

6MV 전자 선형 가속기 광자선의 전자오염

유 명 진 · 김 동 원

부산의대 부속병원 치료방사선과

정 운 혁

부산대학교 자연과학대학 물리학과

요 약

부산의대 부속 병원의 전자선형가속기 (Mevatron 67) 장치를 이용 하여 표면선량의 원인이 되는 광자선의 전자오염에 대한 연구를 하였다. 표면선량은 조사야의 크기에 따라 증가하는 경향을 나타내었다. 빔내에 트레이를 설치했을 때와 트레이를 제거했을 때 표면선량의 변화와 전자오염정도를 관찰하였다. 전자오염을 감소시키기 위해서 구리 필터를 트레이 밑에 부착하여 그 효과를 분석하였다. 아울러 거리를 변화시켜가며 선량의 변화를 관찰하여 최대의 피부보호효과를 유지할 수 있는 최적의 SSD 와 TSD를 구하였다. 이런 모든 결과들은 방사선 치료 환자의 피부보호에 이용될 것이다.

I. 서 론

종양치료를 위해 MV 광자선을 사용 함에 있어서 고려되어야 할 중요한 점은 환자에게 피폭되는 표면선량의 양이다[1~3]. 원거리 치료장치에서 발생하는 고에너지 X선 혹은 γ 선과 인체의 조직의 상호작용은 콤프톤 산란이 지배적이다. 콤프톤 산란에 의해 생긴 2차 전자는 조직내 어떤 깊이까지 침투할 수 있는데 이러한 산란전자의 밀도가 가장높은 위치에 최대 선량이 나타난다[4]. 입사 광자의 에너지가 증가할수록 최대선량을 받는 지점은 더욱 더 깊어지고 표면에 받는 선량은 점점 작아지므로 인체내 깊숙히 위치하고 있는 종양의 치료에 매우 바람직하며 피부를 보호하는 효과도 크다[5]. 만약 광자가 표면에 도달하기 전부터 외부전자에 의해 과도하게 오염되거나 낮은 에너지의 광자가 생성된다면 피부보호효과는 감소되거나 심지어는 상실될 수도있다[6, 1~3]. 전자오염의 원인에 대해선 조리개 턱, 조사야 균질화 필터, 공기 등이 언급되고 있는데[7,8], 그 중에서도

조사야 내의 부속물의 존재가 전자오염을 증가시킨다는 것이 일반적으로 인정되고 있다[8,9]. 전자오염은 장치내에서 오는 것이 대부분이지만 장치밖에서 오는 것도 무시할 수는 없다[10].

본 논문은 부산의대 부속병원의 6MV 전자선형가속기 (Siemens, Mevatron67) 를 이용하여 전자오염 상태를 분석한 것으로서 다음과 같은 내용이 수행되었다. 첫째, 폴리스티렌 팬텀 내의 최대선량깊이에서 광자선의 감쇠를 트레이 제거시, 트레이 설치시, 트레이 및 필터 설치시의 조건에서 조사야 크기를 변화시켜가며 측정하였다. 둘째, 폴리스티렌 팬텀 표면과 축적 (전자평형상태) 영역의 전자오염을 조사야 크기에 따라 관찰하였고 또 불필요한 부위에 방사선이 피폭되지 않도록 차폐체를 설치할때 트레이가 조사야내에 노출되면 전자오염이 어느 정도 증가하는가를 표면과 축적 영역에서 관찰하였으며 표면의 전자오염을 감소시키기위해 트레이 밑에 구리필터를 부착할경우 표면선량감소효과를 분석하였다. 셋째, 선원과 팬텀표면과의 거리 (Source-Surface Distance,

SSD) 와 트레이와 팬텀표면과의 거리 (Tray-Surface Distance, TSD) 에 의존하는 선량변화를 구하였고 또 최대의 피부보호효과를 얻을 수 있는 SSD 와 TSD를 구하였다. 끝으로, 측정 영역에서 최대조직비율 (Tissue Maximum Ratio, TMR) 을 트레이 제거시, 트레이 설치시의 조건에서 측정하였다.

II. 실험장치 및 방법

1. 실험장치

선량계로는 CAPINTEC 192X Exposure Rate Meter 와 더불어 부피 0.6ml의 전리상 (CAPINTEC, PR-06C) 과 0.5ml PTW (Thin Window Parallel-Plate) 전리상 (CAPINTEC, PS-033) 을 사용하였다. PTW 전리상의 창은 $3.6\mu\text{m}$ ($0.5\text{mg}/\text{cm}^2$) aluminized polyester film 으로 되어있다. 팬텀의 재질은 폴리스티렌 이며 두께는 여러종류 (2" 6개, 1" 1개, 1/2" 1개, 1/4" 1개, 1/16" 2개) 가 있는데 그 중에서 2" 2개에 전리상이 들어갈 수 있는 구멍이 뚫려있다. 트레이는 두께 6mm의 아크릴 재료로 되어있으며 많은 구멍이 뚫려있다. 사용한 전자필터는 두께 1.6mm (순도 99.9%) 구리이다.

2. 실험방법

부속되어있는 Exposure Rate Meter는 Roentgen으로 지시되나 여기에 조사선량을 흡수선량으로 변환시키는 인자 (6MV 경우 0.95) 와 실험실내의 온도·기압 보상인자를 곱하면 흡수선량으로 읽을 수 있도록 되어있다. 각 측정은 3회씩 반복했으며 그림에 나타난 data는 각 측정값의 평균값이며 오차는 약 10% 이내이다. 선원과 전리상과의 거리 (Source-Chamber Distance, SCD) 를 100cm으로 하고 전리상은 팬텀표면으로부터 1.5cm깊이에 설치하여 선량률을 측정하였다. 실험 배치도는 그림 1과 같다.

가. 최대선량깊이에서 광자선의 감쇠 측정

팬텀 표면으로부터 깊이 1.5cm 지점에 전리상을 설치하고 SCD는 100cm 으로 맞췄다. 조사야를 $5\times$

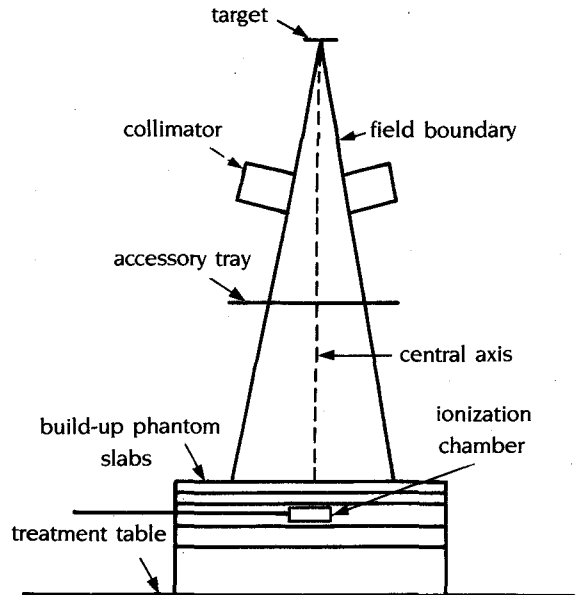


Fig. 1. Schematic diagram of the experimental arrangement(not to scale).

$\text{cm}^2 \sim 40\times 40\text{cm}^2$ 로 변화시켜가며 트레이 제거시, 선원과 트레이와의 거리 (Source-Tray Distance, STD) 56.7cm 지점에 트레이를 부착한 트레이 설치시, 트레이 및 필터 설치시의 조건에서 각각 측정하였다. 두 전리상을 비교 사용하였다.

나. 표면선량 측정

PTW 전리상을 사용하였으며 전리상은 팬텀 표면에 설치되고 SCD는 98.5cm으로 하였다. 조사야는 $5\times 5\text{cm}^2 \sim 40\times 40\text{cm}^2$ 로 하였고 트레이 제거시, 트레이 설치시, 트레이 및 필터 설치시의 조건에서 각각 측정하였다.

다. SSD와 TSD에 따른 선량 측정

SSD를 85cm~115cm 까지 TSD를 28.3cm~58.3cm 까지 5cm 단위로 변화시켜가며 트레이 제거시, 트레이 설치시의 조건에서 각각 측정하였다. 조사야 크기는 $5\times 5\text{cm}^2$, $20\times 20\text{cm}^2$, $35\times 35\text{cm}^2$, 세개를 선택하였다. 이때 사용된 전리상은 PTW 전리상 이었다.

라. 추적 영역에서 TMR 측정

PTW전리상을 사용하였으며 SCD는 100cm으로 고정시켜놓고 전리상 위로 팬텀 물질을 0~2.2cm 까지 (12가지두께) 변화시켜가며 트레이 제거시, 트레이 설치시의 조건에서 각각 측정하였다. 조사야 크기는 5×5cm², 10×10cm², 20×20cm², 40×40cm² 네개를 선택 하였다.

III. 결과 및 고찰

1. 최대선량깊이에서의 선량 변화

그림2는 팬텀에서 흡수선량을 조사야 크기와 빔의 상태에 따라 측정한 것이다. 조사야가 커지면 선량은 점차 증가하나 조사야가 25×25cm² 부근에서부터 선량은 평형값에 이르고 있음을 보이고 있다. 그림2는 PTW 전리상을 사용했을때이나 PR-06C 전리상으로 측정 했을때 두 전리상의 오차를 비교하면 조사야의 크기에 따라 다르지만 대략 1~3% 이었고 큰 조사야에서 약간 더 많은 오차를 나타냈다. 그림3에 트레이와 트레이 및 필터를 사용했을때, 광자선의 감쇠를 트레이 제거시에 비교하여 상대적으로 나타내었다.

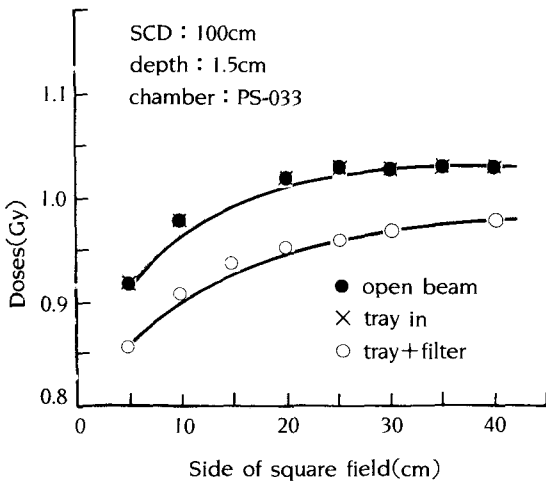


Fig. 2. Dose vs. field size in the polystyrene phantom.

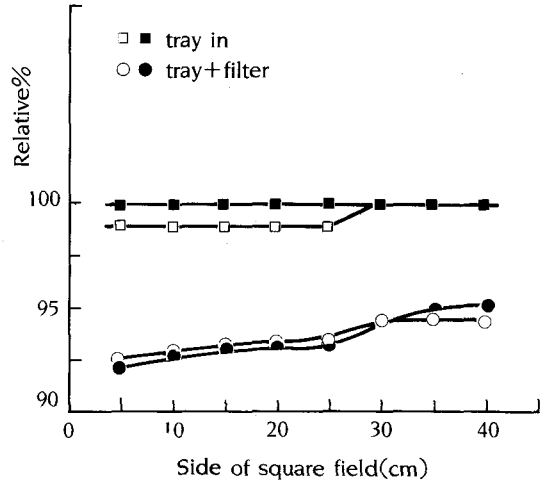


Fig. 3. Variation of photon beam at depth 1.5cm normalized to the open beam. Open point ; PR-06C, solid point ; PS-033.

그림3에서 트레이 설치시, 최대선량깊이에서 광자선의 감쇠는 트레이 제거시와 거의 같다. 트레이 및 필터 설치시, 광자선의 트레이 제거시에 대한 상대적 감쇠는 작은 조사야에서 7% 이상을 보이다가 조사야가 커지면 점점 작아지는 것을 볼 수 있는데 그 이유는 조사야가 커지면 상대적으로 산란선이 증가하기 때문이다. 상대적인 감쇠율에 대한 두 전리상의 오차는 1% 미만이었다.

2. 전자오염에 의한 표면선량과 구리필터의 효과

그림4에 표면선량을 조사야 크기와 빔의 상태에 따라 나타내었다. 조사야가 커지면 산란선이 증가하므로 표면선량은 증가한다. 트레이 설치시가 트레이 제거시 보다 더 높은 표면선량을 보이고 있다. 이것은 표면에 도달하는 광자선이 트레이와의 콤프턴 산란에 의한 산란전자들로 오염되어 있기 때문이라고 생각한다. 작은 크기의 조사야에서는 트레이 제거시와 트레이 설치시의 선량 차이는 거의 없으나 조사야가 커지면 차이가 나기 시작하여 가장 큰 조사야에서 최대 10.2% 차이가 났다. 한편, 트레이 밑에 구리 필터를 부착하면 표면선량은 현저하게 감소하였는데

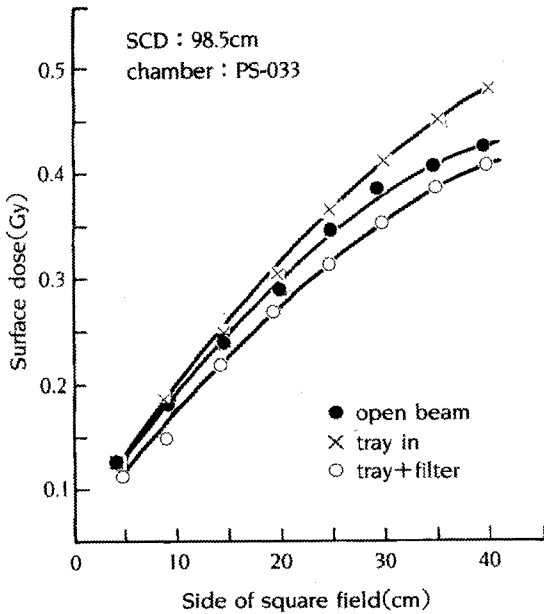


Fig. 4. Surface dose vs. field size in the polystyrene phantom.

이는 광자와 트레이의 콤프턴 산란으로 생긴 산란전자를 구리필터가 차단 하기 때문이다. 트레이 설치시, 트레이 및 필터 설치시를 트레이 제거시와 비교하여 상대적으로 나타낸것이 그림5이다. 그림5에서 전자오염의 원인이 되는 트레이를 사용할때 표면선량의 상대적인 증가율은 조사야가 커짐으로써 점점 증가하여 조사야 40×40cm에서는 10% 이상을 보이고 있다. 트레이 및 필터를 사용하면 표면선량은 트레이 설치시 보다 현저하게 감소하는데 큰 조사야에서 감소의 폭이 컸다.

그림6은 표면의 깊이선량백분율 (Percentage Depth Dose, PDD) 을 나타낸 것이다. PDD는 식 $PDD(d, A) = [D_d/D_{dm}] \times 100(\%)$ 로 주어지며 여기서, d는 팬텀 표면으로 부터의 깊이를 나타내고 dm은 최대선량깊이를 나타낸다. D_d 는 깊이 d에서 선량이고 D_{dm} 은 최대선량깊이 dm에서 선량이다. A는 팬텀 표면에서 조사야의 크기이다. 그림6을 보면 트레이 제거시와 트레이 및 필터 설치시 두 경우의 PDD는 거의 비슷했으나, 트레이 설치시 PDD는 조사야 10×10

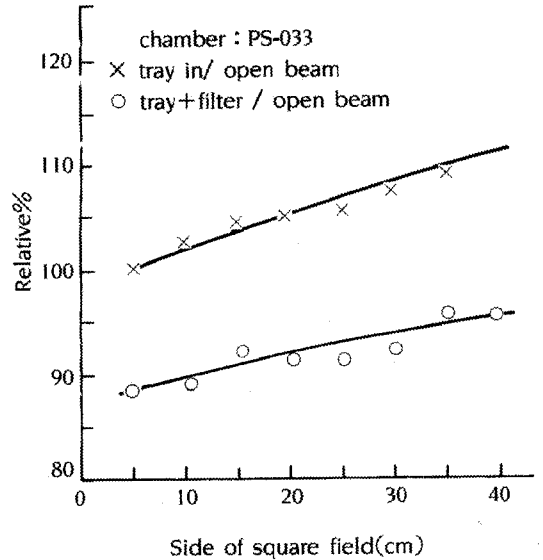


Fig. 5. Change of dose at surface of the polystyrene phantom.

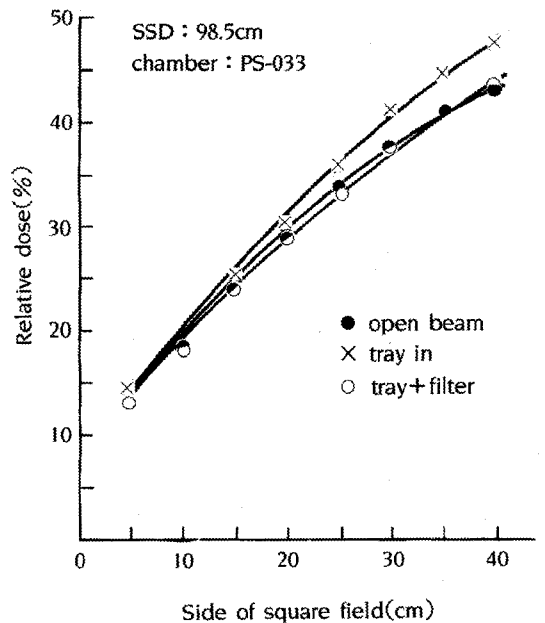


Fig. 6. Surface dose vs. maximum depth dose in the polystyrene phantom(PDD).

cm²까지는 트레이 제거시나 트레이 및 필터 설치시와 거의 비슷하였으나 조사야가 10×10cm²보다 커지면 점점 증가하였다. 그리고 트레이를 사용함으로써 증가하는 표면의 PDD를 감소 시키기위해 구리필터를 사용했을때 그 효과는 큰 조사야에서 좋음을 알 수 있다. Khan 과 Moore[11]는 10MV X선 장치에서 루사이트 트레이 밑에 루사이트 (원자번호 : 6.56), 알루미늄 (원자번호 : 13), 구리 (원자번호 : 29) 주석 (원자번호 : 50), 납 (원자번호 : 82)을 각각 부착하여 측정한 결과 원자번호가 증가하면 표면의 PDD는 감소하다가 원자번호 50인 주석에서 최소치를 나타낸 후 원자번호가 50보다 커지면 PDD는 다시 증가한다는 것을 보고하였다. 이론적으로 전자필터의 두께는 적어도 2차전자의 최대 비정과 동일해야된다. 그러나 두께가 증가하면 광자선의 감쇠도 증가한다는 것에 유의해야 된다. 따라서 적절한 필터물질과 두께의 선택이 요구된다. 이에 대한 연구는 앞으로 계속되어야 할 것으로 본다.

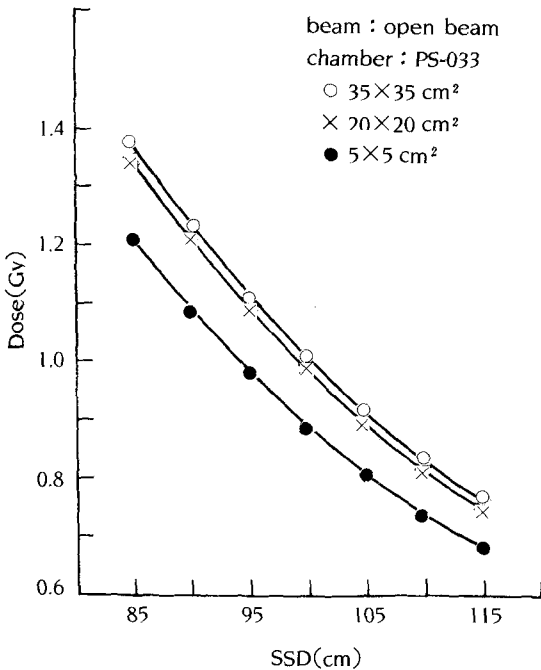


Fig. 7. Dose depending on SSD at depth 1.5cm in the polystyrene phantom.

3. SSD와 TSD에 따른 선량변화

그림7은 트레이 제거시 최대선량깊이에서 선량을 나타내고 있다. SSD가 커지면 선량은 역사승법칙에 의해 감소하며 감소 기울기는 조사야에 관계없이 거의 일정하였다. 트레이 설치시 선량은 트레이 제거시와 비교해서 최대 2%의 오차만 보일뿐 큰 차이는 없었다.

그림8은 표면에서 트레이 제거시와 트레이 설치시를 각각 나타낸 것이다. SSD가 커지면 선량은 감소하며 기울기는 조사야가 크고 짧은 SSD에서 급한 경사를 보이고 있다. 작은 조사야에서 SSD가 같으면 트레이 제거시와 트레이 설치시 두 경우의 선량 차

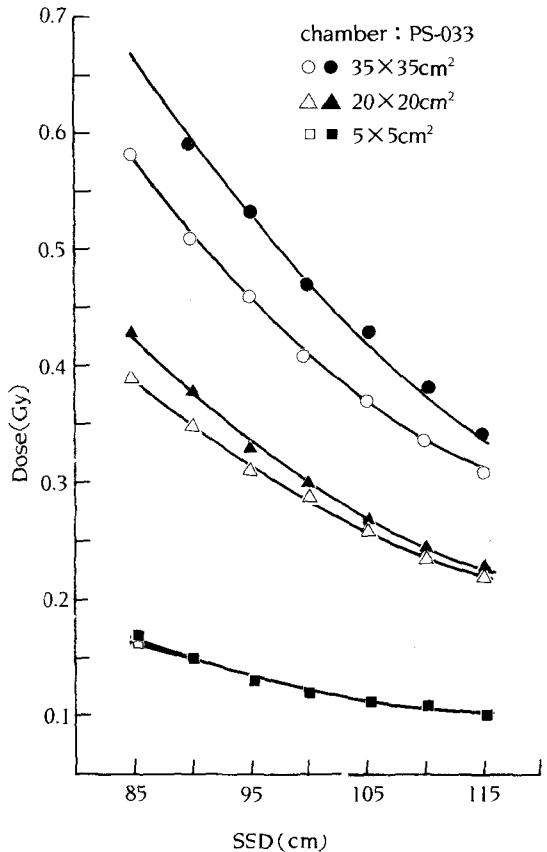


Fig. 8. Dose depending on SSD at surface of the polystyrene phantom. Open point ; open beam solid point ; tray in.

이는 거의 없었다. 그러나 조사야가 커지면 트레이 설치시의 표면선량이 트레이 제거시보다 많고 또 짧은 SSD와 큰 조사야에서 더 많은 차이를 보이고 있다. 여기서, 트레이 설치시 STD는 56.7cm이므로 TSD는 $TSD = SSD - 56.7\text{cm}$ 으로 주어진다. 그림9에 SSD에 의존하는 표면의 PDD를 나타내었다. 트레이 제거시

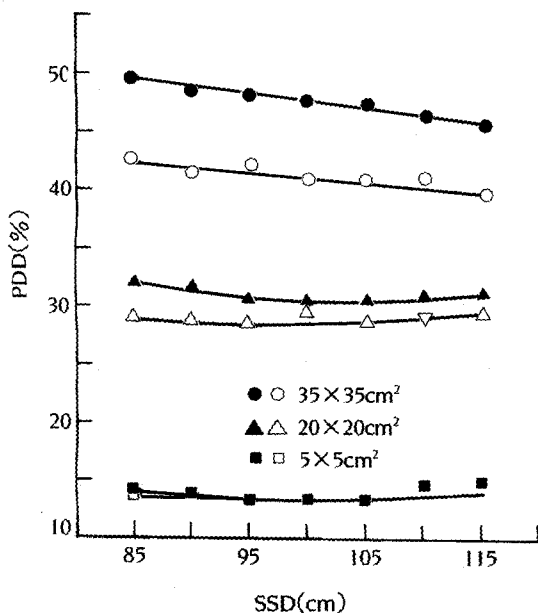


Fig. 9. PDD depending on SSD at surface of the polystyrene phantom. Open point ; open beam solid point ; tray in.

조사야 35×35cm²는 SSD 85cm에서 가장 높은 PDD를 보이고 있고 SSD가 길어지면 PDD는 적어진다. 그러나 조사야 20×20cm², 5×5cm²는 SSD 95cm에서 가장 적은 PDD를 보이고 있다.

한편, 트레이 설치시를 보면 조사야 5×5cm²에서 PDD는 SSD 95cm (TSD 38.3cm)에서 가장 적고 위의 TSD보다 짧거나 길때는 PDD가 커진다. 조사야 20×20cm²의 PDD는 SSD 105cm에서 가장 적다. 조사야 35×35cm²의 PDD는 SSD가 길어지면 적어지고 가장 짧은 SSD인 85cm에서 PDD는 가장 크다.

그림9에서 주목 할 것은 조사야 35×35cm²는 SSD가

길어지면 PDD는 적고 조사야 20×20cm² 이하는 특정한 SSD에서 가장 적다는 것이다. 그 이유는 그림7,8을 보면 조사야가 35×35cm²일때 최대선량깊이에서 선량의 기울기는 SSD에 따라 일정한 것에 비해 표면 선량의 기울기는 짧은 SSD에서 급한 경사를 이루고 있기 때문에 상대적인 선량을 나타내는 표면의 PDD는 짧은 SSD에서 가장 크다. 그러나 조사야 20×20cm² 이하일때는 최대선량깊이에서 선량의 기울기는 일정한 반면 표면선량의 기울기는 조사야 35×35cm²보다 훨씬 완만한 경사를 이루고 있는데 이것은 SSD가 길때의 선량은 짧을때의 선량에 비교하여 크게 떨어지지 않기 때문이라고 생각한다. 따라서 SSD가 짧거나 길때의 PDD값이 중간거리때보다 약간 크다. 이러한 경향은 트레이 설치시가 트레이 제거시 보다 더 뚜렷하다.

조사야가 커질수록 가장 적은 PDD를 나타내는 SSD는 길어짐을 볼 수 있다. 표면의 PDD가 높다는 것은 표면의 전자오염이 많다고 말할 수 있다. 트레이 설치시가 트레이 제거시 보다 PDD는 높고, 트레이 설치시에 PDD가 다소 클때는 조사야가 크고 SSD가 90cm 이하 일때이다. 이때는 피부를 보호하기 위해서 전자필터가 필요함을 알 수 있다. 최대의 피부보호효과를 유지할 수 있는 SSD와 TSD는 표면 PDD가 가장 낮은 지점이라고 말할 수 있다. 그러므로 큰 조사야 35×35cm²일때 SSD는 치료기법상 가능한 한도내에서 최대한 길면 좋다고 생각된다. 조사야 20×20cm² 이하일때 트레이 제거시, SSD는 95cm부근이 적절하며 트레이 설치시, SSD는 95cm~105cm이 적당하리라고 생각된다.

4. 축적 영역에서의 TMR

그림10은 트레이 제거시 축적 영역의 TMR을 나타내는데 조사야에 관계없이 깊이 1.4cm~1.6cm사이에서 최고의 값1을 나타내므로 6MV X선의 최대선량깊이는 $1.5\text{cm} \pm 0.1\text{cm}$ 임을 알 수 있다. 에너지가 증가하면 최대선량깊이는 증가한다. Saylor와 Ames[5]에 의하면 ⁶⁰Co은 0.5cm, 4MV는 1cm, 10MV는 2.5cm, 20~25 MV는 3.5cm~4.5cm 깊이에서 최대선량을 이룬다고 하였다. TMR은 조사야와 깊이가 증가하면 커지고

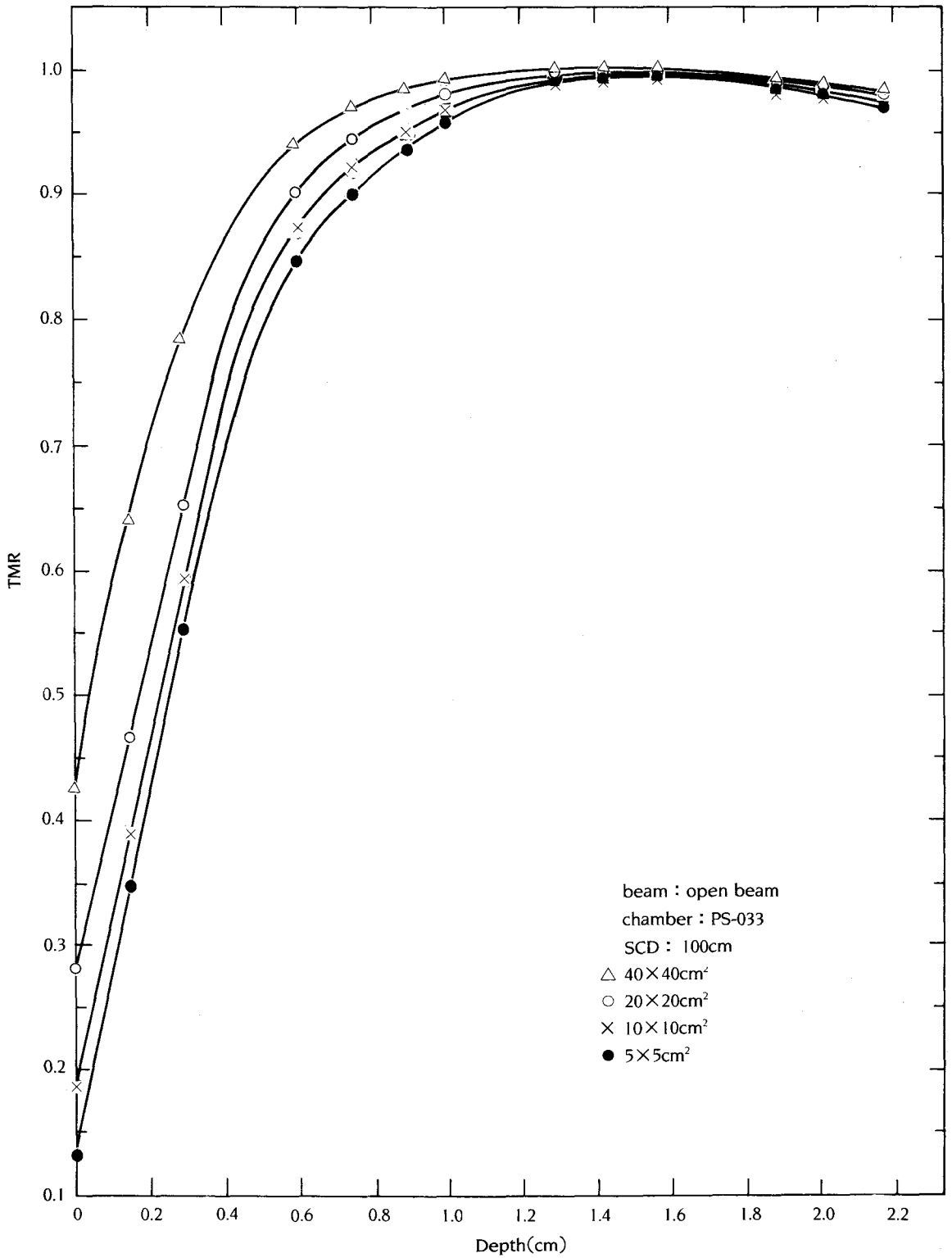


Fig. 10. Tissue Maximum Ratio in build-up region of the polystyrene phantom.

깊이가 1.5cm부근에서 최고의 값을 나타낸 다음 깊이가 더 증가하면 적어진다. 그리고 TMR은 표면에서부터 0.5cm부근 깊이까지는 급격히 증가하고 그 이상의 깊이에서는 완만하게 증가하여 최고값에 도달한다. 이와같이 팬텀 표면에서 부터 바로 그 아래층 까지 TMR이 급격히 증가하는 원인은 입사광자가 팬텀 내 원자와 상호작용하여 발생하는 2차 전자의 밀도가 팬텀 표면 부근에서 깊이에 따라 급격히 증가하기 때문이고 입사광자 선속 자체가 깊이에 따라 감소하므로 6MV에너지자를 갖는 입사광자의 경우 깊이 1.5cm 부근에서 최대선량을 나타낸후 팬텀 내 발생된 2차 전자의 최대비정 깊이에서부터 일시적인 하전입자 평형이 시작되므로 이 깊이에서 부터 일정한 율로 흡수선량이 감소하게 된다.

그림11은 축적 영역에서 선량의 트레이 설치시/트레이 제거시 비율을 나타내는 것인데 조사야 5×5cm²경우의 비율은 거의 1이나 조사야가 증가하면 비율은 1보다 커진다. 그리고 표면에서의 비율이 가장 커서 조사야 40×40cm²일때 약 1.11이고 깊이가 증가하면 비율은 점점 작아져 1.3cm깊이 부근에서 부터 비율은 1이 된다.

IV. 결 론

1. 최대선량깊이에서 광자선의 상대적인 감쇠율은 트레이 설치시는 거의 없다고 할 수 있고 트레이 및 필터 설치시는 측정된 전체 조사야에 대해 평균 6.4%를 보였다.

2. 표면의 전자오염은 조사야가 클때 많았다. 트레이 제거시 표면의 PDD는 조사야 5×5cm²~40×40cm²까지 14.1%~42.7%를 나타내었다. 6mm두께의 아크릴 트레이를 설치했을때 표면의 전자오염은 더 증가하였다. 트레이 설치시 PDD는 트레이 제거시 보다 최고 4.9%까지 증가하였다. 트레이 밑에 1.6mm두께의 구리필터를 부착했을때 PDD는 트레이 설치시 보다 최고 4.8%까지 감소하였다. 구리필터의 효과는 큰 조사야에서 좋았다.

3. SSD와 TSD에 의존하는 표면의 PDD는 트레이 설치시가 트레이 제거시 보다 높았고 트레이 설치시 PDD가 다소 증가할때는 조사야가 크고 SSD 90cm (TSD 33.3cm) 이하 일때이다. 이때는 표면의 PDD를 감소시키기 위해서 전자필터를 부착해야 하는 것을 알 수 있다.

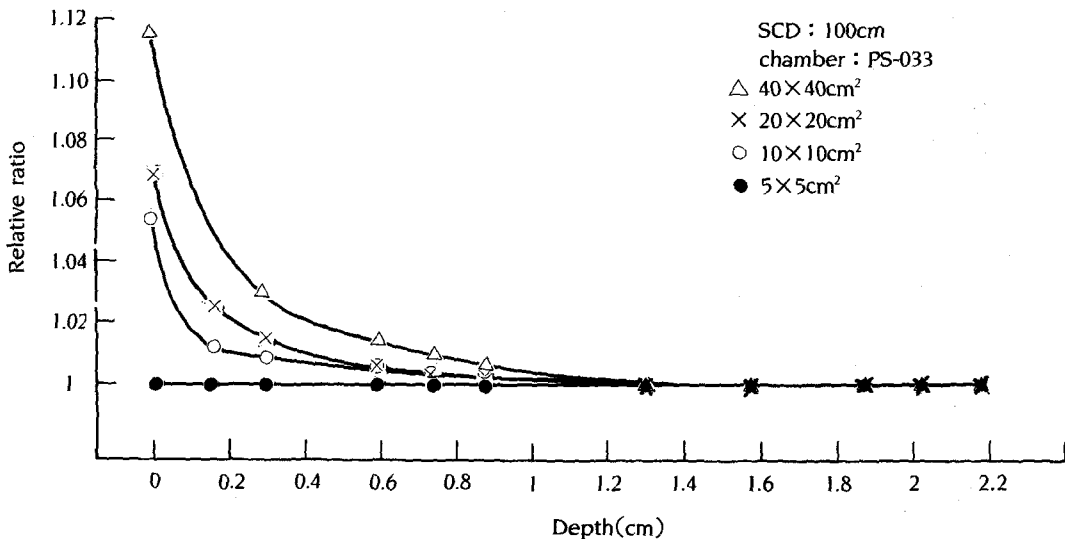


Fig. 11. Relative dose of tray in vs. open beam in build-up region of the polystyrene phantom.

4. 최대의 피부보호효과를 얻기 위한 SSD와 TSD는 표면의 PDD가 가장 적은 지점을 말한다. 트레이 제거시, 조사야가 $20 \times 20 \text{cm}^2$ 이하일때 SSD는 95cm이었고 조사야가 $35 \times 35 \text{cm}^2$ 일때 SSD는 115cm이었다. 트레이 설치시, 조사야가 $5 \times 5 \text{cm}^2$ 일때 SSD의 적절한 값은 95cm이었고 조사야가 $20 \times 20 \text{cm}^2$ 일때 SSD의 값은 105cm이었다. 조사야가 $35 \times 35 \text{cm}^2$ 일때 SSD의 값은 115cm이었다.

5. 축적 영역에서 TMR은 조사야의 크기와 팬텀으로부터의 깊이에 의존한다. 표면에서부터 0.5cm 깊이 부근까지 TMR은 급히 증가하고 그 이후 깊이에서는 완만하게 증가하여 최고값에 도달한다. 축적 영역에서 트레이 설치시/트레이 제거시 비율은 조사야가 $5 \times 5 \text{cm}^2$ 일때 거의 1이나 조사야가 커지면 1보다 커진다. 그리고 그 비율은 표면에서 가장 높다.

REFERENCES

- 1) F. H. Attix, F. Lopez, S. Owolabi and B. R. Pliwal, "Electron contamination in Co-60 gamma-ray beams," *Med. Phys.*, **10**, 301-306 (1983).
- 2) P. L. Petti and M. S. Goodman, "Investigation of build up dose from electron contamination of clinical photon beams," *Med. Phys.*, **10**, 18-24 (1983).
- 3) C. C. Ling, M. C. Schell and S. N. Rustgi, "Magnetic analysis of the radiation components of a 10 MV photon beam," *Med. Phys.*, **9**, 20-26 (1982).
- 4) F. M. Khan, *The Physics of Radiation Therapy*, pp. 161-163, Williams & Wilkins, Baltimore/London (1984).
- 5) W. L. Saylor and T. E. Ames, *Dosage Calculations in Radiation Therapy*, pp. 5-6, Urban & Schwarzenberg, Baltimore-Munich (1979).
- 6) N. B. J. Tannous, W. F. Gagnon and P. R. Almond, "Build-up region and skin dose measurements for the Therac 6 Linear Accelerator for radiation Therapy," *Med. Phys.*, **8**, 373-381 (1981).
- 7) T. N. Padikal and J. A. Deye, "Electron contamination of a high-energy X-ray beam," *Phys. Med. Biol.*, **23**, 1086-1092 (1978).
- 8) D. E. Velkely, D. J. Manson, J. A. Purdy and G. E. Oliver, "Build-up region of megavoltage photon radiation sources," *Med. Phys.*, **2**, 14-19 (1975).
- 9) W. F. Gagnon, "Surface dose from megavoltage therapy machines," *Radiology*, **117**, 705-708 (1978).
- 10) T. R. Mackie and J. W. Scrimger, "Contamination of a 15-MV Photon beam by Electrons and Scattered Photons," *Radiology*, **144**, 403-409 (1982).
- 11) F. M. Khan and V. C. Moore, "Effect of various atomic number absorbers on skin dose for 10-Mev x-rays," *Radiology*, **111**, 174 (1971).

Contamination of the 6MV Linear Accelerator Photon Beam by Electrons

Meong-Jin Yoo and Dong-Won Kim

Department of Therapeutic Radiology, Pusan National University Hospital, Pusan, Korea

Woon-Hyuk Chung

Department of Physics, Pusan National University, Pusan, Korea

ABSTRACT

The 6 MV photon beam of a linear accelerator (Mevatron 67) was studied for electron contamination. The surface dose, attributable almost entirely to contamination electrons, has a linear dependence on field width for square fields and an inverse square dependence on distance from the bottom of the fixed head assembly.

Build-up and surface dose measurements were taken with and without an acrylic blocking tray in place. Further measurements were made with a copper filter designed to reduce secondary electrons emitted by photon interactions with the acrylic tray. The results are discussed in relation to skin sparing effect for radiation therapy patients. To achieve the maximum skin sparing effect, the selection of the optimum SSD and TSD is needed.