

< 論 文 >

高 에너지 電子線 治療時 體內 空洞으로 因한 線量分布의 變動

秋 成 實 · 李 道 行 · 崔 炳 肅

延世大學校 醫科大學 放射線科學教室

(1976年 3月 31日 接受)

I. 緒 論

高 에너지 電子線이 均一한 組織內에 照射될 때 Build up 現象이 表面으로 부터 크게 增加하고 一定한 深部에서 線量分布가 急速히 減少하므로 腫瘍部位에 集中 照射가 可能하고 健康 組織에 損傷을 줄이는 등의 長點을 지니고 있으나 組織內에 작은 空洞이 存在할 境遇 X 혹은 γ -線과 같은 光子線의 照射와는 달리 그 深部 線量 分布는 相當히 變化하여 線量計劃에 많은 差跌을 招來 하게 된다.

이와 같은 現象은 電子線과 被 照射物質間의 散亂反應이 보다 크게 作用함으로써 空洞 壁으로 부터 內部로 的 散亂이 더욱 增大되고 入射線 對應面에 位置한 空洞 周圍의 線量이 急激히 增加됨으로 空洞內에는 線量 集中 效果가 나타나게 된다.

人體 組織內에는 口腔, 頭部, 上顎洞 및 胸部等 크고 작은 數拾個의 空洞이 있고 空洞 周圍에는 많은 軟組織 和 粘膜炎이 있으며 이들에 對한 集中 線量增加 現象은 放射線 治療에서 無視할 수 없다.

이와 같은 線量 增加現象은 지금까지 여러 學者들로 하여금 甚한 臨床反應을 感知케 하였으며 특히 頭頸部와 胸部에 位置한 腫瘍治療에서 많은 疑心을 갖게 되어 直接 動物 生體實驗을 하거나 豚, 犬 等을 組織 等價 phantom에 挿入하고 線量 變動을 觀察하여 왔다.

그러나 電子線의 線量變化는 空洞의 크기와 模樣 및 照射 에너지等에 依한 複雜한 函數關係를 이루고 있으므로 一括性있는 研究 調查와 量的인 測定은 거의 없었으며 測定 誤差 역시 甚하였다.

延世 癌 센터에서는 數年間 電子線을 腫瘍治療에 適用하던서 體內 空洞에 依한 深部 線量分布의 變動을 確認하고 體系의인 變動事項을 記錄하기 爲해서 口腔, 頸

部, 上顎洞 및 胸部等 體內에 散在한 空洞의 크기와 비슷한 空洞을 製作하고 線型 加速器에서 發生되는 10~12MeV의 電子線을 照射하여 空洞의 크기, 位置 및 照射 에너지에 따른 深部 線量分布 變化를 필름 또는 精密한 測定器로 測定한 後 이를 一貫性있게 整理하여 使用함으로써 實際 電子線 治療 計劃에 相當한 도움을 줄 수 있었다.

II. 線量分布 變化의 基本 要素

1. 電子線의 散亂

線型 加速器에서 加速된 高 에너지 電子線이 一定한 에너지로 分離 放出되어 被 照射物質에 衝突할 境遇 彈性 또는 非彈性 散亂現象이 일어나며 이는 光子線에 비해 相當히 크다.

高 에너지 電子線과 質量이 큰 物質은 原子核 周圍의 電磁場과 入射電子의 電磁場과의 相互作用으로 大部分의 電子는 彈性散亂을 하게되고 物質의 두께에 따라 單一 散亂 또는 多重散亂으로 區分되며 이들의 理論式은 相當히 複雜하지만 組織과 空洞으로 因한 散亂단을 生覺한다던 衝突에 依한 多重散亂 公式이 가장 近似值가 될 것이다.

지금 衝突에 依한 散亂角 θ 를 統計的 散布度에 相當하는 平均 自乘 散亂角 $\bar{\theta}^2$ 로 表示하던

$$\bar{\theta}^2 = K_1 \frac{NZ^2}{E^2} t \dots \dots \dots \textcircled{1}$$

이며 t 는 g/cm^2 로 表示한 物質의 두께이고 E 는 入射 電子의 에너지, N 는 $1cm^3$ 중의 原子數이며 K_1 는 比例 常數이다.

①式에서 物質의 두께를 $d(cm)$, 入射電子 에너지 E (MeV), 原子番號 Z 및 密度 ρ 와의 關係를 近似式으로 表示하던

$$\bar{\theta}^2 = K_2 \frac{Z^2}{E^2} \rho d \dots \dots \dots (2)$$

가 되며 $\bar{\theta}^2$ 는 原子番號와 密度 및 長이에 比例하고 에너지에 反比例한다. 即 에너지가 클수록 進行方向으로 散亂이 많이 일어나고 密度가 클수록 側方으로 많은 散亂을 하게 된다.

또한 散亂 強度는 電子와 物質間의 彈性衝突에 依存하며 이때 衝突 確率 強度 E_c 는 다음과 같다.

$$E_c = K_3 \frac{Z}{A} \rho \log E \dots \dots \dots (3)$$

여기서 A 는 質量數이며 E 는 入射電子의 에너지이다.

即 散亂 強度는 主로 入射電子의 에너지와 物質의 密度에 依存되고 있다.

2. 電子線의 飛程距離

電子線은 物質에 對한 衝突과 散亂作用으로 周圍 組織에 많은 電離能과 有限한 飛程距離를 갖게 된다.

그러므로 電子線의 線量分布는 一定 長이까지 거의 均一한 分布를 이루고 飛程의 끝 部分에서는 急激한 線量 減少現象이 나타나며 組織內에 完全히 吸收되어 버린다.

電子線의 最大 飛程距離 R 는 放射線 臨床治療뿐 아

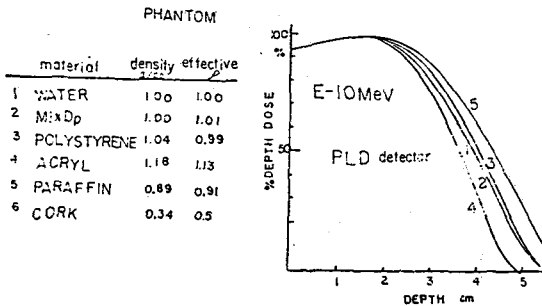


Fig. 1. Comparison of tissue equivalent phantom and depth ionization curves obtained for different phantom materials at 10MeV electron beam, FS 10×10cm.

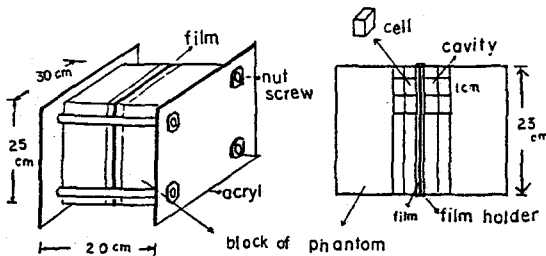


Fig. 2. Schematic view of the assemblage of phantom. The screws are tightened to reproducible pressure by mean of a moment key.

니라 物理學에서도 重要한 位置를 차지하고 있으며 이는 다음式으로 주어진다.

$$R = 0.51E - 0.26 \dots \dots \dots (4)$$

여기서 E 는 MeV로 表示한 電子線의 에너지 數值이고 最大 飛程距離인 R 의 單位는 g/cm²이며 特定物質에 對한 飛程距離(cm)는 그 物質의 密度 ρ 로 除한 값으로 表示된다. 이식에서 10MeV의 電子線은 $\rho=1$ 인 組織內에서 約 5cm의 最大 飛程距離를 가졌으나 空氣中에서는 $\rho=0.0013$ 으로서 거의 無限大가 되지만 距離 逆自乘 法則의 影響을 받게 된다.

Ⅲ. 測定 方法

1. 組織 等價phantom의 製作

本 實驗의 正確性을 기하기 爲하여 組織 等價物質로 製作된 phantom을 使用하여야 하며 그 중 물은 密度 $\rho=1$ 이고 高에너지 電子線에 對한 實効密度 역시 $\rho_{eff}=1$ 이므로 가장 좋은 等價物質이다.

그러나 phantom內에 크기와 模樣이 다른 空洞을 包含시켜야 하며 필름을 비롯한 여러 種類의 測定器를 固定시켜야 하므로 組織과 가장 近似한 等價이고 固形인 phantom이 絶對 必要하다.

지금까지 使用한 固形 phantom은 主로 파라핀, 폴리 스티렌 및 아크릴, 파라핀, 포리에치렌, 송진 등을 混合한 Mix Dp 등이며 그중 Mix Dp는 密度 $\rho=1$ 이고 實効 密度 $\rho_{eff}=1.01$ 이며 폴리 스티렌은 密度 $\rho=1.04$ 이고 $\rho_{eff}=0.99$ 로서 가장 適當한 近似值를 가진 phantom이다.

그림 1은 人體 組織과 거의 等價인 phantom들로서 그들의 密度와 高 에너지 電子線에 對한 實効 密度를 表示한 것이며 右편은 電子線 10MeV에서 이들의 深部 百分率을 TLD로 測定한 것이다. 여기서 各各 phantom에 依한 主線束의 深部率은 多少 差異를 나타내며 그중 물과 비슷한 深部率을 가진 phantom은 Mix Dp와 폴리 스티렌이며 파라핀에서의 飛程距離는 물에서 보다 더 길고 아크릴에서는 보다 짧다.

그러므로 本 實驗은 比較의물과 等價인 Mix Dp와 폴리 스티렌을 電子線에 對한 組織等價 固形物質로 使用하였다.

phantom은 그림 2와 같이 長이가 가로, 세로 각각 30, 25cm이고 두께가 1cm인 四角板을 20枚 포갠 후 나사 刺임쇠를 裝置하였으며 空洞은 phantom 中心 附近을 작은 六角 기둥으로 絶斷하여 適當히 組立하므로서 空洞의 크기와 形態를 任意로 調節할 수 있다.

線量測定用 필름과 測定器는 phantom의 稜입쇠를 풀어서 電子線束 中心에 平行히 挿入한 後 空間效果를 除去하기 위하여 稜입쇠를 强하게 稜입 수 있게 하였으며 두께가 다른 여러 개의 build up 板을 별도로 準備하여 phantom 위에 附著시키도록 하였다.

이와 같이 完全 組立된 phantom은 加速器의 電子線 遮蔽筒 밑면과 一致하고 空洞의 中心과 film 및 測定器의 中心은 恒常 電子線束 中心에 位置하도록 調節하였다.

2. 測定裝置

電子線 發生裝置는 日本 Toshiba 製 LMR-13의 traveling wave 型 Linear accelerator 로서 適正 電子線 加速에너지는 8~12MeV 이며 0.2mmPb의 scatter foil 을 通過한 電子線의 出力線量은 分當 400~600R 이고 焦點과 皮膚間의 距離는 大개 90cm, 最大 照射面은 15×

15cm² 이며 出力의 平坦度와 安定度의 誤差는 ±3% 以內로 調節되어 있다.

空洞에 依한 線量分布는 主로 工業用 film 을 使用한 film dosimetry와 小形 detector 를 利用한 矯正 測定으로서 作圖하였다.

10"×12"의 工業用 필름(Dupont 製)을 1mm 두께의 cardboard holder 로서 遮光하여 그림 2와 같이 該當 phantom 內에 密着시킨 後 電子線 에너지에 따라 5~20R 씩 一定線量을 照射하였다.

感光된 film 은 自動 現像器(Sakura 製)에 依해서 同一한 條件(23°C, 3.25分)으로 現像, 定着함으로서 照射量에 對한 一律의인 黑化度를 얻을 수 있었다.

黑化된 필름의 露出率은 Volta 製 502A 型 densitometer 에 依해서 測定하고 이것을 深部百分率로 換算하였다.

그림 3은 工業用과 醫療用 필름에 對한 露出線量과 黑化度의 關係를 나타내는 필름 特性曲線으로서 工業用 필름이 醫療用 보다 貫容도가 크고(7rads 에서 20rads 까지 直線關係를 이룸) 필름 감마도 더 크기 때문에 本實驗에서는 Dupont 製 工業用 필름을 使用하여 比較의 容易하고 正確한 線量分布를 測定할 수 있었다.

그 外에 使用한 測定器는 Victoreen 製 Radocon I detector 와 體積이 적은 555-100IC ionization chamber 또는 1mmφ, 6mm 인 Fluoro glass dosimeter 等이며 이들을 phantom 內에 挿入하여 線量을 測定한 後 全體의인 線量分布를 矯正하였다.

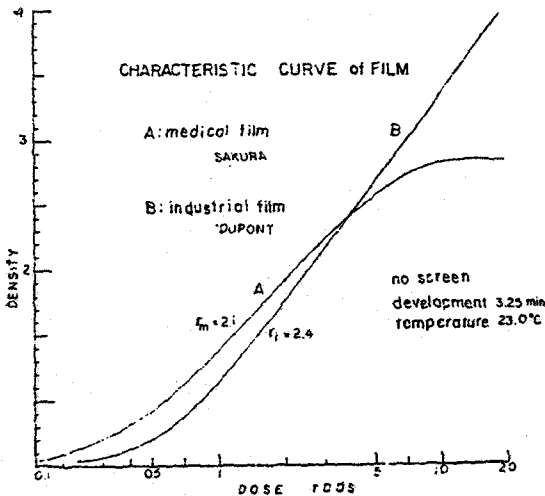


Fig. 3. Characteristic curve obtained with medical and industrial film exposed in polystyrene phantom, development 3.25min temperature 23.0°C.

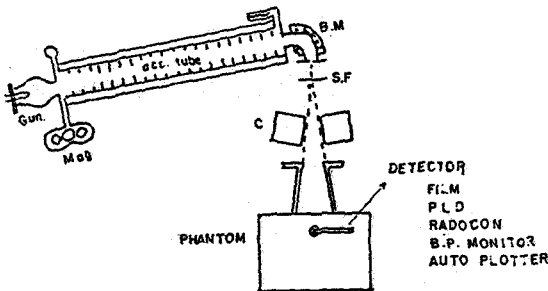


Fig. 4. Schematic diagram of the experimental apparatus.

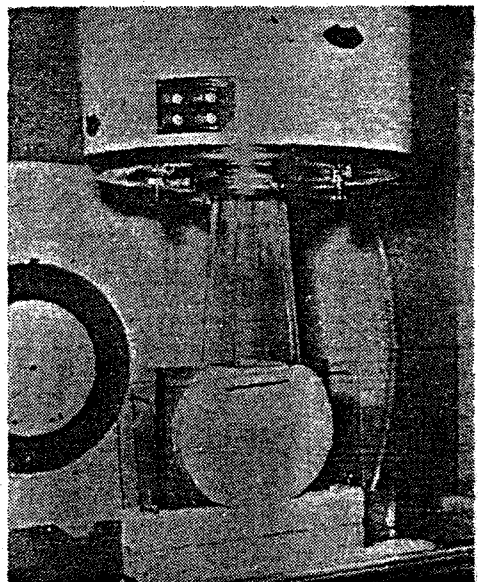


Fig. 5. Demonstration for set-up of phantom with LINAC unit.

測定裝置는 그림 4의 같이 電子線의 遮蔽筒과 phantom面이 接觸되도록 距離를 調整하고 插入된 필름과 測定器의 位置는 電子線의 主線束 內에 固定시킨 後 LINAC으로 부터 該當 電子線을 放出 照射시킬 수 있도록 裝置하였다.

그림 5는 LINAC 室內에서 Mix Dp phantom에 工業用 필름을 插入한 後 照射面 10×10cm²인 아크릴 遮蔽筒을 通하여 10MeV의 電子線을 15rads 照射하고 있는 光景이다.

IV. 測定 結果

組織內 空洞으로 인한 線量分布는 build-up 두께 (0.5~2cm)와 空洞의 크기(가로 세로가 0.5~5cm 깊이가 1~3cm인 六面體) 및 電子線 에너지(8~12MeV)의 變化에 따라 필름과 測定器에 依해서 決定하였다.

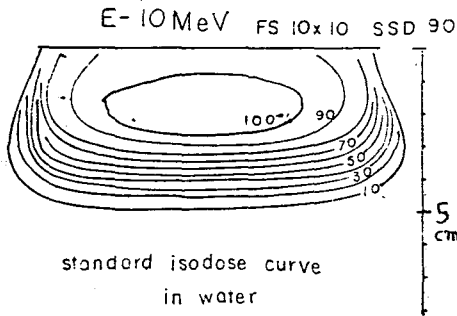


Fig. 6. Standard isodose curves obtained with a 10MeV electron beam, field size 10×10cm, SSD 90cm, in water.

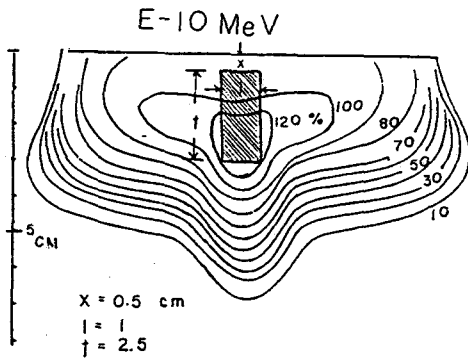


Fig. 7. Isodose curves for E (energy of incident electrons)=10MeV, x(thickness of build-up layer)=0.5cm, l(length of air cavity)=1cm, and t(thickness of air cavity)=2.5cm.

等量曲線의 100% 地點은 필름 中心에서 옆으로 3cm 이고 깊이가 에너지에 따른 最大 build-up 地點(8, 10, 12MeV에 對하여 各各 表面下 1.5, 2.0, 2.5cm)으로 定하였으며 各 曲線은 10% 增加量을 表示하였다.

空洞의 線量 分布率은 均一한 phantom의 線量分布와 空洞의 存在로 인한 同一한 地點의 線量 增加量을 百分率로 表示하였다.

그림 6은 均一한 組織內에서의 10MeV 電子線 照射野 10×10cm²에 依한 標準 等量曲線의 分布로서 最大 buildup이 表面下 2cm 內外에서 形成되며 약 3cm 깊이에서부터 線量은 急速히 減少하여 約 5cm 內에 完全 吸收되어 버린다.

그러나 均一한 組織內에 build-up 두께 x cm, 깊이 t cm, 한 邊의 길이 l cm인 空洞이 있을 때 標準 等量 曲線은 에너지에 따라 各各 相異한 形態로 變化한다.

그림 7은 電子線 10MeV, build-up 두께가 0.5cm, 空洞의 크기가 1×1×2.5cm²에 對한 等量曲線을 表示한 것이다.

線量 分布의 最高 地點은 空洞內에 位置하며 最大 飛

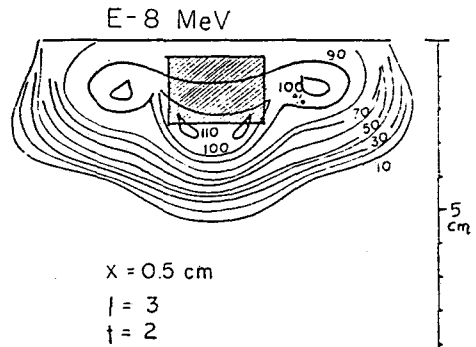


Fig. 8. Isodose curves for E=8MeV, x=0.5cm l=3cm, and t=2cm.

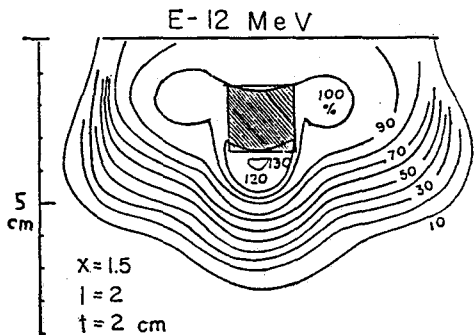


Fig. 9. Isodose curves for E=12MeV, x=1.5cm, l=2cm and t=2cm.

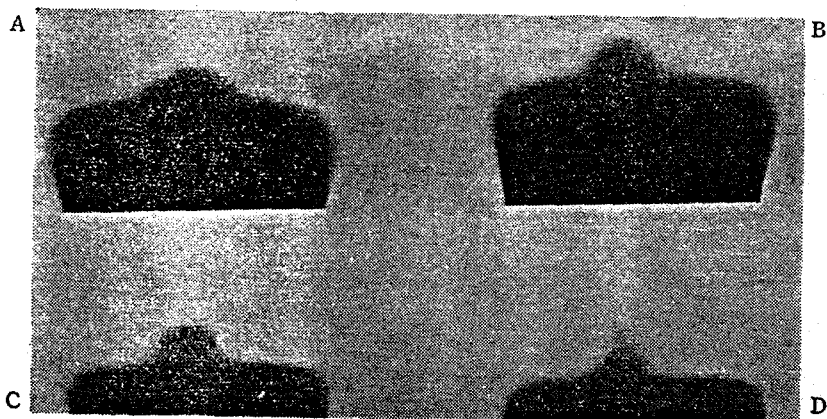


Fig. 10. Industrial film exposed with electron beam, FS 10×10cm, SSD 90cm,
 A: $E=10\text{MeV}$, $x=1\text{cm}$ $l=1.5\text{cm}$ $t=3\text{cm}$
 B: $E=10\text{MeV}$, $x=1.5\text{cm}$ $l=2\text{cm}$ $t=2\text{cm}$
 C: $E=12\text{MeV}$, $x=1\text{cm}$ $l=1.5\text{cm}$ $t=3\text{cm}$
 D: $E=12\text{MeV}$, $x=1.5\text{cm}$ $l=2\text{cm}$ $t=2\text{cm}$

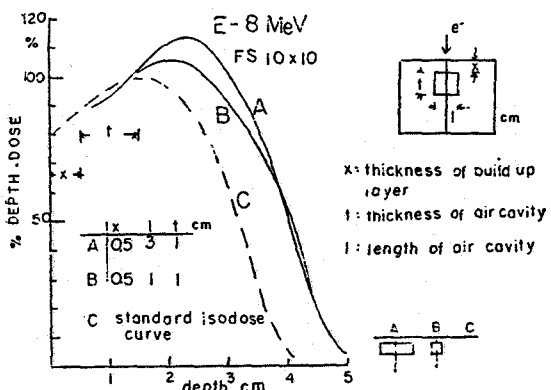


Fig. 11. Perturbation of percentage depth dose in electron central beam with $E=8\text{MeV}$, FS 10×10cm, $x=0.5\text{cm}$ $t=1\text{cm}$ for variation of air cavity length.
 curve A: $l=3\text{cm}$
 curve B: $l=1\text{cm}$
 curve C: without cavity.

程距離도 約 2cm 延長되었다.

그림 8과 9는 各各 8, 12MeV의 電子線을 該當 크기의 空洞에 照射하였을 때의 等量曲線 分布이며 이때 最大點은 空洞 바로 아래쪽이고 最大線量은 各各 10% 및 30% 增加하였으며 最大飛程距離도 約 2cm 延長되었다.

그림 10의 electronograph는 10MeV와 12MeV 電子線을 各各 表面下 1cm와 1.5cm에서 空洞의 크기가 1.5×1.5×3과 2×2×2cm² 일 때의 線量分布를 工業用 필름에 感光시킨 것이다.

여기서 空洞周圍에 黑化도가 增加하였고 最大飛程距

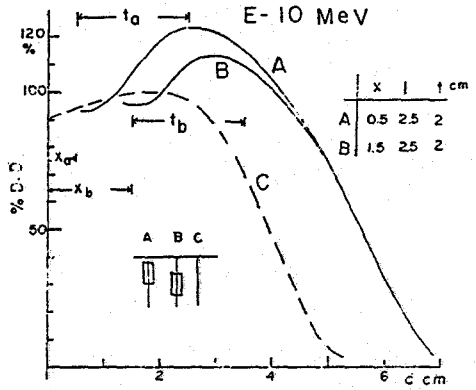


Fig. 12. Perturbation of depth dose with 10MeV electron, FS 10×10cm, $l=2.5\text{cm}$, $t=2\text{cm}$, for variation of build-up layer.
 A: $x=0.5\text{cm}$ B: $x=1.5\text{cm}$
 C: without cavity

離가 延長된 것을 볼 수 있으며 正確한 量은 densitometer에 依해서 測定된다.

以上과 같이 build-up 두께와 空洞의 크기를 變化시키면서 그 線量分布를 測定하고 이들에 對한 中心線束의 深部 百分率을 綜合하였다.

그림 11은 電子線 8MeV 에너지와 照射面 10×10cm²에서 曲線 A와 B는 表面下 0.5cm에 位置한 空洞의 두께가 1cm이고 四方의 길이가 各各 3cm, 1cm 일때의 深部 百分率로서 空洞이 없을 때의 深部 百分率 C曲線보다 最大線量이 各各 15% 및 10%씩 上昇하였고 飛程距離가 約 1cm 延長되었다.

그림 12는 10MeV 電子線에서 曲線 A와 B는 空洞의

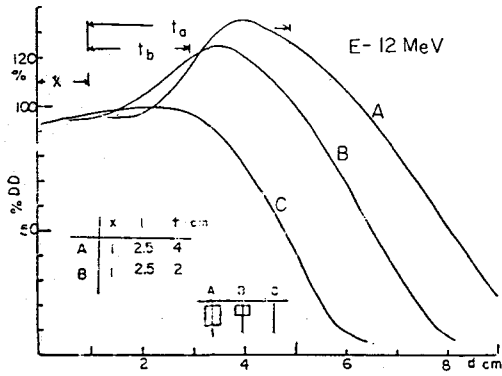


Fig. 13. Perturbation of depth dose with $E=12$ MeV, FS 10×10 cm, $x=1$ cm, $l=2.5$ cm for variation of air cavity thickness.
A: $t=4$ cm, B: $t=2$ cm
C: without cavity

크기가 같고 ($2.5 \times 2.5 \times 2$ cm³) build-up 두께가 각각 0.5와 1.5cm씩 변화에 따른 深部線線이며 標準 C曲線보다 約 20% 및 10% 線量이 增加하였고 最大 飛程距離도 約 2cm 延長되었다.

그림 13은 12MeV 電子線에서 空洞의 두께 t 가 각각 4cm, 2cm로 變할 때 深部 線量曲線이며 空洞두께 4cm

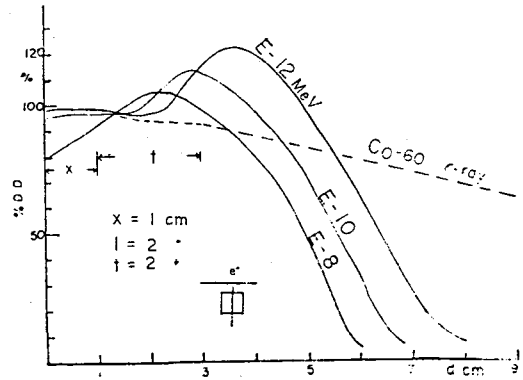


Fig. 14. Comparison of percentage depth dose containing air cavity for 8, 10, 12MeV electrons and cobalt-60 γ ray.

인 A曲線이 標準 C曲線보다 約 30% 線量 增加를 보였다.

그림 14는 表面下 1cm에서 長이가 四方 2cm, 長이가 2cm인 空洞이 있을 때 12, 10, 8MeV의 電子線과 ⁶⁰Co 감마선의 深部 百分率을 表示한 것이다.

이 圖表에서 電子線은 10~20%의 線量이 增加하였고 飛程距離도 약 2cm 延長되었으나 Co-60 γ 線은 空洞에 거의 影響을 받지 않고 均一한 組織內的 透過現象과 같

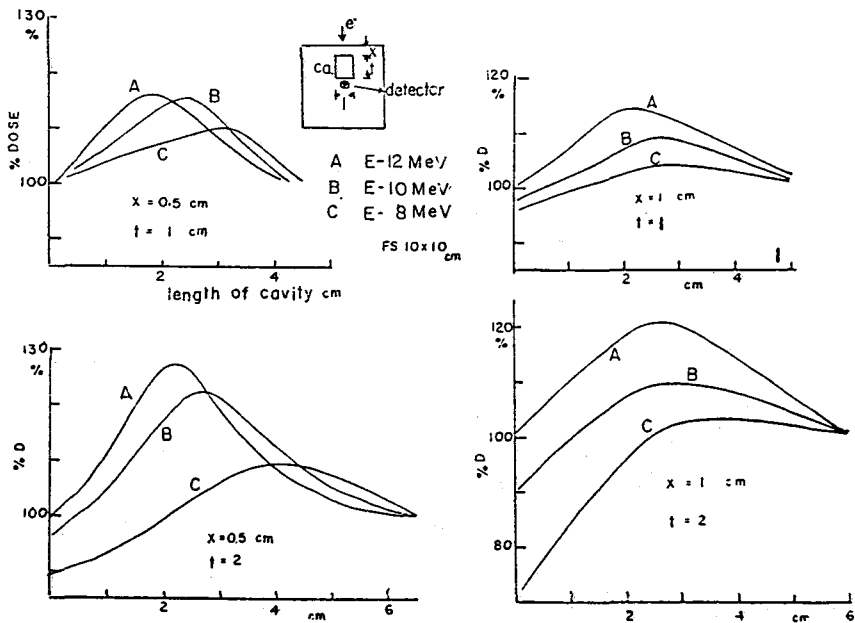


Fig. 15. Percentage doses of the points under various cavities located in tissue equivalent phantom as a function of cavity length for each combination of cavity thickness and build-up layer. Each curve corresponds to a particular energy of the incident electron beam.

이 指數函數的으로 減少하고 있을 뿐이다.

空洞으로 인한 線量의 最大增加 地點은 主로 空洞내에 位置하지만 그 周圍 境界組織에도 相當한 線量分布를 이루고 있다. 特히 build-up 두께가 0.5cm, 空洞의 깊이가 2cm 內外에서 空洞의 깊이가 2cm 以上일때는 最大線量地點은 空洞 아래 組織內로 移動한다.

이와 같이 空洞으로 인한 周圍 組織은 보다 많은 線量을 받게되며 이는 臨床的으로 重要함으로 이 部分에 對한 線量測定이 必要하다.

그림 15는 表面下 x cm 에서 四方의 長이가 l cm, 長이가 t cm 인 直六面體의 空洞 바로 아래에 測定器를 裝置하고 空洞의 크기를 變化함에 따른 線量變動을 測定한 것이며 曲線 A, B, C는 各各 12, 10, 8 MeV의 電子線에 該當한 深部 百分率이다.

左上의 圖表에서 線量 最高點은 A, B, C가 各各 18, 15, 10%이며 空洞의 長이가 各各 1.5, 2.5, 3.5cm 일때가 最大値를 이룬다.

右上은 build-up 두께가 1cm 로 길어짐에 따라 A, B, C의 線量 差는 甚하지만 最高點은 空洞의 長이가 共히 2cm 內外에서 이루어진다.

左下는 $x=0.5$, $t=2$, $l=2$ cm 內외의 空洞에서 線量增加가 比較的 많으며 12MeV 에서는 約 30%, 10MeV 는 約 20%, 8MeV 는 10%씩 增加하였다.

右下는 $x=1$ cm 이고 $t=2$ cm 일 때의 最高線量을 表示했으며 A, B, C에 따라 그 差異도 커진다.

V. 考 察

現在 國內에서도 250KeV X-線 또는 ^{60}Co γ 線等 放射線에 의한 腫瘍治療는 널리 施行되고 있으나 指數的인 減弱現象으로 全體的인 積分線量이 많기 때문에 放射線 治療의 어려움이 보다 많다.

다행히 本 癌센터에서는 數年前부터 稼動되어온 LMR-13 線型 加速器에 依해서 8~12MeV의 高 에너지 電子線을 發生시켜 수많은 腫瘍患者를 治療하여 왔으며 部位에 따라 좋은 治療效果를 가져왔다.

電子線은 그 自體가 有限의 質量을 갖인 粒子線이므로 에너지와 物質에 따라 物理的 特性이 相當히 復雜하여 實際應用에 많은 混雜을 주고 있다. 特히 電子線의 散亂과 有限의 飛程距離는 電子線 治療의 큰 長點이라고 할 수 있지만 이와같은 特性은 空洞을 많이 包含하고 있는 頭頸部位 또는 肺組織을 包含하는 胸部治療에서 標準 線量分布를 意外로 많이 變化시키고 있다.

1967年 Boone MLM 등은 高 에너지 電子線을 動物의

胸部에 照射하고 生體內에 TLD와 같은 組織 插入用 測定器를 使用하여 線量變化를 測定하였다. 이때 線量의 增加量은 10~20% 以上이 되었으나 插入位置와 解剖學的 差異 및 測定 誤差로 因하여 測定值의 誤差變動이 매우 甚하였다.

1968年 Karjalainen P 등은 生體와 비슷하고 크기가 같은 때, 납 및 空洞等을 製作하여 이를 폴리스틸렌 phantom 內에 插入하고 高 에너지 電子線을 照射한 後 이들 陰影에 對한 線量을 測定하였으나 空洞의 크기와 模樣에 對한 線量增減의 關係를 表示하지 못하였다.

1971年 Starchman DE 등은 10~35MeV 電子線을 空洞이 있는 組織 等價物質內에 照射했을 때 線量 增加現象은 build-up 두께에 相當한 影響이 있음을 發表하였다.

또한 1972年 ICRU Report 21 "電子線의 線量測定"에서도 組織內 不均等 物質에 依한 線量變動은 臨床治療에 看過할 수 없음을 表明하였다.

이와 같이 電子線 治療에서 從來의 光子線만을 생각하고 均一한 電子線의 標準 線量分布만을 使用하여 體內 어느 部位에서나 適用하여 오던 放射線 治療擔當者들은 臨床的인 面과 直接 生體實驗에서 線量誤差의 變化가 意外로 많은 것을 實感하고 여러가지 實驗을 通하여 矯正하려고 努力하였다.

그러나 電子線의 特異한 性質로 因하여 空洞의 크기와 形態 및 照射에너지에 따른 線量變化를 體系化시키지 못하였다.

著者들은 數年間 皮膚癌, 頭頸部癌 및 乳癌等에 對하여 電子線 治療를 遂行하면서 空洞에 對한 線量變化를 體系化할 必要를 느꼈으며 組織 等價인 phantom과 線量 測定器具의 導入으로 이를 可能케 하였다.

本 實驗에서는 人體組織과 等價인 Mix Dp 또는 polystyrene을 使用했으며 空洞의 크기와 build-up 두께도 0.5cm 에서 5cm 까지 變化시키면서 film dosimetry와 TLD 및 體積이 적은 高感度 測定器로서 測定하였다.

VI. 結 論

高 에너지 電子線 治療에서 空洞을 包含한 組織內 線量分布의 變化는 空洞의 크기와 形狀 및 照射 에너지에 따른 函數關係를 갖고 있으며 空洞 周圍에 線量 集中效果(focusing effect)의 現象이 明白하였다.

이런 現象은 臨床的으로 重要하며 特히 人體의 口腔, 頭頸部 및 胸壁等에 散在한 空洞 周圍의 組織과 粘膜에 對한 集中 線量增加는 看過할 수 없는 注目할 現象이다.

著者들은 模樣과 크기가 解剖學的으로 類似한 空洞을 製作하고 이를 組織等價 phantom 內에 挿入하여 高 에너지 電子線을 照射한 後 이들에 對한 測定值를 體系의 으로 分析하고 그 矯正值를 圖表로서 表示했으며 다음 과 같은 一般의 結論을 얻을 수 있었다.

1) 8~12MeV 電子線에서 表面下 0.5cm, 空洞의 크기가 2×2×2cm 일 때가 比較的 많은 線量變化가 發生되며 그 增加量은 約 10~30%이다.

2) 最大 線量地點은 電子線 에너지가 높고 空洞의 길이 가 길수록 空洞아래에 位置한 組織內에 分布된다.

即 8~12MeV 에너지의 最大 線量地點은 build-up 두께가 0.5cm, 空洞의 깊이가 2cm 內外에서 空洞의 길이 가 길수록 中心線束을 따라 空洞 境界 아래쪽으로 移動 한다.

3) 에너지가 增加할수록 最大 線量地點은 空洞의 길이 가 짧은 쪽에서 形成된다.

即 空洞의 깊이가 1cm 이고 build-up 두께가 0.5cm 일 때 空洞의 길이에 對한 8, 10, 12MeV 電子線의 最大 線量地點은 各各 3.5, 2.5, 1.5cm 에서 形成된다.

4) 空洞 周圍의 線量 增加는 에너지가 높고 build-up 두께가 얇으며 空洞의 깊이가 깊고 空洞의 길이가 約 1~3cm 일 때 가장 높아진다.

5) 空洞 上部組織의 線量分布는 標準線量에 比하여 5~10% 程度의 線量이 減少된다.

6) 空洞으로 인한 電子線의 最大 飛程距離는 거의 空洞의 길이만큼 延長된다.

7) 空洞의 길이가 5cm 以上일 때의 線量分布는 空洞이 無限大의 길이를 갖었을 때와 거의 비슷한 分布를 이루고 있다.

以上과 같이 體內 空洞으로 인한 線量分布의 變化는 臨床的인 治療誤差 範圍를 훨씬 넘으며 集中 線量 增加 現象이 明白하다.

이와같은 境遇 合理的인 矯正值를 使用함으로 放射線 治療時 空洞으로 인한 線量誤差를 最小化할 수 있고 또 한 選擇된 照射計劃을 遂行할 수 있으며 高 에너지 電子線을 보다 効果적이고 正確하게 利用할 수 있다고 思慮된다.

REFERENCES

1. Almond PR, Wright AE, Boone MLM: High energy electron dose perturbations in regions of tissue heterogeneity. Part I. Physical models of tissue heterogeneities. Radiology 88: 1146-1153, Jun. (1967)

2. Boone MLM, Jardine JH, Wright AE, et al: High energy electron dose perturbation in regions of tissue heterogeneity. Part I. In vivo dosimetry. Radiology 88:1136-1145, Jun. (1967)
3. Brenner M, Karjalainen P, Ryttilä A, et al: The effect of inhomogeneities on dose distributions of high energy electrons. Ann NY Acad Sci 161:233-242, 3 Jul. (1969)
4. Karjalainen P, Brenner M, Ryttilä A: Effect of anatomical irregularities on the dose in electron beam therapy. Acta Radiol. (ther) 7:129-140, Apr. (1968)
5. Loevinger R, Karzmark CJ, Weissbluth M: Radiation therapy with high energy electrons. I. Physical considerations. 10 to 60 MeV. Radiology 77:906-926, Dec. (1961)
6. Laughlin JS: High energy electron treatment planning for inhomogeneities. Brit J. Radiol 38:143-147 Feb. (1965)
7. Lochmann, D.J: Therapy in cancer of the head and neck with the betatron electron beam. Am. J. Surg. 98:847-850, Dec. (1959)
8. Ovadia J, Uhlmann EM: Isodose distribution and treatment planning with electrons of 20~35 MeV for deep seated tumors. Amer J. Roentgen 84:754-760, Oct. (1960)
9. Starchman DE, Chao J.H: Quantitative measurement of the increase in dose adjacent to voids during irradiation of a Lucite Phantom by high-energy electron beams. Radiology 94: 451-452, Feb. (1970)
10. Starchman DE, Chao J.H: The importance of build-up thickness in the dose increase produced adjacent to voids in tissueequivalent material exposed to 10~35 MeV electrons. Radiology 98:435-437, Feb. (1971)
11. Beattie, JW, Tsien, K.C., Ovadia, J, and Laughlin, JS.: Production and properties of high energy electrons for Therapy. Am. J. Roentgenol, 88:235-250, Aug. (1962)
12. Chu, FCH, Nisce, L, and Laughlin, JS.: Treatment of breast cancer with high energy electrons produced by 24 MeV betatron. Radiology 81:871-879 Nov. (1963)

13. Almond, PR, and Boone, MLM. : The effects of sternum upon the central axis depth-dose curve for high energy electrons. *Radiology* 86: 148-149, Jan. (1966)

14. Veraguth, P. : Clinical Experiments with electron therapy up to 30MeV. *Brit. J. Radiol.* 34: 152-159, Mar. (1961)

15. Tapley, NDUV, and Fletcher, G.H. : Skin reactions and tissue heterogeneity in electron beam therapy, Part I : Clinical experience. *Radiology* 84:812-815, May. (1965)

16. Bradshaw AL, and Maysent AM. : Physical aspects of electron therapy using the 15MeV linear accelerator. *Brit. J. Radiol.* 37:219, (1964)

Abstract

Perturbation of Dose Distributions for Air Cavities in Tissue by High Energy Electron

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

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

The perturbation of dose distribution adjacent to cavities in high energy electron has shown that the percentage of dose increase varies markedly as a function of the build-up layer, the length and thickness of the cavities, and the electron

energy.

The dose distribution showed that cavities similar in size to those encountered in the head and neck measured by industrial film dosimetry and corrected by ionization chambers.

The most increased doses by measuring are resulted in a localized dose of up to 130% of that measured at the depth of maximum dose within a homogeneous tissue equivalent phantom.

The measured values and correction factors of dose perturbation due to air cavities showed in diagrams and would be summarized as follows.

1. In 8~12MeV electron beams, the most marked dose is observed when the build-up layer thickness is 0.5cm and cavity volume is $2 \times 2 \times 2 \text{cm}^3$.

2. The highest dose point is located under cavity when the energy is increased and cavity length is longer.

3. The cavity length at which the maximum percentage dose occurs decreases with increasing energy.

4. The highest percentage cavity doses are obtained when the energy is high, the build-up layer is thin, the thickness of the cavity is large, and the length of the cavity is approximately 1 to 3cm.

5. The doses of upper portion of cavity are less than the standard dose distribution as 5 to 10%.

6. The maximum range of electron beam are extended as much as thickness of cavity.

7. A cavity having a length of 5cm closely approximates a cavity of infinite length.