

전자선 치료의 개요

서울대학교병원 치료방사선과

유숙현 · 최병돈 · 김영호 · 김정만

1950 년대 초반부터 고에너지의 전자선이 방사선치료에 이용되기 시작한 후 70 년대에 들어와 photon 과 여러 에너지의 전자선을 낼 수 있는 고 에너지 선형가속기의 등장으로 전자선의 임상 적용도가 높아졌는데, 직접 전리 방사선인 전자선은 그 특성이 photon beam과는 매우 다르므로 매질과의 상호작용, 선량분포 등의 물리적 특성을 고려하여 임상에 적용해야 하겠다.

1. 물질과 전자의 상호작용

전자가 매질 속에서 유동할 때 쿨롱력에 의해 원자가전자나 핵과 충돌하여 전리와 여기 또는 제동복사 등의 반응을 일으킨다. 충돌의 두 가지 형태 중 비탄성 충돌은 전리나 여기에 의해 운동에너지가 손실되는 것을 말하며, 완전 탄성 충돌은 운동에너지의 변화가 없는데 이는 거의 불가능하므로 비탄성 충돌에 의한 반응을 살펴보기로 하겠다. 물이나 조직같은 낮은 원자번호의 물질에서는 전자가 매질의 원자가전자와 반응하여 전리현상이 두드러지고 납등의 원자번호가 큰 물질에서는 핵과 반응하여 제동복사가 일어나는데 이러한 작용에 의해 매질 내에서 일어나는 전자의 에너지 감소현상을 살펴 볼 필요가 있다. 전리와 여기에 의한 에너지 감소율은 매질의 전자밀도에 의존하고, 그림 1 에서 보듯이 질량저지능 (에너지손실 / gr/cm) 은 낮은 원자번호 물질이 높은 원자번호의 물질보다 큰 것을 알 수 있다. 제동복사에 의한 에너지 손실은 전자의 에너지가 클수록, 매질의 원자번호가 클수록 증가된다. 그러나 실제 측정에서는 위의 충돌 (collision) 이나 복사 (radiation)

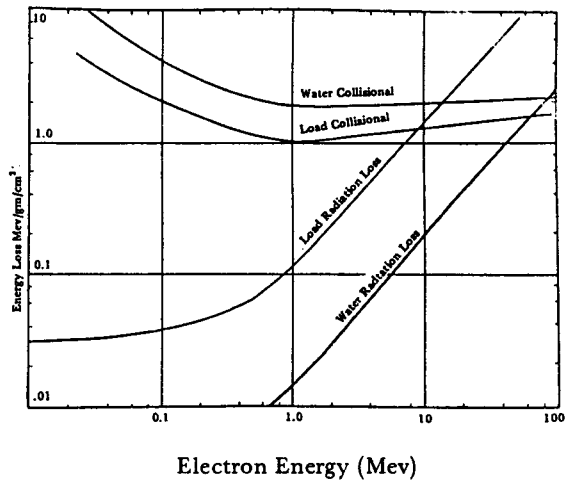


Fig. 1. Rate of energy loss in MeV per g/cm² as a function of electron energy for water and lead. (Reprinted with permission from: Johns HE, Cunningham JR: *The Physics of Radiology*, 3rd ed. Springfield, IL, Charles C Thomas, 1969).

에 의한 에너지 손실을 구분할 수 없으므로 저지능 또한 $(S/\rho)_{c, \Delta}$ 과 $(S/\rho)_{rad}$ 를 합하여 $(S/\rho)_{tot}$ 로 나타낸다. 하전입자에 대한 물질의 총질량저지능 $(S/\rho)_{tot}$ 는 입자가 밀도 ρ 인 매질에서 $d\ell$ 만큼 이동했을 때 입자의 총 에너지 손실을 dE 라 하면 $(S/\rho)_{tot}$ 는 $dE/\rho \cdot d\ell$ 로 정의한다. 그러므로 한정충돌질량저지능 $(L/\rho)_{c, \Delta}$ 는 $(dE/\rho \cdot d\ell)_{c, \Delta}$ 로 표시하고, 이 때의 전자선속 분포가 ϕ_E 라면 흡수선량 D 는 다음과 같은 근사식을 유도할 수 있다.

$$D = \int_{\Delta}^{E_0} \phi_E \cdot (L/\rho)_{c, \Delta} \cdot dE$$

(Δ : Probe를 투과할 수 있는 한계 에너지)

2. 에너지 측정

전자선은 원래 단일 에너지였던 것이 가속기를 통과해 나오면서, 그리고 공기중에서, 또 다른 물질들을 통과하면서 여러가지 에너지를 갖고 Phantom 표면에 도달한다. Phantom 표면에서의 전자선 평균에너지 E_0 는 선량 최대치의 50%인 선량의 깊이 R_{50} 을 써서 다음과 같은 식으로 표시할 수 있다.

$$E_0 = C \cdot R_{50} \quad (C = 2.33 \text{ MeV/cm for water})$$

또 NACP (Nordic Association of Clinical Physics)에 의한 표면에서의 최대 에너지 $(E_p)_0$ 는 실제 전자의 도달 범위 R_p 를 이용하여 다음과 같이 표시한다.

$$(E_p)_0 = C_1 + C_2 R_p + C_3 R_p^2$$

R_p = Practical range

$$C_1 = 0.22 \text{ MeV}$$

$$C_2 = 1.98 \text{ MeV cm}^{-1}$$

$$C_3 = 0.0025 \text{ MeV cm}^{-2}$$

위의 두 식을 이용하면 임의의 깊이에서의 에너지 근사치를 구할 수 있다.

$$(E_p)_z = (E_p)_0 \left(1 - \frac{z}{R_p}\right)$$

$$E_z = E_0 \left(1 - \frac{z}{R_p}\right)$$

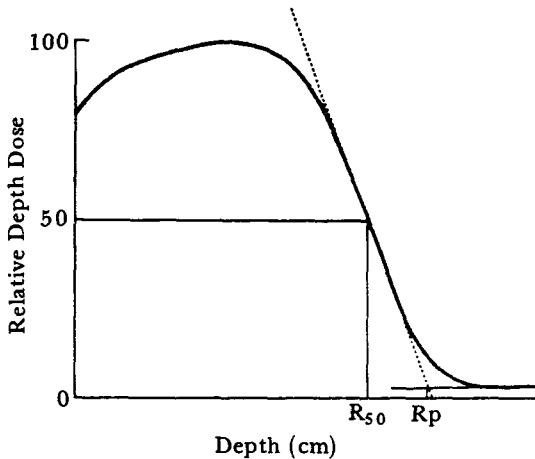


Fig. 2. Depth dose curve illustrating the definition of R_p and R_{50} .

3. 선량의 측정

전자선은 특성상 photon에 비해 선량의 측정이 매우 어렵다. 그러므로 가능한 한 근사치를 측정하기 위해서는 다음의 몇가지 사항을 지켜야 한다.

1) 10MeV이하의 에너지에서는 Plane - Parallel ionization chamber를 사용하고, 그 이상의 에너지에서는 Cylindrical chamber를 같이 사용해도 좋고 2) Phantom의 크기는 측정 조사야의 크기나 에너지에 따른 산란선 전체를 수용할 수 있도록 $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}$ 정도의 크기를 쓰도록 한다. 3) chamber의 전압을 ion 재결합에 의한 부하가 1%이하가 되도록 적정선으로 조절하고 4) 측정의 기준 깊이는 대개 중심축상의 최대선량점을 잡으면 된

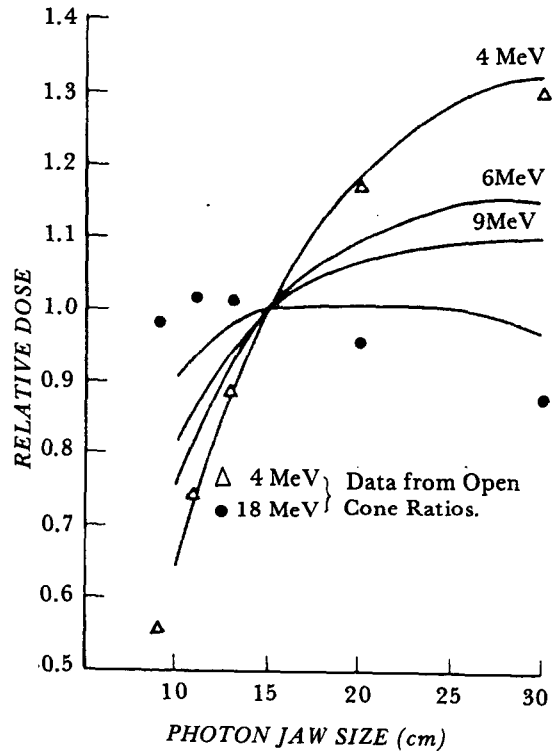


Fig. 3. Variation of relative dose at d_{max} , through a $10 \times 10 \text{ cm}$ cone, with change of jaw setting, relative to the recommended jaw setting. [Reprinted with permission from: Biggs *et al.* (33).]

다. 이렇게 하여 C_E method 또는 N_{gas} method를 이용하여 흡수선량을 계산할 수 있다. 이 외에도 film을 이용하여 심부선량 분포도를 쉽게 구할 수도 있다. 전자선의 심부선량 분포는 어느 정도의 깊이까지는 다소간 균등한 분포를 보이다가 갑자기 감소하고 (특히 4~15 MeV) 전자선의 치료 유효깊이는 80~90% 등 선량곡선으로 정하는데 이는 대략 에너지의 $\frac{1}{2}$ ~ $\frac{1}{3}$ 정도의 값이 해당된다.

조사야의 크기에 따라 출력과 중심축에서의 심부선량 분포가 영향을 받는데 그림. 3은 Cone의 크기를 10cm x 10cm로 고정하고 jaw setting만을 변화시키며 선량측정을 한 것으로 조사야가 커질수록 산란선의 발생이 많아지므로 측정선량도 증가하는 것을 볼 수 있다. 이처럼 조사야의 변화에 따른 심부선량의 변화는 산란전자가 최대 비정거리 이상에서는 그 영향력을 잃게 되어 조사야가 어느 정도 커지면 심부선량의 변화는 거의 없게 된다. 선량이 조사야의 크기에 대한 의존성 때문에 임상에서 작은 크기의 조사야는 직접 측정하는 것이 바람직하다. 정상각형 조사야에 대한 심부선량 자료를 갖고 있다면 장방형 조사야에 대한 근사치는 다음과 같이 구할 수도 있다.

$$D^{X,Y} = [D^{X,X} \cdot D^{Y,Y}]^{\frac{1}{2}}$$

D : 중심축상의 심부선량

X, Y : 조사야의 좌표

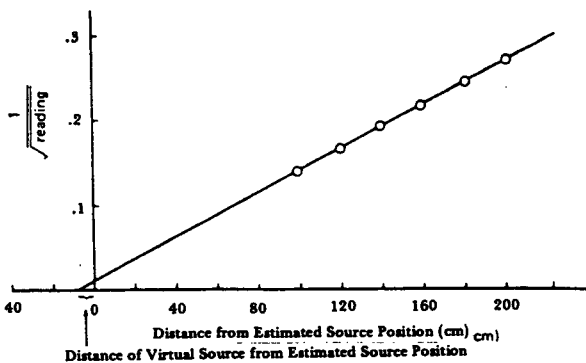


Fig. 4. Determination of virtual source position. [Reprinted with permission from: Almond (40).]

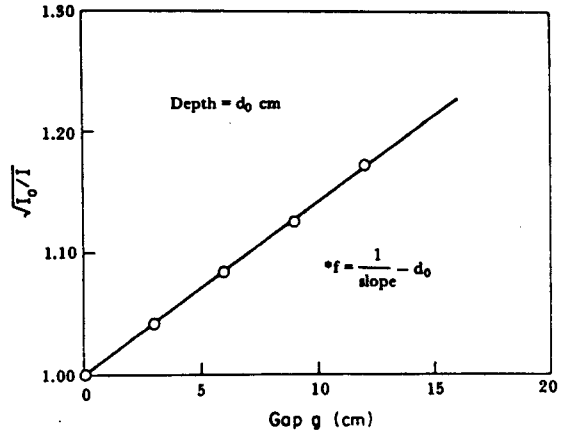


Fig. 5. Determination of effective SSD. [Reprinted with permission from: Khan et al. (41).]

거리역자승 법칙으로 실제 선원을 구해 보면, 실제 우리가 생각하고 있는 선원과는 그림. 4에서처럼 차이가 있는 것을 알 수 있다. 위의 방법과는 대조적으로 Cone의 끝에서 수 cm 간격으로 I_0 (Cone과 Phantom 사이에 gap이 없을 때)와 I_g (g만큼의 gap이 있을 때의 선량)를 측정하여 실효 SSD, f ,를 구할 수 있다. 그림. 5에서 기울기 $S = \frac{1}{f+dm}$ 그러므로 $f = \frac{1}{\text{Slope}} - dm$ 거리역자승 법칙에 의해

$$\frac{I_0}{I_g} = \left(\frac{f+dm+g}{f+dm} \right)^2 \text{ or } \sqrt{\frac{I_0}{I_g}} = \frac{g}{f+dm} + 1$$

f 는 에너지와 조사야의 크기에 따라 다르므로 이에 대한 자료의 정리가 필요하리라 생각된다.

제동복사에 의한 X선의 발생은 표. 1에서 보듯이 에너지가 커질수록 많아 지는데, 임상에서는 이 양이 극히 작아 무시하고 있기는 하지만 전선조사시에는 충분히 고려해야 할 필요가 있다.

4. 치료계획

전자선치료의 가장 큰 장점이 치료 방법이 거의 일문조사로서 간단하다는 것이다. 그러나 다음과 같은 사항을 고려하여 치료계획을 세워야 할 것이다. 우선 에너지의 선택은 등선량 80

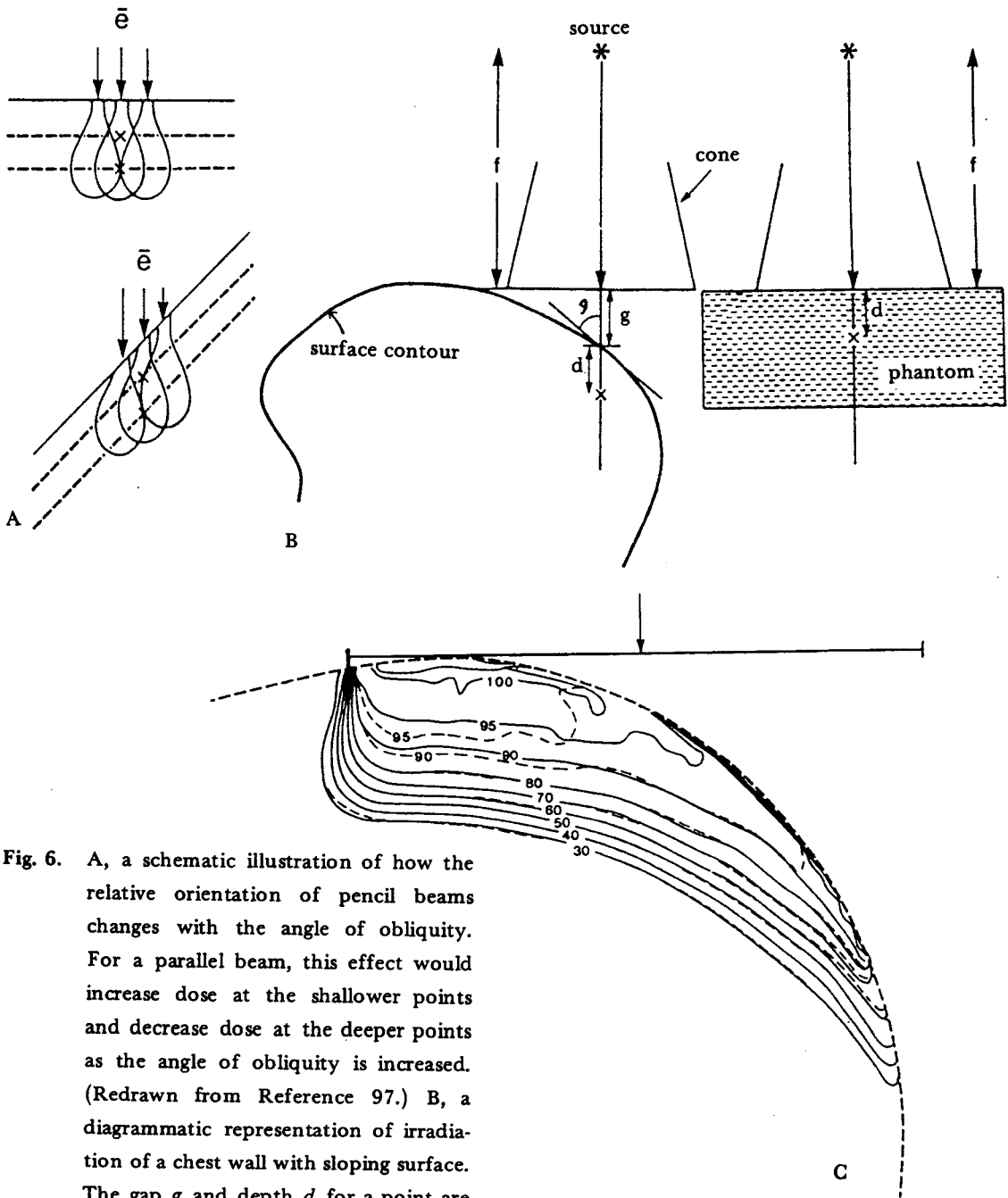


Fig. 6. A, a schematic illustration of how the relative orientation of pencil beams changes with the angle of obliquity. For a parallel beam, this effect would increase dose at the shallower points and decrease dose at the deeper points as the angle of obliquity is increased. (Redrawn from Reference 97.) B, a diagrammatic representation of irradiation of a chest wall with sloping surface. The gap g and depth d for a point are measured along the fan line (the line joining the point to the effective source location). θ is the angle between the fan line and the tangent to the sloping surface. The figure on the right represents the reference setup, with beam incident normal, with no air gaps between the

cone end and the phantom. C, comparison of measured (solid lines) and calculated (dashed lines) isodose distribution for a beam incident on a polystyrene cylindrical phantom. The measured distribution represents isodensity distribution obtained with a film

sandwiched in the phantom according to the procedure outlined in Section 14.3B. The calculated distribution was obtained with a computer using a divergent pencil beam algorithm. Both distributions are normalized to the d_{max} in a reference setup in which the beam is incident normally on a flat phantom with no air gaps between the cone end and the phantom. 12-MeV electrons, field size 18 x 12 cm, effective SSD = 70 cm.

%선 내에 target volume이 포함되도록 하고, 조사야는 photon beam 보다 충분히 잡아야 한다. 입상에서 피부의 표면이 항상 평행하게 위치할 수는 없으므로 이에 대한 보정이 필요할 것이다. 그림. 6 A에서 보면 하나의 넓은 전자

선은 가느다란-Pencil beam의 집합체라고 보면 되는데, 이들이 사각으로 입사했을 때 얇은 부위에서는 인접한 Pencil beam으로부터의 산란선 도달이 많아지고 깊은 부위에는 적어지는 것을 생각할 수 있다. 이처럼 사각으로 입사된 점에서의 심부선량은 Pencil effect와 beam divergence의 영향을 받게 된다. 흉벽의 치료를 예로 들어 그림. 6 B를 생각해 보면, 깊이 d 인 점에서 Phantom에서의 실효 SSD를 f 로 했을 때의 선량을 $D_0(f, d)$ 라고 한다면 흉벽에서의 심부선량 $D(f+g, d) = D_0(f, d) \left(\frac{f+d}{f+g+d}\right)^2 \times OF(Q, d)$ 이 된다.

$OF(Q, d)$ 는 측정점에서 선원까지의 거리는 일정하게 두고 표면에 대한 입사각 Q 만을 변화시켰을 때 측정점에서의 선량변화를 나타낸 것인데, 이는 에너지와 깊이에 따라 다르다.

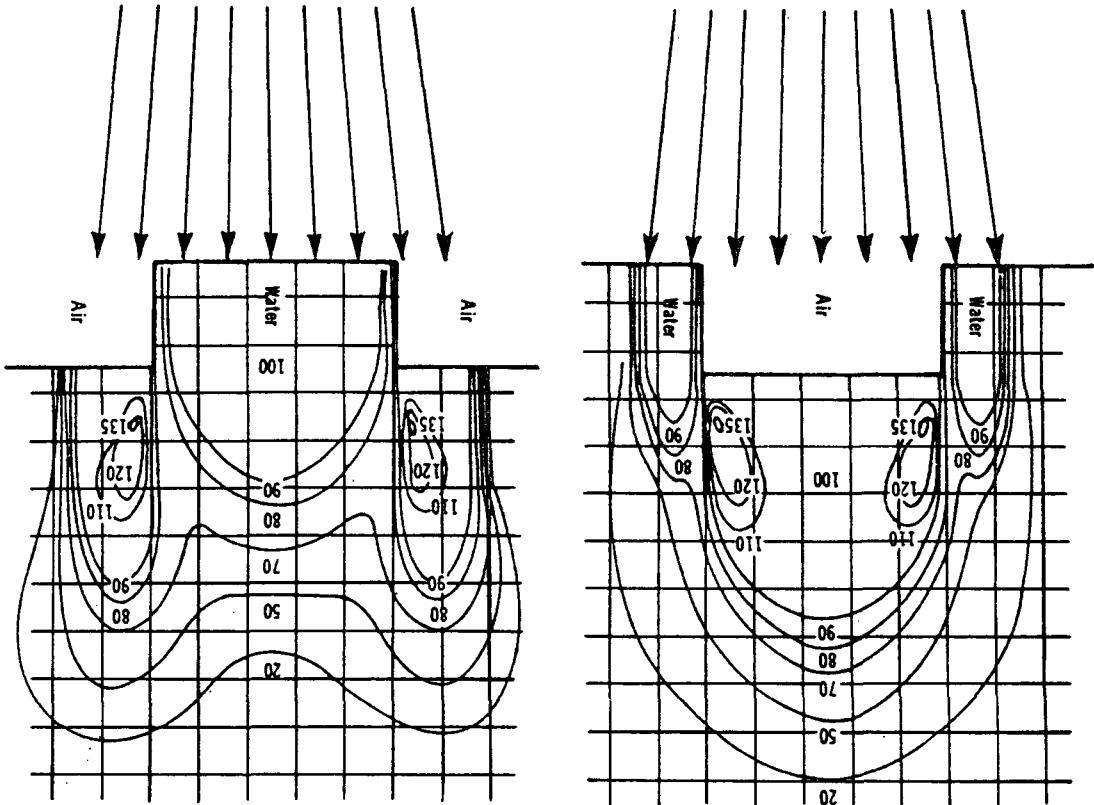


Fig. 7. Effect of sharp surface irregularities on electron beam isodose distributions. [Reprinted with permission from: Dutrix (47).]

그림. 7과 같이 표면이 예리한 굴곡을 이룰 때는 산란선의 분포에 의해 'hot spot'와 'cold spot'이 생긴다. Bolus를 사용하면 이런 첨예한 모양을 줄여 줄 수 있으나, 반대로 조사야 내의 일부분만의 beam 투과력을 줄이기 위해 사용한다면 그림. 7과 같은 결과가 되므로 이를 최소화하기 위해서 bolus의 양 끝을 점차 얇게 만들 필요가 있다.

체내 조직은 밀도가 서로 다른 여러 조직으로 되어 있는데 전자선의 선량분포는 이런 이질체 간의 산란선에 의해 상당히 복잡해진다. 간단히 말해서 하나의 균일한 Slab 밑에 이질체가 존재한다면 이질체에는 CET(Coefficient of equivalent thickness) 법에 따른 보정을 가한 선량분포가 있게 된다. 두께 Z인 이질체의 밑에 깊이 d인 점 P에서의 선량을 구하려면 유효 깊이 d_{eff} 를 먼저 구해야 한다.

$$d_{eff} = d - Z(1 - CET)$$

물에서의 d_{eff} 에 대한 심부선량을 구하여 거리역자승 법칙에 따라 $(f + d_{eff}/f + d)^2$ 만큼을 보정해 주면 된다.

기본 조직보다 전자선 산란력이 큰, 작은 이질체가 조직내에 있다면 그 이질체의 밑에는 저선량이 형성되며 이질체의 가장자리에서는 그림. 8과 같이 특이한 선량분포를 나타낸다.

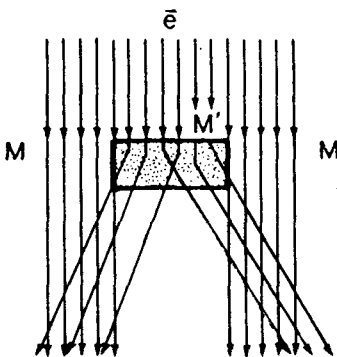


Fig. 8. Schematic illustration of electron scatter behind edges between materials M and M' . The scattering power of M is greater than that of M' .

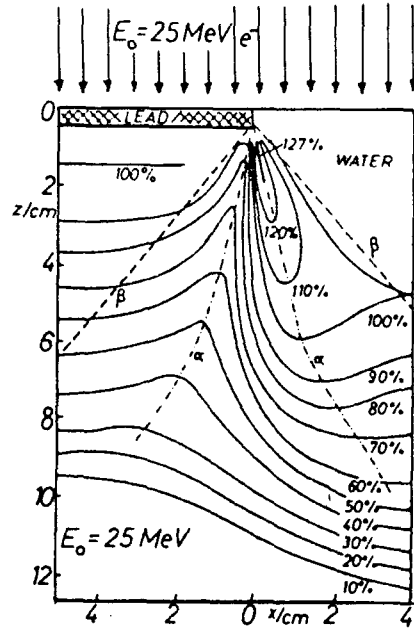


Fig. 9. Isodose distribution behind an edge of a thin lead slab in water. Angle α denotes the maxima of dose change and angle β of negligible change. [Reprinted with permission from: Pohlit and Manegold (49).]

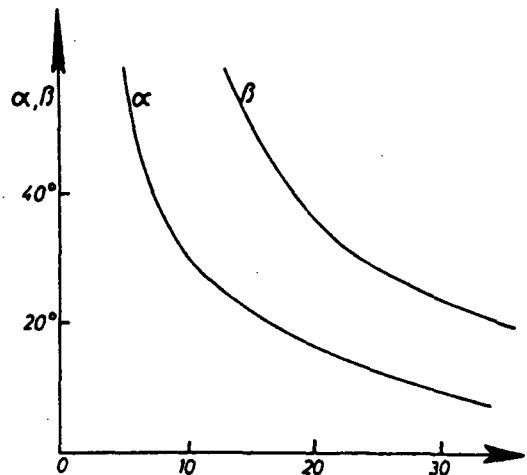


Fig. 10. Plot of angles α and β as a function of mean energy at the edge for inhomogeneities in water (or tissue). [Reprinted with permission from: Pohlit and Manegold (48).]

그림. 9에서와 같이 적은 이질체의 끝에서는 hot spot 와 cold spot 이 생기는 것을 볼수 있는데 α 각은 선량증감의 변곡점을 이은 선의 각이고 β 각은 이질체에 의한 산란선의 영향이 거의 미치지 못하게 되는 부분의 각을 나타낸다. 이 각들은 이질체의 산란선 평균 에너지 E에 따라 변하는데 그림. 10으로 정리할 수 있다.

β 각 바깥 쪽의 선량계산은 CET method로 구하면 되고, α 각 범위 내에서의 최대, 최소선량은 P_{max} 를 써서 평가할 수 있다.

$$P_{max} = \frac{D_m - D_0}{D_0}$$

D_m : 요철 모양을 이룬 선량

D_0 : Water Phantom 내에서 같은 깊이에서의 선량

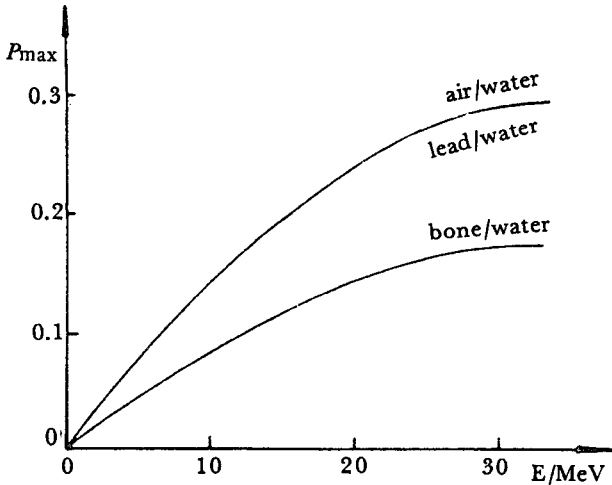


Fig. 11. Plot of maximum change in dose P_{max} as a function of mean electron energy at the edge of various inhomogeneities in water. [Reprinted with permission from: Pohlit and Manegold (49).]

그림. 11에서 P_{max} 는 에너지와 물질에 따라 다른데 이러한 방법을 이용한 계산은 비교적 빠르기는 하지만 대략적이므로 좀더 복잡한 방법이 요구되기도 한다.

전자선 치료시 bolus를 사용하는 경우가 있는데 i) 불규칙한 모양의 표면 보정 ii) 조사

야 내에서 전자선의 투과를 줄이기 위해 iii) 표면선량을 증가시킬 목적으로 쓰인다. bolus의 재질은 저지능과 산란되는 정도가 인체 조직과 등가인 것을 써야 하는데 Paraffin, wax, Polystyrene, lucite, Superstuff, Superflab 등이 주로 쓰인다. 이들 중 lucite나 polystyrene 같은 것은 전자선의 에너지를 줄이기 위해 사용되기도 한다.

5. 조사야 형태

전자선 치료시 조사야의 형태에 따라 차폐체를 사용할 때는 대개 납을 쓰게되는데 95% 이상의 차폐를 위해서 에너지와 조사야의 크기에 따라 납판의 적정 두께를 선택해야 하는데 그림. 12에서 납 두께에 따른 전자선 투과율이 에너지 별로 나타나 있다.

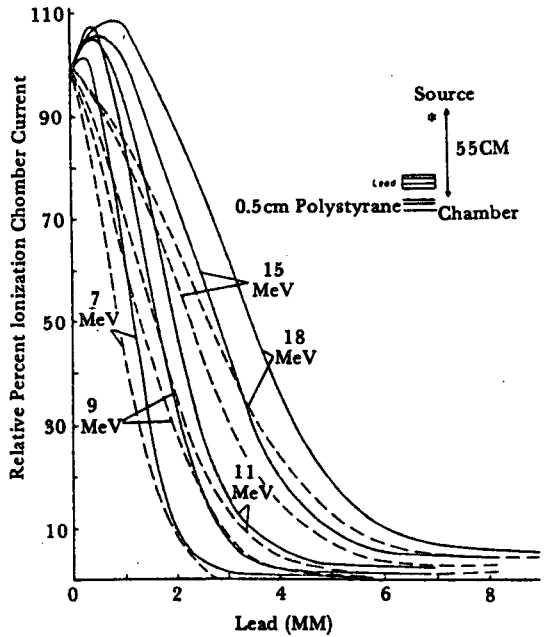


Fig. 12. Transmission curves through lead for 7-, 9-, 11-, 15-, and 18-MeV electrons. Measurements made with a plane-parallel chamber in a polystyrene phantom, at a depth of 0.5 cm. Solid lines are 10.5 x 10.5 cm effective field size and dashed lines are for 6.3 x 6.3 cm effective field size. (Redrawn from Reference 53.)

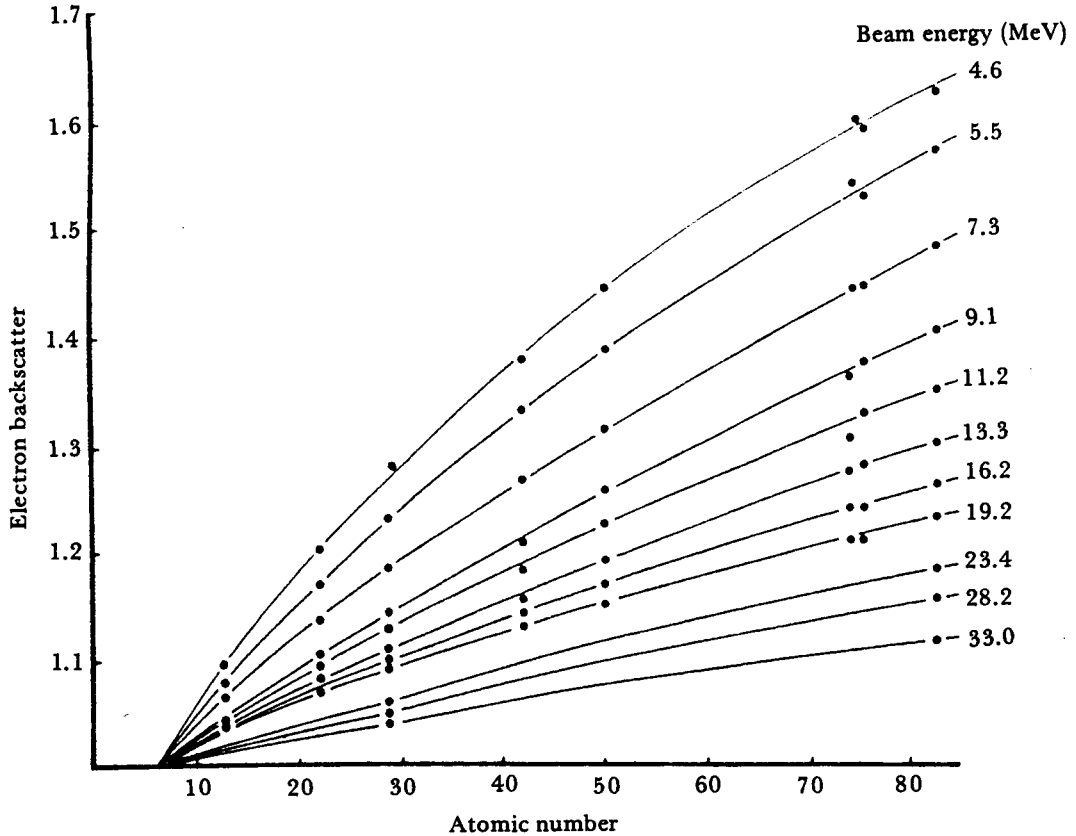


Fig. 13. Variation of electron backscatter with atomic number Z of scattering material for different electron energies at the interface. [Reprinted with permission from: Klevenhagen *et al.* (65).]

때때로 lip이나 buccal mucosa, eyelid 등의 치료시 target volume 밑의 정상조직을 보호하기 위해 조직 사이에 차폐를 할 필요가 있는데 납으로부터의 후방산란이 문제가 된다. 조직과 납의 접촉면에서의 후방산란에 의한 조직에의 선량 증가는 1~20 MeV 범위에서 30~70%에 이르는 것으로 알려져 있다. 접촉면에서의 전자선 평균 에너지를 E_z 라 한다면

EBF (electron backscatter factor) = $1 + 0.735 \exp(-0.052 E_z)$ 인데 EBF 는 그림.13에서 보듯이 에너지가 낮을수록 크고, 산란체의 원자번호가 클수록 커진다. 전자선 후방산란에서 중요한 관점이 산란된 전자의 비정인데 8~20 MeV 범위의 후방산란 전자의 비정은 1~

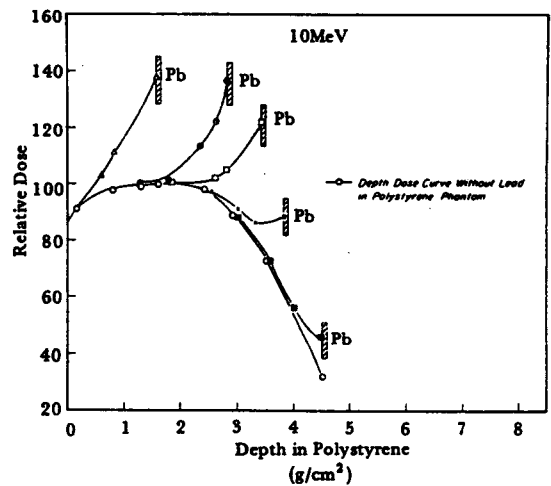


Fig. 14. Modification of depth dose by lead placed at various depths in a polystyrene phantom. Lead thickness = 1.7mm. [Reprinted with permission from: Khan *et al.* (54).]

2 g/cm^2 이고 입사된 전자의 에너지에 따라 차이가 있다.

그림. 14는 10 MeV 전자선에서 납판의 위치에 따라 후방산란선의 영향에 의한 심부선량 분포를 나타낸 것인데, 납의 위치가 깊어질수록 산란에 의한 영향도 줄어들어 가는 것을 볼 수 있다. 이러한 후방산란선의 영향을 줄여 주기 위해서 조직과 납 사이에 bolus 같은 낮은 원자번호의 물질을 존재시키면 후방산란의 영향을 줄여 줄 수 있다.

6. 전자선의 진자조사

전자선의 진자조사는 그 이론상 흉벽이나 늑골등을 대상으로 이상적 선량분포를 얻을 수 있다. 그러나 현재 임상에서 사용되는 치료기로는 isocenter 와 applicator 와의 간격이 극히 작

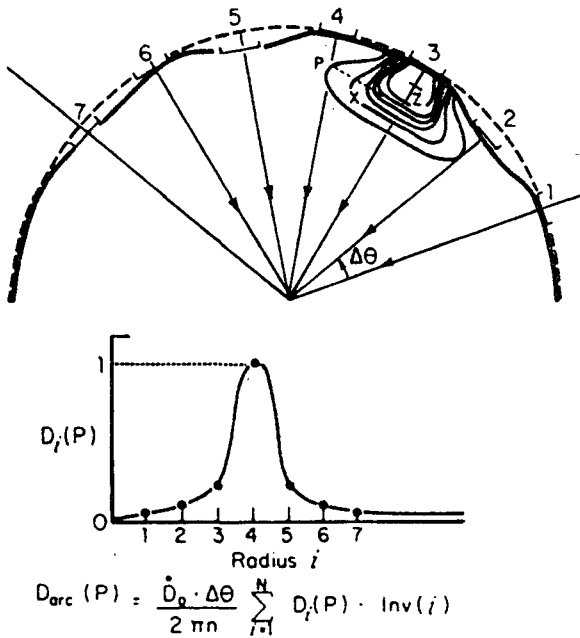


Fig. 15. Integration of dose per arc at a point *P*. Solid line represents an irregularly shaped patient contour and the dotted line is a circle approximating the contour. Isodose curves for the scanning field are placed along each radius to integrate the dose at point *P*. [Reprinted with permission from: Khan (102).]

으므로 진자조사는 불가능한 실정이다. 현재까지 여러 보고서에 의한 이론적인 측정이나 치료계획을 토대로 진자조사를 이해하여 보는 것이 좋겠다. 진자조사에 대한 측정은 고정조사를 이용하는 것과 직접 측정하는 방법이 있는데, 우선 고정된 beam profile를 적분하여 측정하는 방법을 그림 15를 보면서 설명해 보기로 하겠다.

우선 $\Delta\theta$ 만한 간격으로 isocenter 에 대해 간격을 정하고 각 간격에서의 중심축상의 최대 선량점 *P*를 갖는 등선량분포를 구한다. $D_i(P)$ 를 간격 *i*번째 *P*점의 선량이라하면

$$D_{arc}(P) = \frac{D_0 \cdot \Delta\theta}{2\pi n} \sum_{i=1}^N D_i(P) \cdot Inv(i)$$

D_0 : d_{max} 길이의 고정조사야에서의 분당선량률

n : 회전속도 (분당회전수)

$Inv(i)$: 원주와 표면의 입사점이 갖는 air gap에 거리 역자승 보정치

두번째 직접 측정은 원통형 Phantom을 이용

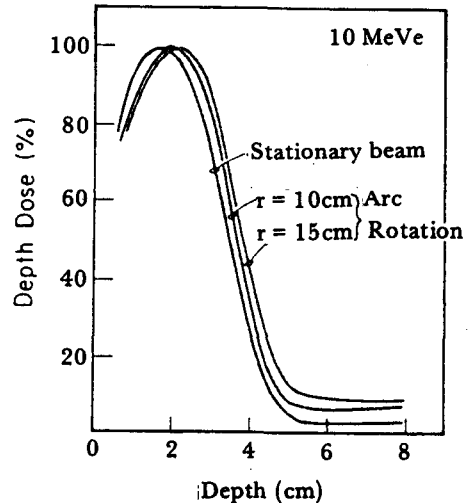


Fig. 16. Effect of isocenter depth-dose distribution compared with a stationary beam. Cylindrical polystyrene phantoms were used: SAD = 100 cm, SSD = 64 cm, diaphragm opening = 3x6 cm, arc angle = 120°. [Reprinted with permission from: Khan *et al.* (88).]

하는 것이 보통이다.

전자선 진자조사는 i) 에너지의 선택 ii) isocenter 결정 iii) 조사야의 크기 iv) 조사야의 모양 v) 등선량 분포를 결정하여 치료계획을 세우는데 진자조사의 선량분포는 그림.16에서 보듯이 고정조사때 보다 투과정도가 더 깊고 표면선량은 줄어드는 것을 볼 수 있으며 계동복사에 의한 선량은 isocenter에서 조금 더 증가하는 것을 알 수 있다.

대개 진자조사에서는 5cm이하의 적은 조사야를 쓰는데, 이는 beam이 표면에 거의 수직 입사하는 것처럼 되어 선량측정이 용이하며 arc 당 선량이 총 arc angle에 대한 의존도도 줄어 든다. 이런 이유로 isocenter에서 4~8cm 정도의 조사야를 쓰는 것이 보통이다. isocenter의 위치는 모든 입사각에 대해 표면에서 등 거리에 있어야 하고, 이 isocenter의 깊이는 전자의 최대 비정보다 깊게 잡아야 한다.

7. 전신조사

2~6 MeV 범위의 전자선이 신체에 넓게 퍼져 있는 표재성 종양에 유효한 경우가 있는데 이 범위의 전자선은 골수의 한계선량을 초과하지 않고도 1cm 깊이 정도의 넓게 퍼져 있는 종양을 치료할 수 있다. 전자선 전신조사의 대표

적인 예가 mycosis fungoides이다. 전신조사법은 대개 두 가지로 대별하는데 환자를 이동시켜 가면서 치료하거나 환자는 고정한채 선원을 회전시켜 가면서 치료하는 Translational technique과 환자를 입위 상태로 하고 SSD를 2~6m로 크게하여 넓은 조사야를 이용하는 Large field technique이 있다.

이상과 같이 전자선의 물리적 특성과 치료기술에 대해 살펴 보았는데, 전자선의 정확한 측정이 매우 까다롭고 아직도 많은 연구가 진행중이거나 요구되고 있는 바 우리도 전자선 치료에 좀 더 깊은 관심이 있기를 부탁드립니다. 끝을 맺을까 한다.

Reference

- Khan FM: The Physics of Radiation Therapy. Ch. 14.
- Fletcher CH: Introduction. In Tapley N(ed); Electron Beam
- ICRU Report 21: Radiation Dosimetry: Electrons with Initial Energies between 1 and 50MeV.