

## A study on the Interior Structure and Scattered Radiation Measurement of Radiotherapy Room

Minae Kim\*, Yongdae Kwon\*\*, Jaeyong Je\*\*

*Department of Radiology, Pusan National University Yangsan Hospital\*,  
Department of Radiological Technology, Dong-Eui Institute of Technology\*\**

### 방사선 치료실의 실내 구조와 산란선 측정에 관한 연구

김민애\*, 권용대\*\*, 제재용\*\*

양산부산대학교병원 영상의학과\*, 동의과학대학교 방사선과\*\*

#### Abstract

This research aims at examining the amount of scattered radiation generated during irradiation by adhering structures with different sizes of aluminum prominence and depression to the inside of a radiotherapy room. The irregular aluminum structures were stuck to the wall of a radiotherapy room, and the scattered radiation generated during irradiation was measured. The sizes of the aluminum prominence and depression were  $1.5 \times 1.5$ ,  $3 \times 3$ , and  $5 \times 5$  cm<sup>2</sup> with the width of 60 cm and the height of 60 cm. The distance between TLD and the wall of the radiotherapy room to measure scattered radiation was 310 cm, and the used radiation energy was 6 MV and 15 MV generated from a linear accelerator. The research result showed that the irradiation amount at 6 MV was 100, and at 300 cGy the scattered radiation decreased by the installation of the structure with aluminum prominence and depression, but at 200 cGy, only the scattered radiation of the uneven structure of  $5 \times 5$  cm<sup>2</sup> decreased. At 15 MV, the irradiation amount was 200 cGy, and at 300 cGy, the scattered radiation was reduced when the rugged aluminum structure was set up, but at 100 cGy, similar result values were produced regardless of the uneven structure. Consequently, installation of an additional structure with aluminum prominence and depression in the present interior structure can decrease the stochastic effect of the scattered radiation generated from the wall of a radiotherapy room and patients.

Key Words : radiotherapy room, scattered radiation, linear accelerator

#### 요약

본 연구는 방사선 치료실 내부에 알루미늄 요철 크기가 다른 구조물을 부착하여 방사선 조사 중 발생하는 산란선을 측정해보고자 한다. 알루미늄 요철구조물을 방사선 치료실 벽면에 부착하고, 방사선 조사 중 발생하는 산란선을 측정 대상으로 하였다. 알루미늄 요철의 크기는  $1.5 \times 1.5$ ,  $3 \times 3$ ,  $5 \times 5$  cm<sup>2</sup>이고 크기는 가로 × 세로가  $60 \times 60$  cm<sup>2</sup> 이다. 산란선 측정을 위한 TLD와 치료실 벽면까지의 거리는 310 cm이며 사용된 방사선 에너지는 선형가속기에서 발생하는 6 MV, 15 MV 이다. 실험 결과 6 MV에서는 조사선량이 100, 300 cGy에서는 알루미늄 요철 구조물을 설치함으로써 산란선이 감소되었으나 200 cGy에서는  $5 \times 5$  cm<sup>2</sup>의 요철구조물에서만 산란선이 감소되었다. 15 MV에서는 조사선량이 200, 300 cGy에서는 알루미늄 요철구조물을 설치함으로써 산란선이 감소되었으나 100 cGy에서는 요철구조물에 상관

없이 비슷한 결과 값을 나타 내었다. 따라서 실내구조에 부가적으로 알루미늄 요철 구조물을 설치하는 것이 방사선 치료실 벽면에서 발생하는 산란선과 환자의 확률적 영향을 감소시킬 수 있는 방법이라 할 수 있다.

중심단어: 방사선 치료실, 산란선, 선형가속기

## I. 서론

최근 건강 검진을 통한 조기 진단으로 종양의 조기 진단이 가능하고 외과적 수술과 항암치료, 방사선 치료를 병행하여 시행하는 환자가 증가하고 있다. 이러한 방사선 치료 대상의 증가와 방사선 치료 장비의 발달로 국내 암환자의 약 40 % 정도가 방사선 치료를 받고 있다. 방사선 치료는 정상조직에는 최소한의 선량을 조사하고 종양에는 가능한 고 선량을 조사하여 치료효과를 증가시켜야 한다.

2010년 국내 선형가속기는 총 126대가 운영되고 있으며 기존의 방사선 치료실은 방사선 치료실 벽면에서 발생하는 산란선은 고려되지 않은 구조로 되어 있다. 즉, 방사선 치료에서 고에너지 방사선을 사용함에 있어서 고려되어야 할 중요한 점은 종양의 처방선량과 함께 환자에게 피폭되는 표면선량의 양이다<sup>[1-3]</sup>. 방사선치료에서 적은 선량의 방사선이라도 방사선의 확률적인 장해를 발생시킬 수 있고 수명을 단축시킬 수 있기 때문에 방사선의 정당화를 위하여 치료외의 부위는 최대한 방사선 피폭을 감소시켜야 한다. 의료용 선형가속기에서 발생하는 산란전자의 원인은 조리개, 필터, 공기 등이 있고<sup>[4],[5]</sup>, 그 중에서도 조사면내의 물질이 산란선을 증가시킨다는 것이 일반적이다<sup>[6]</sup>. 이러한 방사선원으로부터 조사된 방사선은 주변 물질들에 의하여 산란된 후 환자에게 도달한다. 즉, 조사면을 제외한 주변 선량은 조사면 선량과 비교하여 적은 선량일지라도 환자의 확률적 영향을 증가시키는 원인이 된다.

방사선 피폭의 확률적 영향에 대한 근거는 대부분 일본의 원폭 생존자들의 장기 추적검사에 기초한 것으로 50 mSv 이하의 낮은 방사선 피폭에 의해서도 유방암, 결장암, 갑상샘암, 폐암의 발생 위험이 증가하고 1945년에 50~150 mSv의 유효선량(effective dose)의 방사선 피폭을 받은 사람들이 70~80대에 이르러 암 사망률 이 일반인에 비해 증가함을 증명하였다<sup>[7]</sup>. 방

사선 치료실 내에서 광중성자가 환자에게 미치는 영향은 다수의 저자에 의하여 연구되어졌다<sup>[8]-[10]</sup>. 하지만 본 연구는 방사선 치료실내의 측면 벽에서 발생하는 산란선을 측정하기 위하여 알루미늄 요철 구조물을 설치하고 환자가 위치한 치료 테이블에 다시 도달하는 산란선을 측정함으로써 향후 방사선 치료환자의 확률적 장해를 줄이고 환자의 치료목적 이외의 장해를 감소시키며 방사선 치료실 실내 구조를 개선하는 자료로 활용하고자 한다.

## II. 대상 및 방법

### 2.1 연구대상

방사선 치료실내의 선형가속기 회전 중심점에서 방사선 치료실 측면 알루미늄 요철 구조물 크기에 따른 산란선을 측정하기 위하여 알루미늄 요철크기가 다른 3개의 요철구조물을 만들어 방사선 치료실 벽면에 부착하고 방사선 조사 중 발생하는 산란선을 측정 대상으로 하였다.

### 2.2 실험방법

본 실험에서 사용한 고 에너지 방사선은 의료용 선형가속기에서 발생한 6 MV, 15 MV의 고에너지 광자선이다. 방사선측정에서 열형광선량계(TLD)를 부착하기 위하여 차폐블록은 저 용융점 납 합금(Cerrobend)을 이용하여 제작하였고, 차폐블록의 두께는 선형가속기 헤드부분에서 발생된 산란선이 측정 물질인 TLD에 영향을 주지 않도록 두께는 8 cm로 하였다[Fig. 1]. 그리고 알루미늄 요철구조물에서 발생된 산란선의 측정 은 TLD(UD-802AS, Panasonic, US)를 사용하였다. 이때 설정된 조사면은 10×10 cm<sup>2</sup> 이다. 선형가속기 타겟부터 TLD까지의 거리는 일반적으로 방사선치료에서 치료목적부위의 중심이 되는 100 cm에 위치시켰으며, 동일 조건에서 2개의 TLD를 준비하여 알루미늄 요철구조물을 설치하지 않았을 때와 설치 한 후에 광자선을

100, 200, 300 cGy를 조사하였다. 그리고 알루미늄 요철구조물 설치 후 동일 선량과 방사선에너지에 대하여 2개의 TLD에 각각 조사하고 측정값의 평균값을 획득하였다.

콘크리트 구조로 만들어진 방사선 치료실의 실내 구조와 알루미늄 요철 구조물을 설치한 구조의 산란선 측정을 위하여 알루미늄 요철크기가 다른 3종류의 삼각형 구조를 가지는 알루미늄 요철구조물을 제작하여 발생된 산란선의 방향을 변화시켜 측정 물질인 TLD에 도달하는 것을 감소시키도록 하였다[Fig. 2]. 알루미늄 요철의 크기는 1.5×1.5, 3×3, 5×5 cm<sup>2</sup>이고, 요철 구조물의 전체 크기는 가로×세로가 60×60 cm<sup>2</sup>이다. Fig. 3과 같이 산란선 측정을 위한 TLD와 치료실 벽면까지의 거리는 310 cm이다.

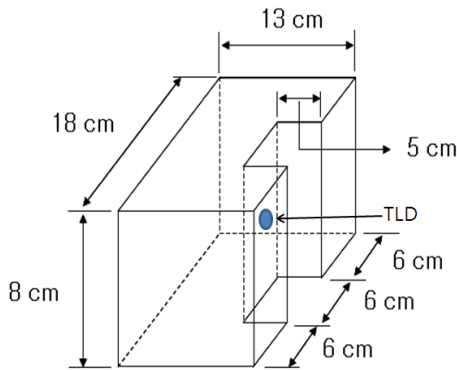


Fig. 1. Schematic of shielding block

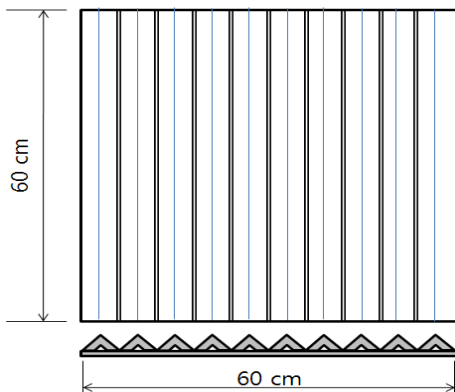


Fig. 2. Schematic of Aluminum structure

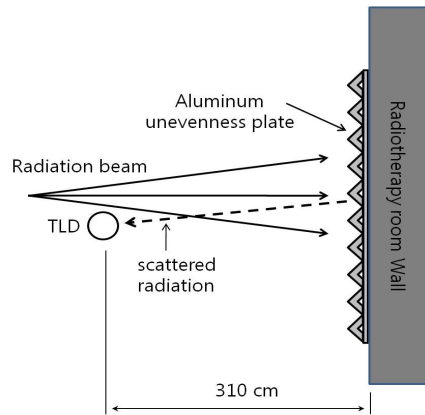


Fig. 3. Schematic of measurement

### III. 결과

선형가속기의 회전 중심에서 치료실 측면 벽에 설치된 알루미늄 요철구조물 크기에 따른 산란선을 측정하였다. 6 MV와 15MV 광자선을 동일 조건에서 조사하여 얻은 2개의 TLD 평균 측정결과 값을 Table. 1과 Table. 2에 나타내었다. 6 MV에서 조사선량이 100, 300 cGy에서는 알루미늄 요철 구조물을 설치함으로써 산란선이 감소되었으나, 200 cGy에서는 1.5×1.5, 3×3 cm<sup>2</sup>의 알루미늄 요철구조물에서는 산란선량이 증가되었고, 5×5 cm<sup>2</sup>의 요철구조물에서만 산란선량이 감소되었다[Table. 1]. 15 MV에서는 조사선량이 200, 300 cGy에서 알루미늄 요철구조물을 설치함으로써 산란선이 감소되었으나, 100 cGy에서 3×3 cm<sup>2</sup>의 알루미늄 요철구조물에서는 산란선량이 증가하였고, 나머지 두 개의 알루미늄 요철 크기에서는 비슷한 결과 값을 나타내었다[Table. 2].

Table. 1. 6 MV Scattered radiation[mSv]

Unevenness Structure[cm <sup>2</sup> ]	Irradiation dose[cGy]		
	100	200	300
non	0.75	1.41	2.24
1.5×1.5	0.63	1.56	2.07
3×3	0.62	1.51	2.07
5×5	0.63	1.36	2.02

Table. 2. 15 MV Scattered radiation

Unevenness Structure[cm <sup>2</sup> ]	Irradiation dose[cGy]		
	100	200	300
non	0.78	2.09	2.74
1.5×1.5	0.76	1.51	2.48
3×3	0.87	1.67	2.30
5×5	0.79	1.61	2.40

방사선 치료에서 일반적으로 치료목적으로 사용되어지는 처방선량인 200 cGy를 비교하면 Table. 1과 Table. 2에서 6MV 보다는 15MV에서 알루미늄 요철 구조물의 설치가 현저한 산란선량 감소를 나타내었다.

#### IV. 고찰

방사선 치료에서 치료목적부위에는 최대한의 선량을 조사하고 정상조직에는 최소한의 선량이 조사되어야 한다. 그러나 방사선 조사 중 치료장비의 주변 물질들에 의하여 발생된 산란들은 환자의 방사선피폭에서 확률적 영향을 증가시킨다. 본 연구에서 광자선의 에너지가 증가하면 산란선량이 증가함을 알 수 있고 일반적인 TLD의 재현성인 2~3%를 감안하더라도 6 MV에서는 100 cGy에서 알루미늄 요철 구조물의 설치로 인하여 16~17%의 산란선량 감소를 나타내었으며, 300 cGy에서는 7.5~9.5%의 산란선량 감소를 확인하였다. 그러나 200 cGy에서는 5×5 cm<sup>2</sup>에서 3.5%의 산란선량 감소를 나타내었으나, 1.5×1.5, 3×3 cm<sup>2</sup>에서는 오히려 11%와 7%의 산란선량 증가를 확인하였다. 15 MV에서 100 cGy 조사결과 1.5×1.5, 5×5 cm<sup>2</sup>의 요철구조물에서는 산란선량이 요철구조물의 설치와 상관없이 비슷한 결과 값을 나타내는 반면 3×3 cm<sup>2</sup>에서는 오히려 12% 증가하는 결과를 나타내었다. 그리고 200 cGy 조사에서는 본 연구에서 가장 많은 산란선량의 감소를 나타내었는데 요철구조물의 크기에 따라 20~27%의 산란선량 감소를 나타내었다. 또한 300 cGy 조사선량에서는 9.5~15%의 산란선량 감소를 나타내었다. Roy는 고에너지 방사선 치료에서 발생된 산란선이 생식선과 같은 주요 장기에 영향을 미칠 수 있기 때문에 차폐할 수 있는 기구를 제작하여 국소부위에 사용함

으로써 산란선으로 인한 방사선 장애를 최대한 감소시킬 수 있다고 하였다<sup>[11]</sup>. 하지만 본 연구에서는 방사선 치료실내에 알루미늄 요철 구조물을 설치함으로써 방사선 치료실내에서 발생하는 산란선을 감소시켜 환자의 확률적 영향을 감소시키는 또 다른 방법이라 할 수 있다.

#### V. 결론

본 연구를 통하여 고에너지 방사선 치료에서 6 MV 보다 15 MV에서 기존의 실내구조에 부가적으로 알루미늄 요철 구조물을 설치하는 것이 치료실 벽면에서 발생하는 산란선량의 감소와 환자의 확률적 영향을 감소시키기 위한 구조라 할 수 있다. 그리고 알루미늄 요철 구조물의 크기는 5×5 cm<sup>2</sup>일 경우 조사선량과 에너지에 상관없이 산란선량이 감소되므로 본 연구에서 최적의 요철구조물 크기라 할 수 있다. 추가적으로 본 연구에서 수행되지 않았던 요철구조물의 크기를 세분화하여 수행한다면 보다 나은 최적의 알루미늄 요철 구조물 크기를 찾을 수 있을 것이다.

#### 감사의글

이 논문은 2011년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(원자력연구개발사업, No. 20110021884)

#### 참고문헌

- [1] Attix FH, Lopez F, Owolabi S and Paliwal BR, "Electron contamination in 60Co gamma-ray beams", Med Phys, Vol. 10, No. 3, pp.301-306, 1983.
- [2] Petti PL, Goodman MS, Gabriel TA and Mohan R "Investigation of buildup dose from electron contamination of clinical photon beams", Med Phys, Vol. 10, No. 1, pp.18-24, 1983.
- [3] Ling CC, Schell. MC and Rustgi SN. "Magnetic analysis of the radiation components of a 10 MV photon beam", Med Phys, Vol. 9, No. 1, pp.20-26, 1982.
- [4] Padikal TN and Deye JA, "Electron contamination of a high-energy X-ray beam", Phys Med Biol, Vol. 23, No. 6, pp.1086-1092, 1978.
- [5] Velkely DE, Manson DJ and Purdy JA, Oliver GD, "Build-up region of megavoltage photon radiation sources", Med Phys, Vol. 2, No. 1, pp.14-19, 1975.

- [6] Gagon W and Grant W, "Surface dose from megavoltage therapy machines," *Radiology*, Vol. 117, pp.705-708, 1975.
- [7] Pierce DA, Preston DL, "Radiation-related cancer risks at low doses among atomic bomb survivors", *Radiat Res*, Vol. 154, No. 2, pp.178-186, 2000.
- [8] Ing H, Nelson WR and Shore RA, "Unwanted photon and neutron radiation resulting from collimated photon beams interacting with the body of radiotherapy patients", *Med Phys*, Vol. 9, No. 1, pp.27-33, 1982.
- [9] Nath R, Epp ER, Langhlin JS, Swanson WP and Bond VP, "Neutrons from high-energy X-ray medical accelerators : An estimate of risk to the radiotherapy patient", *Med Phys*, Vol 11, No. 3, pp.231-241, 1984.
- [10] Agosteo S, Para AF, Gerardi F, Silari M, Torresin A and Tosi G, "Photoneutron dose in soft tissue phantoms irradiated by 25 MV X-rays", *Phys Med Biol*, Vol. 38, No. 10, pp.1509-1528, 1993.
- [11] Roy SC, Sandison GA, "Shielding for neutron scattered dose to the fetus in patients treated with 18 MV x-ray beams", *Med Phys*, Vol. 27, No. 8, pp.1800-1803, 2000