

전신조사를 위한 선량 측정과 보상

김진기, 권형철, 김정수, 김부길, 추성실**

전북대학교 의과대학 치료방사선과, 의공학과*

연세대학교 의과대학 치료방사선과**

초 록

의료용 선형가속기에서 발생된 고에너지 X선(6.10MV)을 전신조사에 이용하기위해 기본선량 자료를 측정하고 보상여과판을 이용하여 균일한 선량분포를 얻고자 하였다.

선원으로부터 3.4m의 거리에서 구부리고 앉은 자세를 취한 120×120cm²의 전신조사면내에 인체모형의 신체굴곡에 따른 보상여과판을 제작 사용함으로써 양방향 조사에 대한 인체 전부위에서 얻은 중심축 선량비를 ±5%이내로 감소시킬수 있었다. 파라핀을 보완하여 만든 인체모형 팬텀을 대상으로 TLD를 사용하여 선량분포에 관한 반복측정에서 얻은 측정오차는 ±5%미만이었다.

I. 서 론

방사선에 의한 전신조사는 전신에 퍼진 악성 임파종의 증상을 완화시킬 목적이나 골수이식 시술 전에 골수 파괴를 위해, 또는 조직이식시 면역억제를 위해 연구 및 이용되고 있으며 골수이식의 성공에 훌륭한 연구가 보고된 이후 방사선 전신조사는 중요한 역할을 담당하고 있다.¹⁻³⁾ 방사선 전신조사시의 중요한 관점은 전신에 균일한 선량 분포를 유도하는데 있다. 의료용 선형가속기에서 발생된 고 에너지 광자선을 이용한 전신 조사시 흡수선량을 결정하는 경우는 일반 방사선 치료에 사용되는 자료(PDD, TAR, TMR, TPR)와 같은 형태가 필요하나 선원과 조사면 사이의 거리변화에 따른 교정이 요구된다. 또한 조사면의 크기, 기법, 환자의 자세등에 특별한 관심이 필요하다⁴⁻¹¹⁾.

이에 저자들은 선형가속기에서 발생된 6.10MV X-선을 이용하여 전신조사를 위한 기본적인 자료 측정과 균일한 선량 분포를 얻기 위한 조직보상에 따른 선량계산을 고찰하여 임상적용시 정확도를 높이고자 자료측정 및 비교에 TLD와 3차원 선량측정 장치를 이용하였으며, 조직등가인 팬텀을 이용하여 조사방법에 따른 조직 보상여과판을 고안하였다.

II. 실험 재료 및 방법

본 연구에서 사용된 선형가속기는 Mevatron 67 (Siemens, 독일)과 LMR-18(NEC, 일본)이며 이들 X-선의조직내 선량분포는 각각 표면하 1.5, 2.5cm가 최대 선량 분포를 이루고 있으며 반가층두께는 약 15, 18cm이므로 전신조사에 적합하다. 이 장치는 100cm거리에서 조사면이 35×35cm²이므로 전신조사를 위한 약 120×120cm²의 조사면을 얻기위해 gentry를 측방으로

90°회전시키고 collimator를 45°회전하여 가능하게 하였다. 전신조사시 체내 각 부위에 부여되는 선량을 측정하는 동시에 각 부위에 대한 균일한 선량 또는 계획된 선량을 정확히 부여하는 것이 중요하며, 전신조사이므로 약간의 초과선량도 매우 위험하고 조금의 미달 선량은 치료 성과를 얻지 못한다. 따라서 인체와 등가 물질이고 크기가 같은 팬텀을 이용하여 각 부위를 충분히 측정한 후 임상에 적용해야 한다. 측정에 이용한 팬텀은 인체모형의 조직 등가물질로 구성된 란도팬텀을 이용하였다. 팔과 다리 부분은 파라핀($0.95\text{g}/\text{cm}^3$)을 이용하여 제작, 조립하였으며 방사선 전신 조사시의 환자 체위와 같게 하기 위해 구부리고 앉은자세를 하도록 구성하였다.



Fig. 1. Tissue equivalent humanoid phantom in treatment position

전신조사를 받는 환자는 대부분이 기력이 없을 뿐 아니라, 조사시간이 길기 때문에 기립상태 또는 어떤 특정한 체위로서 오래 견디기 곤란하므로 고형물질을 이용하여 환자의 체위를 고정시키는 동시에 여기에서 발생된 방사선이 인체에 영향을 주지 않도록 공기등가 물질로 적당한 스텔로폼($0.0051\text{g}/\text{cm}^3$)을 이용 환자의 체위를 유지시킬 수 있었다. X-선의 조직내 최대 선량지점을 고려하여, 피부표면의 선량을 증가시키기 위해 1cm 두께의 아크릴 판을 bolus로 사용하였다. 전신에 대한 측방 이문 대향 조사에서 발생하는 인체내의 불균등 선량분포를 보상하여 균일한 선량분포를 얻기 위해서 각 위치에 알맞는 보상 여과판을 제작하였다. 전신 조사를 위한 보상 여과판의 제작 계획은 인체의 굴곡과 두께의 차이 및 폐, 연조직등의 조직밀도, 그리고 여과판과 조직에 대한 두께 비율을 구해야 한다. 보상 필터는 산란선을 제거하기 위하여 피부에서 떨어진 트레이(shadow tray)에 고정시켰으며 방사선의 방사 방향에 따라 필요한 조직 두께 만큼의 비율로 구성되도록 하였다. 보상 필터의 두께 비율은 팬텀에서의 bolus 두께와 보상필터의 두께 비율로서 방사선의 에너지, 조사면, 조직의 결손두께, 피부와의 거리에 따른 복잡한 함수관계가 있지만 본 실험에서는 0.84%로 측정되었다. 보상 여과판은 납판을 이용하여 tray위치에 부착시켰고 방사선의 방사 평행선에 따라 축소시켰다. 평행선에 따른 보상여과판의 두께(L_c)는 다음과 같이 주어진다.

$$L_c = \frac{T}{\rho_{comp}} \times \frac{TD}{2} \dots\dots\dots (1)$$

T는 두께의 비율이고, ρ_{comp} 는 보상 필터 물질의 밀도이며 TD는 전체 조직 결손 두께로서 다음과 같다.

$$TC = L_{max} - L + (1 - \rho_{lung}) L_{lung} \dots\dots\dots (2)$$

L_{max} 는 방사선이 지나는 최대 신체 두께이며 L은 방사선이 지나가는 실제 두께이고 L_{lung} 은 방사선이 지나간 폐의 두께이다. 환자의 신체가 조사면의 가장자리까지 위치하여 있을 경우 조사면내의 선량 분포가 균일하지 못하므로 빔 평탄도를 고려하였다. Fig. 2.에서 P점의 평탄도를 k라 하면 그 점을 지나는 선의 피부와 조직의 최대두께의 반을 $d_o = 1/2 L_{max}$ 라하면 전신 조사면 r에서 각 점의 TMR(tissue maximum ratio)은 다음과 같이 주어진다.

$$TMR(d, r) = k \times TMR(d_o, r) \dots\dots\dots (3)$$

여기서 d_o 의 값을 구한후 보상 여과판의 축소율 ΔL_c 를 다음과 같이 구할 수 있다.

$$\Delta L_c = (d_o - d)T / \rho_{comp} \dots\dots\dots (4)$$

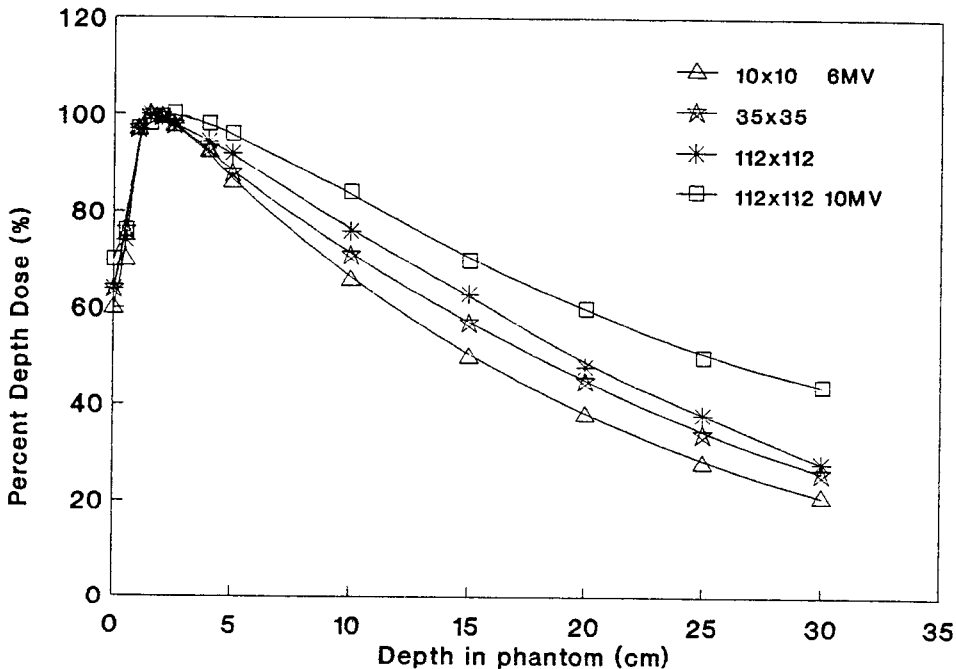


Fig. 2. Percent depth dose in 6, 10MV X-rays

전신조사에 의한 체내 선량 분포의 측정은 동시에 각 부위를 측정할 수 있는 TLD를 사용하였으며 그 중에도 조직 등가 물질로 구성된 LiF, CaSO₄:Mn을 이용하였다. TLD소자(TLD-100, victoreen Co.)이용시 TL-Dose response를 고려하여 linearity 영역에서 pre-irradiation annealing은 400℃-1hr+100℃-2hr으로 하고, preannealing은 100℃-10min으로 처리하였다. 또한 소자선택은 3회 반복의 측정소자 재연성 측정으로 선별하고 air stick을 이용 취급하여 uncertainty를 2.3%까지 줄일 수 있었다. 표준 선량 측정은 표준선원(Sr-90)에 교정한 DPD-6 electrometer와 Capintec 192 표준측정기로 폴리스틸렌 팬텀과 물 팬텀을 이용하여 계획된 선량과 위치에 따라 측정하였다. 선형 가속기에서 발생된 6.10MV X-선의 출력선량은 조직 등가 물질로 구성된 팬텀내의 각각 최대 선량 지점에 표준측정기를 고정시키고 선원과 측정기의 거리가 100cm, 조사면이 10×10cm² 되도록 조정된 후 일정한 선량율로 노출시키면서 계획선량(MU)과 일치시킨다. 전신조사 방법은 선원에서 최대 선량 지점이 100cm에서 340cm로 연장됨에 따라 조사면도 최대 120×120cm²까지 확대되며 선량율은 역자승법칙과 콜리메터 및 팬텀에 의한 산란선에 따라 변화하며 중심 깊이가 d인 환자의 종양 D_T에 대한 계획선량은 다음과 같다.

$$MU = \frac{D_T \times (f' / f)^2}{TMR(r_d \cdot d) \times Sc(r_c) \times Sp(r_d)} \dots \dots \dots (5)$$

TMR(r_d · d)는 조사면이 r_d이고 깊이가 d인 조직내와 최대 선량 지점과의 비율이며 Sc(r_c)는 전체면에 대한 콜리메터 산란율이고 Sp(r_d)는 조직의 산란율이다. 또한 f는 표준거리이며 f'는 선원과 환자 중심간의 거리로서 본 실험에서는 340cm로 고정시켰다.

Ⅲ. 결과 및 고찰

고에너지 X-선에 의한 조직내 최대 선량 지점과 심부 백분율은 조사 에너지, 조사면과 선원간의 거리, 선속의 기울기, 환자의 체위등 여러 요인에 따라 변한다. Fig. 2.는 선원과 피부간의 거리가 각각 100cm와 340cm일때의 최대 선량지점과 심부율을 표시하고 있으며 거리가 멀수록 더 높은 심부율을 나타내고 있다.

일정한 평탄도의 넓은 조사면은 전신 조사에 있어 중요한 요인이 된다. 본 실험에 이용된 의료용 선형 가속기는 촛점에서 100cm거리의 조사면이 최대 35×35cm²이고 평탄도는 ±3%미만이 되도록 여과판이 제작 고정되어 있으나 전신조사를 위해 촛점과의 거리를 340cm로 연장할 경우 조사면은 120×120cm로 확대되고 조사면의 측면과 모서리 부분의 평탄도는 차이가 있다. 특히 환자의 체격에 따라 조사면의 대각선까지 이용할 경우가 많으며 이와 같은 경우 머리와 다리 부분의 선량이 변화되기 때문에 선량 보상이 필요하다. Fig. 3.은 촛점에서 각각 100cm와 340cm의 거리에서 최대 조사면의 중심선량과 주축에 따른 중심 밖의 선량비 및 대각선을 따라 측정한 것으로서 조사면을 직경으로 한 원형내의 선량분포는 일정하지만 원형외각, 모서리 부분의 선량은 급격히 줄어들었다(10~20%). 전신조사 방법은 부분조사보다 방사선 감수성과 적분 선량이 크기 때문에 적은 선량과 선량율로 치료하려면 무엇보다도 균일한 선량분포의 정확한 선량 측정이 필요하다. 넓은 조사면 내에 일정시간동안 조사된 동일한 계획 선량에 대하여 환자의 중심축의 선량분포는 Fig. 5.과 같이 목부위는 둔부보다 약 20%이상 많은 선량을 받게 되어 불균일한 선량분포를 이룬다.

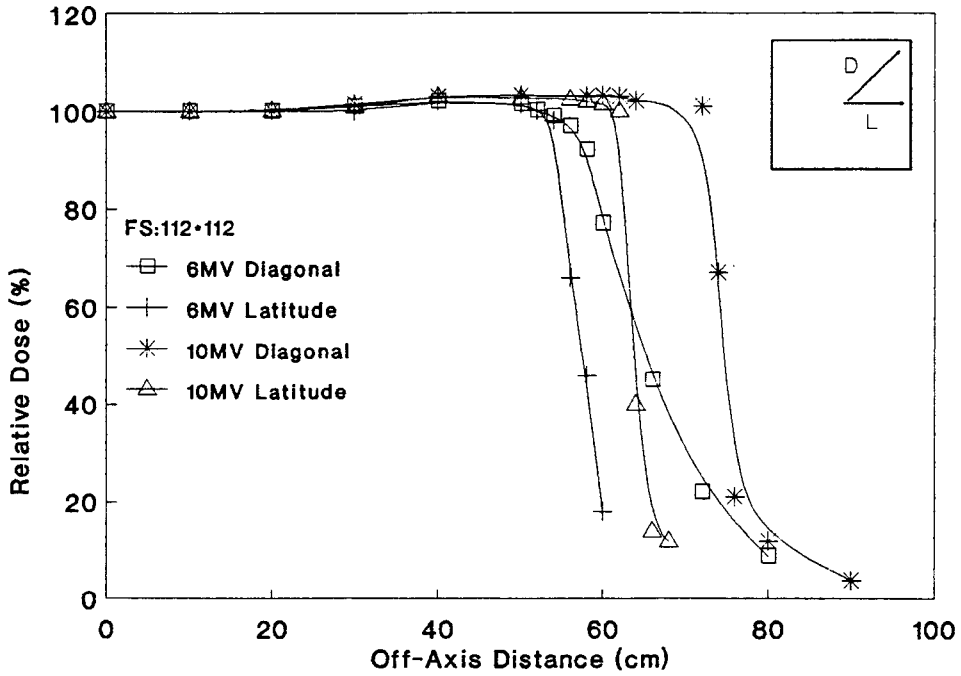


Fig. 3. Beam profiles along off-axis.

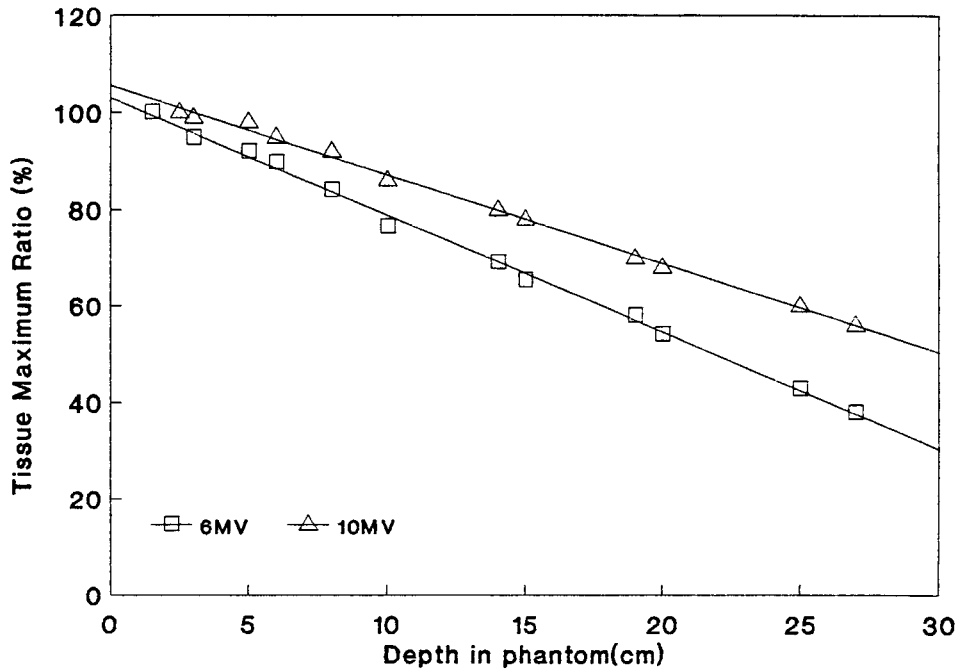


Fig. 4. TMR of 6, 10MV in field size 120×120cm²

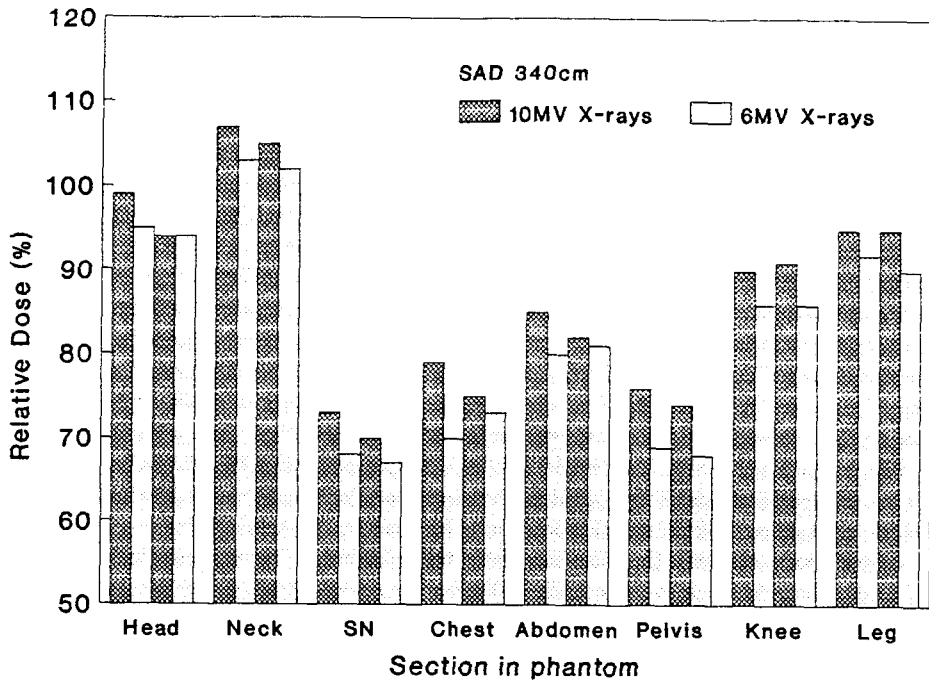


Fig. 5. Midline dose ratio without filter

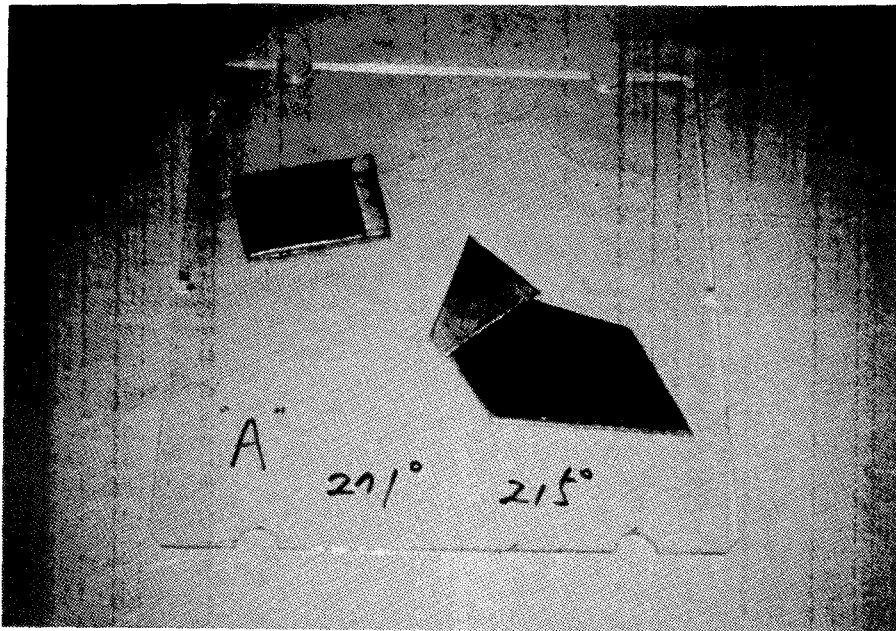


Fig. 6. Compensating lead filter on a plastic tray

Table. 1. Physical Data and Beam Paramters in the humanoid phantom (10MV)
 ():the half thickness of the Lung

Position	Thickness half(cm)	Fraction depth dose	tissue defficit(cm)	Com.filter thickness
Head	6.5	93.5	13.5	1.14
neck	5.0	96.0	15.0	1.26
SN	20.0	68.0	0.0	0.00
Chest	20(6)	68.0	4.0	0.34
Abdomen	11.5	84.0	8.5	0.71
Pelvis	17.5	72.0	2.5	0.21
Knee	13.0	20.0	7.0	0.59
Leg	8.0	87.0	12.0	1.01

Table. 2. Experimental datas of the TBI phantom dosimetry (SSD340cm 10MV)
 (Fraction size 50cGy, Bilateral port)

Section	Without compensator Mid-pont dose(cGy)		Without compensator Mid-pont dose(cGy)	
	calculated	measured	calculated	measured
Head	93.5	99	100	97.3
neck	96.0	107	100	101.0
SN	68.0	73	100	93.1
Chest	76.0	79	100	101.2
Abdomen	83.0	85	100	102.1
Pelvis	72.0	76	100	99.2
Knee	86.0	90	100	98.1
Leg	87.0	95	100	101.0

전신에 균일한 선량분포를 얻기위하여 Table. 1.에 의하여 보상여과판을 제작하고(Fig. 6.) 이를 콜리메이터에 고정시킨후 2분측방대향 조사를 하였을 때 Table. 2.와 같은 거의 균일한 선량분포를 얻을 수 있었으며 계산에 의한 중심축의 선량분포와 실제 측정에 의한 선량 오차는 평균 5%의 오차내로 줄일 수 있었다. 방사선 전신조사의 중요한 관점은 굴곡이 있는 전신에 균일한 선량을 조사하는 점이라 하겠다. 한 조사면내에 전신이 포함되어야 하므로 조사면 확대를 위해 선원과 조사면간의 거리가 멀어짐에 따라 기본 선량 측정에 대한 특별한 고려가 필요하게 된다. 방사선의 에너지, 선의 방향, 환자의 체위 등에 따라 조직의 두께 및 구성이 달라지므로 신체의 축에 따른 선량분포를 불균일하게 되는데, 10MV X-rays의 경우 양측대향 조사시 골반 부위에 비하여 경부에는 최대 선량이 약 30%나 높게 된다. 이는 머리, 목, 다리, 발에 적절한 보상여과판을 사용함으로써 보정할 수 있다.

M. D. Anderson이나 Royal Marsden 병원에서는 전면과 측면 조사를 혼용함으로써 선량의 균일도를 높였고, D. O. Findly 등은 환자를 침대에 누운 채로 양측 대향 조사방법을 취하였으며 C. M. LO는 8분 회전조사, 그리고 G. p. Glasgow는 환자가 앉은 상태에서 C0-60을 조사하였다. V. Page는 가속기를 상하로 운동하면서 6분 조사방법을 구사하였으며, W. Sewchand는 다문 전자조사 방법을 발표하여 전신에 균일한 선량분포를 도모하였다. 보고된 바에 따르면 선량율은 50 rads/min에서 1 rad/min사이에 그 영향력을 보이고 있으며 선량율에 따른 생물학적 효과도 고려되어야 할 것이다.

IV. 결 론

의료용 선형가속기에서 발생하는 6.10MV X-선 에너지를 전신조사 방법에 이용하기 위하여 물리적인 기본 측정자료 및 선량보상을 고찰한 결과는 다음과 같다.

1. 선원으로 부터 3.4m의 거리에서 전신에 충분한 120×120cm²의 조사면을 얻을 수 있었으며 조사면의 직각부분은 약 10~20%의 선량이 감소되었으나 구부리고 앉은 자세를 취함으로써 균일한 선량을 받을 수 있었다.

2. 신체굴곡에 의한 중심축 선량의 변동을 줄이기 위하여 보상 여과판을 제작, 사용함으로써 중심축 선량비를 ±5%이내로 감소시킬 수 있었다.

3. 측정의 재연성은 파라핀을 이용하여 보완한 연조직 등가인 구부리고 앉은 인체모형 팬텀의 경우, TLD를 이용한 실측과의 오차는 ±5%미만이었다.

References

1. J. V. Dyk, P. M. K. Leung, J. R. Chunninghum: Dosimetric considerations of very large covalt-60 fields: Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., 6, 753-759(1980)
2. G. K. Svenson, R. O. Larsen, T. S. Chen: The use of a 4MV linear accelerator for whole body irradiation: Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., 6, 761-765(1984)
3. T. H. Kirby, W. F. Hanson, D. A. Cates: Total body irradiation dosimetry: Med. Phys., 12, 523(1985)

4. F. M. Khan, J. F. Williamson, W. Sewchand, et al: Basic data for dosage calculation and compensation: *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 6, 745-751(1980)
5. M. J. Engler: A practical approach to uniform total body photon irradiation: *int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 12, 2033-2039(1986)
6. G. P. Glasgow, W. B. Mill: Cobalt-60 total body irradiation dosimetry at 220cm source-axis distance: *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 6, 773-777(1980)
7. D. Doughty, G. D. Lambert, A. Hirst, et al: Improve total-body irradiation dosimetry: *Br. J. Radiol.*, 60, 269-279(1987)
8. W. S. Kang: Dose distribution of Co-60 photon beam in total body irradiation: *J. Korean. Aso. Phy. Med.*, 2(2), 109-119(1991)
9. J. M. Galvin, G. J. D. Anglo, G. Walsh: Use of tissue compensators to improve the dose uniformity of total body irradiation: *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 6, 767-771(1980)
10. S. J. Lim, G. E. Kim, S. S. Chu, C. Y. Park: Clinical dosimetric planning for total body irradiation: *J. Korean Soc Radiol.*, 18(3), 123-132(1982)
11. K. Y. Chai, E. K. Choi, W. S. Kang, W. K. Chung, S. W. Ha, C. I. Park: A study on design and application of tissue compensator for 6MV X-rays: *J. Korean Soc Ther Radiol.*, 7(1), 123-132(1989)

Basic Measurements and Dosage Compensation for Total Body Irradiation

Jhin Kee Kim, Hyoung Cheol Kwon, Jung Su Kim,
Bu Kil Kim^{*}, Sung Sil Chu^{**}

Dept. of Therapeutic Radiology, Biomedical Engineering^{*}

College of Medicine, Chonbug National University

Dept. of Therapeutic Radiology, College of Medicine, Yonsei university^{**}

Abstract

For the TBI with medical linear accelerator(6.10MV), we measured basic data for dosage calculation and designed compensation filters to improve dose uniformity.

At the distance of 3.4cm from the source, using the specially designed compensation filters reduced with in $\pm 5\%$ for mid-depth dose in the phantom seated with flexion of the legs in the field size up to $120 \times 120 \text{cm}^2$ for the whole body. In repeated measurements for the dose distribution with humanoid phantom contained paraffin compound, measurement error using the TLD chips were less than $\pm 5\%$.