

6MV X-선에 대한 조직 보상체의 제작 및 응용에 관한 연구

서울대학교 의과대학 치료방사선과학교실

채 규 영 · 최 은 경 · 정 응 기
강 위 생 · 하 성 환 · 박 찬 일

A Study on Design and Application of Tissue Compensator for 6MV X-rays

Kyu Young Chai M.D., Eun Kyung Choi, M.D., Woong Ki Chung, M.D.
Wee Saing Kang Ph.D., Sung Whan Ha, M.D. and Charn Il Park, M.D.

Department of Therapeutic Radiology, College of Medicine,
Seoul National University, Seoul, Korea

A radiation beam incident on an irregular or sloping surface produces the non-uniformity of absorbed dose. The use of a tissue compensator can partially correct this dose inhomogeneity.

The tissue compensator is designed based on the patient's three dimensional contour. After required compensator thickness was determined according to tissue deficit at 25 cm x 25 cm field size, 10 cm depth for 6MV x-rays, tissue deficit was mapped by isoheight technique using laser beam system. Compensator was constructed along the designed model using 0.8 mm lead sheet or 5 mm acryl plate. Dosimetric verification were performed by film dosimetry using humanoid phantom. Dosimetric measurements were normalized to central axis full phantom readings for both compensated and non-compensated field. Without compensation, the percent differences in absorbed dose ranged as high as 12.1% along transverse axis, 16.8% along vertical axis. With the tissue compensators in place, the difference was reduced to 0~4.3%. Therefore, it can be concluded that the compensator system constructed by isoheight technique can produce good dose distribution with acceptable inhomogeneity, and such compensator system can be effectively applied to clinical radiotherapy.

Key Words: 6 MV X-ray, Compensator, Isoheight technique, Laser beam system

서 론

방사선 치료가 지향하는 목표는 정상조직의 손상을 가능한 한 적게 하면서 병소의 국소관해를 극대화 하는데 있다. 이러한 목표를 달성하기 위하여는 조사된 방사선이 체내에서 이상적인 선량분포로 흡수되어야 한다. 그러나 인체의 체형은 다양한 굴곡과 경사면으로 이루어져 있고 인체조직의 구성성분 역시 다양하므로 흡수선량의 분포 양상에 많은 변화를 초래하게 되고 이러한 변화는 조사야 내의 각종 조직간의 선량분포가 불균일 하게된다. 체형의 변화로 인한 이러한 선량분포상의 불균일성은 10%~40%로 보고되고 있다¹⁻⁴⁾.

체형의 경사 또는 굴곡면은 두경부 및 흉부에서 특히 심하여 불합리한 선량분포의 개선을 위한 치료계획의 수립이 필수적이다. 체형의 굴곡 및 경사로 인한 문제점을 극복하고, 최적의 선량분포를 얻기 위한 방법의

하나로써 보상체의 이용을 생각할 수 있다. 보상체란 조직대용물을 이용하여 결손조직에 해당하는 만큼의 보상효과를 얻기 위하여 제작되는 소도구로서 (Fig. 1), 1959년 Ellis등에 의해¹⁾ 처음으로 이용되었고, 그 이후 많은 학자들에 의하여 제작방법의 개량과 진보가 이루어져 왔다. 보상체의 제작은 제작과정의 간편하고 경제적이고 실용성이 있어야 하며, 또한 보상효과가 정확하여야 한다. 보상체의 제작을 위해선 그 전단계로서 사용하고자 하는 보상체 재료와 조직간의 보상비를 정확히 측정해야 한다. 보상비는 재료와 조직간의 밀도비는 물론 조사야 크기, 깊이, 조직 결손정도 등에 따라 다양하게 변할수 있어, 조건에 따라 그에 적절히 대응되는 보상비의 결정은 필수적이다. 레이저선은 방사선 치료시 환자의 체위를 정확하게 유지시키는 데 사용되는 필수적인 장치로서, 이러한 레이저 시스템을 이용하면 체표면의 불규칙한 조직결손 부위의 정확한 mapping이 가능하므로 간편하게 환자의 체표면에 따르는 등고

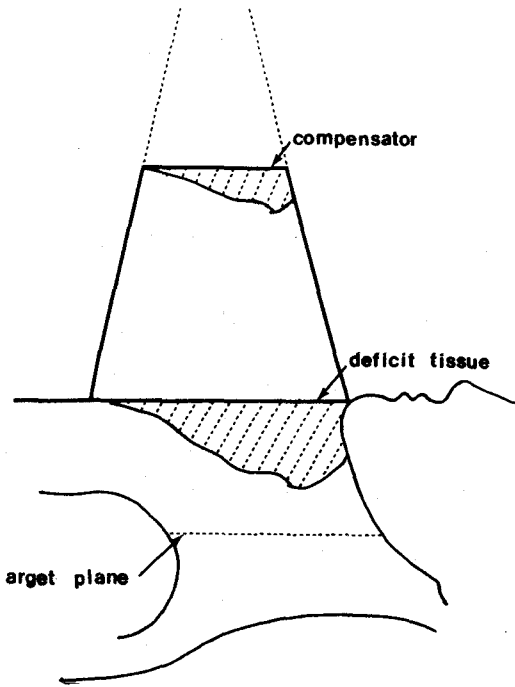


Fig. 1. Schematic illustration of the principle of the compensator against irregular body contour.

선(isoheight line)을 작성할 수 있다. 이러한 점에 착안하여 레이저선을 이용한 보상체의 디자인 방법을 개발하여 이를 임상치료에 응용하고자 본 연구를 시행하였다.

재료 및 방법

1. 실험 재료

본 실험에 사용한 방사선은 서울대학교 병원 치료방사선과에 설치되어 있는 선형 가속기(Clinac 6/100, 미국, Varian사 제품)에서 발생하는 6MVX선으로 평균 에너지는 2MV 이다. 보상체 재료로는 두께 0.8 mm, 밀도 11.35 g/cm³의 납판과 두께 5 mm, 밀도 1.16 g/cm³의 아크릴판 두가지를 사용하였다.

2. 실험 방법

1) 보상체 두께의 결정

첫 단계로 팬텀의 결손 크기에 따라 필요한 보상체의 두께를 측정하였다. 방사선원으로 부터 선량측정 지점까지의 거리가 100 cm이 되도록 폴리스티렌 팬텀(밀도

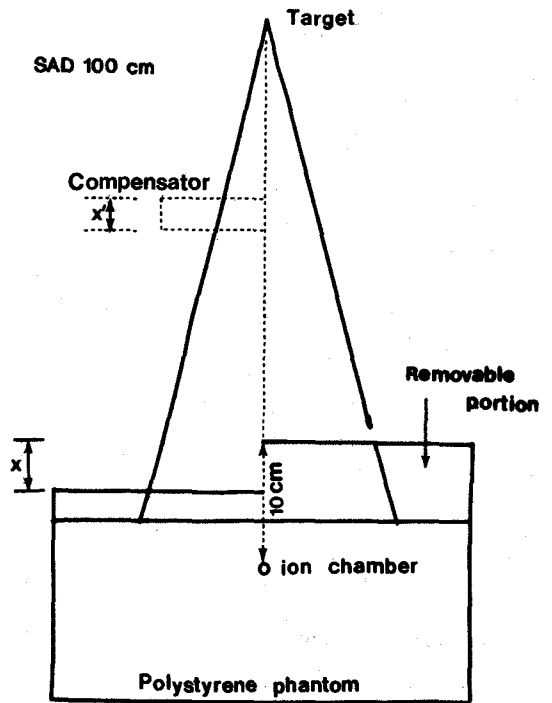


Fig. 2. Experimental set-up for measurement of required compensator thickness as a function of phantom deficit thickness. The phantom deficit thickness (X) varied from 0 cm to 9 cm. The CR was defined as X/X'.

1.05 g/cm³)을 장치하였고 팬텀표면에서 9 cm 깊이하의 부분은 그 두께를 임의로 조절할 수 있도록 여러 가지 두께의 폴리스티렌 판(plate)으로 채웠다(Fig. 2). 먼저 보상체가 없는 개방상태, 조사야 크기 25 cm×25 cm, 팬텀 결손 두께 0인 상태에서 일정량의 방사선을 조사하여 깊이 10 cm 지점의 흡수선량을 측정하였다. 흡수선량의 측정은 Farmer type ion chamber (미, Capintec 사)와 616 digital electrometer (미, Keithley사)를 사용하였다. 다음 단계로 팬텀 표면으로부터 50 cm되는 곳에 납판 또는 아크릴판 한장을 올려놓은 상태에서 같은 양의 방사선을 조사하여 동일 지점에서의 흡수선량을 측정하였다. 흡수선량 측정치가 개방상태에서 측정된 값과 같아질 때 까지 여러가지 두께의 얇은판으로 채워진 팬텀부위의 두께를 조절하여, 정해진 두께의 납판 또는 아크릴판으로 보상이 되는 팬텀의 두께를 측정하였다. 같은 방법으로 보상체의 두께를 증가시켜 가면서 팬텀 결손

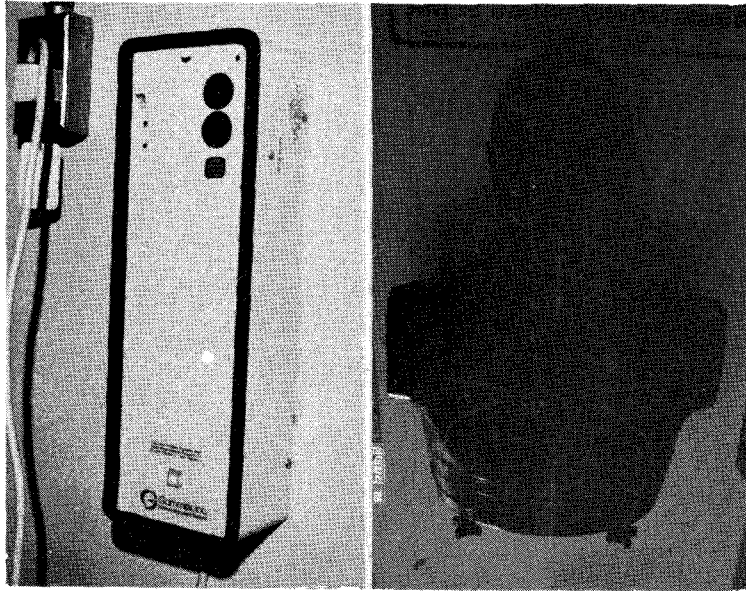


Fig. 3. Isoheight mapping using laser beam system. left ; laser beam system. right ; isoheight contour line drawn with laser beam.

두께에 따라 필요한 보상체의 두께를 측정하였다.

2) 보상체의 모형디자인 및 제작

앞의 실험에서 측정된 결과에 의거하여 치료계획실 (simulation room)에서 보상체의 디자인을 시행하였다. 보상체의 디자인은 인체 팬텀을 이용하여 시행하였으며 대상부위는 흉부 및 경부의 일부가 포함되는 조사야를 택하였다. 조사야의 상단은 일곱번째 경추부, 하단은 열한번째 흉추부, 양측단은 흉벽에 이르도록 하였다. 먼저 인체 팬텀이 놓여있는 테이블의 높이를 조절하여 양쪽 벽으로 부터 조사되어오는 레이저선이 조사야의 중심에 맞추어지도록 하고 이것을 기준면으로 하여 보상체 한장의 두께가 보상할 수 있는 팬텀의 두께만큼 테이블을 올려 보상체 한장에 의하여 보상되는 등고면의 체표선 (isoheight contour line)을 작성한 후 (Fig. 3), 팬텀에 표시된 레이저선의 윤곽을 따라 납출로 표시를 하였다. 이러한 방법으로 조사야 전체를 등고선 (isoheight contour line)으로 mapping한후, 인체 팬텀의 조사야에 대하여 모의촬영 필름을 찍고 방사선원-필름간 거리와 보상체-방사선원간 거리로 부터 비율을 계산하여 실제 제작될 보상체의 모형도를 작성하였다 (Fig. 4). 작성된 모형도에 의거하여 납판 또는 아크릴판을 절삭하여 다단계 형태의 보상체를 제작하

였다 (Fig. 5).

3) 적용 확인

인체 팬텀을 직립상태로 세우고 각 절편사이에 ready packed 필름 (X-Omat V, 미, Kodak사 제품)을 끼워 넣은 후 (Fig. 6), 개방상태와 보상체를 설치한 상태에서 팬텀에 일정량의 방사선을 조사한후 TD 504 densitometer (미, Macdeth사)로 각 필름에서의 선량 분포상태를 측정하였다. 선량분포의 측정은 조사야 중심으로부터 깊이 10 cm인 조사면에 대하여 시행하였으며 조사야의 횡축상에서는 3 cm 간격으로 흡수선량을 측정하였고 종축에 대하여는 각 절편의 동일 조사면상의 위치들에 대한 흡수선량을 측정하였다. 측정된 각 흡수선량에 대하여 중심축 선량에 대비한 선량비를 계산하였다. 이와같이 하여 개방상태와 보상체를 사용한 상태에서의 각 측정지점의 중심축선량 대비 선량비를 비교함으로써 제작된 보상체의 보상능을 확인하였다.

결 과

1. 보상체 두께의 결정

조사야 면적 25 cm×25 cm, 조사깊이 10 cm에서 팬텀의 결손 깊이에 따른 납땀 아크릴의 보상두께와 보상

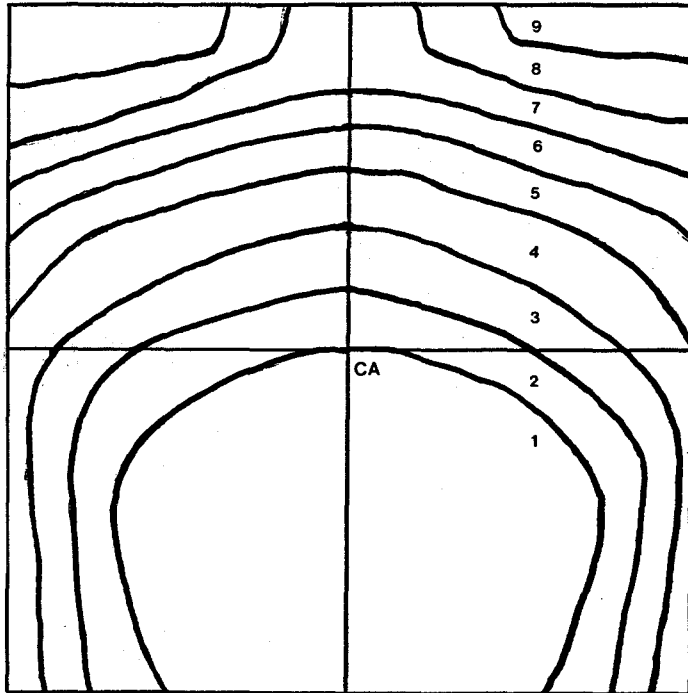


Fig. 4. An example of real size acrylic compensator model. Each acrylic plate was mounted on the order of number.

비는 각각 그림7 및 그림8과 같다. 4 cm의 팬텀결손을 보상하는데 필요한 납두께는 2.4 mm, 아크릴두께는 25 mm이었으며, 8 cm의 팬텀결손을 보상하는데 필요한 납두께는 4 mm, 아크릴두께는 40 mm이었다. 납이나 아크릴 모두 팬텀의 결손 깊이가 커질수록 보상비는 증가하였다.

2. 보상체에 의한 선량분포 교정

깊이 10 cm인 조사야에 대하여 체형의 경사가 비교적 두드러지면서 폐의 흡수선량에 대한 영향이 비교적 적은 횡축 및 종축을 택하여 흡수선량 분포양상을 분석하였다. 횡축은 조사야의 중심에서 경부방향으로 9 cm의 거리에 있는 축으로서 쇄골을 지나는 축을, 종축은 조사야의 정중선을 지나서 종격동의 정중양을 지나가는 축을 택하였다. 횡축상에서는 중심부로부터 양 변연부 각 12 cm까지의 선량분포를 비교하였으며, 중심부와 양측 변연부까지 사이에서 팬텀결손의 최대치는 3.5 cm이었다. 종축상에서는 조사야 중심으로 정중선을 따라 경부방향으로 9 cm되는 곳까지의

선량 분포를 비교하였으며 조사야 중심부와 상단부까지 사이에서 팬텀결손 최대치는 4 cm이었다. 상기한 횡축 및 종축상에서 개방상태의 선량분포 및 보상체에 의하여 교정된 선량분포는 각각 그림9 및 그림10과 같다. 개방상태에서 횡축상의 팬텀결손에 의한 최대 선량 오차는 12.1%이었고 종축상의 최대 선량 오차는 16.8%이었다. 보상체를 사용한후 교정된 선량오차는 납 보상체를 사용하였을 경우 횡축상에서 최대 3.1%, 종축상에서 최대 3%이었고, 아크릴 보상체를 사용한 경우 횡축상에서 최대 4.3%, 종축상에서 최대 2.6%이었다.

고 안

정확한 보상체의 제작을 위해선 두가지 사항이 고려되어야 한다. 한 가지는 적절한 재료를 선택하여 상응하는 보상비를 구하는 문제이고, 다른 한 가지는 환자 체형의 변화를 보상체의 제작에 정확하게 반영할 수 있는 보상체 디자인 기법이다.

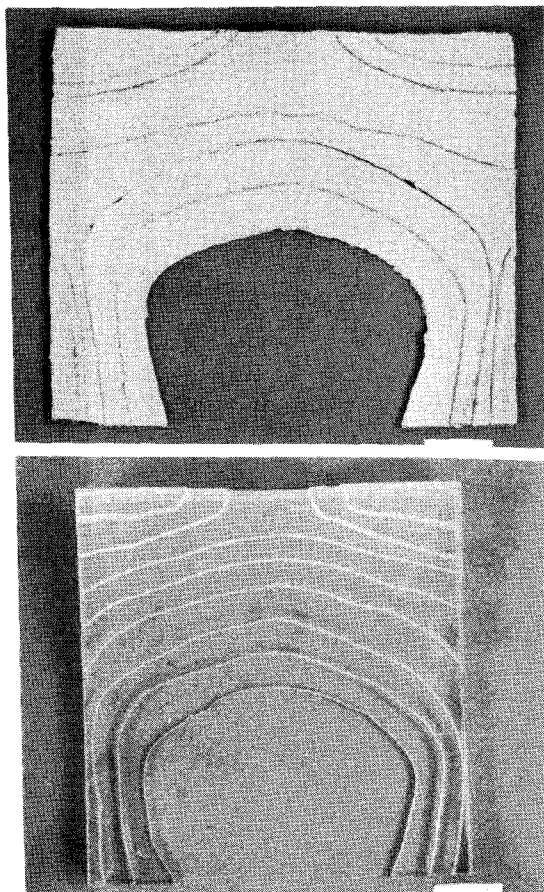


Fig. 5. Photographs of compensator. upper ; lead compensator, lower ; acrylic compensator

보상체 재료의 선택에 있어선 제작과정상의 가공성, 밀도, 산란선의 발생 정도등이 고려되어야 하는 바 특히 산란선은 환자의 체표면 근처의 선량을 증가시킬수 있는 중요한 요소가 된다. Ellis등에 의하면⁹⁾ 보상체를 처음 인체에 적용할 당시 보상체를 환자의 표면에 바로 접촉 시킴으로써 피부선량의 증가가 문제 되었던 바 보상체를 환자 표면으로 부터 거리를 두고 설치함으로써 체표 부분에서 10% 이상의 선량감소가 있었다고 보고 하였다. 현재는 보상체의 설치가 환자 표면으로 부터 15~20 cm 이상의 거리에서 이루어지는 것이 일반적인 원칙으로 되어 있지만^{7~9)} 보상체와 환자표면과의 거리를 30 cm으로 하여도 일차 선량의 약 6%에 해당하는 산란선이 영향을 미친다는 보고도 있다¹⁰⁾. 산란선의 발생은 사용하는 물질의 원자번호의 영향을 받는 것으로 되어 있고 대개 50번 근처의 원자번호를 갖는 물질들에서 발생이 적은 것으로 되어 있다¹¹⁾. 재료의 밀도는 보상체의 부피를 결정하게 되는 요소로써 고밀도 재료를 사용하는 경우엔 보상체의 전체적인 용적이 작아지게 되므로 환자치료시 설치가 용이하고 또한 설상필터나 차폐물을 동시에 사용하는 경우에도 지장없이 사용할 수 있다. 단, 고밀도 재료를 사용하는 경우 과보상에 의한 저선량분포가 쉽게 초래될 수 있으므로 보상체의 디자인 과정이 정밀하여 한다. Hall¹²⁾은 이상적인 보상 효과를 얻을 수 있는 보상체의 밀도를 선원-피부간 거리(SSD)와 선원-보상체간 거리의 비로서 결정할 수 있다고 하였다. 본 실험에서는 고밀도 재료로서 가장

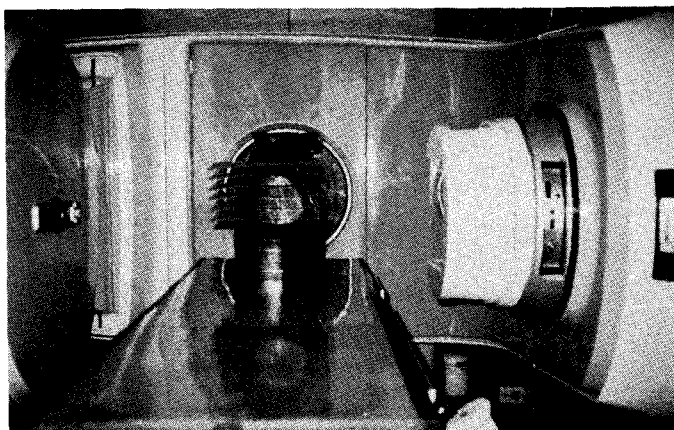


Fig. 6. Verification of compensating ability using film dosimetry. X-Omat V ready packed film was inserted between each section of humanoid phantom.

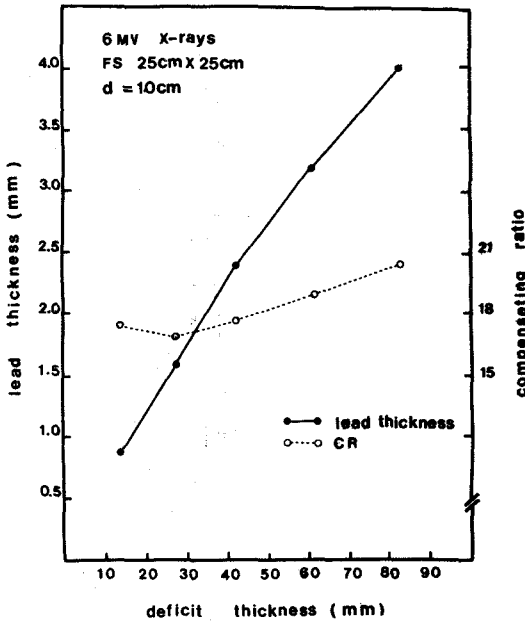


Fig. 7. Thickness and compensating ratio (CR) of lead versus phantom deficit thickness.

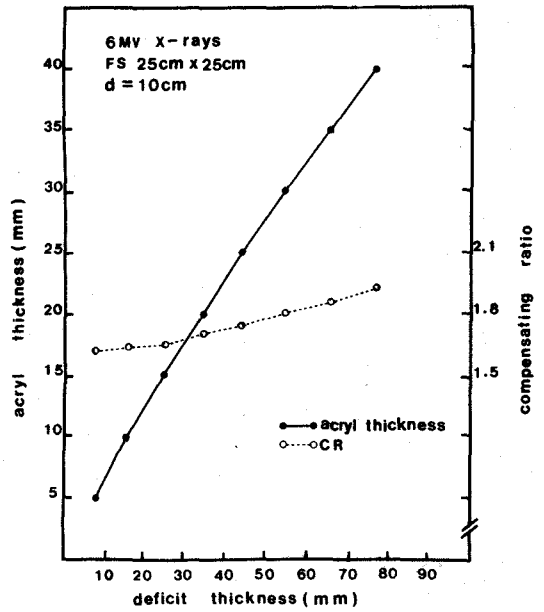


Fig. 8. Thickness and compensating ratio (CR) of acryl versus phantom deficit thickness.

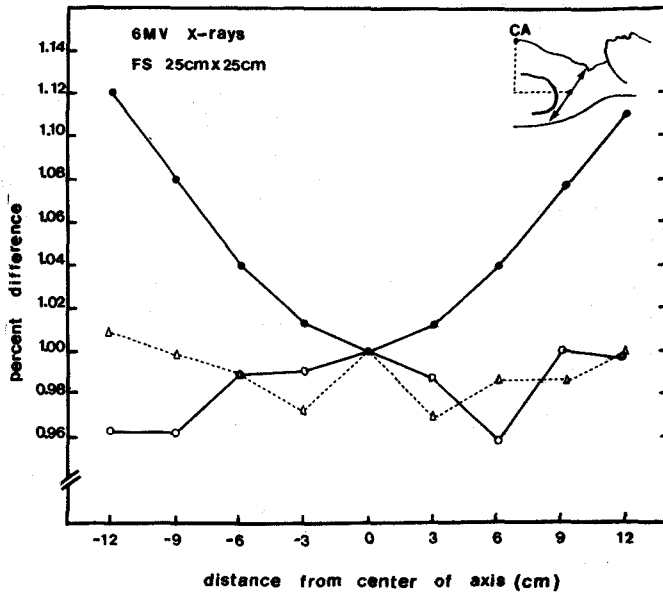


Fig. 9. Verification of compensating ability along transverse axis cut for a dose plane of 10 cm depth. (●—● : not compensated, Δ—Δ : compensated with lead, ○—○ : compensated with acryl).

많이 이용되고 있는 납과¹³⁾, 인체와 비교적 가까운 밀도를 가지면서 조직대용물로 많이 이용되고 있는 아크

릴을 재료로 택하였다. 납은 밀도가 높을 뿐 아니라 연성이 커서 가공이 용이하므로 보상체의 재료로서 적합

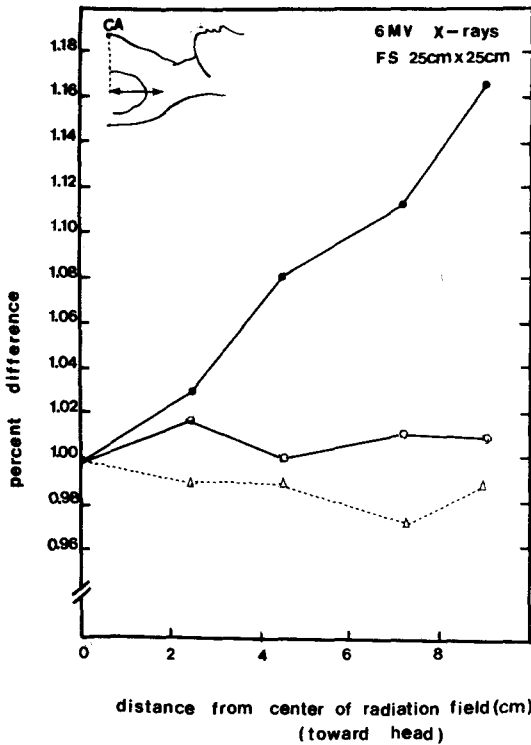


Fig. 10. Verification of compensating ability along vertical axis cut for a dose plane of 10 cm. ●—● not compensated, Δ—Δ ; compensated with lead, ○—○ ; compensated with acrylic)

하다고 생각되며, 아크릴의 경우 인체와 밀도가 유사하여 비교적 세밀한 디자인을 할 수 있으나 가공 및 조적이 용이하지 않은 단점이 있다. 최근에는 차폐물 재료로 쓰이는 Lipowitz 금속(밀도 : 9.4 g/cm³)으로 보상체를 제작하여 좋은 보상효과를 보였다는 보고도 있다⁴⁾. 보상체의 재료가 결정되면 조직 결손두께에 따라 필요한 보상체의 두께를 측정해야 한다. 보상체의 두께 측정에 영향을 미치는 요소로는 조사야 면적, 조사깊이, 보상체-환자간거리, 조직결손 깊이, 방사선 성질 등 여러가지가 있어, 단순히 조직과 보상체간의 밀도비만으로써 보상비(조직결손 두께와 보상체 두께와의 비율)를 결정할 수는 없다^{8,11,12,14,15)}. 조사야 면적이나 조사깊이에 따른 보상비의 변화는 산란선이 크게 관계되는 것으로, 조사야 면적이 커지면 조직결손에 의하여 초래된 산란선의 감소가 흡수선량에 미치는 영향이 더욱 커지므로 보상체의 두께를 감소시켜 통과되는 일차선량을 증가시켜야 한다. 즉 보상비가 증가하게 된다.

반대로 깊이가 증가하면 산란선의 감소가 흡수선량에 미치는 영향이 줄어들므로 보상비는 감소하게 된다⁴⁾. 환자와 보상체간 거리의 변화에 따른 보상비의 변화는 보상체에 의하여 발생하는 산란선의 영향에 의한 것으로서 Khan, Sewchand등이 이미 보고한바 있고^{8,15)} 대개 그 거리가 15~20 cm을 넘어가면 거리의 변화에 따른 보상비의 변화는 더 이상 없는 것으로 되어 있다. 보상비에 영향을 미치는 이러한 조사야 크기, 깊이, 환자 보상체간 거리를 일일이 고려하여 보상비를 측정한다는 것은 사실상 매우 어렵고 번거로운 일이 된다. 특정한 조사야 크기, 깊이를 택하여 그로부터 측정된 값을 보상비의 대표값으로 택하게 된다. 이러한 특정한 단일 보상비를 일률적으로 적용한다 하여도 선량분포 오차는 5%를 넘지 않는 것으로 되어 있다^{8,14,15)}. Henderson⁴⁾은 방사선의 에너지 변화에 따른 보상비의 변화를 측정된 결과 Co60, 4MV, 6MV의 방사선에서는 보상비가 거의 유사한 값을 갖는다고 하였고, Khan역시 Co60에서 부터 10MV 사이에선 단일 보상비의 적용이 가능하다고 하였다⁹⁾. 본 실험에서 조사면적과 조사 깊이가 고정된 상태에서 팬텀의 결손 깊이에 따른 보상비의 변화를 측정하였던바, 납과 아크릴 모두 팬텀의 결손이 증가됨에 따라 보상비가 증가됨을 보여주었다. 이는 결손의 증가에 따라 흡수선량에 미치는 산란선의 영향이 줄어들게 되므로 일차선량의 증가가 필요하게 되고 이에 따라 보상체의 두께가 감소해야 하는 것으로 설명할 수 있을 것이다. 이러한 조직결손의 증가에 따른 보상비의 증가는 다른 여러 보고들에서의 결과와 일치된다^{2,3,14,16,17)}.

보상체의 제작방법에 대하여는 Ellis가 처음으로 보고한 이래 약 30년간 보상체의 제작기술에 관한 여러가지의 보고가 있었던바^{18~24)}. 결국 그것은 환자의 체형의 변화를 디자인을 통하여 얼마나 정확하게 반영할 수 있는 가 하는 기술상의 개발을 의미한다고 볼 수 있겠다. 디자인 과정에서 고려되어야할 점은 체형의 변화가 정확하게 반영되면서도 그 과정이 간편하여 실효성이 있어야 한다는 것이다. Ellis, Khan등은 치료부위에 대하여 석고를 이용하여 본을 뜬후 금속막대를 사용 보상체를 디자인 하였다^{1,25)}. 이 방법은 무엇보다도 환자로 부터 석고본을 떼내야 하는 번거로움이 문제가 된다. Beck, Dixon, Henderson등은 차폐물제작에 이용되는 스티로폼 절단기(Styrofoam Cutter)를 이용한 보상

체의 디자인을 보고하였다^{4,7,26}). 이 방법은 환자의 체형이 Stylus를 통하여 스티로폼에 직접 옮겨지므로 비교적 정확하게 환자의 체형이 반영된다는 장점이 있으나 조직 결손 깊이에 따른 보상비의 변화가 반영되지 못하고 단일 보상비를 사용하는 단점이 있다. 본 연구에서 소개한 레이저선을 이용한 디자인 기법은 그 원리에 있어서 Leung의 rho-theta device를 이용한 방법⁹), Laursen의 isoheight light projection method¹⁶), Mok의 Moire Camera를 이용한 제작기법²⁸)과 동일하다. 즉 측정된 보상비에 따라 환자의 표면에 등고선을 그려나가면서 디자인하는 방법이 되겠는데 이들 방법은 각기 별도의 기계장치나, 광선조사장치, 부착 카메라등이 필요하다. 레이저를 이용한 기법은 별도의 부수 설비 없이 방사선치료에 사용되고 있는 기존의 설비들을 그대로 이용하여 비교적 간편하게 디자인 할 수 있는 장점이 있는 반면, 조사야 내의 환자 체표면에 납줄로 등고선을 표시해야 하는 번거로움이 해결해야 할 과제가 되겠다. 최근에는 컴퓨터 프로그램에 연결시켜 디자인하는 방법들이 많이 소개되고 있고 컴퓨터 보급이 일반화 됨에 따라 향후 디자인 기법은 이러한 방향으로 발전되어 나가리라 생각된다^{29,30}). Renner, Lam등이 소개한 photogrammetry를 이용한 방법이 컴퓨터를 이용하는 대표적 기법이 되겠는데^{31,32}) 이는 환자의 표면에 여러개의 그리드(grid)를 투사하고 각 그리드 단위가 컴퓨터 프로그램과 연결되어 환자의 체형에 관한 정보가 보상체의 디자인에 반영될 수 있도록 하는 방법이다. 본 실험 및 전술한 여러 방법들에서와 같이 환자의 체형에 맞추어 보상체를 디자인하게 되는 경우 조사야의 다양한 밀도의 변화를 반영하지 못한다는 문제점이 있다. 예를들어, Johns등에 의하면³³) 폐조직이 존재하는 부위는 그러하지 않은 부분에 비해 exit dose가 20%까지 증가할 수 있고, 이는 약 4 cm 정도의 조직결손 효과를 추가하는 것이라 하였다. 이러한 문제점을 극복하기 위하여 Dixon, Renner등은 일반적으로 보상체 디자인에 이용되는 isoheight mapping을 사용하지 않고 exit dose mapping을 이용하는 디자인을 주장하였다^{7,34}). 이들은 치료확인용 필름상에 나타난 선량 분포상태를 컴퓨터 프로그램에 연결시켜 보상체의 모델을 작성하는 기법을 사용하였다. Renner는 밀도의 차이를 고려한 형태학적 두께를 방사선학적 두께라 칭하고 보상체의 디자인은 이러한 방사선학적 두께에 의거

이루어져야 한다고 하였다. 본 실험에서 제작된 보상체에 의하여 교정된 선량분포 오차는 횡단축상에서 최고 4.3%, 종단축상에서 최고 3%로서 비교적 안정된 보상능을 보인 것이라 생각된다. 이러한 결과는 다른 여러 가지 방법들에 의해 제작된 보상체의 보상능에 필적하는 것이라 할수 있다^{2~4,17,27,31,35}). 단 연속적인 면을 갖는 팬텀에 대하여 부분 부분 끊어지는 보상체를 적용했기 때문에 부분적으로 과보상 또는 저보상이 나타나고 있고, 특히 납 보상체의 경우 전반적으로 과보상되는 경향을 보이고 있어 납과 같이 고밀도 재료를 사용하는 경우에 있어서 가능한 한 두께가 얇은 재료를 사용하여 세밀한 디자인을 시행하는 것이 타당할 것으로 생각된다.

보상체의 이용은 환자의 체형의 변화로 인하여 초래되는 선량분포상의 불합리성을 극복하려는 한 방법으로 개발된것인바, 이의 효율적인 임상적용을 위해선 위에 열거한 문제점들을 해결하면서 실용성이 높은 보상체의 디자인 기법이 계속 개발, 개량되어져야 할 것으로 생각된다.

결 론

방사선 치료시 인체의 굴곡과 경사는 흡수선량의 불균일성을 초래할 수 있는바, 이러한 선량분포상의 불균일성은 보상체를 사용함으로써 교정이 가능하다. 방사선 치료시 정위 유지를 위하여 사용되고 있는 레이저 시스템을 이용한 isoheight technique에 의하여 보상체를 디자인, 제작하고, 인체 팬텀에 대한 적용실험을 시행하였다. 사용된 방사선은 6MV X선이었고 보상체 재료로는 두께 0.8 mm의 납판(밀도 11.35 g/cm³)과 두께 5 mm의 아크릴판(밀도 1.16 g/cm³)을 사용하였다.

1. 조사야 면적 25 cm×25 cm, 깊이 10 cm에 대하여 각 재료의 폴리스티렌 팬텀에 대한 보상비(CR; 보상되는 패툼두께(mm)/보상체 단위두께(mm))를 측정하였다. 납과 아크릴 모두 팬텀의 결손이 커질수록 보상비는 증가하였다.

2. 개방상태에서 깊이 10 cm에 있는 조사면상의 두께에 대하여 film dosimetry를 이용 여러지점에서의 흡수선량을 측정 후 중심축 선량과 대비한 선량비를 구하였다. 쇄골을 지나는 횡축상에서, 중심축 선량대

비 최대 선량편차는 12.1% 조사야 정중선을 지나는 종축상에서의 중심축 선량대비 최대 선량편차 16.8%이었다.

3. 보상체 사용후 횡축상의 중심축 선량대비 최대선량 편차는 납보상체 사용시 3.1%로, 아크릴 보상체 사용시 4.3%로, 종축상의 중심축 선량대비 최대 선량편차는 납보상체 사용시 3%로, 아크릴 보상체 사용시 2.6%로 감소하였다.

이상의 결과들을 통하여 isoheight technique에 의하여 제작된 보상체를 이용함으로써 임상적으로 문제가 되는 환자의 체형변화에 의한 선량 불균일성을 교정할 수 있고, 따라서 더욱 효과적인 방사선 치료를 시행할 수 있을 것으로 결론지었다.

REFERENCES

1. Ellis F, Hall EJ, Oliver R: A Compensator for variations in tissue thickness for high energy beams. Br J Radiol 32:421-424, 1959
2. Boge RJ, Edland RW, Matthes DC: Tissue compensators for megavoltage radiotherapy fabricated from hollowed styrofoam filled with wax. Radiology 111:193-198, 1974
3. Leung PMK, Dyk JV, Robins J: A method of large irregular field compensation. Br J Radiol 47:805-810, 1974
4. Henderson SD, Purdy JA, Gerber RL, et al: Dosimetry consideration for a Lipowitz metal tissue compensator system. Int J Radiat Oncol Biol Phys 13:57-63, 1987
5. Renner WD, O' Connor TP, Bermudez NM: A note on designing tissue compensators for parallel opposed fields. Med Phys 10:483-486, 1983
6. Sewchand W, Jones TK, Khan FM, et al: Spinal cord protecting during cross-fire irradiation of intrathoracic esophagus. Radiology 126:239-242, 1978
7. Dixon RL, Ekstrand KE, Ferree C: Compensating filter design using megavoltage radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 5:281-287, 1979
8. Sewchand W, Bautro N, Scott RM: Basic data on tissue compensators for 4MV x-rays. Int J Radiat Oncol Biol Phys 6:327-332, 1980
9. Khan FM: The physics of radiation therapy. 1st ed. Williams and Wilkins, Baltimore pp 261-267, 1984
10. Huang PH, Chin LM: Scattered photons produced by beam-modifying filters. Med Phys 13:57-63, 1986
11. Khan FM, Moore VC, Levitt SH: Effect of various atomic number absorbers on skin doses for 10 Mev x ray. Radiology 109:209-213, 1973
12. 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
13. Baird LC, White DR: A survey of tissue substitutes and phantoms in 98 U.S. medical centers. Med Phys 9:434-435, 1982
14. Wilks R, Casebow MP: Tissue compensation with lead for cobalt 60 therapy. Br J Radiol 42:452-456, 1969
15. Khan FM, Moore VC, Burns DJ: The construction of compensators for cobalt teletherapy. Radiology 96:187-192, 1970
16. Laursen JF, Anderson HC, Hansen HP: 3D thin lead sheet compensating system. Med Phys 9:741-745, 1982
17. Boyer AL: Compensating filters for high energy X rays. Med Phys 9:429-433, 1982
18. Feaster GR, Agarwal SK, Huddleston AL, et al: A missing tissue compensator. Int J Radiat Oncol Biol Phys 5:277-280, 1979
19. Geijn J: The construction of individualised intensity modifying filters in cobalt 60 teletherapy. Br J Radiol 38:865-870, 1965
20. Gerbi BJ: Compensating filter design using radiographic stereo shift information. Med Phys 12:646-648, 1985
21. Kessarid ND: A dose compensator for mantle fields. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 4:889-894, 1979
22. Lerch IA, Neuwall J: Adjustable compensators for whole brain irradiation. Radiology 130:529-532, 1979
23. Lindskoug BA, Notter G: Design of flattening filters based on intracavitary absorbed dose measurements in external radiotherapy. Br J Radiol 53:976-980, 1980
24. Siddon RL: Prism presentation-a 3D ray tracing algorithm for radiotherapy application. Phys Med Biol 30:817-824, 1985
25. Khan FM, Moore VC, Burns DJ: An apparatus for the construction of irregular surface compensators for use in radiotherapy. Radiology 90:593-594, 1968
26. Beck GG, McGonnangle WJ, Sullivan CA: Use of styrofoam block cutter to make tissue equivalent compensators. Radiology 100:694-696, 1971
27. Maruyama Y, Wu P, Van Arsdale E, et al: Calvarial-scalp compensators for radiotherapy. Radiology 117:218-220, 1975
28. Mok EC, Boyer AL: Compensator filters made with compact Moire camera and computer. Med Phys 11:513-515, 1984
29. Andrew JW, Aldrich JE: A microcomputer based system for radiotherapy beam compensator design and patient contour plotting. Med Phys 9:

- 279-283, 1982
30. **Thomas SJ:** A computer-calculated difference tissue compensator systems. *Br J Radiol* 58:665-668, 1985
 31. **Renner WD, O'Connor TP, Amtey SR:** The use of photogrammetry in tissue compensator design, I, II. *Radiology* 125:505-516, 1977
 32. **Lam WC, Lam KS, Lee DJ:** Tissue compensator fabrication using a simple photographic technique. *Radiology* 149:322-323, 1983
 33. **Johns HE, Cunningham JR:** The physics of radiology. 3rd ed. Charles C Thomas, Springfield, pp447-449, 1971
 34. **Renner WD, O'Connor TP, Bermudez NM:** An electronic device for digitizing radiotherapy films for construction of tissue compensators. *Med Phys* 9: 910-916, 1982
 35. **Shragge PC, Patterson MS:** Improved method for the design of tissue compensators. *Med Phys* 8: 885-891, 1981
-