

# 인체 및 인형 팬텀에서 전신방사선조사시 열형광선량계(TLD)를 이용한 선량분포 균일성 확인

서울대학교 의과대학 치료방사선과학교실\*, 성균관대학교 의과대학 삼성서울병원 치료방사선과†  
서울대학교 의학연구원 방사선의학연구소†

지의규\* · 박석원† · 강위생\* · 김일한\*†

**목적** : 면역억제, 악성림프종 및 백혈병의 치료, 골수이식 등에 적용되는 전신방사선치료에 시행되는 좌우 이문대향조사법의 표면 방사선량 및 중심 방사선량의 균일성을 열형광선량계를 이용하여 확인하고자 하였다.

**대상 및 방법** : 1996년 9월부터 1998년 8월까지 좌우 이문대향조사법으로 전신방사선치료를 시행한 10명의 환자 중 매번 방사선량이 측정된 8명의 환자를 대상으로 하였다. 열형광선량계를 사용하여 두부, 경부, 액와부, 대퇴부, 족관절부 등의 표면 선량을 측정하였고 인형 팬텀에서 동일한 조건하에서 두부, 경부, 액와부, 복부, 둔부 등의 표면 선량과 중심 선량을 측정하였다.

**결과** : 중심부인 복부 처방 선량을 기준으로 할 때 부위별로 환자의 두부, 경부, 액와부, 대퇴부, 족관절부에서 표면 방사선량은 각각  $91.3 \pm 7.8$ ,  $98.3 \pm 7.5$ ,  $95.1 \pm 6.3$ ,  $98.3 \pm 5.5$ ,  $95.3 \pm 6.3\%$ 였다. 인형 팬텀에서 처방 선량에 대하여 두부, 경부, 액와부, 복부 및 둔부에서의 표면 방사선량은 각각  $85.0 \pm 4.0$ ,  $86.6 \pm 5.8$ ,  $83.9 \pm 4.9$ ,  $94.8 \pm 5.3$ ,  $94.8 \pm 2.8\%$ 였고, 중심 방사선량은 각각  $96.6 \pm 2.2$ ,  $95.3 \pm 3.2$ ,  $80.4 \pm 1.9$ ,  $100.0 \pm 3.1$ ,  $90.5 \pm 2.2\%$ 였다. 표면 선량 대비 중심 선량의 비는 두부, 경부, 액와부, 복부 및 둔부에서 각각  $1.14 \pm 0.06$ ,  $1.10 \pm 0.09$ ,  $0.96 \pm 0.05$ ,  $1.06 \pm 0.06$ ,  $0.95 \pm 0.02$ 였다. 인형 팬텀에서 얻은 표면 선량 대비 중심 선량의 비를 이용하여 환자에서의 중심 선량을 계산하였을 때, 두부, 경부, 액와부, 대퇴부, 족관절부에서 각각  $103.4 \pm 9.0$ ,  $107.8 \pm 10.5$ ,  $91.1 \pm 6.1$ ,  $93.8 \pm 4.5$ ,  $104.5 \pm 9.3\%$ 였다.

**결론** : 환자에서의 측정된 표면 선량과 계산한 중심 선량의 분포는  $-8.9 \sim +7.8\%$ 였으나, 선량 분포가  $+5\%$  이상 증가 또는 감소된 부위인 경부와 액와부에서는 인형 팬텀과 환자와의 좌우 두께의 차이에 의해서 실제보다 크게 계산되었으므로 실제 환자에서의 전신 선량 분포는 이보다 더 우수할 것으로 생각된다.

**핵심용어** : 전신방사선조사, 열형광선량계, 선량분포

## 서 론

일반적으로 방사선치료는 국소적인 치료방법으로 사용되어 왔으나 특수한 경우 전신치료 목적으로 이용될 수 있다. 전신방사선치료의 적응증은 골수 이식을 위한 면역억제(면역성 질환, 재생불량성 빈혈), 종양세포의 근절(백혈병, 림프종, 일부 고형 종양), 유전성 질환 세포의 근절(Fanconi 빈혈, 중증지중해빈혈) 등이 있다. 면역성 질환의 면역 억제를 위하여는 일회 2 Gy의 방사선이 이용되고 재생불량성 백혈병의 경우 일회 3 Gy의 방사선 조사와 사이클로포스파마이드 등의 항암제와 병용되거나 동종골수이식 후의 거부 반응을 방

지하기 위하여는 비교적 고선량의 분할방사선치료가 이용된다. 종양 세포를 근절시키기 위한 전신방사선치료시에도 비교적 다량의 분할 방사선치료 방법이 사용되며 거부 반응 방지 외에도 이식된 골수 세포가 자리잡을 공간을 만들어 주어 골수생착율을 높이는 역할도 한다. 초기에는 9~10 Gy의 방사선을 일회 조사하였으나 분할치료를 또는 저선량률 치료를 시행하여 방사선폐렴 등의 부작용을 감소시킬 수 있음이 확인되었다. 분할치료를 하는 경우 매 치료 시마다 인체 부위별 방사선량을 측정하여 다음의 분할치료 시 전체 또는 부위별 선량을 보정할 수 있다.<sup>1,2)</sup>

전신방사선치료기법은 좌우 이문대향조사법과 전후 이문대향조사법으로 크게 구분된다. 좌우 이문대향조사법은 팔 자체로 인하여 별도의 폐부 조직결손보상체 없이도 폐부 방사선량을 중심부 치료 방사선량에 근접하게 얻을 수 있으며 환자의 치료 자세가 훨씬 편하다. 전후 이문대향조사법은 환자의 부위별 두께 차이를 상쇄시키기 위한 조직결손보상체는 필요하지 않지만 폐부의 경우 선감쇄계수가 작아서 투과

이 논문은 1998년 대한방사선방어학회 추계학술발표회에서 발표되었음

이 논문은 1999년 8월 6일 접수하여 1999년 11월 6일 채택되었음.

책임저자: 김일한, 서울대학교 의과대학 치료방사선과학교실

Tel: 02)760-2528, Fax: 02)742-2073

E-mail: ihkim@medicine.snu.ac.kr

율이 높아짐에 따라 흡수 방사선량이 증가되므로 별도의 차폐가 필요하며 차폐 부위에 포함된 흉벽 및 등 부위에 대한 전자선 치료가 추가되어야 하고 선원-환자간거리가 충분하지 않은 기관에서는 시행할 수 없다.<sup>1)</sup>

전신방사선치료는 조사야가 가장 넓은 방사선치료 방법으로 치밀한 준비 없이는 큰 오차를 수반할 수 있으므로, 인체 각 부위의 흡수방사선량이 비교적 균일한 선량 분포를 얻도록 하는 것이 매우 중요하다. 미국의 여러 기관에서의 전신방사선치료의 정확도와 오차 정도를 조사한 결과 치료 기관, 치료기기 및 치료방법에 따른 실제선량 측정 및 정도 관리가 필요함이 보고되었다.<sup>3)</sup> 여러 기관에서 실행한 연구에서 물팬텀을 이용한 입사 선량을 토대로 한 계산방법에 따른 선량분포의 오차범위는 ±7% 정도이고 인형 팬텀을 이용한 방법에 따른 선량분포의 오차범위는 ±10% 정도인 것으로 보고되었다.<sup>4-6)</sup> 한편, 미국의학물리학회에서는 Report 17에서 전신방사선치료 시 만족스러운 선량분포의 기준으로 -10 ~ +5%의 오차범위를 권고하고 있다.<sup>7)</sup>

인체에서의 흡수방사선 선량 측정을 위해서는 주로 열형광선량계와 다이오드가 사용된다. 여러 부위의 선량을 동시에 측정하기 위한 방법으로 상대적으로 가격이 저렴한 열형광선량계가 자주 이용되었으나 최근 들어 다이오드용 다채널 전기계(electrometer)가 개발되면서 임상에서 다이오드의 이용이 증가하는 추세이다.<sup>4)</sup> 전신방사선치료시의 선량분포를 확인하기 위해 소형 물팬텀을 이용한 간이계산법이 사용되기도 하나 자체 측정 오차가 ±4% 정도로 보고되어 인형 팬텀을 이용한 방법이 선호된다.<sup>3)</sup>

본과에서는 코발트 원격치료기기를 사용할 경우 전신방사선치료시의 선량분포 정도를 보고한 바 있으나<sup>8)</sup> 현재 전신방사선치료에 이용되고 있는 선형가속기에서의 선량균일성 또는 정도관리는 아직 체계적으로 정립되지 못한 상황이다. 최근 국내 일부기관에서 전신방사선치료시의 팬텀에서의 선량분포에 대한 보고가 있었다.<sup>9-11)</sup> 본 연구에서는 인형 팬텀을 이용하여 전신방사선치료시의 환자의 표면 선량과 중심 선량의 균일성을 확인하고자 하였다.

## 대상 및 방법

### 1. 환자에서의 전신방사선량 측정 조건

1996년 9월부터 1998년 8월까지 서울대학교병원 치료방사선과에서 전신방사선치료를 시행 받은 10명의 환자 중 치료시마다 매회 선량을 측정하지 못한 2명을 제외한 8명의 환자에서 열형광선량계를 사용하여 측정된 표면 방사선량을

이용하였다. 환자군의 연령분포는 15~30세였고, 성별은 남자가 5명, 여자가 3명이었다. 대상질환은 백혈병이 7명, 악성림프종이 1명이었다.

방사선으로는 고에너지 선형가속기인 Clinac-2100C (Varian Associates, USA)에서 발생하는 10 MV X-선을 사용하였다. 방사선량은 7회에서 매일 3 Gy씩 총 4회 12 Gy를, 1회에서 3.5 Gy씩 총 3회, 10.5 Gy를 조사하였다. Clinac 2100C의 최소 출력 조건(80 MU/min)을 사용하여 선량율을 0.1 Gy/min (0.095±0.0057 Gy/min) 이하로 유지하였다. 선원-축간 거리는 274 cm로 하여 조준기를 40×40 cm<sup>2</sup>로 개방하였을 때 조사야가 109.6×109.6 cm<sup>2</sup>였다. 좌우 이문대향조사법을 이용하였고, 환자는 슬와위를 취하여 전신이 조사야에 충분히 포함되도록 하였다. 1 cm 두께의 acryl 재질의 산란체를 치료대 전방 30 cm에 설치하였다.

두부, 경부, 견부, 액와부, 복부, 둔부, 대퇴부, 족관절부의 좌우 두께를 측정된 후 복부 좌우 두께를 기준으로 좌우 두께의 차이를 보정하여 균일한 선량분포를 얻을 수 있도록 조직보상체를 제작하여 사용하였다. 동일한 상황에서 조직의 두께 차이를 보상할 수 있는 납의 두께는 아래의 수식에 의거하여 산출하였다.

$$T_{Pb} = \frac{T_R - T_M}{2} \times 0.07$$

(TPb; 납으로 제작한 조직결손보상체의 두께

TR; 선량 기준 부위의 두께(환자의 경우 배꼽 부위)

TM; 측정 부위의 두께

0.07; 서울대학교병원 치료방사선과에서 사용하는 Clinac 2100C의 10 MV X선 경우에서 연조직에 대한 납의 보상비

선량은 배꼽부위 중심 선량을 기준으로 정한 후 모니터단위 환산표를 참조하여 계산하였다.<sup>12)</sup> 매회 전신방사선치료시에 열형광선량계를 양측 두부, 양측 경부, 양측 액와부, 양측 대퇴부 및 양측 족관절부의 피부 표면과 평행하도록 부착하여 입사선량 및 출사선량을 동시에 측정하였다.

### 2. 인형 팬텀에서의 전신방사선량 측정 조건

인체의 전자 밀도와 유사한 재료로 제작되고 해부학적 구조도 유사한 인형 팬텀(Humanoid phantom, Huestis, USA)을 이용하여 환자에서의 측정 조건과 가능한 유사하도록 하였다. 환자 치료와 동일한 방법으로 조직결손보상체를 제작 후 사용하였다. 측정 부위는 환자에서 측정된 부위 중에서 측정이 가능한 양측 두부, 양측 경부, 양측 액와부와 측정 기준점이 되는 배꼽부위의 복부 및 양측 대퇴부에 인접한

양측 골반부에서 표면 선량 및 중심 선량을 측정하였다. 표면 선량을 측정하기 위하여 열형광선량계를 인형 팬텀의 측면과 평행하도록 부착하였고 중심 선량을 측정하기 위하여 단면의 중심부에 두었다. 인형 팬텀의 자세를 슬흉위로 취하는 것이 불가능하여 직와위 자세에서 측정하였으며 인형 팬텀에는 상지가 없어 직경 8 cm, 길이 32 cm의 물병을 팬텀의 흉부 측면에 부착하여 팔팬텀으로 사용하였다. 선형 가속기 출력을 400 MU/min로 정하여 선량율이 0.48 Gy/min인 조건에서 8회 반복 측정하였다.

**3. 열형광선량계를 이용한 방사선량 측정 조건**

열형광선량계으로는 조각 형태로 7.5% Li-6과 92.5% Li-7을 함유하고 크기가 3.1 mm×3.1 mm×0.89 mm이고, LiF 함유량이 28 mg이며, 최대 열형광 온도가 195℃인 TLD-100 (Harshaw Chemie BV, The Netherlands)을 이용하였다. 측정값의 재현성을 높이기 위하여 열형광선량계 중 시험적 방사선량을 조사한 후의 선량 재현성이 3% 이내의 양호한 조건을 갖는 것만을 선택하여 사용하였다. 열형광선량계를 사용하기 전에 반드시 오븐(PTW-TLD oven, PTW-Freiburg, Germany)에서 400℃에서 1시간 동안 열처리를 한 후 100℃에서 추가적으로 1시간 동안 열처리를 하였다. 방사선을 조사 받은 열형

광선량계를 열형광선량계 판독기(Harshaw/QS TLD System 4000 reader, Solon Technologies, USA)를 이용하여 100℃에서 10초 동안 예열한 후, 100~400℃의 온도범위에서 30초 동안 열처리를 하여 선량을 판독하였다.

**4. 자료 분석**

환자에서 측정한 표면 방사선량의 평균값과 복부를 기준으로 한 처방 선량과의 비를 구하고, 인형 팬텀에서 표면 방사선량과 중심 방사선량의 평균값, 부위별 방사선량의 복부 부위의 방사선량에 대한 상대 선량 및 표면 방사선량 대 중심 방사선량의 비를 구하였다. 각각의 평균값과 표준편차는 SAS 프로그램(The SAS system for Windows version 6.12. SAS Institute Inc., 1989)을 이용하여 계산하였다.

**결 과**

**1. 환자에서의 표면 방사선량**

각 환자에서 부위별로 측정된 표면 방사선량의 기준점인 복부 부위에 처방한 방사선량에 대한 상대 선량의 분포는 Fig. 1과 같고, 전체 환자의 전체 부위의 평균 상대 선량은  $95.7 \pm 7.2\%$ 였다. 좌우 측정치를 모두 총괄한 부위별 상대 선

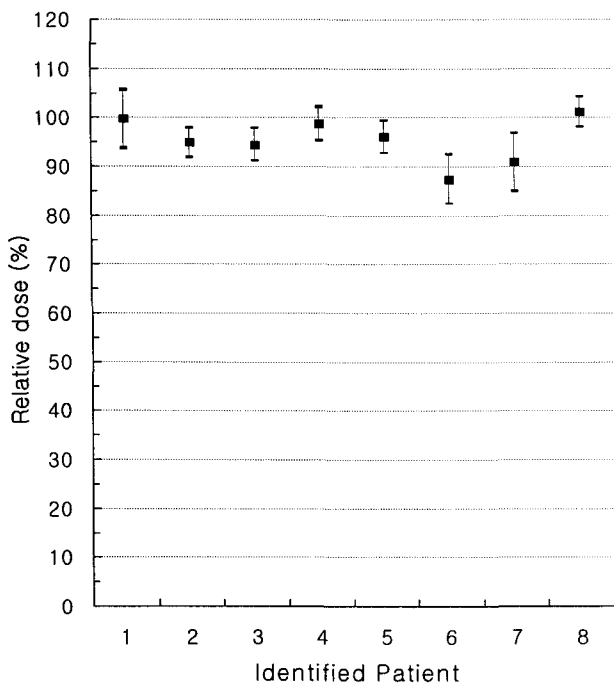


Fig. 1. Radiation doses measured with TLD chips on the surface of the patients relative to midline dose prescribed to umbilicus level in 3 measurements for case #7 or 4 measurements for all others per treatment (Mean±S.D.).

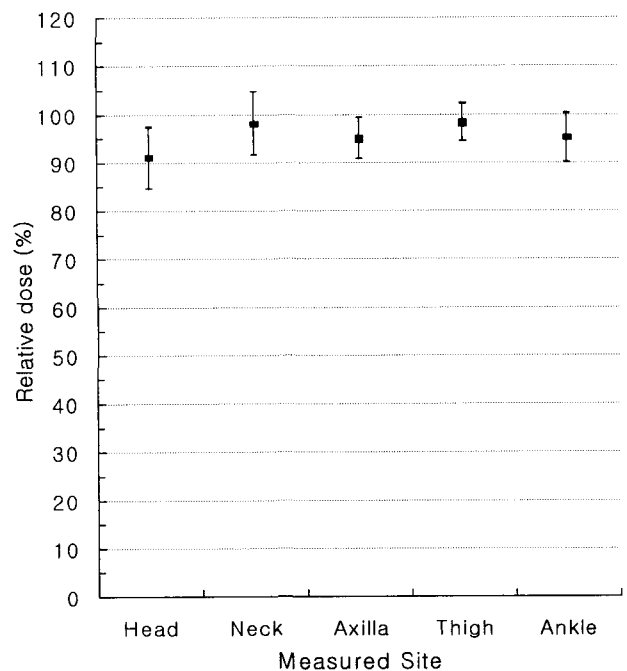


Fig. 2. Radiation doses measured with TLD chips for different levels on the surface of the patients relative to midline dose prescribed to umbilicus level in the 8 patients (Mean±S.D.).

량은 Fig. 2와 같다. 각 부위별 상대 선량의 평균값 및 표준편차(Mean±S.D.)는 두부가 91.3±7.8%, 경부가 98.3±7.5%, 액와부가 95.1±6.3%, 대퇴부가 98.3±5.5%, 족관절부가 95.3±6.3%였다.

## 2. 인형 팬텀의 방사선량

### 1) 인형 팬텀의 부위별 표면 방사선량

인형 팬텀의 복부 중심 방사선량에 대한 각 부위에서 측정한 표면 상대 방사선량의 평균값 및 표준편차(Mean±S.D.)는 두부가 85.0±4.0%, 경부가 86.6±5.8%, 액와부가 83.9±4.9%, 복부가 94.8±5.3%, 둔부가 94.8±2.8%였다(Fig. 3).

### 2) 인형 팬텀의 부위별 중심 방사선량

인형 팬텀의 복부 중심 방사선량에 대한 각 부위에서 측정한 중심 상대 방사선량의 평균값 및 표준편차(Mean±S.D.)는 두부가 96.6±2.2%, 경부가 95.3±3.2%, 액와부가 80.4±1.9%, 복부가 100.0±3.1%, 둔부가 90.5±2.2%였다(Fig. 4).

### 3) 인형 팬텀의 표면 방사선량 대 중심 방사선량의 비

인형 팬텀에서 측정한 표면 방사선량 대 중심 방사선량의

비는 두부가 1.14±0.06, 경부가 1.10±0.09, 액와부가 0.96±0.05, 복부가 1.06±0.06, 둔부가 0.95±0.02였다.

## 3. 환자 중심 선량

인형 팬텀에서 얻은 부위별 표면 방사선량에 대한 중심 방사선량의 비율에 근거한 환자에서의 중심 방사선량은 두부 103.4±9.0%, 경부 107.8±10.5%, 액와부 91.1±6.1%이고, 둔부의 측정치를 대퇴부에 적용하면 대퇴부 93.8±4.5%였고, 경부의 측정치를 족관절부에 적용하면 104.5±9.3%였다(Fig. 5).

## 고안 및 결론

전신방사선치료시 피부를 포함한 신체의 각 부위에 균일한 방사선량을 조사하기 위하여 각 기관에서는 방사선 조사 기기와 방사선치료시설의 크기 등의 특성에 따라 적합한 방법을 사용하고 있다. 전신방사선치료는 물리적으로 산란 방사선의 투과력 및 측방방사선 투과력의 비균질성, 환자에 따

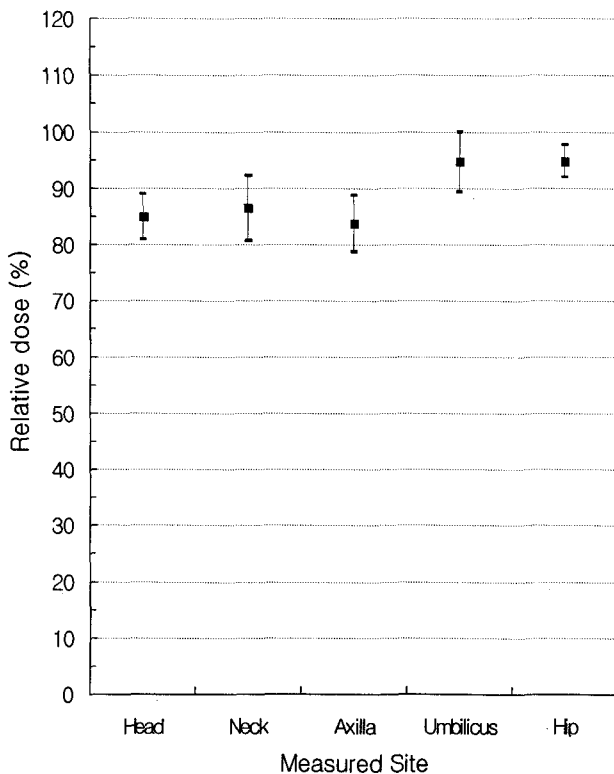


Fig. 3. Radiation doses measured with TLD chips for different levels on the surface of the Humanoid phantom relative to midline dose prescribed to umbilicus level of 8 different measurements (Mean±S.D.).

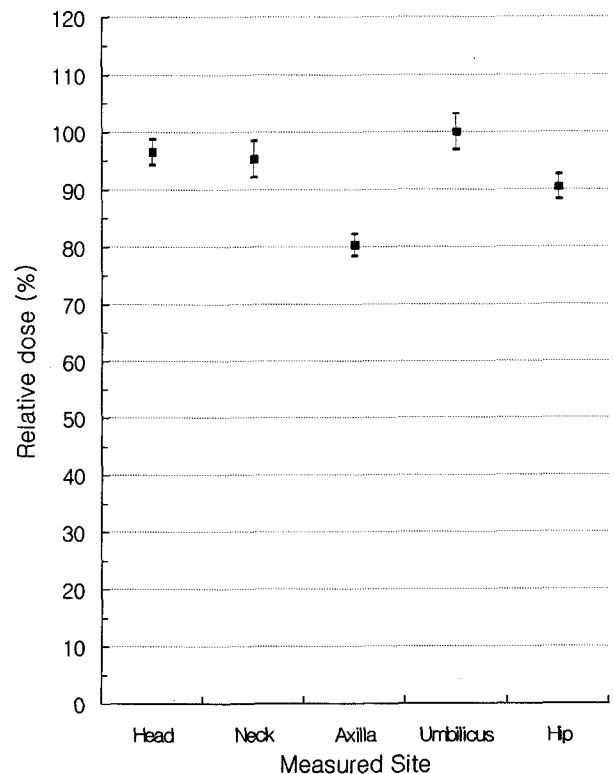


Fig. 4. Radiation doses measured with TLD chips for different levels in the midline of the Humanoid phantom relative to midline dose prescribed to umbilicus level of 8 different measurements (Mean±S.D.).

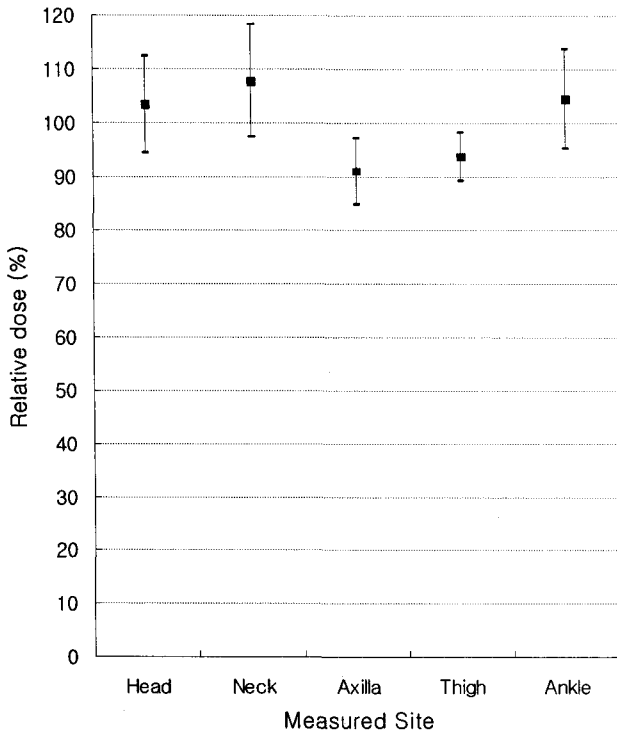


Fig. 5. Estimated midline doses of patients from the surface-to-midline ratios obtained with the Humanoid phantom.

른 두께 및 형태적 차이, 조직의 비균질성, 표면의 굴곡, 조직 결손 등으로 인하여 단순한 방법으로 시행할 경우 균일한 선량 분포를 얻기가 어려우므로 균일한 선량을 얻기 위한 각종 보정법이 사용되며 이의 검증이 요구된다. 서울대학교병원 치료방사선과에서 사용하는 좌우 이문대향조사법은 신체 부위에 따라 차이가 큰 좌우 두께를 보정하기 위하여 조직결손보상체가 필요하며 환자 피부 앞에 전자선 산란체가 필요한 기법이나, 폐가 상박부에 의해 쉽게 가려지도록 자세를 취하여 비교적 균등한 선량분포를 얻을 수 있고 이에 따라 폐조직에 대한 조직결손보상체를 생략할 수 있는 장점을 가진다.<sup>1,2)</sup>

전신방사선치료기법은 기관별로 차이가 있으며 이에 따른 개개의 치료방법에 따른 정도 관리가 필요하다. 정기적인 정도 관리를 시행하지 못한 기관의 경우 20% 이상의 오차가 발생할 수 있음을 보고한 바 있으며, 따라서 정기적인 정도 관리가 필수적이라고 하겠다.<sup>3)</sup> 최근 국내 일부기관에서도 전신방사선치료 시의 팬텀에서의 선량분포에 대한 보고가 있었으나 환자 자료보다는 팬텀을 이용한 분석이 대부분으로 기관에 따라 차이는 있으나 대략 ±8%의 오차를 보고한 바 있다.<sup>9~11)</sup>

Table 1. Comparison of Thickness for the Patients and the Humanoid Phantom

Site	Patient		Humanoid phantom	
	Thickness(cm) (Mean ± S.D.)	Ratio* (Mean ± S.D.)	Thickness (cm)	Ratio
Head	16.1 ± 0.6	0.61 ± 0.10	16.0	0.60
Neck	10.6 ± 1.7	0.39 ± 0.04	13.0	0.49
Shoulder	43.0 ± 5.0	1.59 ± 0.19	50.5	1.91
Axilla	28.9 ± 2.7	1.12 ± 0.09	34.5	1.30
Umbilicus	27.3 ± 5.0	1.00	26.5	1.00
Hip	34.1 ± 2.6	1.28 ± 0.20	32.0	1.21

\* ratio of the thickness relative to the reference level (umbilicus)

좌우 대향이문조사법에 의한 전신방사선치료시 환자에서 측정된 표면 선량은 -8.7~-1.7%의 범위에 있어 선량분포의 균일성이 비교적 만족스러움을 확인하였으나 인형 팬텀에서 얻은 표면 선량에 대한 중심 선량의 비율을 적용하여 얻은 환자에서의 중심 선량 분포는 -8.9~+7.8%로 만족스럽지 못한 선량분포였으며 모니터단위 환산표 제작을 위하여 물팬텀을 사용하여 측정된 자료인 -1.2~+3.0%와 비교한다면 그 차이는 훨씬 현저함을 알 수 있다. 그러나, 인체와 인형 팬텀의 부위별 좌우폭의 차이가 있음을 고려하면, 중심 선량 계산치를 수정할 필요가 있으며 이를 통하여 중심 선량 계산치의 신뢰도를 높일 수 있다. 또한, 사용한 TLD의 재현성의 한계로 3% 이내의 오차가 발생할 수 있으며, 반복 측정 시에 발생할 수 있는 측정 위치에 따른 오차가 발생할 수 있으며, 이외에 선형가속기의 출력 또는 미비하지만 오차의 원인일 수 있다. 표면 방사선량의 측정 오차의 범위가 중심 방사선량의 경우보다 큰 것은 측정 위치에 따른 오차가 표면 방사선량 측정 시 더 크기 때문일 것으로 생각된다.

이 연구에서 기대치에 비하여 차이를 보인 이유를 부위별로 검토하여 보면 다음과 같다. 첫째, 인형 팬텀의 액와부 중심 방사선량과 표면 방사선량이 복부 중심 방사선량에 비하여 10% 이상 낮은 것은 한국인과 서양인의 골격 구조를 하고 있는 인형 팬텀의 좌우 신체 두께 차이에 기인하는 것으로 생각된다. Table 1에서처럼 액와부 상부의 경우 실제 환자와 인형 팬텀의 중심부위인 배꼽 부위와의 상대적인 두께의 차이가 현저함을 알 수 있다. 두부나 경부의 경우 중심 부위와의 좌우 두께 차이를 조직결손보상체를 이용하여 보상하여 두께 차이에 의한 방사선량의 차이가 감쇄되지만, 견관절이나 액와부의 경우 조직결손보상체를 이용한 보상이 불가능하므로 조직 두께의 차이가 곧바로 방사선량의 차이로 이어진다. 환자에서의 좌우 두께와 인형 팬텀에서의 좌우

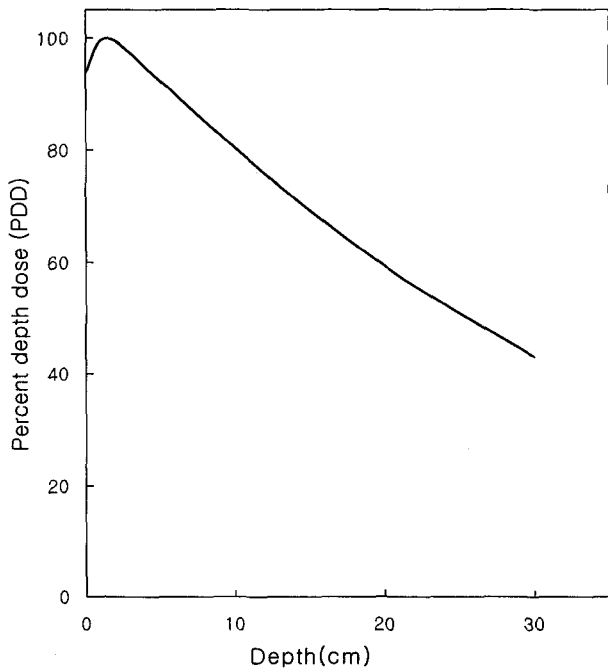


Fig. 6. Beam data for TBI setup at Seoul National University Hospital using 10 MV x-ray from Clinac 2100C (Varian Associates, USA) with phantom size 25×25×30 cm<sup>3</sup>, SSD 274 cm, and field size 104.9×104.9 cm<sup>2</sup>, measured with Farmer type chamber

두께를 중심 부위인 배꼽 부위에 대한 상대적인 비로 계산할 경우 인형 팬텀이 약 20% 정도 두꺼움을 알 수 있다. 서울대학교병원 치료방사선과에서 시행하고 있는 전신방사선 치료시의 선량분포곡선(Fig. 6)에 이를 대입하면 20%의 두께 차이에 의해서 약 20%의 선량 감소 효과가 발생할 수 있음을 확인할 수 있었고, 이러한 골격 차이에 의한 좌우 두께 차이로 인하여 인형 팬텀에서 액와부의 중심 선량이 배꼽 부위의 중심 선량에 비하여 10% 이상 저하됨을 알 수 있었다. 액와부의 표면 선량은 입사 선량과 출사 선량의 합이므로 좌우 두께 차이에 의해 출사 선량이 감소되나 입사 선량에는 영향이 적으므로 감소 정도가 중심 선량에 비해 적은 것으로 생각된다. 입사 선량과 출사 선량을 이용하여 중심 선량을 계산한 경우에서도 액와부의 중심 선량이 10% 이상 감소될 수 있음을 보고하고 있고, 좌우 이문대향조사법에서 방사선 폐렴의 빈도가 낮은 이유의 하나로 들고 있다.<sup>4)</sup> 중심 방사선량의 좀 더 정확한 계산을 위하여 한국인의 골격형에 가까운 인형 팬텀의 제작이 요구된다고 할 수 있다. 아울러 두께에 따른 보정을 개별적인 PDD 또는 TMR을 측정하고 각각의 위치에 따른 OCR을 측정하여 반영하려는 노력도 시도되고 있으나, 실측선량에 비하여 오차의 폭이 좁은 경향을

보이고 있는 것으로 보고되고 있다.<sup>3-6)</sup>

둘째, 인형 팬텀에서 경부에서의 표면 선량이 낮은 원인으로 조직결손보상체의 두께를 필요이상으로 사용함으로써 초래되는 과잉 보상의 가능성은 중심 선량이 감소되지 않았으므로 인정하기 어렵다. Shank<sup>13)</sup>에 의하면 6~18 MV x-ray로 치료할 경우 환자에서 10 cm 거리에 전자선 산란체를 위치시키면 두께가 2 cm 이상이어야 적절한 표면 선량을 얻을 수 있다고 보고하고 있다. 중심부인 복부에 비하여 두께가 현저하게 감소되는 경부에서는 전자선 산란체의 효과가 상대적으로 감소되어 표면 선량이 감소할 수 있으며, 인형 팬텀은 환자에 비해 더 얇으므로 감소폭이 더 클 것으로 생각된다. 아울러, 인형 팬텀에서 측정된 표면선량 대 중심선량의 비율을 이용하여 환자에서의 중심선량을 계산하였을 때, 경부에서는 처방 선량에 비하여 5% 이상 증가되었다. 고에너지 선형가속기에서는 중심부에서 멀어질수록 방사선의 투과력이 떨어진다. 환자가 취하는 슬와위에서는 상완을 몸통에 밀착하고 허완을 대퇴부에 밀착시키므로 인형 팬텀에서의 취하는 직와위 상의 경부의 위치보다 중심점에서 가까워진다. 따라서, 인형 팬텀에서의 표면 선량에 비하여 중심 선량은 더욱 감소하였을 것으로 추론 할 수 있다. 족관절부의 경우 인형 팬텀에서의 측정이 불가능하여 두께가 비슷한 경부에서 얻은 환산치를 사용하였다. 동일한 이유로 족관절부의 중심 선량도 실제보다 증가한 것으로 계산되었을 것으로 보인다.

셋째, 인형 팬텀에서 두부에서의 표면 선량이 낮은 원인은 앞에서 논의한 경부의 경우와 같은 이유에 의한 것으로 생각된다.

AAPM Report No. 17에서는 전신방사선치료 시 신체의 각 부위에 도달하는 방사선량은 미리 정한 방사선량 즉, 배꼽부위 복부 중심 선량 기준의 +5%에서 -10%의 범위 내에 있어야 할 것을 권고하고 있다.<sup>7)</sup> 이 연구에서 환자에서 측정된 부위별 표면 선량의 분포는 -8.7~-1.7%이고 인형 팬텀에서 얻은 표면 선량에 대한 중심 선량의 비를 이용하여 계산한 환자에서의 중심 선량의 분포는 -8.9~+7.8%로 타 기관에서 발표한 ±10%의 차이보다 더 우수함을 알 수 있다.<sup>4-6)</sup> 앞서 논의한 경부의 표면 선량에 대한 중심 선량 계산치가 실제보다 높게 산출되었을 가능성을 고려한다면 현재 서울대학교병원 치료방사선과에서 시행하고 있는 전신방사선치료의 치료조건에서의 선량 분포는 실험적으로 계산한 결과보다 더 우수할 것으로 생각된다.

단순한 계산에 의한 방법만으로는 산란 방사선의 여러 가지 요인에 의한 실제의 신체 각 부위 선량 및 그 균일성을

알기는 힘들다. 기관에 따라서는 매번 실측 대신 계산량에 의거하여 추론하는 방법이 사용되기도 하나 기기별 치료상 황별 차이로 인해서 이를 단순 적용하는 것에는 무리가 따 르며 실제보다 오차 범위가 적게 추정되는 경향이 있다. 서 울대학교병원 치료방사선과에서는 열형광선량계로 매 치료 시 실제 방사선량을 측정하여 다음 치료 시 전체 및 각 부 위의 방사선량을 보정하여 더욱 정확하고 균등하게 전신에 방사선을 조사하여 치료율을 높이고 부작용이 감소되는 결 과를 기대할 수 있을 것으로 생각된다.

### 참 고 문 헌

1. Lin H, Drzymala RE. Total body and hemibody irradiation. In Perez CA, Brady LW, eds. Principles and practices of radiation oncology. 3rd ed. Lippincott-Raven Publishers, Philadelphia, 1997: 333-342
2. Shank B. Total body irradiation. In Leibel SA, Phillips TL, eds. Textbook of radiation oncology. WB Saunders Company, Philadelphia, 1998: 253-275
3. Kirby TH, Hanson WF, Cates DA. Verification of total body photon irradiation dosimetry techniques. Med Phys 1988; 15: 364-369
4. Greig JR, Miller RW, Okunieff P. An approach to dose measurement for total body irradiation. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1996; 36:463-468
5. Lee PC, Sawicka JM, Glasgow GP. Patient dosimetry quality assurance program with a commercial diode system. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1994; 29:1175-1182
6. Podgorsak EB, Pla C, Evans M, Pla M. The influence of phantom size on output factor, peak scatter factor, and percentage depth dose in large-field photon irradiation. Med Phys 1985; 12:639-645
7. Van Dyk J, Galvin JM, Glasgow GP, et al. The physical aspect of total and half body photon irradiation. A report of Task Group 29 Radiation Therapy Committee, American Association of Physicists in Medicine. AAPM Report No. 17, June 1986.
8. Kang WS. Dose distribution of total body irradiation with Co-60. Korean J Med Phys 1991; 2:109-120
9. Choi DR, Choi IB, Kang KM, Shinn KS, Kim CC. Total body irradiation technique: basic data measurements and *In Vivo* dosimetry. J Korean Soc Ther Radiol 1994; 12:219-223.
10. Ahn SJ, Kang WS, Park SJ, Nam TK, Chung WK, Nah BS. The dosimetric data of 10MV linear accelerator photon beam for total body irradiation. J Korean Soc Ther Radiol 1994; 12:225-232
11. Park SJ, Chung WK, Ahn SJ, Nam TK, Nah BS. Utilization of tissue compensator for uniform dose distribution in total body irradiation. J Korean Soc Ther Radiol 1994; 12: 233-241
12. Dept. of Therapeutic Radiology. Seoul National University Hospital. Dosimetric Databook for TBI, SRS, and FRST. (unpublished)

---

**Abstract**

---

***In vivo and in vitro* Confirmation of Dose Homogeneity in Total Body Irradiation with Thermoluminescent Dosimeter**

Eui Kyu Chie M.D.\*, Suk Won Park M.D.<sup>†</sup>,  
Wee-Saing Kang PhD.\*, and Il Han Kim M.D.\*<sup>‡</sup>

\*Department of Therapeutic Radiology, Seoul National University College of Medicine,

<sup>†</sup>Department of Radiation Oncology, Samsung Medical Center,

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

**Purpose** : Total body irradiation (TBI) or whole body irradiation is used to acquire immune suppression, to treat malignant lymphoma and leukemia, and as an conditioning regimen for bone marrow transplantation. For these purposes, many methods were developed to obtain homogenous dose distribution. The objective of this study was to analyze and confirm the accuracy and the homogeneity of the treatment setup, the parallel opposed lateral technique, currently used in Seoul National University Hospital.

**Materials and Methods** : Surface dose data, measured with a thermoluminescent dosimeter, of 8 patients among 10 patients, who were given total body irradiation with the parallel opposed lateral technique between September 1996 to August 1998, at Seoul National University Hospital were analyzed. Surface doses were measured at the head, neck, axilla, thigh, and ankle level. Surface and midline doses were measured with similar set-up and technique in the Humanoid phantom.

**Results** : Measured surface doses relative to prescribed dose for the head, neck, axilla, thigh, and ankle level were  $91.3 \pm 7.8$ ,  $98.3 \pm 7.5$ ,  $95.1 \pm 6.3$ ,  $98.3 \pm 5.5$ , and  $95.3 \pm 6.3\%$ , respectively. The midline doses of the head, neck, axilla, thigh, and ankle level estimated from the surface-to-midline ratios in the Humanoid phantom were  $103.4 \pm 9.0$ ,  $107.8 \pm 10.5$ ,  $91.1 \pm 6.1$ ,  $93.8 \pm 4.5$ , and  $104.5 \pm 9.3\%$ , respectively. Measured surface doses and estimated midline doses ranged from  $-8.9\%$  to  $+7.8\%$ . Midline doses at the neck and the axilla level deviated more than 5% from the prescribed doses. The difference of the estimated midline doses at the neck and the axilla level and the actual doses were attributed to the thickness differences between the Humanoid phantom and the patients.

**Conclusion** : Distribution of the midline doses as well as the surface doses were measured to be within  $-8.7 \sim +7.8\%$  range. Actual dose distribution in the patient is expected to be better than the measured dose range mainly attributed to thickness difference between the patient and the Humanoid phantom.

---

**Key Words** : Total body irradiation, Thermoluminescent dosimeter, Dose distribution