

## Inhomogeneity correction in on-line dosimetry using transmission dose

Hong-Gyun Wu<sup>\*†</sup>, M.D., Soon-Nyung Huh<sup>†</sup>, Ph.D.,  
Hyoung-Koo Lee<sup>†</sup>, Ph.D. and Sung-Whan Ha<sup>\*†</sup>, M.D.

<sup>\*</sup>Department of Therapeutic Radiology, Seoul National University College of Medicine,

<sup>†</sup>Institute of Radiation Medicine, Medical Research Center, Seoul National University,

<sup>‡</sup>Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Catholic University

### 투과선량을 이용한 온라인 선량측정에서 불균질조직에 대한 선량 보정

우홍균<sup>\*†</sup> · 허순녕<sup>†</sup> · 이형구<sup>‡</sup> · 하성환<sup>\*†</sup>

<sup>\*</sup>서울대학교 의과대학 치료방사선과학교실, <sup>†</sup>서울대학교 의과대학 의학연구원 방사선의학연구소,

<sup>‡</sup>가톨릭대학교 의과대학 생체의공학교실

(1998년 5월 27일 접수, 1998년 9월 10일 채택)

**Abstract - Purpose :** Tissue inhomogeneity such as lung affects tumor dose as well as transmission dose in new concept of on-line dosimetry which estimates tumor dose from transmission dose using the new algorithm. This study was carried out to confirm accuracy of correction by tissue density in tumor dose estimation utilizing transmission dose.

**Methods :** Cork phantom (CP, density 0.202 gm/cm<sup>3</sup>) having similar density with lung parenchyme and polystyrene phantom (PP, density 1.040 gm/cm<sup>3</sup>) having similar density with soft tissue were used. Dose measurement was carried out under condition simulating human chest. On simulating AP-PA irradiation, PPs with 3 cm thickness were placed above and below CP, which had thickness of 5, 10, and 20 cm. On simulating lateral irradiation, 6 cm thickness of PP was placed between two 10 cm thickness CPs additional 3 cm thick PP was placed to both lateral sides. 4, 6, and 10 MV x-ray were used. Field size was in the range of 3 x 3 cm through 20 x 20 cm, and phantom-chamber distance (PCD) was 10 to 50 cm. Above result was compared with another sets of data with equivalent thickness of PP which was corrected by density.

**Result :** When transmission dose of PP was compared with equivalent thickness of CP which was corrected with density, the average error was 0.18 ( $\pm 0.27$ ) % for 4 MV, 0.10 ( $\pm 0.43$ ) % for 6 MV, and 0.33 ( $\pm 0.30$ ) % for 10 MV with CP having thickness of 5 cm. When CP was 10 cm thick, the error was 0.23 ( $\pm 0.73$ ) %, 0.05 ( $\pm 0.57$ ) %, and 0.04 ( $\pm 0.40$ ) %, while for 20 cm, error was 0.55 ( $\pm 0.36$ ) %, 0.34 ( $\pm 0.27$ ) %, and 0.34 ( $\pm 0.18$ ) % for corresponding energy. With lateral irradiation model, difference was 1.15 ( $\pm 1.86$ ) %, 0.90 ( $\pm 1.43$ ) %, and 0.86 ( $\pm 1.01$ ) % for corresponding energy. Relatively large difference was found in case of PCD having value of 10 cm. Omitting PCD with 10 cm, the difference was reduced to 0.47 ( $\pm 1.17$ ) %, 0.42 ( $\pm 0.96$ ) %, and 0.55 ( $\pm 0.77$ ) % for corresponding energy.

**Conclusion :** When tissue inhomogeneity such as lung is in tract of x-ray beam, tumor dose could be calculated from transmission dose after correction utilizing tissue density.

**Key Words :** Transmission dose, On-line dosimetry, Tissue inhomogeneity, Lung correction factor

**요약 - 목적 :** 환자를 통과한 투과선량으로부터 알고리즘을 이용하여 종양선량을 계산하는 새로운 개념의 온라인 선량측정시 인체 조직내의 폐 등 불균질조직의 존재는 인체내 종양선량 및 투과선량에 영향을 미친다. 인체내에 불균질조직이 존재하는 경우 측정된 투과선량으로부터 종양선량 환산시 밀도를 이용한 보정의 정확도를 확인하기 위하여 실험을 시행하였다.

방법 : 폐조직의 밀도와 유사한 재질인 코르크 (밀도  $0.202 \text{ gm/cm}^3$ ) 팬텀 (CP) 과 연부조직의 밀도와 유사한 재질인 폴리스티렌 (밀도  $1.040 \text{ gm/cm}^3$ ) 팬텀 (PP) 을 사용하였으며 인체의 흉부와 유사한 조건에서 측정하였다. 즉 흉부에 방사선이 전후 방향에서 조사될 경우에 해당하는 팬텀은 3cm 두께의 PP 을 CP 상하에 위치하였으며 CP 의 두께는 5, 10, 20cm 으로 하였다. 흉부에 방사선이 측면에서 조사되는 경우에 해당하는 팬텀은 중앙에 종격동에 해당하는 6cm 두께의 PP 을 위치하고 좌우에 10 cm 두께의 CP 을 위치하였으며 그 외측에 다시 3 cm 두께의 PP 을 위치하였다. 4 MV, 6 MV 및 10 MV X 선을 사용하였으며 조사면의 크기는  $3 \times 3$  내지  $20 \times 20 \text{ cm}$  의 범위, 팬텀-전리함간 거리 (phantom-chamber distance, PCD) 는 10-50 cm 으로 하였다. 또한 두 물질에 대한 밀도차를 이용하여 CP 과 동일한 방사선 감쇄를 나타낼 것으로 예상되는 두께의 PP 을 CP 대신 위치하여 동일한 방법으로 측정하여 비교하였다.

결과: 밀도를 이용하여 보정한 CP 와 등가두께의 PP 을 사용한 경우의 투과선량은 CP 을 사용한 경우에 비하여 CP 의 두께 5cm 인 경우 4, 6, 10MV에서 각각 평균  $0.18(\pm 0.27) \%$ ,  $0.10(\pm 0.43) \%$ ,  $0.33(\pm 0.30) \%$ 의 오차를 보였다. CP 의 두께 10cm 인 경우에는 에너지별로  $0.23(\pm 0.73) \%$ ,  $0.05(\pm 0.57) \%$ ,  $0.04(\pm 0.40) \%$ , 20cm 인 경우에는  $0.55(\pm 0.36) \%$ ,  $0.34(\pm 0.27) \%$ ,  $0.34(\pm 0.18) \%$  의 오차를 보였다. 중간에 6 cm 의 PP 을 위치한 경우에는 에너지별로  $1.15(\pm 1.86) \%$ ,  $0.90(\pm 1.43) \%$ ,  $0.86(\pm 1.01) \%$  의 오차를 나타내었다. 이 경우에는 PCD 10 cm 의 경우에 비교적 큰 오차를 보였으며 PCD 10 cm 인 경우를 제외하면 에너지별로  $0.47(\pm 1.17) \%$ ,  $0.42(\pm 0.96) \%$ ,  $0.55(\pm 0.77) \%$  의 오차로 크게 감소하였다.

결론: 방사선이 통과하는 경로에 불균질조직인 폐가 존재할 경우에도 불균질조직에 대하여 조직의 밀도를 이용하여 보정하는 방법을 사용하여 투과선량으로부터 중앙선량을 계산할 수 있음을 알 수 있었다.

중심어: 투과선량, 온라인 선량측정, 불균질조직, 폐보정인자

## 서론

악성종양의 치료에 이용되는 방사선치료는 정상조직에는 좋지 않은 영향을 미친다. 따라서 허용한도 내에서 합병증을 줄이고 악성종양에 대해서는 최대한의 효과를 얻는 것이 방사선치료의 최대 목표라고 할 수 있다. 이것을 위한 필수조건 중의 하나가 정확한 양의 방사선이 원하는 부위에 정확히 조사되도록 하는 것이다. 그러나 여러 가지 원인으로 인하여 종양에 조사되는 방사선량에 오차가 발생할 수 있으며 이를 최소화하는 것이 매우 중요하다.

3 내지 8 주간에 걸쳐 매일 시행되는 방사선치료시 종양에 도달하는 방사선량은 여러 가지 원인으로 인하여 치료계획시 결정되는 선량분포와는 차이가 발생할 수 있다. 실제 종양에 도달하는 방사선량을 측정하기 위해서는 측정기를 체내에 삽입하고 치료 시마다 선량을 측정하여야하나 이는 실제로는 거의 불가능하며 비실용적이다[1,2].

서울대학교 의과대학 치료방사선과학 교실에서는 1995년 12월부터 환자를 투과한 방사선량을 환자의 후면에서 측정하여 이로부터 종양에 조사된 방사선량을 계산하는 알고리즘을 개발함으로써 매

치료 시마다 종양에 조사되는 방사선량을 확인할 수 있는 온라인 선량측정 시스템을 개발하기 위한 연구를 시행하고 있다. 투과선량에 영향을 미치는 인자로는 조사면의 크기, 환자-전리함간 거리 (patient-chamber distance, PCD), 환자의 두께, 그리고 조직내 불균질물질, 불규칙한 체표면 등이 있다. 본 연구에서는 측정된 투과선량으로부터 중앙선량 환산시 인체내에 불균질조직이 존재하는 경우 밀도를 이용한 보정의 정확도를 확인하기 위하여 실험을 시행하였다.

## 연구재료 및 방법

### 1) 팬텀

방사선 조사시 투과 대상이 되는 팬텀은 두가지를 사용하였다. 상판으로 시판되고 있는 저밀도 물질로는 폐등가 팬텀이 있으나 고가이기 때문에 폐조직의 밀도와 유사한 재질인 코르크를 이용하였고, 조직과 유사한 밀도를 갖는 물질로는 폴리스티렌을 이용하였다.

코르크는 시판되고 있는 것으로 밀도는  $0.202 \text{ gm/cm}^3$  이며, 넓이는  $60 \times 60 \text{ cm}^2$  이고 두께는 1, 5, 10, 20 cm 의 네가지를 사용하였다. 폴리스티렌은 밀도  $1.040 \text{ gm/cm}^3$ , 넓이  $25 \times 25 \text{ cm}^2$ , 두께

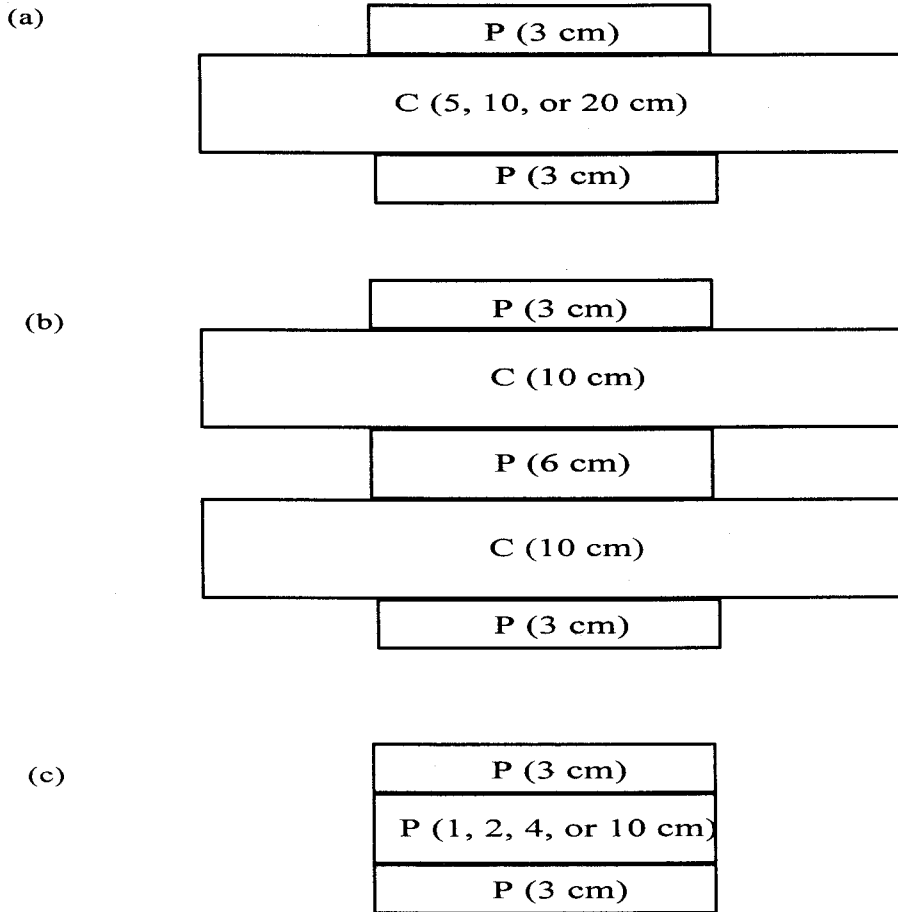


Fig. 1. Schematic representation of configuration of phantom placement(C:Cork, P:Polystyrene).

는 0.07 cm 에서 5 cm 까지의 다양한 두께를 조합해서 사용하였다.

## 2) 팬텀의 구성

코르크의 두께는 흉부를 모델로 하여 각각 5, 10, 20 cm, 그리고 종격동 모델로서 폴리스티렌 6 cm 를 중간에 위치하고 아래, 위로 각각 10 cm 두께인 것 네가지를 이용하였다 (Fig. 1).

폴리스티렌의 코르크에 대한 등가 두께는 조직을 통과하는 방사선량의 감쇄는 밀도에 의존한다는 가정하에 밀도를 이용하여 계산하였다. 코르크의 밀도는  $0.202 \text{ gm/cm}^3$ , 폴리스티렌의 밀도는  $1.04 \text{ gm/cm}^3$ [3] 이므로 코르크에 대한 폴리스티렌의 등가두께는, (코르크 두께)  $\times 0.202 / 1.040$  이다. 따라서 등가두께는 코르크 5 cm 인 경우에는 폴리스티렌 0.96 cm, cork 10 cm인 경우에는 폴리스티렌 1.92 cm, 코르크 20 cm인 경우에는 폴리

스티렌 3.85 cm 이었으며 모든 팬텀에는 흉벽과 유사한 조건을 만들기 위하여 위, 아래에 각각 3 cm의 폴리스티렌을 위치하였다 (Fig. 1).

## 3) 전리함 (ion chamber)

전리함은 0.3 cc (PTW-Freiburg N233331-1305) 및 0.6 cc (NE2620A/2571) Farmer type 전리함을 이용하였다.

## 4) 전위계 (electrometer)

전위계는 Kiethely 사의 MK 614 선량측정기를 사용하였다. 전위계의 조건은 Thimble Bias +300, Range 20 mA에서 측정하였다.

## 5) 고에너지 방사선치료 기계

삼성의료원 치료방사선과에 설치되어 있는 배리안사의 선형가속기 (600C, 2100C)를 이용하였다. 광자선에 사용된 에너지는 4, 6, 그리고 10 MV였다. 선형가속기의 성능변화에 의한 오차를 줄이기

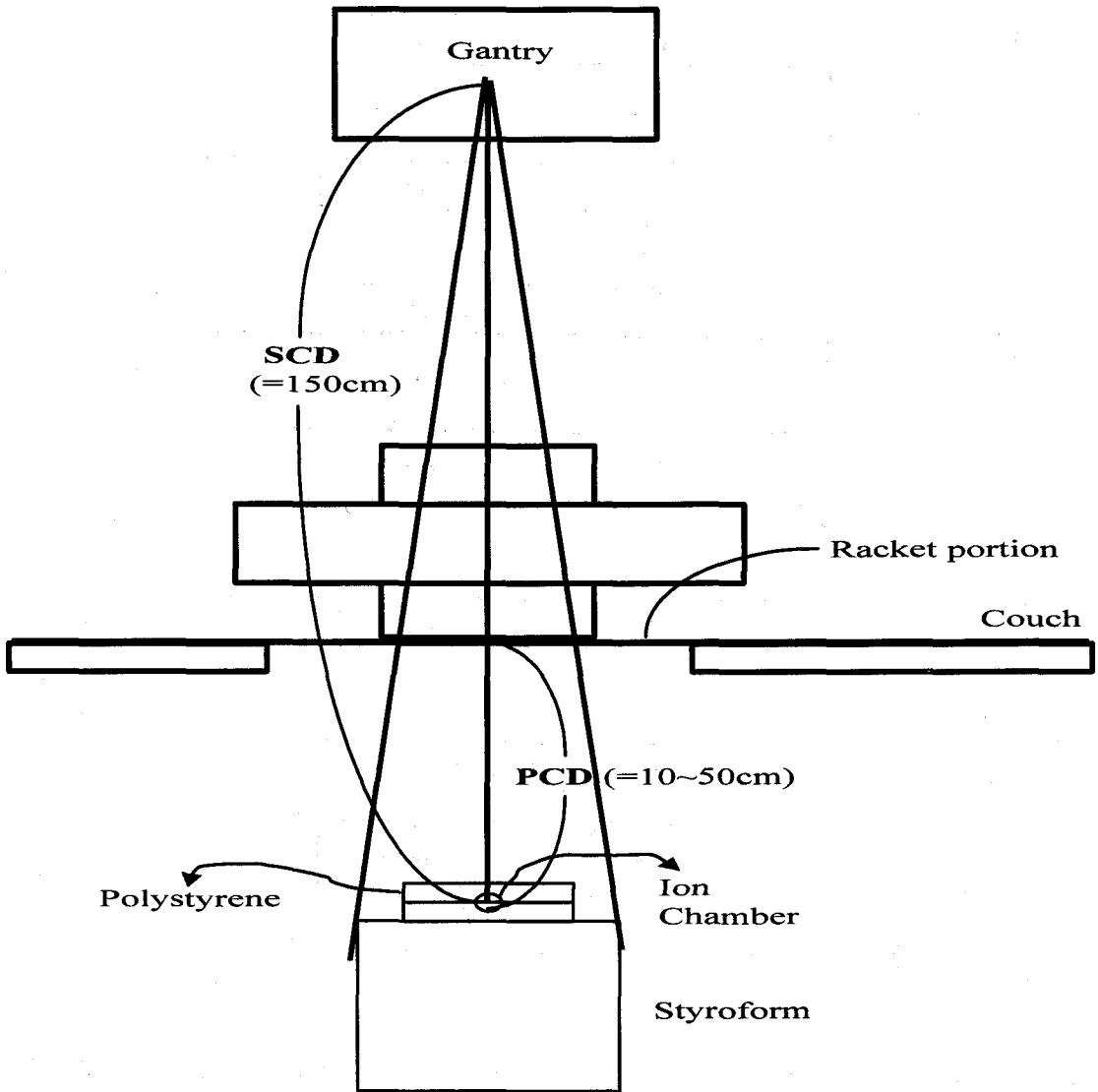


Fig. 2. Schematic diagram of an experimental arrangement for measurement of the transmission dose.

위하여 선량의 재현성을 확인하는 일치성점검검사 (consistency check test) 를 실시한 후 본 실험을 시행하였다.

6) 전리함의 설치

선원-전리함간 거리 (source-chamber distance, SCD) 는 임상적으로 선원의 반대편에 위치시키면서 회전이 가능하게 하기 위하여 150 cm 이 가장 적합한 것으로 이미 다른 실험에서 입증된 바 있다. 따라서 SCD는 150 cm 으로 고정시켰다 (Fig. 2). 전리함은 폴리스티렌 팬텀 내에 위치시켰고 선량보강을 위해서 전리함 위에 총 2.5 cm 두께의 폴리스티렌을 위치시켰다. 전리함에 대하여 아래

의 후방산란에 의한 효과를 최소화 시키면서 SCD 150 cm 에 위치하기 위하여 스티로폼을 이용하여서 전리함을 고정시켰다.

7) 측정 조사면 및 팬텀-전리함간 거리 (phantom-chamber distance, PCD)

측정 조사면은 한번의 크기가 3, 4, 6, 8, 10, 12, 14, 16, 18 및 20 cm인 정사각형으로 하였다. PCD 는 환자의 후면에서 전리함까지의 거리이며 본 실험에서는 10, 20, 30, 40 및 50 cm에서 측정하였다.

8) 측정 및 분석

선형가속기의 일치성점검검사에서 재현성이 입

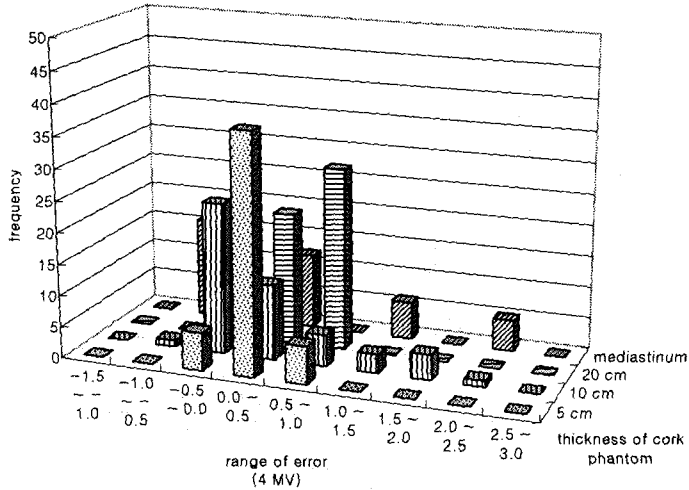


Fig. 3. Distribution of frequency of error according to phantom thickness. 4 MV X-ray.

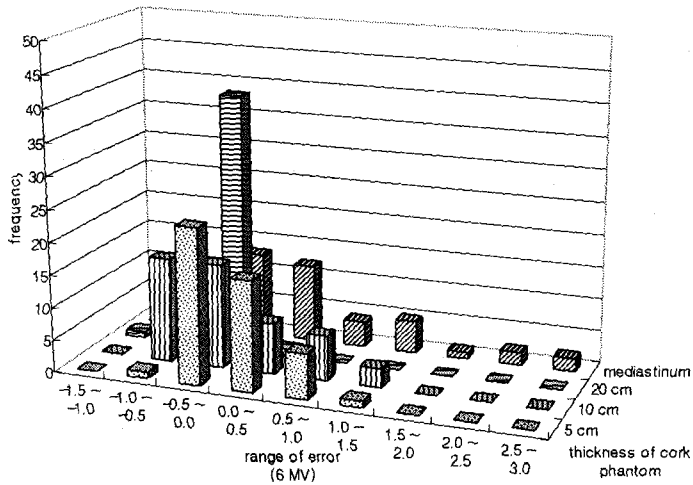


Fig. 4. Distribution of frequency of error according to phantom thickness. 6 MV X-ray.

리었기 때문에 투과선량은 각 조사면에 대하여 1씩 측정하였다. 그러나 표준 조사면인 10×10 cm 조사면에 대해서는 3 회씩 측정하였다. 측정의 후, 중간에 각 PCD 마다 팬텀이 없는 상태의 10×10 cm 조사면에서도 측정하였고 또한 온도와 력을 측정하여 측정치를 보정하였다. 모든 측정치를 팬텀이 없는 상태의 10×10 cm 사면에서의 측정치로 규격화하여 분석하였다.

**결 과**

본격적인 실험에 앞서 시행한 정도관리를 위한 선형가속기의 일치성검사에서 모든 에너지에서 0.5 % 이하의 오차를 갖는 재현성을 보였다.

각 두께의 코르크 팬텀과 이에 대응하는 폴리스티렌 팬텀의 각 에너지별로 측정치 및 두 팬텀의 측정치의 오차의 분포를 Fig. 3. ~ Fig. 5.에 나타내었다.

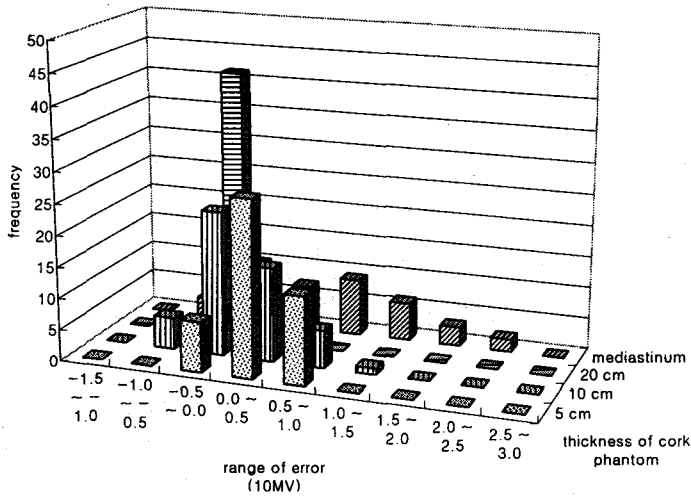


Fig. 5. Distribution of frequency of error according to phantom thickness. 10 MV X-ray.

단, 오차 = [(코르크 팬텀과 등가두께의 폴리스티렌 팬텀 측정치의 보정값/코르크 팬텀 측정치의 보정값)-1] × 100

등가두께를 결정하는 인자를 밀도만으로 가정하여 측정한 결과는 전반적으로 0.43 %의 오차로 두 팬텀에 대한 측정치가 잘 일치하는 것을 알 수 있었다. 전반적으로 PCD가 커지고 조사면의 크기가 작아질수록 코르크 팬텀의 측정치가 크고, 반대로 PCD가 작아지고 조사면의 크기가 커질수록 폴리스티렌 팬텀의 측정치가 크게 나타났다. 이러한 두 팬텀에 대한 측정치의 차이는 PCD가 작고 조사면이 클 때 더 심하게 나타났다. 즉 측

정치 오차의 최소값이 -1.06 %인 반면, 최대값은 +5.45%였다.

코르크 팬텀의 측정치에 대한 폴리스티렌의 측정치의 오차는 팬텀의 두께가 두꺼울수록 커지는 경향을 보였다. 이것은 흉부의 좌우대향 조사와 유사한 조건으로 만든 가운데 폴리스티렌 6 cm을 두고 양쪽에 코르크 10 cm을 위치시킨 팬텀에서 가장 현저하게 나타났다. 그러나 보통 임상에서 접하는 두께인 20 cm 이하에서는 모두 1% 미만의 오차를 보였다. 팬텀의 두께가 일정하고 에너지 및 PCD가 다른 경우에는 오차의 정도가 팬텀의 두께에 따른 변화만큼 크지는 않았다. 에

Table 1. Difference between normalized readings of polystyrene phantom and cork phantom.

Cork Thickness	Energy [E(SD)%]		
	4 MV	6 MV	10 MV
5 cm	0.18 (0.27)	0.10 (0.43)	0.33 (0.30)
10 cm	0.23 (0.73)	0.05 (0.57)	0.04 (0.40)
20 cm	0.55 (0.36)	0.34 (0.27)	0.34 (0.18)
20 cm*	0.47 (1.17)	0.42 (0.96)	0.55 (0.77)

\* : 20 cm cork phantom with intervening polystyrene phantom of 6 cm simulating lateral irradiation of chest

E : average of error

SD : standard deviation

너지는 거의 영향을 미치지 않았고, PCD 는 작아질수록 오차가 커지는 경향을 보였다.

코르크의 측정치에 대한 폴리스티렌의 측정치의 오차를 요약하면 다음과 같다 (Table 1).

1) 코르크 5 cm 에 아래위로 폴리스티렌을 각각 3 cm 씩 위치시킨 경우와 등가두께인 폴리스티렌 7 cm 의 경우를 비교하면 4 MV 에서는 모든 조사면 및 모든 PCD 에서의 평균이  $0.18 \pm 0.27 \%$ , 6 MV 에서는  $0.10 \pm 0.43 \%$ , 10 MV 에서는  $0.33 \pm 0.30 \%$  였다.

2) 코르크 10 cm 에 아래위로 폴리스티렌을 각각 3 cm 씩 위치시킨 경우와 등가두께인 폴리스티렌 8 cm 의 경우를 비교하면 4 MV 에서는 모든 조사면 및 모든 PCD 에서의 평균이  $0.23 \pm 0.73 \%$ , 6 MV 에서는  $0.05 \pm 0.57 \%$ , 10 MV 에서는  $0.04 \pm 0.40 \%$  였다.

3) 코르크 20 cm 에 아래위로 폴리스티렌을 각각 3 cm 씩 위치시킨 경우와 등가두께인 폴리스티렌 10 cm 의 경우를 비교하면 4 MV 에서는 모든 조사면 및 모든 PCD 에서의 평균이  $0.55 \pm 0.36 \%$ , 6 MV 에서는  $0.34 \pm 0.27 \%$ , 10 MV 에서는  $0.34 \pm 0.18 \%$  였다.

4) 폴리스티렌 3 cm + 코르크 10 cm + 폴리스티렌 6 cm + 코르크 10 cm + 폴리스티렌 3 cm 의 경우와 등가두께인 폴리스티렌 16 cm 의 경우를 비교하면,

①모든 조사면 및 모든 PCD 에서의 평균이 4 MV 에서는  $1.15 \pm 1.86 \%$ , 6 MV 에서는  $0.9 \pm 1.43 \%$ , 10 MV 에서는  $0.86 \pm 1.01 \%$  였다.

②PCD 10 cm 을 제외하면, 4 MV 에서는  $0.47 \pm 1.17 \%$ , 6 MV 에서는  $0.42 \pm 0.96 \%$ , 10 MV 에서는  $0.55 \pm 0.77 \%$  였다.

## 고 찰

방사선치료의 목적 중 하나는 표적용적에 정확한 선량을 조사하는 것이다. 이를 위해서는 선량의 처방, 치료준비, 선량의 계산 및 치료의 실시까지 모든 과정에서 세심한 주의를 기울여야한다.

치료과정에서 발생하는 오차를 줄이기 위해서 WHO, ICRU, AAPM 등 여러 국제기구에서 정도관리계획을 권하고 있다[4,5,6]. 처방한 선량이 실제로 종양조직에 조사되는지를 측정하는 것은 정도관리계획의 중요한 요소 중 하나라고 할 수 있다. 실제 흡수된 선량이 처방 선량과 5-10% 이상 차이가 나면 종양의 국소제어율에 중요한 영향을 미치는 것은 이미 잘 알려져있다. 따라서 적절한 정도관리를 위해서 방사선치료시 환자에 실제로

도달한 방사선량을 매 치료시마다 확인할 필요가 있다. 이를 위하여 가장 좋은 방법은 선량 처방지점에 직접 선량측정기를 위치시키고 측정하는 것이나, 임상적으로는 거의 가능한 부위가 극히 제한되고 1 개월 이상에 걸쳐 매일 시행되는 방사선 치료에 적용하는 것은 거의 불가능하여 연구목적 이외에는 사용되고 있지 않고 있다. 따라서 매 치료시마다 환자의 체외에서 흡수선량을 측정하기 위한 시도가 끊임없이 시도되고 있다.

온라인 방사선량 측정 방법으로는 신체표면의 방사선 입사부위에서 측정하는 방법, 방사선 출구부위에서 측정하는 방법 및 환자 후방에서 투과선량을 측정하는 방법이 있다.

Leunens 등은 다이오드를 이용하여 입사선량과 출구선량을 측정하여 체표윤곽의 부정확성과 조직 불균질성이 예상치와 측정치의 차이에 중요한 인자라고 하였다[7]. Noel 등은 실리콘 다이오드를 이용하여 입사선량과 출구선량을 측정하여 7519 명중 79 명에서 허용치 이상의 오차를 발견하여 보고하였으나 치료후에 분석결과가 나왔기 때문에 진정한 의미의 온라인 선량측정이라고 할 수는 없었다[8]. 환자 신체표면의 방사선 입사부위에 측정기를 위치하여 방사선량을 측정하는 기술은 개발되어 상품화되어 있다 (Patient Dose verification System TN-RD-50, Thomson & Nielson Electronics Ltd., Canada). 이 경우 방사선측정기가 환자에 도달하는 방사선량에 미치는 영향을 최소화하기 위하여 선량계의 크기를  $0.04 \text{ mm}^2$  로 제한하여 측정기 자체의 오차 범위가 3 % 에 달한다. 이는 통상적인 측정계 오차범위인 1 % 미만에 비하여 높은 수치이다. 또한 입사선량 측정은 환자의 신체 표면에 일일이 부착하여야하는 번거로움이 있으며 환자가 누운 상태에서 후면으로부터 방사선이 조사되는 경우에는 적용하기 어렵다. 따라서 이러한 기술은 치료방사선과의 정기적인 정도관리에는 유용하게 사용될 수 있으나 매일 매일의 치료시 모든 환자의 매 조사면에 적용하기에는 적합하지 않다.

환자후면출구방사선량 측정 기술은 환자 후면의 피부에 방사선측정기를 부착하여 투과 방사선량을 측정하는 방법으로 환자 신체에서 산란되는 방사선의 에너지의 범위가 넓어짐으로 인하여 측정 오류를 유발할 수 있으며 누운 상태에서 치료하는 경우 측정기를 환자 후면에 부착하는데 어려움이 있고 한 환자에서 여러 조사면로 치료하는 경우 매 조사면 치료시마다 새로 부착하여야 하는 불편으로 임상적 실용화에는 한계가 있다[9].

환자의 후방에서 투과선량을 측정하여 종양에 조사된 선량을 계산하는 방법은 주로 전자식 조사 문영상기 (electronic portal imaging device, EPID) 를 이용한 것이 보고되고 있다. Michalski 등은 EPID 를 이용하여 방사선치료의 치료계획을 재계산 및 분석을 시행하였다. 계획된 치료와 실제 들어간 선량의 차이의 분석이 가능했으나 치료 계획을 재 계산하기 위하여 70 개의 빔이 필요하여 과정이 매우 복잡한 단점을 가지고 있었다[10]. Hansen 등은 EPID 를 이용한 투과선량 (transit dose) 선량측정과 열형광선량계 (thermoluminescence dosimeter, TLD) 또는 필름에 의한 선량측정과 비교하여 2 % 이내의 오차를 보고하였으나 역시 매우 복잡한 알고리즘을 제시하였다 [11]. Boellaard 등도 EPID 를 이용하여 다양한 임상적 상황에 대하여 투과선량 측정을 시행하였다. 균질 균질팬텀과 비균질팬텀에서 모두 측정하였고 썩기가 있는 경우도 측정하여 전리함으로 측정한 결과와 비교하였다. 썩기를 사용하지않는 균질팬텀인 경우에는 1.2 % 의 오차를 보고하였고 썩기가 있거나 비균질팬텀인 경우에는 1.7 % 의 오차를 보고하였다[12].

서울대학교 의과대학 치료방사선과학교실에서는 1995년 12월부터 환자를 투과한 선량을 측정하여 투과선량으로부터 목표지점에 흡수된 선량을 예측하는 온라인 선량측정 시스템을 개발하고 있다 [13]. 본 실험에서는 조직내 비균질물질 중에서 임상에서 가장 흔하게 접하는 조직인 폐와 밀도가 유사한 재질인 코르크와 조직의 밀도가 유사한 폴리스티렌의 투과선량을 측정하여 서로 유사한 선량을 흡수하는 두께를 알아보았다. 조직을 통과하는 방사선량의 감쇄는 밀도에 의존한다는 가정하에 코르크와 폴리스티렌의 등가두께를 결정하였다. 원칙적으로 고에너지 X-선의 흡수는 전자밀도에 따라서 결정되지만[14] 실질적으로 코르크의 전자밀도를 알 수 없기 때문에 밀도를 사용하였다. 결과는 흡수선량이 밀도와 관계하는 것을 알 수 있었다. 두 팬텀의 두께를 밀도만으로 보정했을 때 대부분의 측정에서 1% 미만의 오차를 보였다. 그러나 팬텀의 두께가 가장 두꺼웠던 실험에서는 최대 5%까지 오차를 보였다. 이것은 두께가 두꺼워지면서 투과선량에 산란되는 방사선의 기여도가 커진 것을 이유로 생각할 수 있다. 그러나 5%의 오차를 보인 것은 두께가 30 cm 이었던 경우로 임상적으로 흔하지 않은 상황이며, 임상적으로 가장 흔한 20 cm 이하에서 1% 미만의 오차를 보인 것을 고려하면 투과선량을 측정하여 흡수선

량을 계산하는 알고리즘에 있어서 폐와 같은 저밀도 물질의 보정계수는 밀도만으로 보정이 가능한 것을 알 수 있었다.

## 결론

폐의 밀도와 유사한 재질인 코르크와 조직의 밀도와 유사한 폴리스티렌의 투과선량을 측정하여 서로 같은 선량을 흡수하는 등가두께는 밀도에 의존하는 것을 알 수 있었다. 환자의 두께가 임상적으로 흔히 대하는 20 cm 까지는 두가지 팬텀의 투과선량의 비가 1% 미만으로 밀도만으로 등가두께의 결정이 가능하나, 종격동을 모델로 하여 폴리스티렌 팬텀과 코르크 팬텀이 반복해서 위치한 경우에는 최대 5% 까지 오차를 보여 다른 인자가 필요한 것으로 나타났다.

조사면의 크기는 큰 영향을 미치지 않았고, PCD 는 환자의 두께가 얇은 경우에는 큰 영향을 미치지 않았으나 두께가 커지면 PCD 10 cm 에서는 최대 오차를 보였다.

따라서 온라인 선량측정을 시행함에 있어서 임상적으로는 저밀도물질에 의한 불균질성은 밀도만을 이용하여 보정하여 사용할 수 있을 것이다.

본 연구는 1995년도 선도기술 의료공학기술개발 사업의 지원에 의해 이루어진 것임.

## 참고문헌

1. M. Essers, J.H. Lanson, B.J. Mijnheer, "In vivo dosimetry during conformal therapy of prostatic cancer". *Radiother Oncol* 29, 271-279(1993).
2. S. Heukelom, J.H. Lanson, G. Van Tienhoven, B.J. Mijnheer, "In vivo dosimetry during pelvic treatment". *Radiother Oncol* 22, 269-279(1991).
3. F.M. Kahn, *The physics of radiation therapy*, 2nd ed, p. 176-199, Williams & Wilkins, Baltimore(1994).
4. H. Svensson, G.P. Hanson, K. Zsdanszky, "The IAEA/WHO TL dosimetry service for radiotherapy centres 1969-87." *Acta Oncol* 29(4), 461-467(1990).
5. International Commission on Radiation Units and Measurement, "Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of



- x or gamma rays in radiotherapy procedures". Report No.24, Washington, DC : U.S. National Bureau of Standard(1976).
- G.J. Kutcher, L. Coia, M. Gillin, W.F. Hanson, S. Leibel, R.J. Morton, J.R. Palta and J.A. Purdy, "Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40." *Med Phys* 21(4), 581-618(1994).
- G. Leunens, J. Van Dam, A. Dutreix A, E. van der Schueren, "Quality assurance in radiotherapy by in vivo dosimetry. 2.Determination of the target absorbed dose". *Radioth Oncol* 19, 73-87(1990).
- A. Noel, P. Aletti, P. Bey, L. Malissard, "Detection of errors in individual patients in radiotherapy by systemic in vivo dosimetry". *Radioth Oncol* 34, 144-151(1995).
- H.M. Ferguson, G.D. Lambert, R.M. Harrison, "Automated TLD system for tumor dose estimation from exit dose measurement in external beam radiotherapy". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 38, 899-905(1997).
10. M.M. Jeff, W.W. John, R.L. Gerber, D. Yan, C. Abel, V.G. Graham, M.A. Renna, P.J. Sawyer, C.A. Perez, "The use of on-line image verification to estimate the variation in radiation therapy dose delivery". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 27, 707-716(1993).
11. V.N. Hansen, P.M. Evans, W. Swindell, "The application of transit dosimetry to precision radiotherapy". *Med Phys* 23, 713-721(1996).
12. R. Boellaard, M. van Herk, H. Uiterwaal, "Two-dimensional exit dosimetry using a liquid-filled electronic portal imaging device and a convolutional model". *Radiother Oncol* 44, 149-157(1997).
13. 우홍균, 하성환, "고에너지 방사선치료용 on-line 선량측정시스템을 위한 알고리즘의 개발". *대한방사선방어학회지* 22(3), 207-218(1997).
14. F.M. Kahn, *The physics of radiation therapy*, 2nd ed, pp. 71-93, Williams & Wilkins, Baltimore(1994).