

## 4MV X-선을 이용한 조직보상체 두께비 연구 및 응용

고려대학교 의과대학 부속 안암병원 치료방사선과

김 영 범 · 정 희 영 · 권 영 호

고려대학교 병설 보건전문대학 방사선과

김 유 현

= Abstract =

### A study on tissue compensator thickness ratio and an application for 4MV X-rays

Young-Bum Kim, Hee-Young Jung, Young-Ho Kweon

Department of Radiation Oncology, College of Medicine  
Korea University, Anam Hospital

You-Hyun Kim

Department of Radiotechnology, Junior College of Allied Health Science Korea University

A radiation beam incident on irregular or sloping surface produces an inhomogeneity of absorbed dose. The use of a tissue compensator can partially correct this dose inhomogeneity. The tissue compensator should be made based on experimentally measured thickness ratio. The thickness ratio depends on beam energy, distance from the tissue compensator to the surface of patient, field size, treatment depth, tissue deficit and other factors.

In this study, the thickness ratio was measured for various field size of 5cm×5cm, 10cm×10cm, 15cm×15cm, 20cm×20cm for 4MV X-ray beams. The distance to the compensator from the X-ray target was fixed, 49cm, and measurement depth was 3, 5, 7, 9 cm. For each measurement depth, the tissue deficit was changed from 0 to (measurement depth-1)cm by 1cm increment.

As a result, thickness ratio was decreased according to field size and tissue deficit was increased. Use of a representative thickness ratio for tissue compensator, there was 10% difference of absorbed dose but use of a experimentally measured thickness ratio for tissue compensator, there was 2% difference of absorbed dose.

Therefore, it can be concluded that the tissue compensator made by experimentally measured thickness ratio can produce good distribution with acceptable inhomogeneity and such tissue compensator can be effectively applied to clinical radiotherapy.

---

Key Words :

요철부분이나 경사면으로 방사선이 입사되면 조직내의 등선량곡선이 변형된다. 이와 같은 조직내 선량분포의 불균일성을 보상시킬 수 있는 대표적인 방법으로 bolus(조직등가물질)를 사용하거나 조직보상체를 사용한다. 조직등가물질인 Bolus는 요철부분이나 경사부분을 보상함으로써 조직내에 균일한 선량을 줄 수 있다. 그러나 이 방법은 bolus가 최대 선량점을 피부 가까이 올리는 역할을 하여 고에너지 치료의 장점인 피부 보호효과를 저해할 수 있으므로 사용에 주의를 해야 하며 권장할 만한 방법이 아닌 것으로 사료된다<sup>9)</sup>.

조직보상체를 사용하는 방법은 보상체를 환자의 표면으로부터 일정한 거리를 유지하여 설치함으로써 방사선 조사시 요철면과 경사면에 대한 조직내에 균등한 선량을 주면서 피부 보호효과도 유지할 수 있다. 조직보상체를 사용하는 방법은 1959년 Ellis 등에 의해 처음 소개된 이래<sup>1)</sup> 여러 사람들에 의해 이론적인 체계가 확립되었으며 최근에는 컴퓨터를 이용한 정밀한 조직보상체 제작기가 등장하게 되었다<sup>17)18)19)23)</sup>. 조직보상체는 제작방법이 간단하고 경제적이며 실용적이고 보상효과가 좋아야 한다. 조직보상체 제작을 위해 우선 고려해야 할 사항은 다음과 같다.

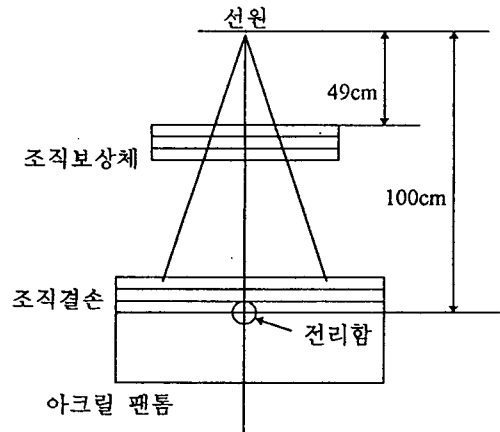
1) 조직보상체와 환자피부와의 거리에 따른 조직보상체의 크기가 정확히 축소되어야 한다.

2) 조직보상체 재질과 조직간의 두께비가 정확히 측정되어야 한다.—두께비는 조직보상체 재질의 밀도비는 물론 조직보상체와 표면과의 거리, 조사야의 크기, 측정깊이, 조직결손 정도에 의해 결정된다.

3) 조직보상체의 재질은 피부 보호효과에 영향을 주지 않는 재료를 사용하여야 한다.

본 연구에서는 4MV X-선에서 아크릴 팬텀을 이용하여 방사선 선원과 조직보상체와의 거리는 고정된 상태에서 측정깊이, 조사야 크기, 조직결손 정도를 변화시키면서 각각의 두께비를 측정하였다. 또한, 측정된 두께비를 적용하여 조직보상체를 알루미늄으로 제작하였고 임상적용에 앞서 인체모형 팬텀을 이용한 선량의 균등성을 살펴 보았다.

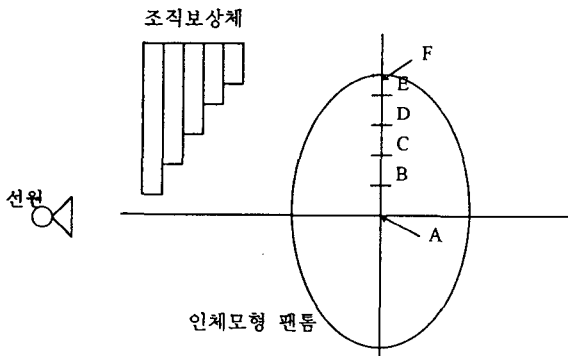
X-선 발생장치는 본원에서 현재 사용중인 4MV 선형가속기(CLINAC 600C, VARIAN)를 이용하였고 선량측정에는 Electrometer(PTW-IQ4)에 접속시킨 0.3cc의 원통형 전리함(PTW M233641)을 사용하였다. 아크릴 팬텀(30cm×30cm×30cm)을 X-선 선원으로부터 선량 측정점까지의 거리가 100cm가 되도록 설치하였고 표면으로부터 9cm까지의 부분은 두께를 1cm 간격으로 조절할 수 있도록 여러 장의 아크릴판(1cm 두께, 밀도: 1.05g/cm<sup>3</sup>)으로 채웠다(그림 1).



〈그림 1〉 Acryl phantom을 이용한 조직보상체의 두께비 측정

조직보상체의 위치는 X-선 선원과 조직보상체간의 거리가 49cm가 되도록 고정하였다. 이곳은 실험에 사용된 선형가속기의 wedge filter를 설치하는 위치로 조직보상체로 대체하여 설치할 수 있었다. 또한 이 위치는 조직보상체와 팬텀 표면간의 거리가 51cm로 보상체 자체에 의한 산란선은 전체조직 흡수선량과 두께비에 영향을 주지 못하는 충분한 거리이다<sup>20)~26)</sup>. X-선 선원과 조직보상체와의 거리를 고정하고 각 측정깊이(3, 5, 7, 9cm)에서 조사야(5cm×5cm, 10cm×10cm, 15cm×15cm, 20cm×20cm)와 조직결손정도(1cm 간격)를 변화시키면서 각각의 두께비를 결정하였다. 임상에서는 조사야와 조직결손에 따라 일일이 두께비를 측정하여 사용하는 것은 상당히 번거로운 일이다. 그러므로 대표 두께비를

결정하여 사용하는 것이 현실적이라는 결론을 앞선 논문들에서 주장하고 있으며 일반적으로 10MV 에너지까지는 0.7을 대표 두께비로 사용하여도 선량에는 큰 오차가 없는(±4% 정도) 것으로 보고되고 있다<sup>8)9)22)</sup>. 본 실험에서는 두경부 종양 치료시 많이 사용되는 조사야인 10cm×10cm 조사야에서 각 측정깊이(3, 5, 7, 9cm)의 1cm 결손시 두께비를 대표 두께비로 하여 선량오차를 평가하여 보았다. 또한, 결정된 두께비를 적용하여 인체모형 팬텀(Humanoid System Co.)의 경부부분(#7-#9)을 이용한 알루미늄(밀도: 2.7g/cm<sup>3</sup>) 조직보상체를 제작하고 TLD(Hashaw 4000)를 사용하여 선량측정을 하였다. 이때 gantry의 각도는 90°가 되도록 하였다(그림 2).



〈그림 2〉 인체모형 팬텀을 이용한 조직내 선량측정 (그림은 실측과 다름)

결 과

〈표 1〉은 X-선 선원과 조직보상체와의 거리를 49cm로 고정한 상태에서 조사야와 측정깊이, 조직결손 정도의 변화에 따른 두께비의 측정치를 나타낸 것이다. 표에서 보여주듯이 두께비는 조사야가 증가되면 감소되었고 같은 조사야내에서 조직결손 정도가 커지면 두께비는 감소하였다.

측정깊이에 따른 두께비는 같은 조사야 내에서 변화가 거의 없었으나 측정깊이가 얇은 경우(본 실험 결과에서 3cm)에는 현저하게 작아지는 것을 볼 수 있다.

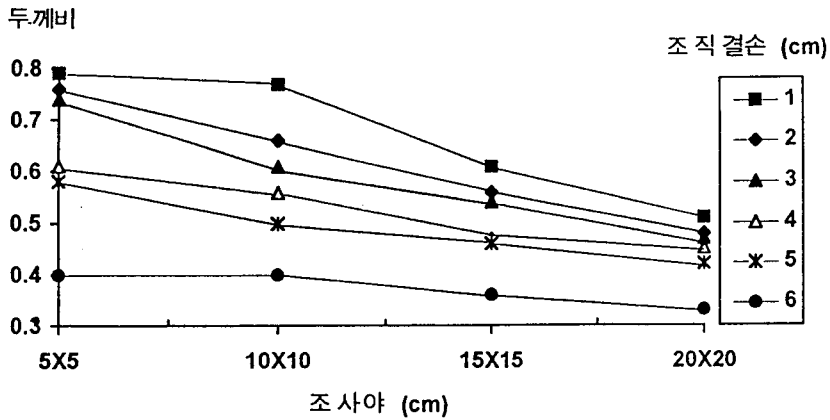
〈그림 3〉은 조사야 10cm×10cm, 측정깊이 7cm에서 조직결손 정도에 따른 두께비의 변화를 그래프로 나타낸 것이다. 조사야의 증가와 조직결손의 증가에 따라 두께비가 전체적으로 점차 감소하는 것을 볼 수 있다.

〈표 2〉는 대표 두께비를 사용했을 때의 선량오차 백분율을 나타낸 것으로 선량오차는 5cm×5cm 조사야, 측정깊이 7cm, 조직결손 2cm일 때 +1.5% 10cm×10cm 조사야, 측정깊이 9cm, 8cm 조직결손일 때 -7.9%로 나타났다.

〈그림 4〉는 조사야 10cm×10cm, 측정깊이 7cm, 조직결손 1cm 시의 두께비를 대표 두께비로 했을 때의 선량오차 백분율을 그래프로 나타낸 것이다. 조사야 5cm×5cm일 때 2cm 조직결손시 101.5%, 조사야 20cm×20cm일 때 6cm 조직결손시 92.3%의

〈표 1〉 두께비(4MV, SAD 100cm)

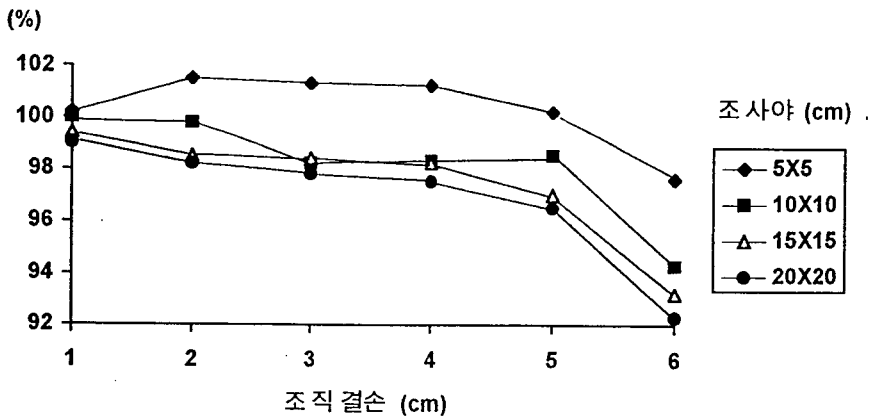
조사야(cm×cm)	5×5				10×10				15×15				20×20				
	3	5	7	9	3	5	7	9	3	5	7	9	3	5	7	9	
조직 결 손 (cm)	1	0.70	0.78	0.79	0.80	0.60	0.75	0.76	0.77	0.50	0.60	0.61	0.62	0.30	0.50	0.51	0.52
	2	0.47	0.75	0.76	0.77	0.35	0.65	0.66	0.67	0.30	0.55	0.56	0.57	0.25	0.47	0.48	0.49
	3	-	0.73	0.74	0.75	-	0.60	0.61	0.62	-	0.53	0.54	0.55	-	0.46	0.47	0.48
	4	-	0.45	0.61	0.62	-	0.45	0.56	0.57	-	0.40	0.47	0.50	-	0.35	0.45	0.46
	5	-	-	0.58	0.59	-	-	0.50	0.51	-	-	0.46	0.47	-	-	0.42	0.43
	6	-	-	0.40	0.55	-	-	0.40	0.46	-	-	0.36	0.45	-	-	0.33	0.41
	7	-	-	-	0.50	-	-	-	0.41	-	-	-	0.44	-	-	-	0.38
	8	-	-	-	0.41	-	-	-	0.40	-	-	-	0.35	-	-	-	0.30



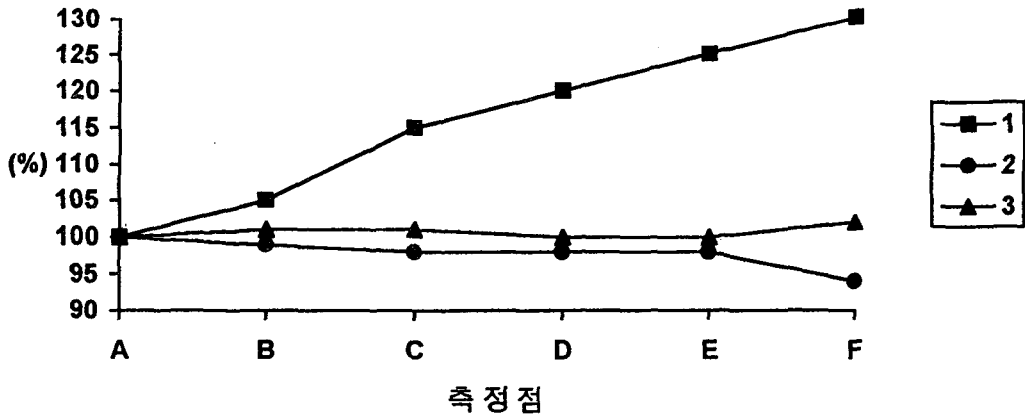
〈그림 3〉 조사야의 크기에 따른 두께비(측정깊이 7cm)

〈표 2〉 대표두께비를 사용했을 때의 선량오차 백분율  
(대표값 : 조사야 10cm×10cm, 조직결손 1cm)

조사야(cm×cm)		5×5				10×10				15×15				20×20			
측정깊이(cm)		3	5	7	9	3	5	7	9	3	5	7	9	3	5	7	9
조 직 결 손 ( cm)	1	100.7	100.2	100.2	100.1	100.0	100.0	100.0	100.0	99.5	99.5	99.4	99.3	99.1	99.1	99.0	98.8
	2	97.9	101.4	101.5	100.2	96.6	99.3	99.8	99.7	96.3	98.6	98.5	98.7	96.5	98.1	98.2	98.5
	3	-	100.9	101.3	101.2	-	98.0	98.2	99.3	-	96.7	98.4	98.2	-	96.3	97.8	97.5
	4	-	97.8	101.2	101.5	-	94.4	98.3	98.7	-	93.1	98.2	97.8	-	92.9	97.5	97.3
	5	-	-	101.2	100.3	-	-	98.5	98.5	-	-	97.0	97.6	-	-	96.5	97.0
	6	-	-	97.6	100.1	-	-	94.3	98.2	-	-	93.2	97.3	-	-	92.3	96.8
	7	-	-	-	100.2	-	-	-	98.1	-	-	-	97.2	-	-	-	96.2
	8	-	-	-	97.7	-	-	-	94.1	-	-	-	93.0	-	-	-	92.1



〈그림 4〉 조사야 10cm×10cm, 측정깊이 7cm, 조직결손 1cm 시의 두께비를 대표 두께비로 했을 때의 선량 오차 백분율



〈그림 5〉 조직보상체의 임상적용을 위한 선량측정. 1, 조직보상체를 사용하지 않고 측정. 2, 대표 두께비에 의한 조직보상체를 사용하여 측정. 3, 측정된 두께비에 의한 조직보상체를 사용하여 측정(측정점은 〈그림 2〉 참조)

선량분포를 보여 주었다.

인체모형 팬텀을 이용한 조직내 선량측정 결과는 〈그림 5〉와 같았다. 조직보상체를 사용하지 않았을 때의 최대 선량오차는 30%였으며 대표 두께비를 사용하였을 때의 최대 선량오차는 6%, 정확히 측정된 두께비를 사용하였을 때의 최대 선량오차는 2%였다.

### 결론 및 고찰

조사면의 요철이나 경사로 인해 초래된 흡수선량의 불균형은 조직보상체를 사용하여 개선시킬 수 있다. 조직보상체는 사용하는 방사선의 에너지, 조직보상체와 치료표면간의 거리, 조사야의 크기, 측정깊이, 조직결손 정도 등에 의해서 영향을 받는데 이를 제작하기 위해서는 정확한 두께비의 측정이 요구된다.

조직보상체의 두께비는 조직보상체와 팬텀표면과의 거리에 의해서 가장 많은 영향을 받는데 이것은 조직보상체가 표면에 가까울수록 조직보상체 자체에서 발생하는 산란선이 전체 흡수선량에 영향을 주기 때문인 것으로 알려져 있다<sup>3)(8)(9)(20)~25)</sup>.

본 실험에서는 원자번호가 낮아 보상체 자체에 의한 산란선을 줄일 수 있고 두께의 변형이 없어 일정한 두께를 유지하여 두께변형에 의한 선량오차를 줄

일 수 있는 재질인 알루미늄<sup>4)(7)(12)(13)</sup>으로 조직보상체를 제작하였고 4MV X-선을 사용하여 X선 선원과 조직보상체간의 거리를 49cm로 고정한 상태에서 두께비를 측정된 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1) 두께비는 조사야 크기의 증가와 조직결손의 증가에 따라 감소하였다.

2) 측정깊이에 따른 두께비는 같은 조사야내에서 변화가 거의 없었으나 측정깊이가 3cm인 경우(측정깊이가 얇은 경우) 현저하게 작아진다.

3) 조사야의 크기가 10cm×10cm에서 정한 두께비를 대표 두께비로 하여 측정된 결과, 조사야가 5cm×5cm에서는 최대 1.5%의 증가, 20cm×20cm에서는 최대 8.0%의 감소를 보였다.

4) 인체모형 팬텀을 사용하여 알루미늄 조직보상체를 제작하고 조직내의 선량을 측정된 결과, 조직보상체를 사용하지 않았을 경우 30%, 대표 두께비로 제작하였을 때 6%, 정확히 측정된 두께비로 제작하였을 때 2%의 선량오차를 보여 주었다.

위의 결과로 판단할 때 조사야가 크거나(20cm×20cm) 작은 경우(5cm×5cm), 치료깊이가 얇은 부위(3cm 이하)를 치료할 경우, 결손정도가 큰 경우를 치료할 때 정확히 측정된 두께비의 사용이 요구되며 일반적인 경우에는 대표 두께비를 사용하여도 문제가 없는 것으로 사료된다.

## REFERENCE

1. Ellis F, Hall EJ, Oliver R. Compensator for variations in tissue thickness for high energy beams, *Br. J. Radiol.*, 32 : 421-424, 1959.
2. Hall EJ, Oliver R. The use of standard isodose distributions with high energy radiation beams—the accuracy of a compensator technique in correcting for body contours, *Br. J. Radiol.*, 34 : 43-52, 1961.
3. Geijn J. The construction of individualized intensity modifying filters in cobalt 60 teletherapy, *Br. J. Radiol.*, 38 : 865-870, 1965.
4. Wilks R, Casebow MP. Tissue compensation with lead for cobalt 60 therapy, *Br. J. Radiol.*, 42 : 452-456, 1969.
5. Leung PMK, DYK JV, Robins J. A method of large irregular field compensation, *Br. J. Radiol.*, 47 : 805-810, 1974.
6. Lindskoug BA, Notter G. Design of flattening filters based on intracavitary absorbed dose measurements in external radiotherapy, *Br. J. Radiol.*, 53 : 976-980, 1980.
7. Thomas SJ. A computer-calculated difference tissue compensator systems, *Br. J. Radiol.*, 58 : 665-669, 1985.
8. Khan FM, Moore VC, Burns DJ. An apparatus for the construction of irregular surface compensators for use in radiotherapy, *Radiology*, 90 : 593-594, 1968.
9. Khan FM, Moore VC, Burns DJ. The construction of compensators for cobalt teletherapy, *Radiology*, 96 : 187-192, 1970.
10. Khan FM. Computer dosimetry of partially blocked fields in cobalt teletherapy, *Radiology*, 97 : 405-411, 1970.
11. Ellis F, Hall EJ, Oliver R. Combined compensation for contours and heterogeneity, *Radiology*, 106-191, 1973.
12. Khan FM, Moore VC, Levitt SH. Effect of various atomic number absorbers on skin doses for 10 MeV X-rays, *Radiology*, 109 : 209-213, 1973.
13. Boge RJ, Edland RW, Matthes DC. Tissue compensators for megavoltage radiotherapy fabricated from hollow styrofoam filled with wax, *Radiology*, 111 : 193-198, 1974.
14. Gray L, Prosnitz LR. Dosimetry of Hodgkin's disease therapy using a 4MV linear accelerator, *Radiology*, 116 : 423-428, 1975.
15. Gray L, Prosnitz LR. Mantle field dosimetry comparing 4MV with cobalt 60, *Radiology*, 116 : 429-432, 1975.
16. Maryama Y, Wu P, Van Arsdale E, et. Calvarial scalp compensators for radiotherapy, *Radiology*, 117 : 218-220, 1975.
17. Renner WD, O'connor TP, Amtey SR. The use of photogrammetry in tissue compensator design I, II, *Radiology*, 125 : 505-516, 1977.
18. Lam WC, Lam KS, Lee DJ. Tissue compensator fabrication using a simple photographic technique, *Radiology*, 149 : 322-323, 1983.
19. Beck GG, McGonnangle WJ, Sullivan CA. Use of styrofoam block cutter to make tissue equivalent compensators, *Radiology*, 100 : 694-696, 1971.
20. Feaster GR, Agarwal SK, Huddleston AL, Friesen EJ. A missing tissue compensator, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 5 : 277-280, 1979.
21. Dixon RL, Ekstrand Ke, Ferree C. Compensating filter design using megavoltage radiotherapy, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 5 : 281-287, 1979.
22. Sewchand W, Bauto N, Scott RM. Basic data on tissue compensators for 4MV X-rays, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 6 : 327-332, 1980.
23. Gaballa HE, Mitev G, Zwicker RD, Ting JY, Tercilla OF. Tissue compensation using dynamic collimation on linear accelerator, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 32 : 723-731,

- 1995.
24. Chai KY, Choi EK, Chung WK, Kang WS, Ha SW, Park CI. A study on design and application of tissue compensator for 6MV X-rays, J. Korean Soc. Ther. Radiol., Vol.7 No.1 123-132, 1989.
25. Kim OB, Choi TJ, Suh SJ. A study of three-dimension tissue equivalent compensator for 6 MV X-rays, J. Korean Soc. Ther. Radiol., Vol.7 No.1 133-140, 1989.
26. Lee HJ, Choi TJ, Kim OB. Dose effect of tissue compensator for 6MV X-rays, J. Korean Soc. Ther. Radiol., Vol.10 No.2 147-153, 1992.