

<論 文>

高能 전자線 治療를 爲한 線量分布 및 技術的 問題의 研究*

李 道 行 · 秋 成 實

(1978年 4月 11日 接受)

—Abstract—

Studies on Dose Distribution and Treatment Technique of High Energy Electron

D. H. Lee, M. D., D. M. Sc., S. S. Chu, M. S.

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

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 doses, the ionization type dosimeters that had calibrated by ^{90}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 scatterers; ie., 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

延世大學校 醫科大學 放射線科學教室

* 本 研究는 CBM Block Grant 74-334로 이루어 졌음.

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

오늘날 우리나라에서도 線型 加速器에 의한 고에너지 電子線 治療가 遂行되고 있으며 電子線 治療를 받은 수많은 腫瘍 患者들은 보다 더 좋은 治療效果를 體驗하고 있음은 疑心할 여지가 없다.

지금까지 널리 사용되어온 X-線 또는 감마선은 指數函數의 形式으로 組織을 透過하므로 腫瘍을 通過하는 線束內의 모든 健康組織에 對한 障害를 除去할 수가 없었다.

그러나 고에너지 電子線은 荷電된 粒子線이므로 有限한 飛程과 一定距離에서의 急激한 線量減少는 腫瘍에 集中照射을 可能케 하며 그 周圍 健康組織에 對한 被曝線量을 激減시킴으로서 보다 良好한 治療效果를 얻을 수 있는 長點을 가졌다. 이와 같이 고에너지 電子線은 腫瘍治療에 効果的이지만 相對物質에 對한 物理的作用이 相當히 複雜하여 臨床適用에 많은 變換因子를 考慮해야 하는 問題點들이 남아 있다.

著者들은 延世 癌센터에 設置된 線型 加速器를 使用하여 電子線의 線量, 에너지와 組織內 分布를 測定 및 較正하는 技術的 諸問題와 線量分布 改善方法을 講究하여 電子線의 보다 正確하고 效果的인 治療計劃을 圖謀할 수 있었다.

II. 電子線 發生裝置

고에너지 電子線 發生裝置는 日本 Toshiba製 LMR-13의 Traveling wave 型 Linear Accelerator로서 適正 電子線 加速에너지는 8~12MeV이며 出力線量은 分當

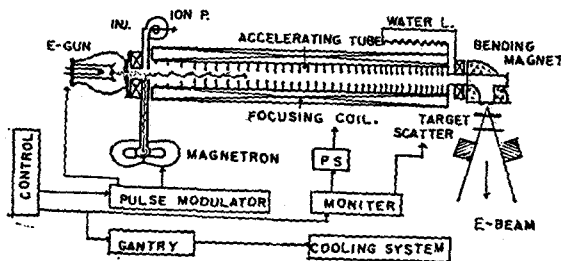


Fig. 1. Block diagram for operating principle of LMR-13 linear accelerator.

400~600R이다.

電子線은 그림 1과 같이 電子銃에서 나와 마이크로波에 의해 加速된 後 2mmφ의 베릴리움窓으로 射出된다. 밖으로 나온 電子線은 Scattering foil에 依해서 넓게 擴散되며 遮蔽筒에 依해서 一定한 照射面을 이루게 된다.

III. 出力線量 測定

고에너지 電子線은 電荷를 가진 高速粒子 放射線이므로 被照射物質의 構成成分과 構造에 따라 衝突, 散亂 및 吸收現象等の 差異가 많다. 더욱이 電子線의 最大飛程 周圍에서는 이 現象이 더 深刻해진다. 이와 같이 電子線은 光子에 비해 物質과의 相互作用이 複雜하고 銳敏하여 吸收線量과 에너지의 變化가 많으므로 測定の 慎重성과 適當한 補正이 必要하다.

그러나 著者들은 複雜한 電子線의 相互關係를 單單 臨床的으로 必要한 分野만을 觀察하였으며 測定値와 그에 따른 諸般 問題點은 臨床的 誤差範圍內에서 檢討되어졌다.

1. 電離函數 線量計

電子 加速裝置에서 發生된 高速電子束은 一定週期の 波型, 即 線量의 不連續의 放出이며 이를 測定할 電離函數 線量計는 大部分 指頭型 (Thimble type)으로 一定한 體積의 空洞을 가지고 있어 다음과 같은 測定誤差를 考慮하여야 한다.

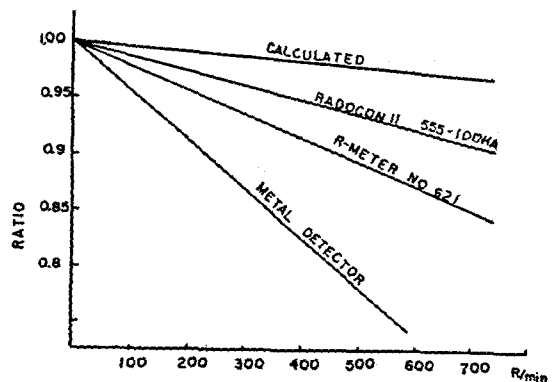


Fig. 2. The dependency of dose rate for various detectors.

1) 再結合 損失

線型加速器에 의한 波型狀態의 放射線은 電離函內의 이온再結合 損失에 의한 線量率 依存性을 전혀 無視할 수 없다.

線量基準은 電離의 移動時間이 없는 螢光 glass 線量計를 利用하여 相互比較함으로써 얻을 수 있다.

그림 2는 Boag⁹⁾의 理論公式에 의한 計算과 Radocon 555-100HA, Condenser R-meter 621 및 LINAC monitoring 等の 이온再結合 損失에 對한 線量別 이온 收集率을 測定한 것으로서 加速器의 線量變動이 300 乃至 400R 에서는 거의 5% 未滿의 誤差를 갖었다.

2) 電離函壁과 周圍 物質

電離函에 의한 線量の 測定은 그 周圍物質에 따라 顯著한 差가 있으므로 可能한 組織과 等價인 phantom 을 選擇해야 함은 當然한 일이다. 電離函의 指頭壁은 製作社에서 使用된 特殊物質, 即 nylon, polystyrene 및 plastic 의 複合體等에 依해서 密度 ρ=1이고, 實効 原子番號가 空氣와 等價이므로 電子線에 依해 發生된 二次電子의 強度와 分布는 거의 一致하고 있다.

高에너지 電子線에 對한 phantom 으로서는 密度가 ρ=1이고 實効密度 ρ_{eff}=1인 물이 가장 좋은 等價物質 이지만 phantom 內에 測定器를 固定시켜야하므로 組織과 가장 近似한 等價이고 固形인 phantom 이 必要하다. 지금까지 使用한 固形 phantom 은 主로 파라핀, 포리스틸렌, Mix-Dp(아크릴, 파라핀, 포리에틸렌, 송진等の 混合物)等이며 그중 Mix-Dp는 密度 ρ=1 이고, 實効密度 ρ_{eff}=1.01이며 포리스틸렌은 密度 ρ=1.04이고 ρ_H=0.99로서 組織과 가장 近似함으로 이를 使用하였다.

3) 電離函 空洞의 크기

指頭型 電離函을 利用하여 媒質中의 線量を 測定할 境遇 Bragg-Gray 理論을 滿足할 수 있는 큰 照射面과 均等한 線量分布에서는 적용되지만 작은 照射面과 極端의 이고 不均等한 線量行布 및 深部率의 急傾斜 部分에서의 測定은 그 크기의 補正이 반드시 必要하다.

그러므로 보다 精密한 線量測定은 넓은 照射面에서 最大 等線量 部位에 電離函을 裝置하며 그 外의 部位는 film 또는 PLD 로 比例 測定하여야 한다.

以上과 같이 電離函에 依한 電子線의 線量 測定値는 많은 條件을 勘案해야 하러 可能한 誤差를 줄일 수 있는 狀態에서 測定해야 한다.

이와 같은 狀態에서 電離函型의 線量計를 Co-60 遠

隔治療裝置 또는 Sr-90 標準 線源에 照射시켜 線量計의 눈금을 補正한 後 電子線을 測定하는 것이 現在의 標準化된 方法이다.

여기서 Co-60 γ線은 空氣中 露出量 (R)을 測定할 수 있지만 電子線은 露出量을 測定할 수 없고 組織內 吸收線量을 測定하여야 함으로 30×30×25cm phantom 의 表面下 2cm (10MeV) 깊이에 Co-60에 固定된 電離 線量計를 裝置하였을 때 電離函 中心位置에 對한 組織 吸收線量 D는

D=M·Nc·C_E.....(3)로 주어진다.

여기서 M는 溫度와 氣壓을 補正한 線量計의 判讀值이고, Nc는 Co-60 γ線에 對한 較正因子이며 C_E는 吸收線量の 變換要素로서 다음과 같이 주어진다.

C_E=A·S_{w,g}·P_{w,g}·W/l.....(4)

여기서 A는 電離函의 感弱要素이고 S_{w,g}는 물과 空氣의 線量阻止能비이며 P_{w,g}는 電離函의 空洞에 依한 線量變動의 補正因子이다.

또한 W는 空氣를 電離시키는 데 必要한 平均 에너지이고 l는 電子의 電荷이다. 여기서 Radocon II 555-100H probe에 對한 諸般 較正值 即 P_{w,g}=1.00, A=0.985와 W/l=33.73 J/C 및 電子線 에너지에 따른 S_{w,g}를 代入하면 E_c는 電子線 8, 10, 12MeV에서 各各 0.914, 0.893, 0.895가 된다.

測定된 線量은 世界 保健機構에서 施行하는 相互 線量比較에서 ±2%未滿의 誤差를 나타내었다.

이와 같이 電離函에 依한 電子線의 測定은 臨床的으로 正確한 測定器의 役割을 할 수 있으며 다만 電離函의 體積에 依하여 2mmφ 以下の 照射領域과 急傾斜 線量の 測定이 不可能하다.

2. 螢光 glass 線量計 (PLD)

PLD (Photo Luminescent Dosimeter)는 活性化銀을 含有하고 있는 固形 glass이며 一時照射의 吸收線量을 적은 誤差로서 測定되지만 實効 原子番號 및 密度가 물과 같은 組織等價 物質에 比하여 略 뿐 아니라 取扱이 複雜하다.

특히 phantom 內에서 電子線에 依한 放射線의 散亂으로 吸收線量の 誤差가 생긴다. 그러나 부피가 적은 FD-R1-1 (1mmφ×6mm, Toshiba 製)를 使用함으로써 그 缺點을 補完할 수 있으며 다만 測定裝置의 誤差로 因한 絕對線量 測定은 相互 比例的으로 計算해야 한다.

PLD의 線量反應으로서 1~10⁴R까지 거의 直線性을 가졌고 誤差는 約 ±3% 程度로서 線量分布의 作成과 線量 比較測定 및 個人被曝量等 넓은 範圍의 線量測定

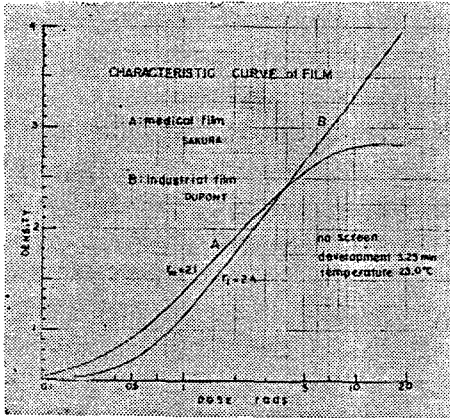


Fig. 3. Characteristic curve obtained with medical and industrial film exposed in polystyrene phantom, development 3.25 min. temperature 23.0°C.

이 可能하다.

3. Film에 의한 線量測定

Film에 의한 線量과 그 分布의 測定의 取扱이 簡單하며 精密한 線量分布 變化를 容易하게 求할 수 있다. 그러나 正確한 絶對值의 測定에는 適當하지 못하지만 精密한 光密度計의 解析으로 正確한 相對的 分布를 얻을 수 있다. 이 方法의 問題點은 phantom 中央에 film을 固定하는 方法으로서 密着度가 나쁘면 많은 誤差가 생기게 된다.

本 實驗에서는 물과 等價物質인 폴리스티렌 phantom의 中央에 film이 든 얇은 holder를 插入하고 나서 眞正히 필름을 密着시킨다.

加速器에서 發生된 電子線을 에너지에 따라 5~10 rads씩 一定 線量을 照射하고 感光된 film은 自動 現象機(Sakura 製)에 의하여 同一한 條件(23°C, 3.25分)으로 現象定着함으로써 照射量에 對한 一律的인 黑化度를 얻을 수 있었다. 黑化된 필름의 黑化도는 Volta 製 502型 densitometer에 의하여 測定하고 이것을 露出量으로 換算하여 그림 3과 같은 필름 特性曲線을 製圖하였다.

여기서 工業用 필름(Dupont 製)이 醫療用 필름(Sakura 製)보다 寬容도가 크고 (7rads에서 20rads까지 直線關係) 필름 감도(γ₁=2.4)도 더 크기 때문에 本實驗에는 Dupont 製 工業用 필름을 使用하여 比較的 容易하고 正確한 線量을 測定할 수 있었다.

IV. Energy의 測定

1. 實用 飛程에 의한 에너지 測定法

電子線의 에너지는 組織 透過強度 即 實用飛程 (Practical range)으로 評價하는 것이 가장 一般的인 方法이다.

Markus의 實驗值에 依하면 電子線의 에너지가 1.5~35MeV일 때 實用飛程은 다음式으로 주어진다.

$$R_p = 0.51E - 0.26 \dots \dots (5)$$

即 實用 飛程距離 R_p의 單位는 g/cm²이고 E는 MeV로 表示한 電子線의 에너지이다.

이 式은 照射面이 10×10cm이고 焦點과 皮膚間의 距離(SSD)가 90cm 內外일 때에 거의 一致하지만 照射面이 매우 크거나 매우 작을 境遇, SSD가 매우 짧거나 클 때는 相當한 差異를 나타냄으로 恒常 一定한 照射面 距離, 散亂膜 및 遮散筒을 利用하여 標準을 定하여야 한다.

實用飛程 距離의 測定은 誤差가 적은 Ionex detector를 用 phantom에서 上下運動시킬 수 있는 Profil monitor에 依하여 主線束의 深部率을 測定할 수 있고 이것에 依해서 最大 飛程距離를 測定할 수 있으며 逆으로 實用 에너지를 計算할 수 있다.

필름을 使用할 境遇 그림 4와 같이 phantom內에 電子線을 照射시키고 黑化度에 따른 線量을 該當 필름 特性曲線에 依해서 換算하면 얻을 수 있다.

이와 같이 얻어진 電子線의 實用飛程은 電子線의 에너지 뿐만 아니라 散亂膜과 照射筒에 依한 build up 및 感弱의 影響도 包含하므로 絶對的인 電子線 에너지의 測定 보다 오히려 組織에 對한 相對的 實効 에너지가 될 수 있으므로 同一한 條件下에서의 電子線 에너지 較正 및 組織內 線量分布 變化를 豫測할 수 있다.

2. 에너지 Spectrum에 의한 方法

電子線의 實在 에너지 測定은 磁場에 依한 偏向을 利

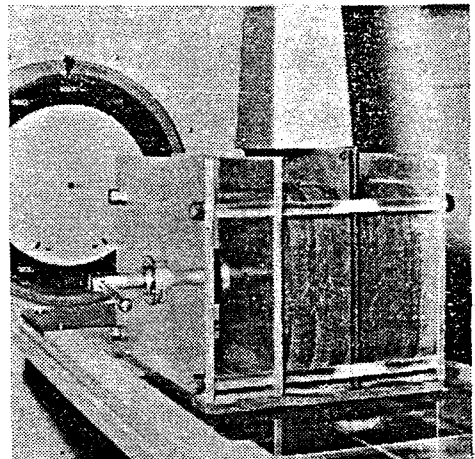


Fig. 4. Demonstration of the film dosimetry.

用하는 方法이다. 即 電荷를 띤 粒子가 磁場內에서 움직일 때 Lorentz force에 依해서 서로 直角方向의 힘을 받게되며 그 曲率半徑(R)은 다음 式으로 주어진다.

$$R = \frac{mv}{qB} \quad (6)$$

여기서 q 는 電子의 電荷, m 는 電子의 質量 v 는 電子速度, B 는 磁場을 表示한다.

에너지 分析器의 磁極 直徑을 l , 磁極에서 測定器까지의 距離를 d 라고 하면 電子線束의 中心點에서 垂直 偏倚距離 y 는 다음 式으로 주어진다.

$$y = \frac{qBl}{mv} \frac{l}{2} + d \quad (7)$$

實用單位로 換算하면

$$y = \frac{Bl d \times 10^{-4}}{E^2} \quad (8)$$

여기서 y 는 cm, B 는 Gauss, E 는 電子線 에너지 MeV, l 과 d 는 cm로 주어진다.

本 실험에 使用한 에너지 Spectrometer는 本 教室에서 計劃 製作한 것으로서 그림 5과 같이 加速器에서 加速된 電子線의 線束은 가느다란 slit를 通하여 磁氣 分析 裝置에 들어가며 入射에너지에 따라 (8)式에 依해서 電子線이 偏倚되고 이를 Profil monitor와 X-Y recorder로서 記錄할 수 있으며 境遇에 따라 X-ray film에 依해서도 測定 比較할 수 있다.

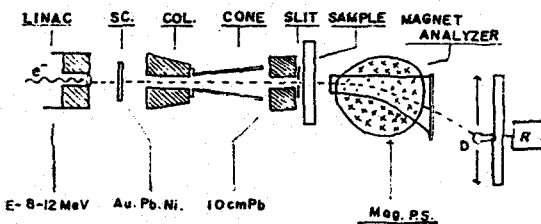


Fig. 5. Schematic diagram of the energy spectrometer.

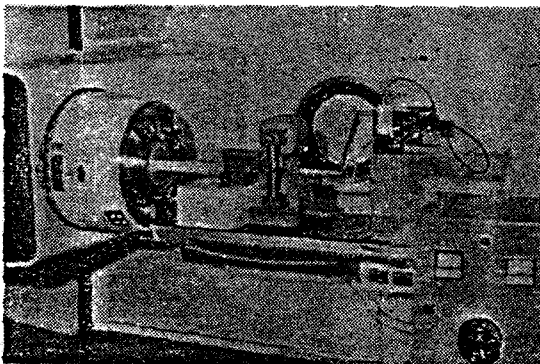


Fig. 6. Demonstration for set-up of the energy spectrometer with LINAC units.

그림 6은 最大 3,000Gauss의 磁場을 發生시킬 수 있는 磁氣 分析器와 이를 利用한 電子線 에너지 分析 裝置의 光景이다.

以上과 같은 에너지 分析裝置를 利用하여 電子線 에너지에 따른 磁氣 分析器의 偏向距離를 그림 7와 같이 測定할 수 있으며 2,000Gauss 磁場內에서 8MeV 電子線의 偏向距離는 21.1cm이고 12MeV는 18.2cm로서 에너지가 저을수록 늘어지는 偏向距離는 더 길어졌다.

에너지 分析裝置에 依한 8, 10, 12MeV 電子線의 Spectrum은 그림 8과 같이 에너지가 낮을수록 偏倚角과 에너지 分布範圍가 크다.

10MeV 에너지의 電子線에서 實線은 에너지를 校正했을 때이고 點線은 지금까지 한번도 校正치 않았을 境遇의 Spectrum으로서 그 差異는 約 0.5MeV에 該當되며 이는 治療誤差 限界를 넘는 數值이다.

電子線의 에너지는 어떤 物質을 通過함으로써 그 에너지의 일부가 消失되어 入射에너지는 다음 式과 같이

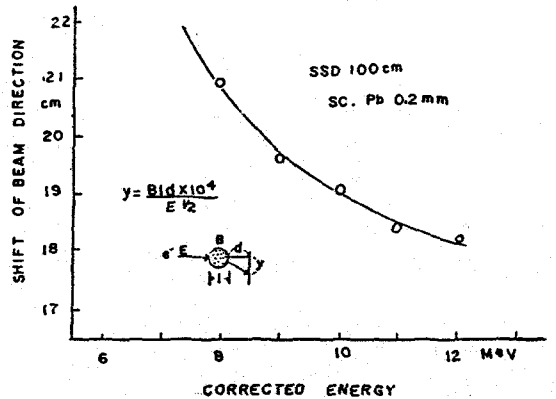


Fig. 7. The shift of beam direction for electron energy.

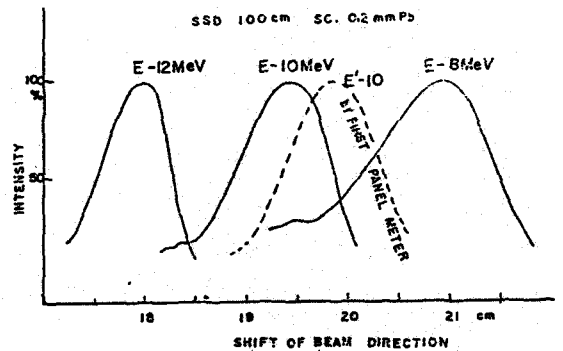


Fig. 8. Energy spectrum of 8, 10 and 12MeV electron beam, the curve shown in dotted line is uncorrected energy spectrum of 10MeV.

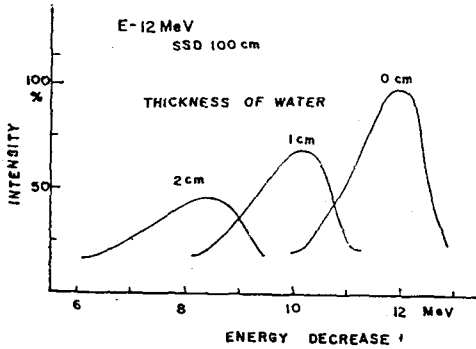


Fig. 9. Energy spectrum of 12MeV electron beam penetrated from 1 and 2cm thickness of water.

Table 1. Energy Loss in Water (0.2mm Pb Scatterer)

Energy	Max. Range (cm)				Energy Decrease for Depth (FS 10×10)	
	5×5	10×10	15×15	Calib.	1cm	2cm
E-8MeV	3.2	3.9	4.2	3.8	5.7MeV	3.5MeV
E-10MeV	4.6	5.0	5.2	4.9	8.1 "	5.8 "
E-12MeV	5.7	6.1	6.2	5.8	10.3 "	8.5 "

※ Calibration by $R_p = 0.51E - 0.26$ (equation 5)

출어든다.

$$E = E_0 - 2d \quad (9)$$

여기서 E_0 , E 는 각각 전자선의 入射, 透過에너지 (MeV)를 表示하고 d 는 組織 等價物質의 두께 (cm)를 表示하였으며 이 式을 利用한 전자선의 에너지 減少는 實驗値와 거의 一致하고 있다.

그림 9는 12MeV 전자선이 1cm와 2cm 두께의 물을 通過했을 때의 에너지 減少를 에너지 分析裝置로 測定한 것이며 여기서 2cm의 물에 入射한 12MeV의 전자선은 8.5MeV로 줄어들었다.

이와 같이 전자선은 表1과 같이 自體 에너지를 完全 消失할 때까지 組織內에 影響을 미치며 이는 에너지에 比例하고 있다.

V. 線量分布

1. 深部百分率

電子線은 物質과의 衝突, 散亂現象으로 物質의 두께에 따라 線量分布의 變化가 多樣하여 組織의 最大 飛程距離는 電子線 에너지에 거의 依存되지만 深部 線量

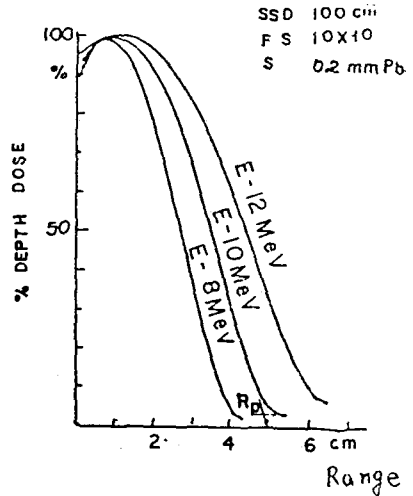


Fig. 10. Percentage depth dose in water for 8, 10, 12MeV electron beam.

分布는 照射面의 크기 散亂膜, 照射 遮蔽筒 등의 散亂에도 많은 影響을 받으므로 전자선의 組織內 線量分布는 一定 깊이까지 거의 均一한 線量分布를 이루다가 一定 깊이에서 그 線量이 急激히 減少된다.

그림 10는 照射面 10×10cm의 전자선 8, 10, 12MeV의 主線束 深部百分率로서 表面線量이 각각 80, 90, 95%이고 最大線量地點이 表面下 1.5, 2, 2.5cm이며 實用 飛程이 각각 4, 5, 6cm이다.

2. 散亂膜에 의한 線量分布의 變化

線型 加速器에서 加速된 電子는 偏向磁極에 依하여 108° 回轉한 後 Titanium 膜을 通하여 射出되는데 이 때 電子束의 크기는 2mmφ의 集束된 것으로서 넓은 部位 全體에 均一한 線量分布를 주지 못한다.

散亂膜은 이와 같이 集束된 電子를 線束의 垂直平面

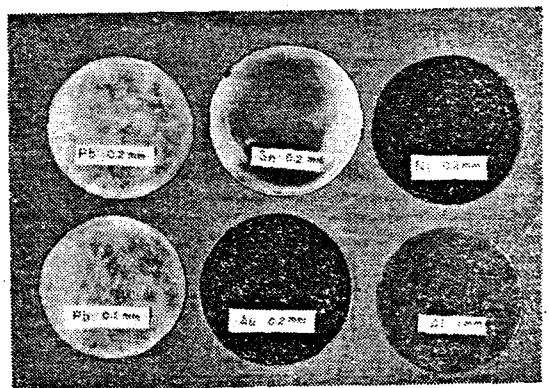


Fig. 11. Various scatterers for scattering of electron beam.

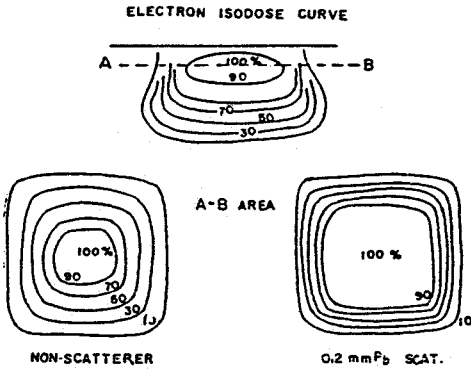


Fig. 12. Dose distribution by scatterer for electron beam.

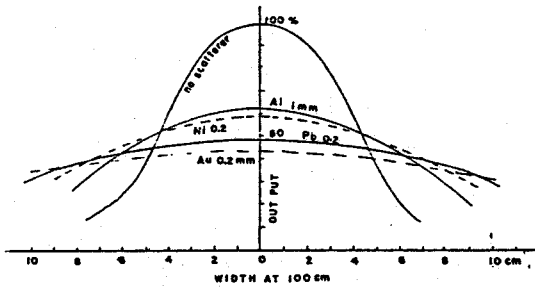


Fig. 13. Flatness of 10MeV electron by various scatterers.

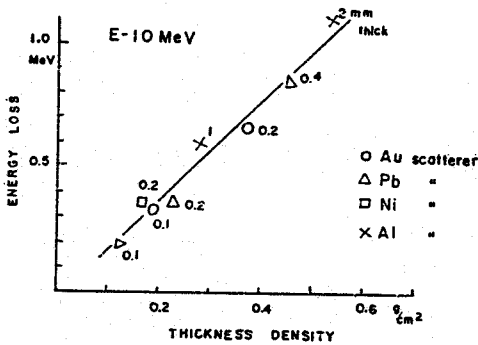


Fig. 14. Energy loss to density of various scatterers for 10MeV electron beam.

위에 균등한 선량분포로 산란시키는 중요한 부분이며 본 실험에 사용한 산란막은 그림 11과 같이 Al, Pb, Au, Zn, Cu, Ni, Sn 등의 얇은 판으로 구성되어 있다.

그림 12은 전자선 내부 등량곡선의 최대 선량 지점에 대한 평탄도를 산란막의 유무에 따라 표시한 것으로서 산란막의 중요성을 알 수 있다.

各種 산란막에 의한 전자선의 확산분포는 그림 13과

같으며 10MeV 전자선의 완전開放照射面에서 산란막이 없을 때 90% 등량곡선의 범위가 불과 4cm에 지나지 않지만 0.2mm의 순수금판을 사용할 경우 약 20cm로 넓어지고 있다.

산란막에 의한 에너지 손실은 그림 14와 같이 사용물질의 밀도두께 (g/cm^2)에 의하여 같은 밀도두께에 대한 산란분포는 그림 15와 같이 원자번호가 높은 금과 납판이 원자번호가 낮은 알루미늄, 니켈보다 더 크게 전자선을 확산시킬 수 있으며 같은 종류의 납판일 지라도 그림 16과 같이 두께가 두꺼울수록 또한 에너지가 낮을수록 더 크게 전자선을 산란하고 있다.

산란막으로부터 발생하는 불필요한阻止 X-선 발생은 그림 17와 같이 원자번호가 높을수록 증가되며 특히 납판일 경우 많은 X-선이 발생되고 있다.

이상의 특성들을 고려할 때 Pb 0.5mm의 산란막은 Pb 0.1mm의 산란막보다 평面上 선량분포를改善할 수 있었지만 에너지의低下, 阻止 X-선의增加, 出力

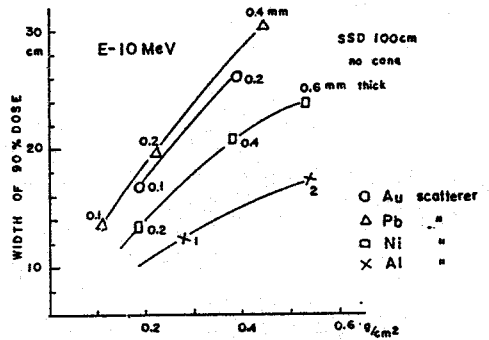


Fig. 15. Scatter ratio (width of 90% dose) to density thickness for various scatterers in 10MeV electron beam.

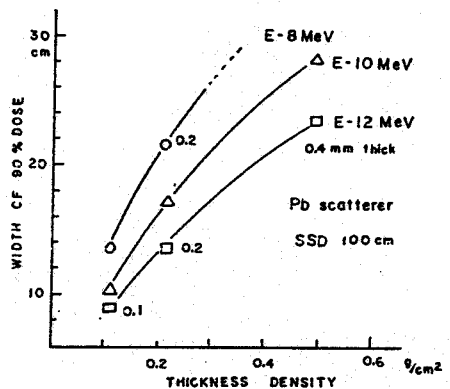


Fig. 16. Scatter ratio to density thickness of Pb scatterer for 8, 10, 12MeV electron beam. ○: 8MeV △: 10MeV, □: 12MeV

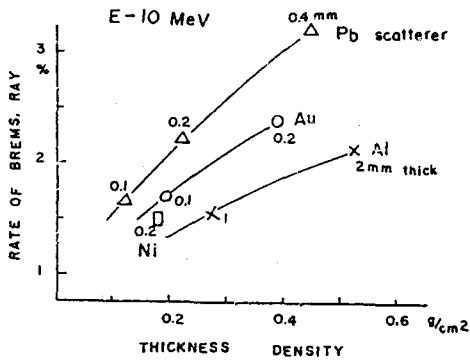


Fig. 17. The rate of bremsstrahlung X-ray to density thickness for various scatterers in 10MeV electron beam.

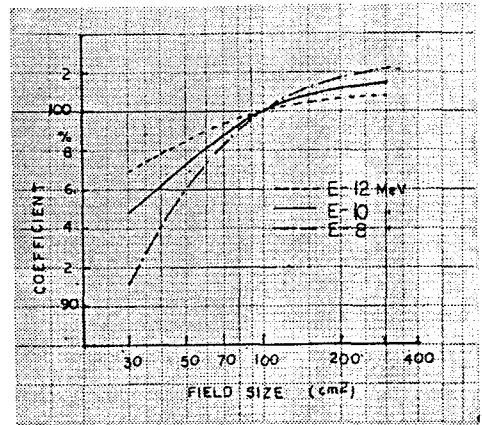


Fig. 18. Field size coefficients for 8, 10, 12MeV electron beam.

線量の減少로 因하여 照射面에 따른 散亂膜의 選擇이 必要하게 된다.

即 電子線 에너지 8~12MeV에서 10×10cm 内外의 照射面은 주로 Pb 0.2mm 또는 Au 0.2mm 두께의 散亂膜이 가장 適當하며 照射面이 적을수록 더욱 얇은 散亂膜을 使用하고 있다.

普通 0.2mm 두께의 金板(g/cm²)으로 構成된 散亂膜은 電子線 에너지를 1MeV 減少시키고, 阻止 X-線量은 電子線에 比하여 6%以下로 줄일 수 있으며 90% 等線量 面積의 直徑을 20cm 로 넓힐 수 있어 10MeV 電子線 (SSD 90cm, 照射面 10×10cm 内外)에서 가장 理想的인 散亂膜이라 生覺된다.

또한 鉛板 0.2mm 두께의 散亂膜도 電子線을 넓게 散亂시키며 에너지의 損失도 적다.

다만 阻止 X-線량이 多少 높고 金屬의 強度가 낮은

것이 缺點이지만 臨床適用에는 거의 無視될 수 있으므로 이를 널리 利用하고 있다.

表2는 電子線 에비지에 따른 最適散亂膜과 有效範圍 (80% 等量曲線)의 넓이와 長이를 表示하였다.

3. 照射面の 크기에 따른 影響

電子線의 出力線量과 分布는 照射面の 크기에 따라 많은 影響을 받는다.

그림 18은 各各 8, 10, 12MeV의 電子線과 照射面에 따른 出力線量을 比較한 것으로서 照射面이 10×10 cm 以下일 때는 急速히 줄어들고 있다.

또한 같은 에너지의 電子線일지라도 照射面の 크기에 따라 深部百分率의 變化는 그림 19와 같이 照射面이 적을수록 最大 線量 地點이 表面으로 移動되고 均

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-8MeV	0.1mmPb	width	1.4	3.2	5.3	7.2	—	—	—	—
		depth	1.7	2.2	2.4	2.4	—	—	—	—
	0.2mmPb	width	—	—	—	—	9.2	11.2	14.3	17.3
		depth	—	—	—	—	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
		depth	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	—	—	—
		depth	3.2	3.8	4.0	4.1	4.1	—	—	—
	0.2mmAu	width	—	—	—	—	—	11.6	14.6	17.7
		depth	—	—	—	—	—	4.2	4.2	4.3

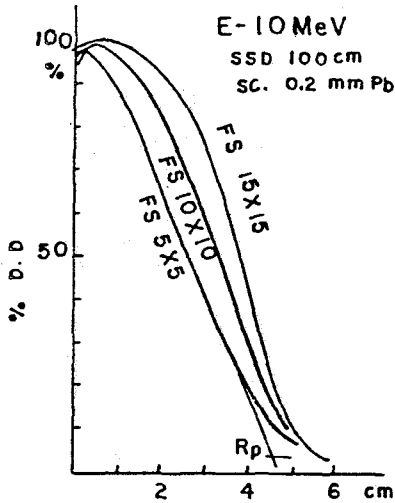


Fig. 19. Percentage depth dose in water by field sizes for 10MeV electron beam.

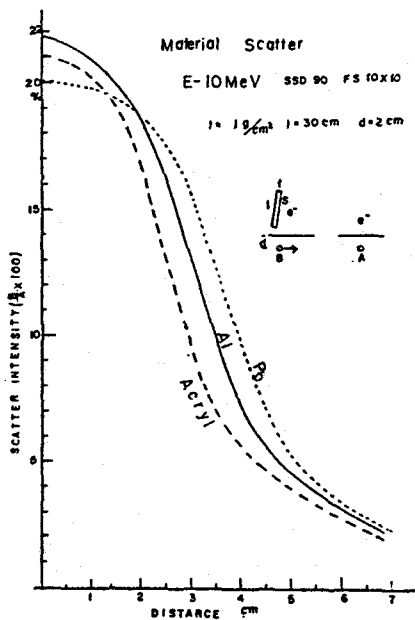


Fig. 20. Scattering distribution, along the parallel direction of water surface at 2cm depth, with lead, Al and acryl plates for 10MeV electron beam.

등한 分布 範圍가 적어지며 深部率이 減少되는 部分에서 緩慢히 줄어들고 最大 飛程距離도 多少 줄어들고 있다.

4. 照射筒의 影響

高에너지 電子線은 遮蔽筒의 構成 材料와 形狀에 따

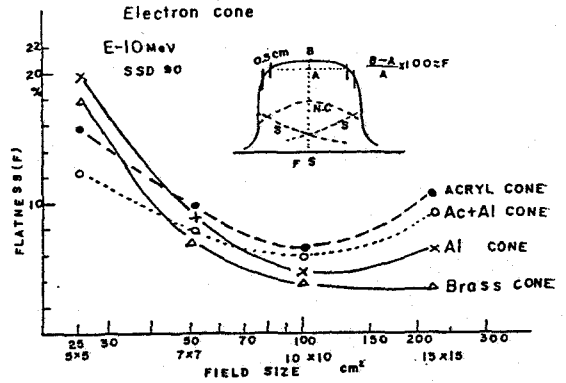


Fig. 21. Variation of flatness with field sizes of electron cones consisted of acryl, acryl+Al, Al and brass for 10MeV electron.

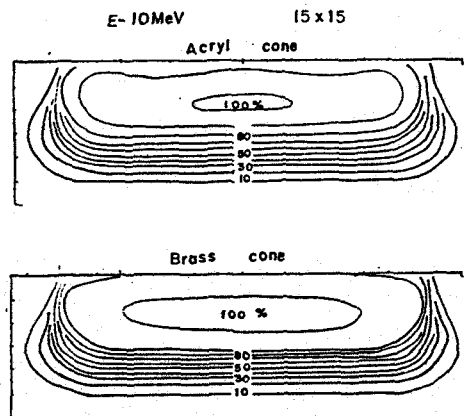


Fig. 22. Isodose curves with 15x15cm field cones to composed acryl and brass respectively for 10MeV electron.

라 照射部位의 線量分布가 變化한다.

그림 20는 10MeV 電子線의 材料別 散亂 線量分布를 測定한 것이며 水面下 2cm에서 線束에 垂直인 方向의 散亂率로서 最大線量에 對한 強度比率은 Acryl, 알미늄, 납板 끝에서 各各 21, 22, 20%였다.

遮蔽筒 材料와 照射面에 따른 線量分布의 平坦度 變化量은 그림 21과 같으며 電子線 에너지 10MeV에서 照射面이 10~50cm² 일 때는 아크릴이나 Al 등의 遮蔽筒이 良好한 平坦度를 나타내며 照射面이 200cm² 以上 일 때는 鉛板, 또는 구리板을 利用하는 것이 더 均等한 分布를 얻을 수 있다.

그림 22은 照射面 15x15cm 일 때의 아크릴 遮蔽筒과 鉛板 遮蔽筒에 依한 線量分布로서 아래 편이 더 良好한 分布曲線을 이루고 있지만 阻止 X-線이 보다 增加된다.

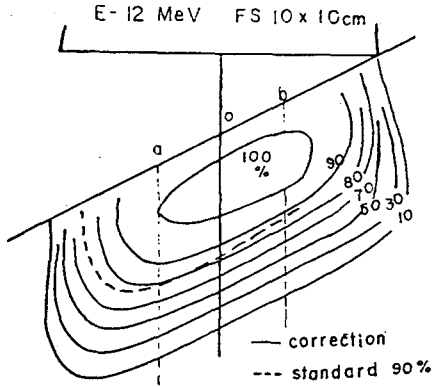


Fig. 23. Isodose curves of a 30° angle of incidence E-12MeV, 10x10cm. Solid curves are from measurements and broken curve is from the standard isodose (90%) shifted the distance of the air space between the treatment cone and the phantom surface.

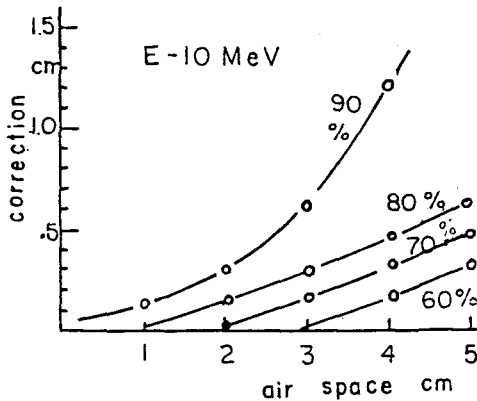


Fig. 24. Correction graph for E-10MeV. shows the relation of the correction distance and the air space for each percent dose.

5. 傾斜表面에 對한 線量變化

고에너지 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 依存된다.

勿論 治療筒에 依한 散亂 電子線과 組織內의 電子線 散亂에도 多少 影響을 받지만 臨床的으로 無視될 수 있다.

그림 23은 12MeV 電子線 照射面 10x10cm에서 傾斜角이 30°일 때의 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 24와 같이 變하

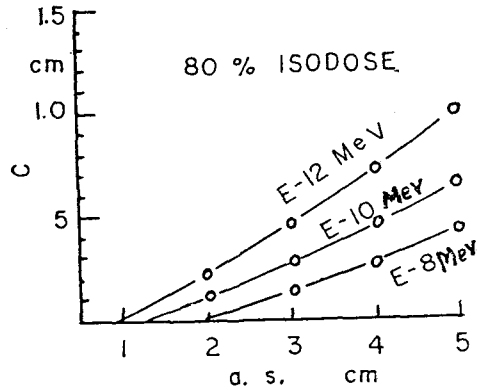


Fig. 25. Correction graph for 8, 10, 12MeV electron at 80% isodose curve. c: compensation distance a. s: air space

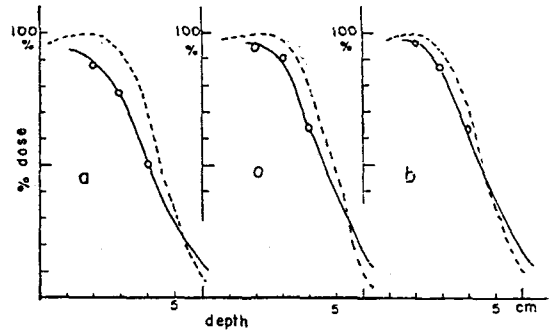


Fig. 26. Depth-dose curve of a 30° angle of incidence for 12MeV electron. o, a, b, is the depth dose curve for central, 2cm separated axis.

며 그림 25은 電子線 에너지 8, 10, 12MeV에서 空間 間隔이 1~5cm로 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 26은 12MeV 電子線이 入射角에 垂直한 平面과 30°기울어진 傾斜平面에 照射될 境遇 發生되는 線量分布의 補償值를 表示한 것으로서 3種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 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 點은 距離 補償 因子를 使用하여 較正했을 때의 分布이며 이는 直接 測定된 資料와 잘 一致하였다.

6. 不均等 物質에 依한 線量變化

體內에는 空洞, 骨組織, 肺組織等 軟組織과 다른 臟

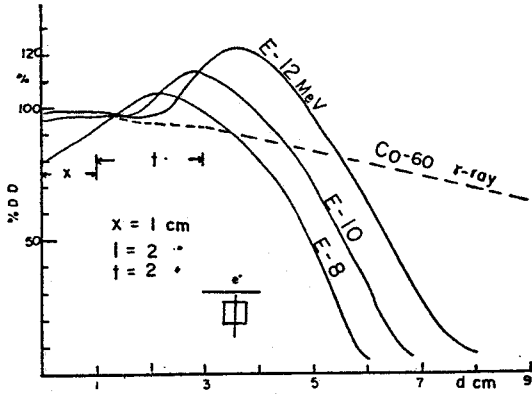


Fig. 27. Comparison of percentage depth dose containing air cavity (2×2×2cm) for 8, 10, 12MeV electrons and cobalt-60 γ -ray.
%D.D: percent depth dose
d: Range

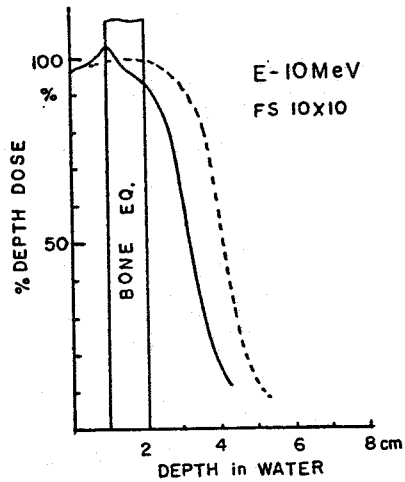


Fig. 29. Perturbation of percentage depth dose in electron central beam with E-10MeV for bone equivalent material.
— Corrected depth dose of 1cm bone.
..... Standard depth dose.

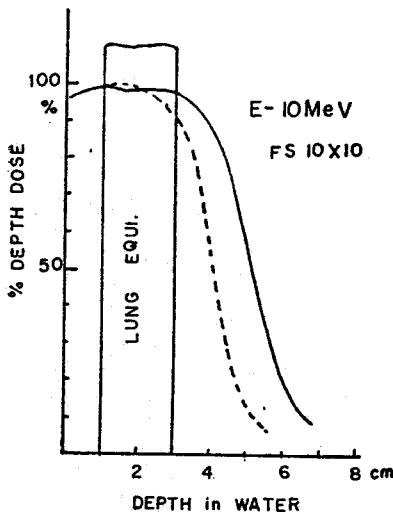


Fig. 28. Perturbation of percentage depth dose in electron central beam with E-10MeV for lung equivalent material.
— corrected depth dose of 2cm cork.
..... standard depth dose.

은 不均等 物質이 存在하며 이들은 高에너지 電子線에 對하여 顯著한 線量分布의 變動을 일으키고 이 分布의 變動要素는 骨組織과 같이 不均等 物質의 構成 原子番號의 差에 關係가 있지만 더 큰 原因은 물에 對한 密度의 隔差이다.

即 물은 密度가 $\rho=1$ 이고 肺組織은 $\rho=0.35$, 骨組織은 $\rho=1.8$, 空洞은 $\rho=0.003$ 으로서 電子線의 吸收분 아니라 散亂에도 많은 影響을 받게되므로 不均等 物質

이 있는 周圍의 線量은 過線量 또는 低線量 地點의 分布를 이룬다.

그림 27는 8, 10, 12MeV 電子線에서 組織內에 2×2×2cm의 空洞이 있을 때의 深部百分率로서 空洞으로 인한 最大 飛程距離의 延長과 空洞周圍의 線量 集中効果 (focusing effect)로 인한 最大線量의 增加現象이 나타났으며 그림 28은 10MeV 電子線에서 肺組織으로 인한 深部線量의 變動을 表示하였고 그림 29는 10MeV 電子線에서 骨組織으로 인한 深部百分率로서 線量減衰와 散亂으로 인한 骨組織 周圍의 線量增加等은 臨床에서 看過할 수 없는 要素이다. 위와같이 不均等 物質로 인한 減衰는 實驗 測定에서 다음과 같은 式으로 주어진다.

$$D=Z \times C_E \quad (10)$$

여기서 D 는 不均等 物質의 두께 Z cm에 依한 深部 減衰線量과 同一한 線量 變動에 必要한 물(軟組織)의 두께이며 C_E 는 물의 等價係數이고 $C_E > 1$ 이면 等量曲線은 入射表面쪽으로 移動하며, $C_E < 1$ 이면 等量曲線이 더 깊숙히 들어간다.

實驗結果 等價係數 C_E 는 肺組織이 0.5, 軟骨은 1.1, 硬骨이 1.8이다.

7. Bolus와 Wedge filter로 인한 線量變動

治療面의 屈曲이나 傾斜를 補償하기 爲해서 Bolus를 使用하며, 特히 皮膚表面을 最大 線量率이 되도록 調整하기 爲해서 Bolus의 使用이 不可避하다.

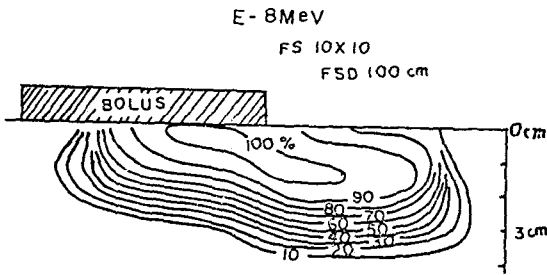


Fig. 30. The dose distribution by bolus on one side of 10×10cm field size for 8MeV electron beam.

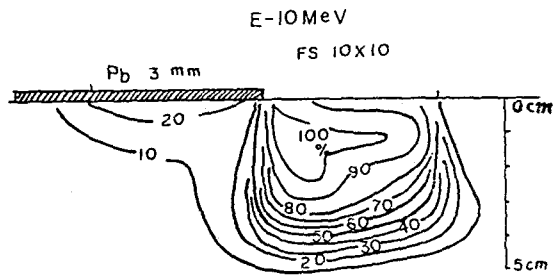


Fig. 31. The dose distribution by 3mm Pb shielder on one side of 10×10cm field size for 10 MeV electron beam.

그 외에 같은 에너지에서 深部百分率을 調整할 境遇 또는 같은 照射面 內의 線量分布 狀態를 變化시킬 境遇에 많이 利用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해야 한다.

直徑 1mmφ 程度의 작은 Polystyrene 顆粒들은 훌륭한 組織 等價物質이며 計劃된 形狀으로 變形시킨 後 眞空을 시키면 堅固하게 굳어지기 때문에 屈曲이 甚한 部位에 適合한 Bolus 이다.

또한 바세링, 혹은 물을 吸收시킨 형질을 利用하거나 圓形의 Mix-Dp, 파라핀 등도 使用하며 이들은 任意로 變形시킬 수는 없지만 두께 등은 正確히 調整할 수 있다.

그림 30는 8MeV 電子線, 10×10cm의 照射面에 1cm 두께의 Bolus를 照射面 一部에 使用했을 때의 組織內 線量分布로서 Bolus가 있는 部位의 皮膚表面은 100%의 線量率을 보이며 最大 飛程距離도 約 1cm 줄어들었다.

電子線의 Wedge는 주로 파라핀, 또는 炭素板等 低原子番號의 物質을 使用하며 組織表面으로 부터 一定距離를 維持하여 組織內 等量曲線을 Wedge型으로 分布되도록 考察되어야 한다.

그러나 Wedge filter의 照射線量은 皮膚間의 距離, 電子線의 에너지, Wedge의 두께, 照射面等에 依하여 많이 變化하므로 線量 補償值을 適用하기가 困難하다. 더욱이 Wedge와 皮膚間의 距離가 짧은 境遇에는 Belus와 같으며, 距離가 길면 均一한 散亂膜의 役割과 같기 때문에 Wedge의 特性이 없어진다.

8. 電子線의 遮蔽와 線量變動

病巢의 크기와 形狀은 多樣함으로 일일이 이에 適合한 照射筒을 利用할 수 없고 境遇에 따라 그 一部分을 遮蔽해야할 境遇가 많으며 이때 遮蔽 物質과 두께 등이 問題가 된다.

電子線을 完全 遮蔽하기 爲해서는 式(5)와 같이 電子線의 實用 飛程距離 만큼의 두께를 찾아야 함으로, 密度가 적은 파라핀 등은 12MeV 電子線에 적어도 6cm 以上の 두께를 찾아야 하며 鉛板은 0.5cm 程度의 얇은 板이 要求된다.

그러나 파라핀과 같이 密度가 적고 두꺼운 物體는 電子線束의 方向을 妨害하고 납과 같이 密度가 크고 얇은 物體는 相當한 量의 阻止 X-線과 二次 電子線을 放出함으로 線量分布의 歪曲이 생긴다.

그림 31은 10MeV 電子線에서 3mm Pb를 遮蔽했을 때, 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.

VI. 線量分布의 改善

腫瘍의 位置와 크기 및 分布에 따라 電子線의 組織內 線量分布를 理想的으로 結合시키므로써 좀 더 좋은 治療效果를 가져올 수 있다.

著者들이 利用한 8~12MeV 電子線은 任意의 腫瘍治療에 充分한 에너지가 되지 못하였고 無限定 넓은 範圍를 全部 照射할 수 없는 缺點을 갖고 있지만 이들을 여러 角度로 操作 또는 結合시키므로써 어느 程度의 適合한 線量分布를 얻을 수 있었으며 다음과 같은 몇가지 方法을 觀察하였다.

1. X-線과의 結合

深部百分率이 指數函數的으로 減衰되는 光子線과 深部線量이 一定 깊이에서 完全 吸收되는 電子線을 같은 方向에서 結合할 때 表面下 位置에서는 集中 線量分布를 이루고, 조금 떨어진 位置에서는 거의 半減된 線量으로 넓게 分布된다.

그림 32는 頭頸部癌의 放射線 治療에서 電子線 12 MeV와 X-線 10MeV의 放射線을 同一 方向으로 結合시킨 것으로서 原發部位의 集中照射과 周圍 組織의 豫

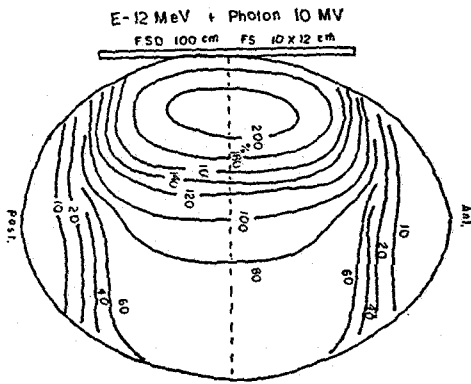


Fig. 32. Equal loading with 12MeV electron and 10MV photon beam. The lateral soft tissues and the primary tumor at a depth 4~5cm receive equally high dose.

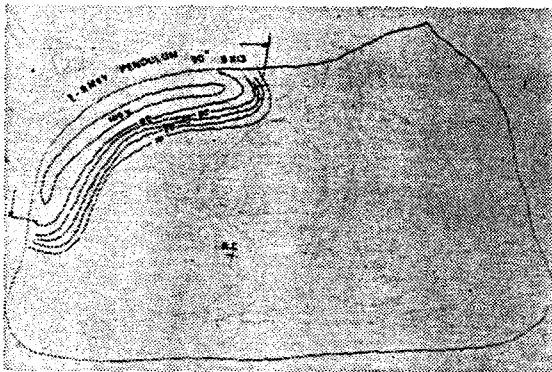


Fig. 33. The dose distribution on chest wall by pendulum irradiation of E-8MeV electron.

防照射가 가능한線量分布曲線을 얻을 수 있다.

이와 같이 電子線과 다른 種類의 放射線을 結合함으로써 더 適合한 線量分布를 얻을 수 있었다.

2. 振子照射

電子線의 振子照射는 넓고 曲面인 照射面에 均一하고 集中的인 照射가 可能하기 때문에 肺組織에 隣接된 胸壁의 隆起面과 넓은 照射面은 電子線의 振子照射로서 가장 理想的인 線量分布를 얻을 수 있다.

그림 33은 胸壁에 對한 電子線 8MeV, F.S 5×13cm, SAD 100cm, 振子角 90°의 線量分布로서 肺組織의 被曝을 激減시키는 同時에 胸壁에는 均一한 高線量分布를 이루고 있다.

이와 같은 方法은 胸壁뿐 아니라 皮膚附近에 넓게 位

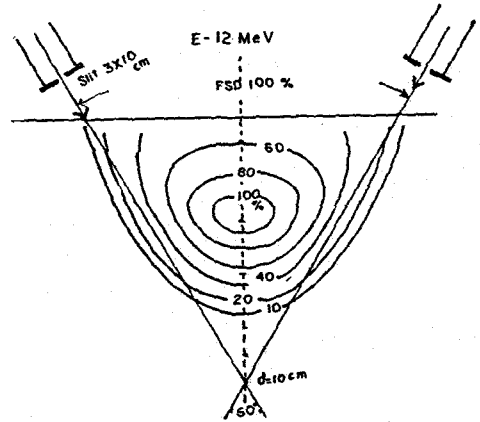


Fig. 34. The dose distribution by slit beam, pendulum technique.

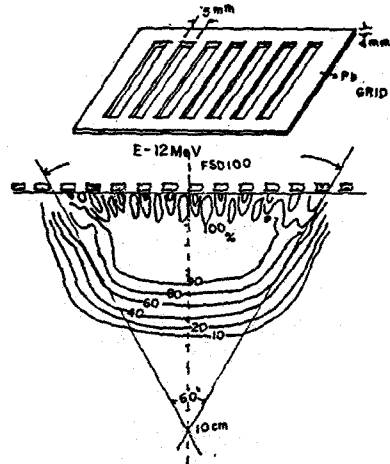


Fig. 35. The lead "Grid" and dose distribution for grid pendulum technique.

置한 腫瘍治療에도 適合하다.

3. Slit 振子照射

加速管에서 射出된 電子線을 가늘고 긴 照射面이 되도록 Slit 을 裝置하고 電子線 照射面의 長軸과 直角인 方向으로 振子運動을 하면서 照射하는 方法이다.

이때 Slit 는 폭이 좁고 길이가 긴 照射面이 되도록 約 5mm의 鉛板으로 遮蔽하거나 이와 크기가 비슷한 Cone 을 製作 使用할 수 있다.

그림 34는 Mix-Dp phantom 에 12MeV 電子線을 3×10cm 로 60° Slit 照射했을 때의 線量分布圖로서 深部線量이 增加하였으며 表面線量이 減少되었다.

4. Grid 振子照射

細隔으로 된 格子를 皮膚上에 固定시키고 電子線을

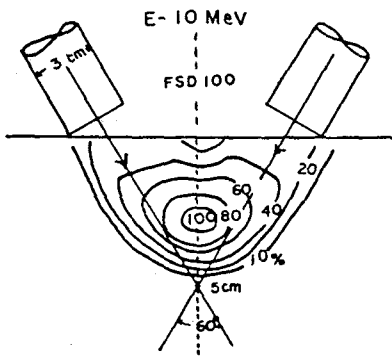


Fig. 36. The dose distribution by focusing irradiation of two directions.

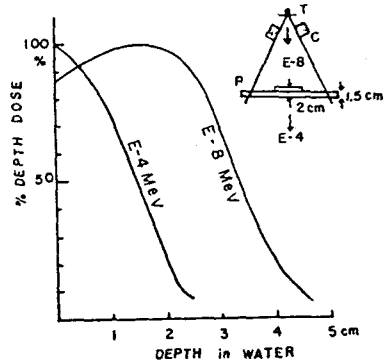


Fig. 38. Percentage depth dose of decreased electron energy (4MeV) by polystyrene plate.

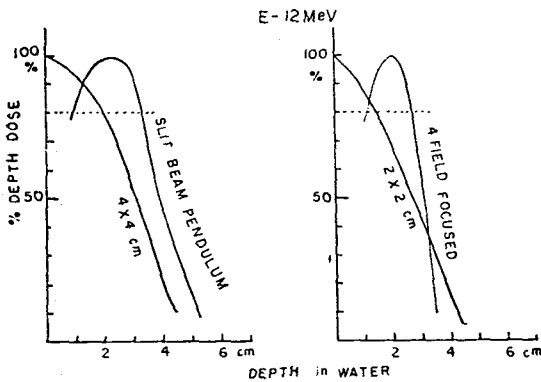


Fig. 37. Comparison of depth dose for Various irradiation methods, the dotted line is width of 80% isodose area.

振り照射함으로써 皮膚面의 損傷을 減少시키며 多少 損傷을 입은 皮膚도 빨리 回復시킬 수 있는 特徵이 있고 深部線量도 增加시킬 수 있는 方法이다.

幅이 5mm 또는 10mm 이고 寬 4mm 두께인 平行形의 가늘고 긴 格子를 5~10mm 間隔으로 並行시켜 照射面의 比率은 50%가 된 格子板을 그림 35와 같이 phantom 위에 놓고 格子에 對한 直角 方向으로 12MeV 電子線을 深部 10cm 中心으로 grid 振り照射했을 때의 深部線量 分布로서 表面의 被曝 激減과 深部率의 增加 現象을 얻을 수 있었다.

5. 集束照射

一定 깊이에 位置한 腫瘍에 對하여 皮膚損傷을 줄이고 集中照射를 爲한 方法으로서 電子線束을 3~4個所의 皮膚面에서 腫瘍의 位置를 向하여 集中照射하는 方法이다.

그림 36은 電子線 에너지 10MeV, 照射面 3cmφ의

照射筒으로서 5cm 길이를 向하여 4個 部位에서 照射했을 때의 線量分布로서 皮膚面의 線量減少와 一定 深部の 集中照射가 可能하다.

그림 37는 固定照射, Slit 振り照射 및 集光照射에 따른 深部百分率의 變化를 表示한것으로서 大部分이 單一照射 보다 皮膚損傷이 減少되었고 深部率과 治療領域을 높였으며 病巢의 集中照射가 可能한 分布를 나타내었고 더욱이 背面線量도 적어서 容積線量이 極히 減少됨으로 有效한 腫瘍線量을 얻을 수가 있다.

6. 에너지 減少의 廣範圍 照射方法

高에너지 電子線을 産出하는 加速器는 電子放出과 마이크로波 및 加速管의 크기에 따라 計劃된 에너지 帶內의 電子線 發生 調節은 可能하지만 그 보다 훨씬 크거나 적은 에너지는 調節이 不可能하다.

그러므로 2~4MeV 程度의 낮은 에너지의 電子線이 要求될 境遇, 電子線의 에너지를 式(9)에 依하여 減速시켜야 한다.

그림 38은 8MeV 電子線을 4MeV의 에너지로 줄이기 위하여 X-線 汚染이 적은 2cm 두께의 polystyrene filter를 使用하여 얻어진 線量分布의 曲線으로서 4m의 距離에서 거의 30×100cm의 넓은 範圍에 90%以上의 平坦度를 얻을 수 있었기 때문에 全身 皮膚癌等에 適當한 照射法의 하나가 될 수 있다.

VII. 考 察

高에너지 電子線은 그 自體가 有限의 質量과 電荷를 가진 粒子이므로 照射 運動에너지와 相對物質의 構造에 따라 그 相互作用은 相當히 變化하기 때문에 高에너지 電子線量의 測定, 에너지 決定, 線量分布圖 作成에 있어서 注意깊은 觀察이 必要하다.

고에너지 電子線량은 아직 標準 測定法이 없고 다만 Co-60 遠隔治療裝置에 依하여 正確히 較正시킨 電離箱만이 實用的인 線量計로 使用하고 있다. 1,2,8,17)

電子線 12MeV에서 數種의 電離箱을 Co-60으로 補正할 때 同一 에너지에 關係서는 各種 線量計의 相互間 線量の 偏差가 적었으나 에너지에 依한 rad/R의 差가 있었다.

Laughlin^{2,6)}은 電離函에서 에너지가 높을수록 單位 esu當 rads의 減少를 觀察하였다.

이와 같이 電子線에 對한 電離箱의 線量測定은 에너지 變化와 pulse로 因한 電離粒子的 再結合 損失, 電離箱壁과 周圍物質 構造, 電離箱의 크기 및 密度에 따라 그 補正值를 考慮하여야 한다. 16)

螢光 glass 線量計는 크기를 매우 작게할 수 있어 一時 照射에서 線量分布를 測定할 수 있고 Co-60 γ 線에 對應하는 相對的 線量を 거의 正確히 얻을 수 있지만 實効 原子番號와 密度가 骨等 組織 等價物質에 比하여 크고, 取扱이 複雜하며 phantom內에서 放射線의 散亂이 많은 것이 缺點이다. 17,20)

Film法은 一回照射로서 線量分布圖를 얻을 수 있어 線量分布의 變化를 쉽고 細密히 求할 수 있으며, 廉價이고 簡單하지만, 正確한 線量 絕對值를 測定하기가 困難하며, film의 種類, 現像狀態, densitometer 등에 따라 線量과 分布의 變化가 크며, phantom中에 film의 密着度에 따라 誤差가 많고 透明한 phantom이나 水中에 film을 裝置한다고해도 Cerenkov線에 依한 影響이 많으므로 注意해야 한다. 7,19)

化學 線量計는 線量の 絕對值를 正確히 求할 수 있지만 急激한 線量分布의 變化 部分을 잘 測定할 수 없고 低線量の 測定이 不可能하며 熱線量計에 依한 線量 絕對值의 測定은 매우 複雜하고 高價이므로, 實用的인 電子線 出力 線量測定은 Co-60으로 較正한 電離箱에 依한 값(R/min)으로 表示하고 이를 에너지에 따른 補正으로서 可能하다. 8,19)

電子線의 에너지 測定은 電子線 에너지 spectrometer에 依해서 거의 正確히 測定할 수 있으며 Bending magnet와 film만으로도 相對的 에너지를 求할 수 있다. 또한 實用 飛程에 依한 에너지 測定方法은 散亂膜과 照射筒等의 散亂線을 包含하게 되며 電子線의 放射化에 依한 에너지 測定方法은 低에너지에 對해서는 適用될 수 없었다. 19,20)

電子線의 線量分布에 있어서 어떤 깊이에서 急激히 線량이 減少하여 腫瘍에 對한 充分한 線量投與와 그 以上の 깊이에서 線量被曝이 無視된다. 4,5,7,22)

또한 에너지를 調整하므로 治療 有效 깊이를 加減할

수 있지만 에너지가 높을수록 線量の 急角度가 減少되어 電子線特有的 利點을 잃게된다. 20,22)

電子線의 散亂은 散亂膜에 依存되며 散亂膜이 두꺼울수록 照射面의 平坦度는 增大되지만 阻止 X-線의 汚染이 커지기 때문에 에너지에 따른 適當한 두께의 散亂物質을 擇하여야 한다. 6,9)

같은 平坦度의 照射面을 얻을 수 있는 散亂膜의 두께는 radiation length(放射行程)로 나타내지만 物質의 種類에 關係없이 거의 一定하고 發生되는 阻止 X-線量도 一定하다.

그러나 同一 radiation length에 대한 에너지 損失을 Al과 납을 比較하면 10MeV에서 2, 9, 30MeV에서 1, 8, 50MeV에서 1, 7의 比로서 前者가 크다고 Loeuinger²⁰⁾가 報告하였다.

散亂膜의 插入位置는 될수있는 限 被照射體面으로부터 멀리 떨어진 位置에 두고, 얇은 物質로 有效하게 散亂시켜 이에 따른 各種의 損失을 減少시킬 수 있다. 5,6,9)

電子線의 組織內 分布 改善은 그 照射方法을 適當히 調和시킴으로서 有效깊이를 크게하고, 表面線量과 背面線量を 적게하여 積分線량을 크게 줄일 수 있다. 10,11,12)

그중 運動 照射方法은 적은 照射面으로 넓고 均一하게 또는 깊은 部位까지 均一한 線량을 얻을 수 있고, 格子照射는 格子의 열린 部分과 遮蔽部分을 交換照射함으로써 皮膚損傷을 줄일 수 있다. 13,19)

歲差運動照射 方法은 表面 및 背面線량을 激減시켰고 一定 깊이의 線량을 集中시킬 수 있는 方法으로서 일적 Sempert의 永久 磁石式 電子線 集板照射方法이 報告되었으나 效果를 얻지 못했으며, 歲差運動 自體가 實施 困難하였지만 固定 二門, 또는 四門 集光照射로서 同一한 效果를 얻을 수 있었다. 12,22)

VII. 結 論

고에너지 電子線은 腫瘍에 對한 集中照射와 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 그 自體가 有限한 質量과 電荷를 갖었기 때문에 物理的, 生物的 特性과 腫瘍에 適用시키는 技術 및 그 評價方法이 光子와는 根本的 差異를 갖었으며 組織과의 相互作用이 複雜하다.

著者들은 8~12MeV의 高에너지 電子線을 使用함에 있어 이들의 線量, 에너지 및 組織內 分布狀態를 臨床的 誤差範圍內에서 正確히 把握해야 할 必要性이 있어 이를 爲한 여러가지 測定器具의 製作과 測定法을 講究하였으며 臨床에 適用되는 몇몇 特性을 다음과 같이 觀察 測定하였다.

1) 電子線의 吸收線量은 ^{90}Sr 標準線源에 校正시킨 指頭型 電離箱을 使用하므로 誤差 3%以內의 良好한 測定值를 얻을 수 있었지만 照射面이 적거나 急激한 線量部位의 測定은 不可能하였다.

2) 電子線의 에너지 測定은 에너지 分析裝置에 依하여 實驗的으로 求할 수 있었으며 實用 에너지는 最大 飛程距離를 測定하여 計算함으로써 臨牀的 誤差(5%)以內의 正確性을 기할 수 있었다.

3) 散亂膜, 遮蔽筒, Bolus 등과 같이 外部物質에 依한 電子 線量分布의 變化와 不均等 組織, 傾斜表面等 被照射物質의 構造와 狀態에 따른 線量分布의 變動을 螢光 測定器 또는 필름等으로 測定하여 體系化시켰다.

4) Grid, Wedge filter 등 數種의 治療 補助器具를 利用하거나 또는 振子照射等 여러가지 治療方法을 模索하여 一律의인 電子 線量分布를 治療에 適當한 線量 分布로 多少 改善할 수 있었다.

(本 論文을 始終 指導鞭撻 하여 주셨던 崔炳肅 科長 任제 感謝를 드립니다.)

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**, 564-565, 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. Radol. Soci.* **11**, 69-78, 1975.
- 12) Dolph n, 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 experimence with betatron. *Radiol.* **56**. 394-402, 1951.
- 16) Hettinger, G. et al. Displacement effect of thimble chambers exposed to a photon or electron beam from a betatron. *Acta. Radiol. Ther. Phy. Biol.* **6**, 61-65, 1967.
- 17) Kessarar, 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., Same physical aspects of electron beam therapy. *Radiol.* **60**, 165-168, 1953.
- 20) Loevinger, R. et al., Radiation therapy with high energy electrons, Part 1 Physical consideration 10 to 60MeV. *Radiol.* **77**, 909-927, 1961.

- 21) Sevansson, H., Influence of scattering foils, transmission monitors and collimating system on the absorbed dose distribution from 10 to 35 MeV electron radiation. Acta. Radiol. Ther. Phys. Biol. 10, 443-447, 1971.
- 22) Zatz, L. M., Essen, C. F. and Kaplan, H. S., Radiation therapy with high energy electrons. Part II. Clinical experience, 10 to 40 MeV. Radiol. 77, 906-926, 1961.