

## 광자선을 이용한 전신 및 반신조사의 선량분포에 관한 고찰

\*전북대학교병원 치료방사선과, †전북대학교 의과대학 치료방사선과  
 ‡경북대학교 의과대학 치료방사선과, §충남대학교병원 치료방사선과  
 〃단국대학교병원 치료방사선과, 〼전북대학교 물리학과  
 #원광대학교병원 치료방사선과, #동아대학교병원 치료방사선과

김진기\*, 권형철\*†, 김정수\*†, 오영기 ‡  
 김기환 §, 신교철 〃, 김정홍 〼, 박충기 〼, 정동혁 #, 김정기 #

방사선 전신 및 반신 조사방법을 방사선치료에 적용하여 균일한 선량 분포를 유도하고자 조사거리에서 선량측정, 조직결손에 따른 보상과 선량 보정 방법을 논의하였다. 의료용 선형가속기에서 발생된 6MV 광자선을 이용한 전신 조사시의 흡수선량을 결정하는, 선원과 조사면사이의 거리 변화에 따른 계산자료를 조사면의 중심축에서 고체 팬텀, RFA-7 물팬텀(Scanditronix, Sweden)에 대해 UNIDOS 전리함(PTW, Germany), THERADOS 전리함(Scanditronix, Sweden)을 이용한 측정으로 그 크기를 결정하였다. 조직보상체는 연판과 아크릴판을 이용하였다. 전신조사의 조건은 선원으로부터 380 cm의 거리에서 120 x 120 cm<sup>2</sup> ~ 152 x 152 cm<sup>2</sup>의 조사면을 대상으로 하였다. 전신조사를 위한 기본 자료 측정에서 선원과 조사면의 거리 변화에 따른 흡수 선량 분포는 거리가 멀수록 더 증가하는 현상을 보였고, 조사면의 모서리부분은 약 10-20%의 선량이 감소되었으나 굴곡좌위형 체위를 취함으로써 선량분포를 보완할 수 있었다. 연판과 아크릴판을 이용한 조직결손에 따른 보상체 제작으로 중심축 선량비를 ± 8% 이내로 감소시킬 수 있었다. 조직결손의 보상에 따른 선량계산을 고찰하여 임상 적용시 선량분포의 불균일성을 줄일 수 있었다..

**중심단어:** 전신조사, 보상체

### 서 론

방사선에 의한 전신 및 반신 조사방법은 전신에 퍼진 악성 임파종의 증상을 완화시킬 목적이나 골수이식 시술 전에 골수 파괴를 위해, 또는 조직이식시의 면역 억제를 위해 이용되고 있다. 방사선치료시 이러한 방법의 중요한 관심은 전신에 균일한 선량분포를 유도하는 데 있다. 전신조사시 체내 각 부위에 부여되는 선량을 측정하는 동시에 각 부위에 대한 균일한 선량 또는 계획된 선량을 정확히 부여하는 것이 중요하며, 전신에 조사되는 치료방법이므로 약간의 초과선량도 매우 위험하고 조금의 미달 선량은 치료 성과를 얻지 못한다. 따라서 인체와 등가 물질이고 크기가 같은 팬텀을 이용하여 각 부위별 선량분포를 충분히 검

증한 후 임상에 적용할 것을 기존 연구들에서 보고되고 있다<sup>1-4)</sup>.

의료용 선형가속기의 광자선을 이용한 전신조사방법의 경우 흡수선량 결정은 일반적인 방사선치료에 이용되는 빔의 특성자료가 사용되지만 선원과 조사면사이의 거리 변화에 따른 보정이 요구된다. 또한 균일한 선량분포를 얻기 위하여 치료시 조사면에 대한 자세의 선택, 조사방향에 따른 부위별 체형, 선원과 조사면의 거리, 조사면의 크기 등에 따른 보상체의 적용이 필요하다<sup>5-8)</sup>. 이에 본 연구에서는 선형가속기에서 발생된 고에너지 광자선(6, 10 MV)을 이용하여 전신 조사를 위한 기본자료측정과 균일한 선량분포를 얻기 위한 조직보상체 제작에 따른 선량계산을 고찰하여 전신에 대한 측방 이문 대항 조사방법에서 발생하는 인체내의 불균등 선량분포를 보상하고 체형의 부위별

보상 여과판을 이용하여 균일한 선량분포를 얻고자 하였다.

### 재료 및 방법

일반적인 전신 및 반신 조사 방법에 이용되는 조직 등가인 팬텀을 이용하여 조사방법에 따른 조직 보상 여과판을 고안하였으며<sup>9-11)</sup>, 빔 특성자료 비교를 위해 3차원 선량측정 장치를 이용하였다. 이용된 의료용 선형가속기는 Mevatron 6700(Siemens, 독일)과 PRIMUS(Siemens, 독일)이며 380 cm 거리에서 조사면이 35 × 35cm<sup>2</sup>, 40×40cm<sup>2</sup> 이므로 전신조사를 위한 면의 크기가 약 120 × 120 cm<sup>2</sup> ~ 152 × 152 cm<sup>2</sup> 의 조사면을 얻기 위하여 gantry 장치 부분의 헤드를 측방으로 90° 회전시켜 가능하게 하였다.

전신조사시 체내 각 부위에 부여되는 선량을 측정하는 동시에 각 부위에 대한 균일한 선량 또는 계획된 선량을 정확히 부여하는 것이 중요하며, 약간의 초과선량도 매우 위험하고 미달 선량은 치료 성과를 얻지 못한다. 따라서 인체와 등가 물질이고 크기가 같은 팬텀을 이용하여 각 부위를 충분히 측정한 후 임상에 적용해야 하는 데, 실험에 이용한 팬텀은 조직 등가물질로 구성된 인체모형팬텀 및 고체팬텀을 이용하였다. 장시간 방사선 전신 조사시의 안정된 환자 체위를 지지하기 위하여 두경부 검진 의자를 이용한 굴곡좌위 체위를 대상으로 실험하였다. 대상 환자의 대부분이 기력이 약하고, 방사선치료시간이 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 스틸로폼(0.0015g/cm<sup>3</sup>)을 이용 환자의 체위를 유지시킬 수 있었다. X-선의 조직내 최대 선량지점을 고려하여, 피부표면의 선량을 증가시키기 위해 1cm 두께의 아크릴 판을 bolus로 사용하였다. 측방 이문 대항 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, 연조직 등의 조직밀도, 그리고 여과판과 조직에 대한 두께 비율을 구해야 한다. 보상 필터는 산란선을 제거하기 위하여 피부에서

떨어진 트레이에 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 함수 관계가 있다. 보상 여과판은 납판을 이용하여 트레이 위치에 부착시켰고 방사선의 방사 평형선에 따라 축소시켰다. 평형선에 따른 보상여과판의 두께  $L_c$  는 다음과 같이 주어진다.

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

T는 두께의 비율이고,  $\rho_{comp}$  는 보상 필터 물질의 밀도이며 TD 는 전체 조직 결손 두께로서 다음과 같다.

$$TD = L_{max} - L + (1 - \rho_{lung}) \cdot L_{lung} \quad (2)$$

$L_{max}$  는 방사선이 지나는 최대 신체 두께이며 L 은 방사선이 지나가는 실제 두께이고  $L_{lung}$  은 방사선이 지나간 폐의 두께이다. 환자의 신체가 조사면의 가장자리까지 위치하여 있을 경우 조사면내의 선량분포가 균일하지 못하므로 빔 평탄도를 고려하였다. 조사면내 임의 p점의 평탄도를 k 라 하면 그 점을 지나는 선의 피부와 조직의 최대두께의 반을

$$d_0 = \frac{1}{2} L_{max} \text{ 라면 전신 조사면 } r \text{ 에서 각 점의}$$

TMR(tissue maximum ratio)은 다음과 같이 주어진다.

$$TMR(d, r) = k \times TMR(d_0 \cdot r) \quad (3)$$

여기서  $d_0$ 의 값을 구한후 보상 여과판의 축소율  $\Delta L_c$  를 다음과 같이 구할 수 있다.

$$\Delta L_c = (d_0 - d) \frac{T}{\rho_{comp}} \quad (4)$$

전신조사에 의한 체내 선량 분포의 측정은 동시에 각 부위를 측정할 수 있는 다이오드 측정기를 사용하여 상대비교 하였으며, 표준 선량 측정은 교정된 PTW-UNIDOS 표준측정기로 고체팬텀과 물팬텀을

이용하여 계획된 선량과 위치에 따라 측정하였다. 선형가속기에서 발생된 6, 10 MV X-선의 출력선량은 조직 등가 물질로 구성된 팬텀내의 각각 최대 선량 지점에 표준측정기를 고정시키고 선원과 측정기의 거리가 100 cm, 조사면이 10x10cm 되도록 조정한 후 일정한 선량율로 노출시키면서 계획선량(MU)과 일치시킨다.

전신조사 방법은 선원에서 최대 선량 지점이 100 cm에서 380 cm로 연장됨에 따라 조사면도 최대 152 x 152 cm<sup>2</sup> 까지 확대되며 선량율은 거리역자승비율과 콜리메이터 및 팬텀에 의한 산란선에 따라 변화하여 중심 깊이가  $d$  인 환자의 종양  $D_T$  에 대한 계획선량은 다음과 같다.

$$MU = \frac{D_T \times \left(\frac{f'}{f}\right)^2}{TMR(r_d \cdot d) \times S_c(r_c) \times S_p(r_d)} \quad (5)$$

$TMR(r_d \cdot d)$  은 조사면이  $r_d$  이고 깊이가  $d$  인 조직내와 최대 선량 지점과의 비율이며  $S_c(r_c)$  는 전체면에 대한 콜리메이터 산란율이고  $S_p(r_d)$  는 조직의 산란율이다. 또한  $f$ 는 표준거리이며  $f'$ 는 선원과 환자 중심간의 거리로서 본 실험에서는 380 cm로 고정시켰다.

### 결과 및 논의

전신에 대한 측방 이문 대향 조사방법에서 발생하는 인체내의 불균등 선량분포를 보상하고자 체형의 부위별 보상 여과판으로 0.5 mm와 0.8 mm 연판을 이용하여 제작하고 균일한 선량분포를 얻었다. 보상 필터의 두께 비율은 팬텀에서의 bolus 두께와 보상필터의 두께 비율로서 방사선의 에너지, 조사면, 조직의 결손 두께, 피부와의 거리에 따른 함수관계가 있는데 본 실험에서는  $0.84 \pm 5\%$ 로 측정되었다. 고에너지 X-선에 의한 조직내 최대 선량 지점과 심부 백분율은 조사 에너지, 조사면과 선원간의 거리, 선속의 기울기, 환자의 체위등 여러 요인에 따라 변한다. 선원과 피부간의 거리가 멀수록 더 높은 심부율을 보였다.

일정한 평탄도의 넓은 조사면은 전신 조사에 있어 중요한 요인이 된다. 본 실험에 이용된 의료용 선형가속기는 촛점에서 100 cm거리의 조사면이 최대 35

- 40 cm이고 평탄도는  $\pm 3\%$  미만이 되도록 여과판이 제작 고정되어 있으나 전신조사를 위해 초점과의 거리를 380 cm로 연장할 경우 조사면은 120 - 152 cm로 확대되고 조사면의 측면과 모서리 부분의 평탄도는 차이가 있다. 특히 환자의 체격에 따라 조사면의 대각선까지 이용할 경우에 머리와 다리 부분의 선량이 변화되기 때문에 주의가 필요하다. 촛점에서 각각 100cm와 340cm의 거리에서 최대 조사면의 중심선량과 주축에 따른 중심 밖의 선량비 및 대각선을 따라 측정된 것으로서 조사면을 직경으로 한 원형내의 선

Relative Dose (%)

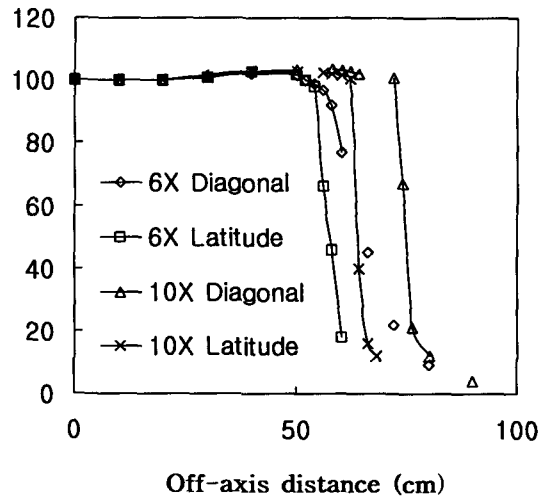


Fig. 1. Measured beam profile along off-axis.

Tissue Maximum Ratio (%)

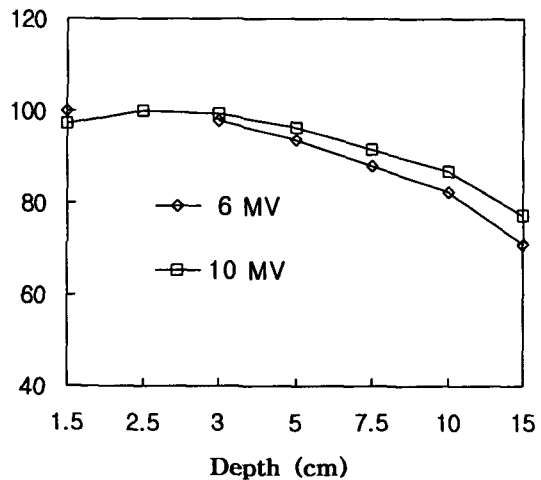


Fig. 2. Measured TMR data for 6MV, 10MV photon beams.

Table.1. Data sheet for midline dose ratio with compensation filter in 6 MV.

Site	Lat Meas. (cm)	Calc depth (cm)	TMR	OAR	TMR x OAR	Normalized to Umbilicus	# Pb Sheets	Act. Trans.
Head	14.8	7.40	0.863	1.03	0.889	0.806	5	0.800
Neck	10.2	5.10	0.918	1.02	0.937	0.765	7	0.730
Shoulder	39.0	19.50	0.572	1.02	0.583	1.228	0	
Arms	41.0	20.50	0.548	1.01	0.553	1.295	0	
<b>Umbilicus</b>	27.0	13.50	0.716	1	0.716	1.000	0	
Pelvis	32.0	16.00	0.656	1	0.656	1.092	0	
Mid Thigh	25.0	12.50	0.740	1.01	0.748	0.958	1	0.955
Knee	20.2	10.10	0.798	1.02	0.814	0.880	3	0.873
Mid Calf	18.5	9.25	0.819	1.02	0.835	0.858	4	0.836
Ankle	15.0	7.50	0.861	1.03	0.887	0.808	5	0.800

Table.2. TBI Phantom Dosimetry Bilateral Fields, SAD 380 cm 10 MV

Section	Without compensator Mid-pont dose (cGy)		With compensator Mid-pont dose (cGy)	
	calculated	measured	calculated	measured
Head	92.5	99.5	100	98.2
Neck	94.0	109	100	101.4
SN	66.0	75	100	92.6
Chest	74.0	79	100	99.6
Abdomen	82.0	85	100	101.1
Pelvis	73.0	76	100	98.2
Knee	85.0	90	100	97.1
Leg	86.0	95	100	101.3

량분포를 일정하지만 fig.1에서 보는 결과처럼 원형의 각, 모서리 부분의 선량은 10-20% 로 급격히 줄어들었다.

전신조사 방법은 부분조사보다 방사선 감수성과 적분 선량이 크기 때문에 적은 선량과 선량률로 치료하려면 무엇보다도 균일한 선량분포의 정확한 선량 측정이 필요하다. 넓은 조사면 내에 일정 시간동안 조

사된 동일한 계획 선량에 대하여 환자의 중심축의 선량분포에서 같이 목부위는 둔부보다 약 20% 이상 많은 선량을 받게 되어 불균일한 선량분포를 이루었다.

측정의 재연성은 연조직 등가인 팬텀을 이용한 굴곡 좌위형 인체모형 팬텀의 경우, 다이오드를 이용한 실측과의 오차는  $\pm 10\%$  미만이었다.

전신에 균일한 선량분포를 얻기 위하여 보상판의 두

계에 따른 최적의 매수를 적용할 수 있도록 고안한 Table.1.에 의하여 0.5 mm 및 0.8mm 두께의 연판으로 구성된 보상여과판을 제작하고 이를 콜리메이터에 고정시킨 후 2문측방대향 조사를 하였을 때 균일한 선량분포를 얻을 수 있었으며 계산에 의한 중심축의 선량분포와 실제 측정에 의한 선량 오차는 평균 5%의 오차내로 줄일 수 있었다. 이상과 같은 실험을 통하여 얻어진 모든 자료를 이용하여 환자를 직접 스티로폼 침대에 굴곡좌위를 취하게 하고 거리 380 cm와 조사면 120 -152 cm 에서 전신 및 반신 조사를 시행할 수 있었다.

방사선 전신조사시 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, Table.2.의 결과처럼 10MV 선형 가속기로 인체모형 팬텀에 대한 양측대향 조사시 골반 부위에 비하여 경부에는 최대 선량이 약 30%나 높게 나타났다. 이렇게 부위에 따른 선량분포의 차이는 적절한 보상여과판을 부위별로 적용하여 이용함으로써 선량분포의 불균일성을 8% 이내로 보정할 수 있었다. 이와 같은 실험을 통하여 얻어진 자료를 이용하여 환자를 직접 스티로폼 침대에 굴곡좌위를 취하게 하고 거리 380 cm와 조사면 120x120 cm<sup>2</sup> - 152x152 cm<sup>2</sup> 에서 전신 및 반신 조사를 시행할 수 있었다.

보고된 바에 따르면 전신조사방법의 경우 전면과 측면 조사를 혼용함으로써 선량의 균일도를 높이고, 환자를 침대에 누운 채로 양측 대향 조사 방법을 취하거나 8문 회전조사, 그리고 환자가 앉은 상태에서 Co-60을 조사하는 형태가 이용되고 있다. 또한 조사면을 상하로 운동하면서 6문 조사방법을 구사하거나, 다문 진자조사 방법을 사용하여 전신에 균일한 선량분포를 도모하기도 한다<sup>4-12)</sup>. 또한 조사선량율도 가용한 선량률로 낮게 하기를 권하고 있으며, 50 rads/min 에서 1 rad/min 사이에 그 영향력을 보이기도 하여 선량율에 따른 생물학적 효과도 고려되어야 할 것이다.

## 결 론

의료용 선형가속기에서 발생하는 6, 10 MV X-선 에너지를 전신조사 방법에 이용하기 위하여 물리적인 기본측정자료 및 선량보상을 고찰하였다.

전신에 균일한 선량분포를 얻기 위하여 보상판의 두께에 따른 최적의 매수를 적용할 수 있도록 고안한 자료 테이블에 의하여 보상여과판을 제작하고 이를 콜리메이터에 고정시킨 후 2문측방대향 조사를 하였을 때 균일한 선량분포를 얻을 수 있었으며 계산에 의한 중심축의 선량분포와 실제 측정에 의한 선량 오차는 평균 8%의 오차내로 줄일 수 있었다.

## 참고문헌

1. Khan FM, William JF, Sewchand W.: Basic data for dosage calculation and compensation. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 6:745-751 (1980)
2. Kim TH, Khan FM, Galvin JM.: Comparison of total body irradiation techniques for Bonemarrow transplantation *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 6:779-784 (1980)
3. T.H.Girby, W.F.Hanson, D.A.Cates.: Total body irradiation dosimetry. *Med. Phys.* 12:523 (1985)
4. 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)
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.Feirst.: 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. *Kor. J. Med. Phys.* 2:109-119 (1991)
9. J.M.Galvin, G.J.D.Angio, G.Walish.: Use of tissue compensation to improve the dose uniformity of

- 152 김진기, 권형철, 김정수, 오영기, 김기환, 신교철, 김정홍, 박충기, 정동혁, 김정기: 광자선을 이용한 전신 및 반신조사의 선량분포에 관한 고찰  
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. Kor. soc. Ther. 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)
12. J.V.Dyk, P.M.K.Leung J.R chunninghum.: Dosimetric considerations of very large cobalt-60 fields. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., 6:753-759 (1980)

## A study on the dose distribution for total-body & hemibody irradiation using clinical photon beams

\*Jhin Kee Kim, \*<sup>†</sup>Hyong-Cheol Kwon, \*<sup>†</sup>Jung-Soo Kim  
<sup>‡</sup>Young Kee Oh, <sup>§</sup>Ki-Hwan Kim, <sup>"</sup>Kyo-Cheol Shin  
<sup>¶</sup>Jung-Hong Kim, <sup>¶</sup>Chung-Ki Park, <sup>#</sup>Dong-Hyeok Jeong, <sup>#</sup>Jeung-Kee Kim,

*Dept. of Radiation Oncology, \*Chonbuk Nat'l Univ. Hospital,  
\*<sup>†</sup>Medical School, Chonbuk Nat'l University  
<sup>‡</sup>Kyoungbuk Nat'l Univ. Hospital, <sup>§</sup>Choungnam Nat'l Univ. Hospital  
<sup>"</sup>Dankuk Univ. Hospital, <sup>¶</sup>Dept. of Physics, Chonbuk Nat'l University  
<sup>#</sup>Wonkwang Univ. Hospital, <sup>#</sup>\*Dong-A Univ. Hospital,*

We have discussed that the total body irradiation(TBI) dose distribution of 6 and 10 MV photon beams, also differences between calculation dose use of compensator sheet and measurements in humanoid phantom.

Total body irradiation and hemi-body irradiation(HBI) can be effectively performed when uniformity of dose distribution is established. The method of TBI and HBI dosimetry requires special considerations related to technique, long distance and very large field, machine parameter, patient positioning. TBI and HBI with megavoltage photon beams requires basic dosimetric data which have to be measured directly or derived from the standard beam data.

The semiconductor detector and ion chamber were positioned at a  $d_{max}$  depth, mid depth, and its specific ratio was determined using a scanning data by RFA-7 3-dimensional water phantom and solid phantom. The effective source axis distance 380 cm, the field size from 120 cm to 152 cm, isodose distributions were analyzed as a function of the thickness in phantom. Also, have discussed that the measurement of basic data for clinical photon beams for dosage calculations, data calculation sheet and the use of tissue compensation to improve dose uniformity. We have improved a dose uniformity in the TBI and HBI method..

**Key words :** TBI, HBI, Compensator, dose uniformity