Field size (cm) at 100cm															
			2	2	4	4	6	6	8	8	10	10	12	12	15	15	18	18
E - 8 MeV	0.1mmPb	with depth	1.4	3.2	5.6	7.2	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	
			1.7	2.2	2.4	2.4	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	
E - 10MeV	0.2mmPb	with depth	—	—	—	—	—	—	9.2	11.2	14.3	17.3	—	—	—	—	—	
			—	—	—	—	—	—	—	—	2.5	2.5	2.6	2.6	—	—	—	—
E - 10MeV	0.2mmPb	width	1.5	3.3	5.4	7.3	9.4	11.5	14.5	17.6	—	—	—	—	—	—	—	
			2.4	3.1	3.3	3.4	3.4	3.5	3.5	3.6	—	—	—	—	—	—	—	—
E - 12MeV	0.2mmPb	width	1.6	3.4	5.5	7.5	9.6	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	
			3.2	3.8	4.0	4.1	4.1	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	
	0.2mmAu	width	—	—	—	—	—	—	—	11.6	14.6	17.7	—	—	—	—	—	
			—	—	—	—	—	—	—	—	4.2	4.2	4.3	—	—	—	—	

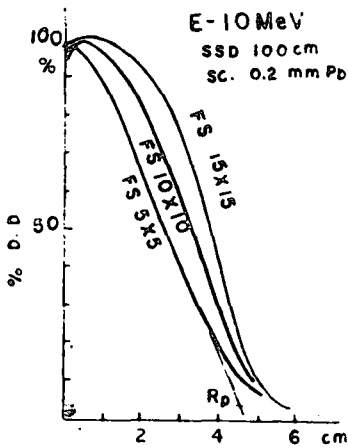


Fig. 4. Percentage depth in water by field sizes for 10MeV electron beam.

部百分分布의 변화는 그림 4 와 같이 照射面이 最大線量 地點이 表面으로 移動되고 均等한 範圍가 적어지며 深部率이 減少되는 部分에서 緩慢히 줄어들고 最大飛程距離는 줄어들고 있다. 우리는 여기서 患部가 一定치 않은 多形態의 患部治療를 하므로 多形의 照射筒을 使用하게 된다. 여기서 患部に 使用한 照射筒의 對해서 論하자면 高에너지 電子線은 遮蔽筒의 構成材料의 形狀에 따라 照射面部位의 線量分布가 變化한다. 그림 5는 10MeV 電子線의 材料別 散亂線 線量分布를 測定한 것이며, 水面下 2cm에서 線束에 直인 方向의 散亂率로서 最大線量에 對한 強度 比率는 Acry알미늄 鐵板에서 各各 21, 22, 20%였다. 그래서 遮蔽筒 材料와 照射面에 따른 線量分布의 평단도 變化量은 그림 6 과 같으며, 電子線에너지 10MeV에서 照射面 10~15cm<sup>2</sup>일때는 아크릴이나 A. 1 등의 遮蔽筒이 좋은 平단도를 나타내고 照射面이 200cm<sup>2</sup>以上일때

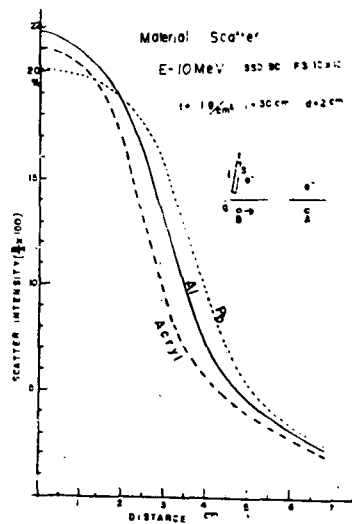


Fig. 5. Scattering distribution, along the parallel direction of water surface at 2cm depth, with lead, Al and acryl plater for 10MeV electron beam

는 구리板을 利用하는 것이 더 均等한 分布를 얻으므로 患者治療時 구리통이나 아크릴통은 使用하기 便利하며 그림 7은 照射面 15x15cm일때의 아크릴遮蔽筒과 구리통에 依한 線量分布로서 아래편이 더 良好한 分布曲線을 이루고 있지만 阻止 X線이 보다 增加된다.

우리가 電子線治療할 때 傾斜部位에 對해서는 어떠한 照射方法으로 治療를 함으로서 좋은 結果를 가지고 오느냐에 對해서 線量變化를 生覺하지 않을 수 없다. 高에너지 電子線에 依한 경사 治療는 主로 放射線의 分散으로 因한 距離逆自乘法測에 依한다. 勿論 治療등에 依한 散亂 電子線과 組

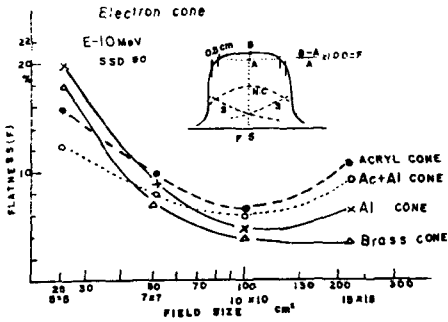


Fig. 6. Variation of flatness with field sizes of electron cones consisted of acryl, acryl+Al, Al and brass for 10MeV electron.

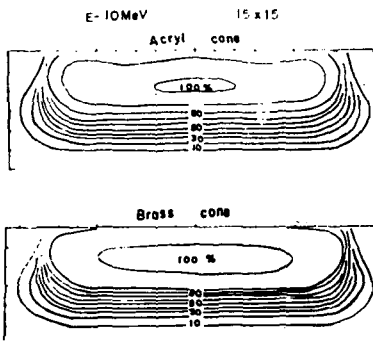


Fig. 7. Isodose curves with 15X15cm field cones to composed acryl and brass respectively for 10MeV electron.

織内の電子線散乱에도 多少影響을 받지만 臨床的으로 無視할 수 없다. 그림 8은 12MeV 電子線照射面 10×10cm에서 傾斜角이 30°일때의 等量曲線이며, 實線은 測定值를 나타내고 點線은 標準等量曲線을 空間 間隔만큼 移動시킨 것이다.

點線과 實線의 差를 補正距離라고 하면 10MeV 電子線照射에서 等量曲線의 補正距離는 電子線束의 垂直線과 傾斜間의 空間 間隔에 따라 그림 9와 같이 變하며 그림 10은 電子線에너지 8, 10, 12MeV에서 空間間隔이 1~5cm으로 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.

그림 11은 12MeV 電子線의 入射角에 垂直한 平面과 30° 기울어진 傾斜平面에 照射될 境遇 發生되

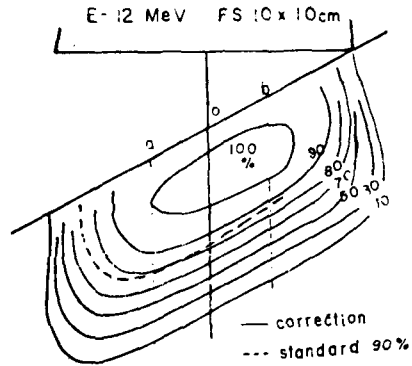


Fig. 8. Isodose curves of a 30° angle of incidence E-12MeV, 10x10cm. Solid curves are from measurements and broken curve is from the standard isodose (90%) shifted the distance of the air space between the treatment cone and the phantom surface.

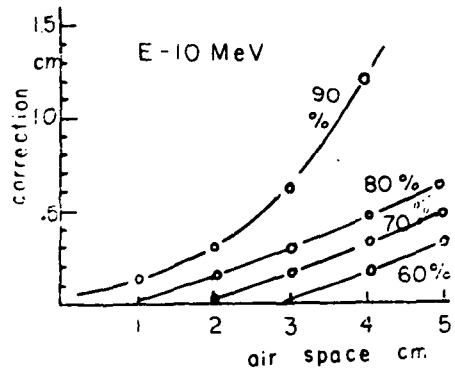


Fig. 9. Correction graph for E-10MeV. shows the relation of the correction distance and the air space for each percent dose.

는 線量分布의 補償值를 表示한 것으로서 3개의 線量曲線은 各各 電子線 中心軸과 中心軸에 平行하고 左右 2cm 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 결상 因子를 使用하여 校正했는 分布이며, 이것은 直接測定된 材料와 잘 一致하였읍니다. 우리는 患者治療를 할 때 여러 補助部品을 使用하게 되는데, 特히

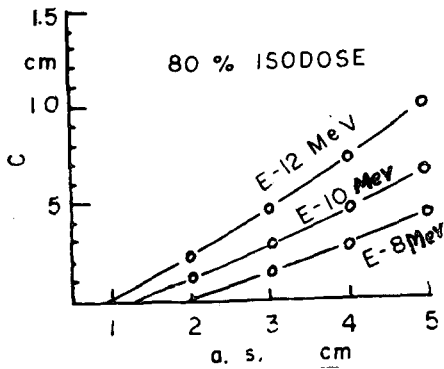


Fig. 10. Correction graph for 8, 10, 12 MeV. electron at 80% isodose curve. c; compensation distance a.s; air space

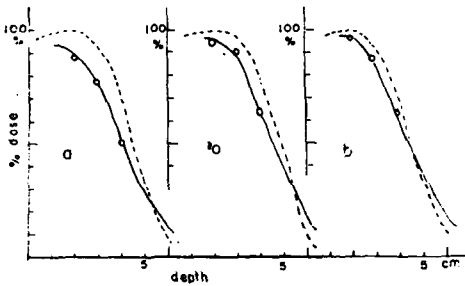


Fig. 11. Depth-dose curve of a 30° angle of incidence for 12 MeV electron. o, a, b, is the depth dose curve for central, 2cm separated axis.

유방암 환자의 경우 Bolus을 많이 사용하게 된다. 우리가 Bolus과 wedge filter로 인한 선량變動에 對해서 治療面의 屈曲이나 傾斜를 補償하기 爲해서 Bolus를 使用하며, 特히 피부 表面을 最大線量率이 되도록 調整하기 爲해서 Bolus의 使用이 不可避하다. 그外에 같은 에너지에서 深部百分率을 調整할 境遇에 많이 使用하게 된다. Bolus의 物質은 組織等價物質이어야 하며 任意로 變形할 수 있는 材料를 選擇하여야 한다. 우리가 使用하고 있는 材料中의 하나로 直徑 1mm $\phi$  程度의 적은 Polystyrene 과립자들은 良好한 組織等價物質이며 計劃된 形狀 및 두께를 變形시킨 後 眞空을 시키면 形과 두께가 變하지 않으므로 使用하기 適合한 Bolus이다.

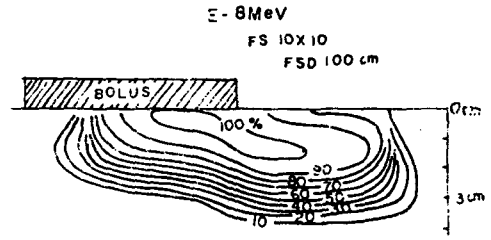


Fig. 12. The dose distribution by bolus on one side of 10X10cm field size for 8 MeV electron beam.

특히 歪曲이 심하고 피부 火傷이 일어난 部位에는 바세린 또는 물을 吸收시킨 꺼스를 利用하는 것도 있으며, 또는 固形의 Mix-DP, 파라핀 등도 使用할 수 있다.

그림 12는 8 MeV 電子線 10 $\times$ 10cm의 照射面에 1cm 두께의 Bolus를 照射面 一部에만 使用했을 때의 組織內 線量分布로서 Bolus가 있는 部位의 피부 表面은 100%의 線量率을 보이며 最大飛程距離는 約 1cm 줄어 들었다. 電子線의 Wedge는 主로 파라핀 또는 低原子 番号의 物質을 使用하며 組織表面으로부터 一定한 距離를 유지하여 組織內 等量曲線을 Wedge型으로 分布되도록 考案되어야 한다. 그래서 Wedge filter의 照射線量은 피부와의 距離 電子線의 에너지 Wedge의 두께로 因하여 線量補償值를 適用하기가 困難하다. 特히 우리가 患者治療時 電子線 境界遮蔽時 問題點은 病巢의 크기와 形狀은 多樣함으로 일일이 이에 適合한 照射筒을 使用할 수 없고 境遇에 따라 그 部分을 遮蔽해야 하는 境遇가 많으며 이에 遮蔽物質과 두께등이 問題가 된다. 電子線을 完全히 遮蔽하기 爲해서 電子線의 實用 飛程距離 만큼의 두께를 갖어야 함으로 密度가 적은 파라핀 등은 12 MeV 電子線에 적어도 6cm 以上の 두께를 갖추어야 하며 鐵板은 0.5cm 程度의 얇은 板이 要求된다. 그러나 파라핀과 같은 密度가 적고 두꺼운 物體는 電子線束의 方向을 妨害하고 鉛과 같이 密度가 크고 얇은 物體는 相當한 量의 阻止 X-선 二次電子線을 放出함으로 線量分布의 외곡이 생긴다.

그림 13은 10 MeV 電子線에서 3mm  $\phi$  pb를 遮蔽했을 때의 組織內 線量分布로서 鉛板端에 依해서 많은 二次電子와 阻止 X-線이 放出됨을 알 수 있다. 그러므로서 完全遮蔽라는 것은 없는 1~3%의

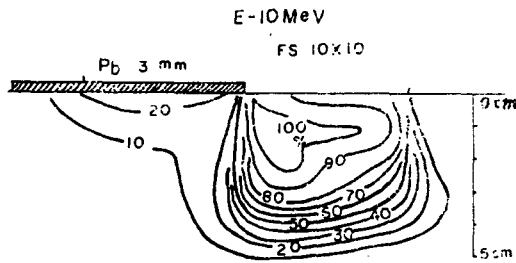


Fig. 13. The dose distribution by 3mmPb shielder on one side of 10x10cm field size for 10MeV electron beam.

을 가지고 있다.

(考察)

高에너지 電子線은 그 自體가 有限의 質量과 電筒을 가진 粒子이므로 阻止運動에너지가 相對物質의 構造에 따라 그 相互作用은 相當하게 變하기 때문에 高에너지 電子線量 分布를 一週 日에 一回씩 測定하며 에너지決定 또는 境界線遮蔽에 對해서 注意깊은 觀察이 必要합니다.

## II. 結 論

高에너지 電子線은 종양에 對한 集中照射과 周圍健康組織에 對한 被曝激減으로 放射線治療의 劃期的인 發展을 주었으나 電子線自體가 有限한 質量과 전하를 가졌기 때문에 物理的, 生物的 特性과 종양에 適用시키는 技術 및 評價方法이 光子와는 根本的으로 差異를 가졌으며 組織과의 相互作用이 複雜하며 高에너지 電子線을 利用하여 患者를 治療함에 있어 組織內臨床의 誤差範圍를 正確히 把握해야 할 것이며, 이를 爲해 正確한 測定 正確한 에너지選擇 正確한 治療技術이 必要하다고 生覺합니다.

## REFERENCES

1. Adawi, I. *Penetration of electron beams into water*. Physical Rev. 107, 1476-1482, Sep. 1957.
2. Austin, M. K., Laughlin, J. S., and Quastler, H., *Relative biological effectiveness of*

*17MeV electrons*, Brit. J. Radiol., 26, 152-153, 1953.

3. Almond, P.R., Wright, A.E., Boone, M.L., *High energy electron dose perturbations in regions of tissue heterogeneity*. Radiol. 88, 114-1152, 1976.
4. Batchelor, A., Bewley, D.K., Morrison, R., and Stevenson, J.A., *Electron therapy at 8 MeV*. Brit. J. Radiol. 32, 332-338, May 1959.
5. Bostick, W. H., *Possible techniques in direct electron beam tumor therapy*. Physical Rev. 77, 564-564, Feb. 1950.
6. Beattie, J. W., Tsien, K. C., Ovadia, J. and Laughlin, J.S., *Production and properties of high energy electrons for therapy*. Amer. J. Roentg. 88, 235-237, 1962.
7. Bradshaw A. L. and Maysent, A. M., *Physical aspects of electron therapy using the 15MeV linear accelerator*. Brit. J. Radiol. 37, 219-231, 1964.
8. Boag, J. W., Attix, F. H. and Roesch, W. C., *Radiation dosimetry, 2nd ed. Vol. II*, p. 11-41, Academic Press New York, 1966.
9. Chu, F. C., Scheer, A. C., Gasparandero, J., *Electron beam therapy in the management of carcinoma of the breast*. Radiol. 75, 559-567, Oct. 1960.
10. Chu, S. S., Choi, K. H. Lee, D. H. and Choi, B. S., *Perturbation of dose distributions for air cavities in tissue by High energy electron* K. Rad. Prot. Soc 1, 22-30, 1976.
11. Chu, S. S., Lee, D.H. and Choi, B. S., *Electron dose distribution due to the material and fabrication of the beam limiting device*. K. Radiol. Soci. 11, 69-78, 1975.
12. Dolphn, G. W., Gale, N. H. and Bradshaw, A. L., *Investigations of high energy electron beams for use therapy*. Brit. J. Radiol. 32, 13-16, 1959.
13. Gale, L.L., Innes, G.S., *The advantages of employing mixed high energy X-ray and*

- electron beams in radiation therapy.* Brit. J. Radiol. 33, 261-264, Apr. 1960.
14. Haas, N. H., Harvey, P. A., Laughlin, J. B., Beattie, J. W. and Henderson, W. J., *Medical aspects of high energy electron beams.* Am. J. Roentg. 72, 250-259, Aug. 1954.
  15. Harvey, R.A., Haas, L.L., and Laughlin, J.S., *Preliminary clinical experience with betatron.* Radiol. 56, 394-402, 1951.
  16. Hettlinger, G. et al. *Displacement effect of thimble chambers exposed to a photon or electron beam from a betatron.* Acta. Radiol. Ther. Phys. Biol. 6, 61-65, 1967.
  17. Kessarlis, N. D., *Calculated absorbed dose for electrons.* Radiation Res, 23, 630-640, 1964.
  18. Karzalainen, P., Brenner, M., and Ryttila, A., *Effect of anatomical irregularities on the dose in electron beam therapy.* Acta, radiol. Ther. Phys. Biol. 7, 129-132, 1968.
  19. Laughlin, J.S., Ovadia, J., Beattie, J. W., *Some physical aspects of electron beam therapy.* Radiol. 60, 165-168, 1953.
  20. Loevinger, R. et al., *Radiation therapy with high energy electrons, Part I Physical consideration 10 to 60MeV.* Radiol. 77, 909-927, 1961.
  21. Svensson, H., *Influence of scattering foils, transmission monitors and collimating system on the absorbed dose distribution from 10 to 35MeV electron radiation.* Acta. Radiol. Ther. Phys. Biol. 10, 443-447, 1971.
  22. Zata, L. M., Essen, C. F. and Kaplan, H. S., *Radiation therapy with high energy electrons. Part II. Clinical experience, 10 to 40MeV.* Radiol. 77, 906-926, 1961.