

Exit Beam Dose Profile을 이용한 3차원 보상체의 성능확인

이상훈*†, 이병용†, 권수일*, 김종훈*, 장혜숙*

경기대학교 이과대학 물리학과*

울산대학교 의과대학, 서울중앙병원 방사선종양학과†

초 록

방사선 치료분야에서 선량 보상체가 널리 이용되고 있으나, 그 보상효과에 대한 확실한 검증 방법은 알려진 바가 거의 없다. 본 연구에서는 Missing Tissue 뿐 아니라, Internal Tissue Inhomogeneity까지 고려한 3차원 보상체를 제작하고, Exit Beam Dose Profile의 측정값과 본 연구에서 고안한 방법으로 기대값을 구해 비교함으로써 보상체의 성능을 평가하고자 하였다. 환자정보는 CT Simulator를 사용하여 얻었고, 보상체 정보는 Render Plan 3-D Planning System을 통해 얻었다. Computer Controlled Milling Machine으로 알루미늄 보상체를 제작해서 보상체가 있는 경우와 없는 경우의 선량 프로파일을 측정하여 비교하였다. 측정은 폴리스티렌 팬텀 사이에 필름을 삽입하여 팬텀 내에서의 실제 선량 분포를 구하고, 필름 카세트를 이용해서 Exit Beam Dose Profile을 동시에 얻었다. Oblique Beam, Parallel Opposing Beam, Inhomogeneous Human Phantom에 대해 제작된 보상체가 각각 선량보상 효과가 잘 나타남을 볼 수 있었고, 이 연구에서의 성능확인 방법을 통해 보상체의 성능을 확인할 수 있었다.

서 론

암의 치료법은 크게 수술, 약물요법, 방사선치료등으로 구분할 수 있다. 이 중에서 방사선 치료는 1895년 렌트겐이 발견한 X선이 의학분야의 질병 진단, 치료에 필수 불가 한 도구로 사용됨에 따라 종양 치료 분야에서의 비중이 점점 커지고 있는 실정이다. 이 분야는 방사선 의학 분야 뿐만 아니라, 방사선과 물질과의 상호작용, 치료기의 제어 및 응용, 치료법의 개발등으로 인해 치료 방사선 물리학의 중요성이 더욱 커지고 있다. 실제 임상에서 선량의 평가 및 보정, 치료 계획의 수립, 검증 등은 의학 물리학의 중요한 영역이다.

방사선 치료의 목표는 치료하고자 하는 병소 부위에는 충분한 선량을 조사하고, 정상 조직에는 조사 선량을 극소화하여 치료 효과를 높이는데 있다.¹⁻⁷⁾ 이러한 목표를 달성하기 위해서는 조사된 방사선이 인체 내부에서 이상적인 선량 분포를 갖도록 치료를 설계하여야 한다. 그러나, 인체 체형의 굴곡과 경사면뿐 아니라 인체 내부 조직의 불균일성으로 인해 방사선 조사 범위 내에서의 조직간의 선량 분포가 불균일하게 되는 것이 일반적이다.^{8,9)} 선량분포의 문제점을 극복하기 위해서 컴퓨터를 이용한 치료 계획이 필수적이며, 치료 계획을 통해 목표 체적내에 동일한 선량이 전달되도록 하되¹⁰⁻¹⁴⁾ 그 오차 범위는 5% 이내가 되도록 권고하고 있다.¹⁵⁻¹⁷⁾

선량분포의 불균일성을 보정하고, 이상적인 최적의 선량분포를 얻기 위한 방법으로

선량보상체를 널리 이용하고 있다.^{18,19)} 선량 보상체는 1959년 Ellis²⁰⁾가 처음으로 개발하였으며, 재질로는 알루미늄 합금, 황동, 밀랍, 납, Lipowitz 금속, 석고와 금속 등을 이용하고 있다.^{12,18,21,22)} 그러나, 선량 보상체를 사용한다 하더라도 환자 내부에 조사된 방사선의 선량을 정확히 평가한다는 것은 현실적으로 불가능하며, 선량 보상체의 성능 검증이 필요함에도 불구하고 제작된 선량 보상체의 성능 평가에 관한 연구가 거의 없는 실정이다.^{10,15)}

연구 목적으로 팬텀을 사용한 경우는 팬텀 내부의 선량 분포를 알 수 있으나, 임상 적용시에는 팬텀을 사용했을 때 처럼 조직 내부의 선량 분포를 알 수 없다. 본 연구에서는 제작한 보상체가 계획한 영역에서 최적의 보상 효과를 보이고 있는지를 확인하기 위하여, 선량 보상체의 성능 확인 방법을 고안하였다. 이 연구에서 고안한 방법에 의한 계산값 및 개방 상태와 보상체를 설치했을 때의 측정값을 비교함으로써 본 연구에서 고안한 확인 방법의 유용성을 확인할 수 있다.

실 험

1. 선량 보상체의 제작

(1) 환자 정보 수집

폴리스티렌 팬텀을 사용하는 경우 균일한 조직으로 되어있으므로 digitizer를 이용하여 팬텀의 윤곽을 정해주고, 팬텀 특성에 대한 정보만 입력하면 되지만, 실제 인체 또는 인체 모형 팬텀을 이용하는 경우, 내부의 조직이 불균일하므로 컴퓨터 단층 촬영 모의 조정 장치(Picker, AcQ Sim. USA)를 사용하여 인체 내부의 정보를 각 slice별로 영상을 얻어서 3차원 치료 계획 시스템(Render Plan, 3-D Planning System. USA)을 통해 보상체 제작에

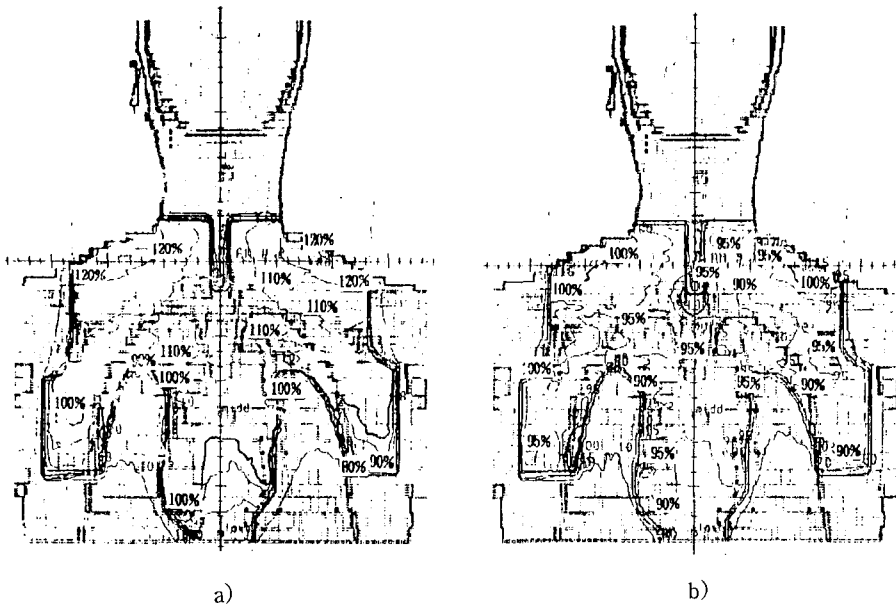


Fig. 1. Dose distribution of coronal plane a) without compensator b) with compensator

필요한 정보를 얻을 수 있었다. Fig.1은 치료계획 시스템에 의해 같은 깊이에서 보상체 사용전과 사용할 때의 선량 분포가 변해가는 것을 보여주고 있다. a)에서 조직의 불균일성으로 인해 폐가 있는 부분에서는 선량이 높게 분포되어 있는 것을 볼 수 있고, b)에서 보상효과에 의해 방사선 조사 영역내에서 고른 선량분포가 나타남을 보여주고 있다.

(2) 보상체 재질 특성조사

선량 보상체의 재질로서 알루미늄 합금을 이용하였으며, 보상체 재질과 인체 조직간의 보상비를 정확히 평가하고자 밀도, 두께, 조사면 크기 등을 고려하여 d_{max} , 5cm, 10cm 20cm 깊이에서 감쇠계수를 측정하였다.

본 실험의 개략도를 Fig. 2에 나타내었다.

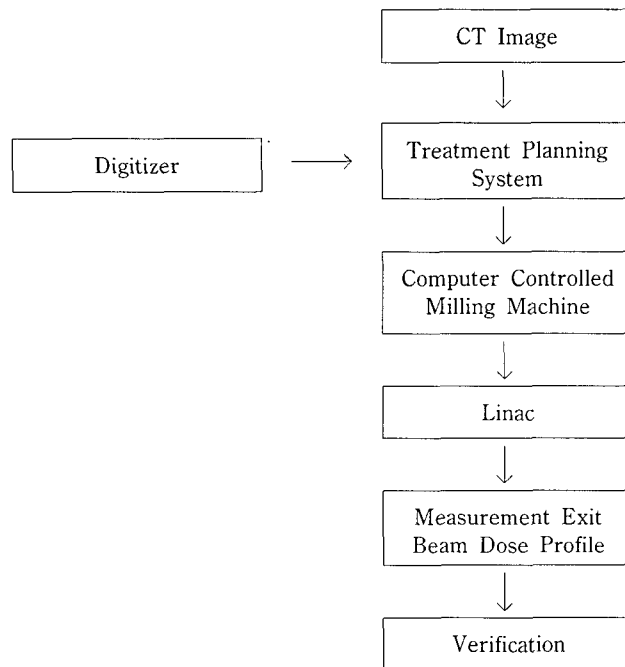


Fig. 2. Schematic diagram of compensator fabrication and verification

2. 보상체의 성능확인 방법

팬텀내에 필름을 삽입하면 제작된 보상체의 성능을 쉽게 확인할 수 있지만, 실제 환자의 경우는 내부에 필름 또는 그 밖의 측정기 삽입이 불가능하므로 인해 Exit Beam에 대한 선량 분포의 한정된 정보만을 얻을 수 있다. 본 연구에서는 개방상태와 보상체 적용시 측정이 가능한 Exit Beam 정보를 통해 팬텀 또는 인체 내부에서의 깊이에 따른 선량 분포를 계산하여 측정값과 비교함으로써 보상체의 성능을 확인하는 방법을 고안하고 실제에 적용하였다.

(1) 사방향(Oblique) 조사의 경우

방사선이 비스듬히 입사 할 경우 환자 체내의 선량이 불균일하게 분포되게 되며, 이의

Exit Beam Dose Profile을 이용한 3차원 보상체의 성능확인

보상을 위해 보상체가 필요하게 된다. 이를 흉내내기 위하여 Gantry를 45° 기울여서 거리의 차에 의해 나타나는 선량의 불균일성에 대해 방사선 팬텀 깊이 5cm에서 균일한 선량분포를 갖도록 보상체를 제작하였다. 팬텀 밑면에서의 필름측정을 통해 거리에 비례 의한 기대값을 계산하여 측정값과 비교하였다.

Fig. 3에서 보는 것 같이 팬텀 표면과 표면의 두 점에서의 선량율비 $D_{A'}/D_{B'}$ 과 깊이 d_1 에서 두 점 A, B 사이의 선량율비 D_A/D_B , 필름면 A' , B' 에서의 선량율비 $D_{A'}/D_{B'}$ 은 다음식으로 각각 나타낼 수 있다.

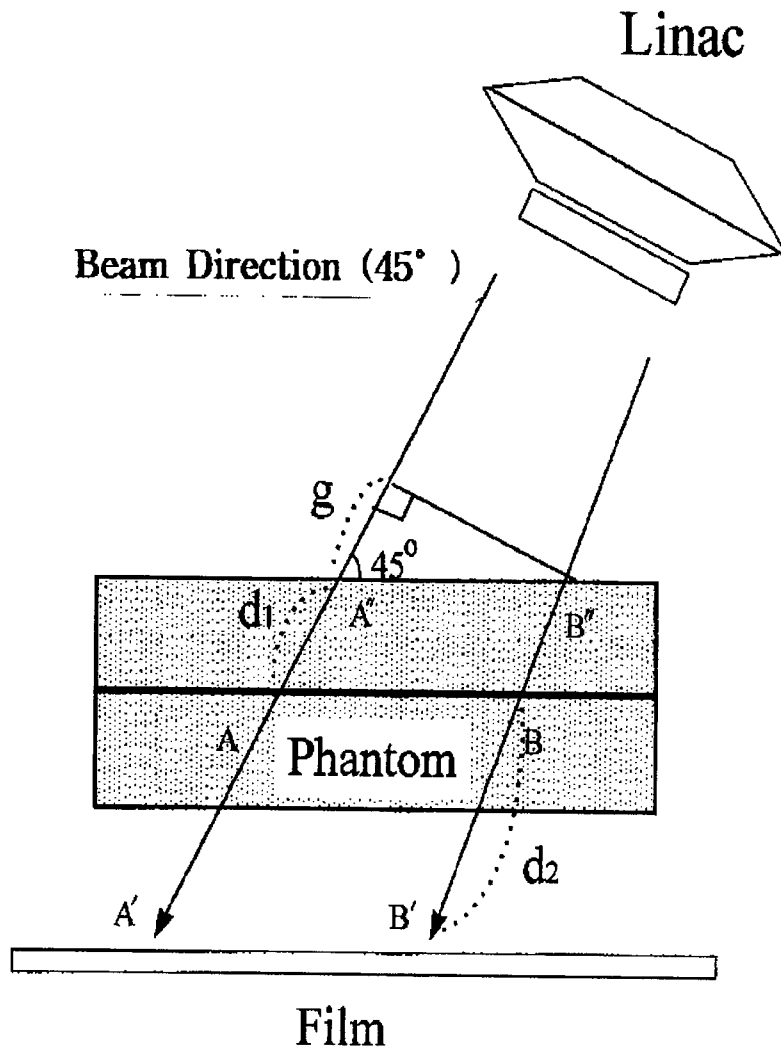


Fig. 3. Experimental setup for oblique beam
The dose difference between D_A and D_B comes from gap g.

$$I'' = D_{A'}/D_{B'} = \left[\frac{100+g}{100} \right]^2 \quad g : \text{air gap} \quad (1)$$

$$I = D_A/D_B = \left[\frac{100+g+d_1}{100+d_1} \right]^2 \quad (2)$$

$$I' = D_{A'}/D_{B'} = \left[\frac{100+g+d_1+d_2}{100+d_1+d_2} \right]^2 \quad (3)$$

(2)식과 (3)식으로부터 $I \approx 1$ 이 되는, 즉 보상체 효과가 극대화 되는 I' 과의 관계를 찾을 수 있다.

즉, 보상체의 두께를 각각 t_a, t_b 로 놓아서

$$I = D_A/D_B = \left[\frac{100+g+d_1}{100+d_1} \right]^2 \cdot e^{-\mu(t_a-t_b)} \approx 1, \quad (4)$$

이 되면, (3)식은

$$I' = D_{A'}/D_{B'} = \left[\frac{100+g+d_1+d_2}{100+d_1+d_2} \right]^2 \cdot e^{\mu(t_A-t_B)} \approx 1$$

$$\left[\frac{(100+g+d_1)(100+d_1+d_2)}{(100+d_1)(100+g+d_1+d_2)} \right]^2 \quad (5)$$

이 됨을 알 수 있다.

(2) 대향 2문 조사(Parallel Opposing Potal)의 경우

Fig. 4에서 A, B점을 통과한 Beam이 필름에 도달한, 즉 Exit Beam의 선량을 비율은,

$$I = D_A/D_B = \frac{I_0 e^{-2\mu d_k}}{I_0 e^{-2\mu d_i}}$$

$$= e^{-2\mu(d_k-d_i)}, \quad (6)$$

$$\ln I = -2\mu(d_k-d_i), \quad (7)$$

로 표현 할 수 있다.

보상체를 사용하여 A, B점의 선량율이 같아졌다면 필름에 도달한 Exit Beam의 비율은,

$$I = e^{-\mu(d_k-d_i)} \quad (8)$$

$$\ln I = -\mu(d_k-d_i), \quad (9)$$

로 표현 할 수 있다.

A점을 통과한 선량을 1로 규격화하면 보상체를 사용하지 않았을 때의 B점의 Exit Beam의 세기는 $D_{no\ comp} = I_0 e^{-2\mu d_k}$ 가 되고, 보상체를 사용하였을 때는 $D_{comp} = I_0 e^{-\mu d_k}$ 가 된다. 따라서, 보상체를 사용 여부에 따라 특정점을 투과한 Exit Beam세기를 1로 규격화하면 관심점에서 Exit Beam 선량율의 변화는,

Exit Beam Dose Profile을 이용한 3차원 보상체의 성능확인

$$\frac{D_{comp}}{D_{no\ comp}} = \frac{I_0 e^{-\mu d_k}}{I_0 e^{-2\mu d_k}} \quad , \quad (10)$$

$$D_{comp} = \sqrt{D_{no\ comp}} \quad , \quad (11)$$

가 된다.

윗 식을 이용해 측정을 통해 얻은 사진 농도(Optical Density)에 로그를 취하고, 보상 효과면에 대해 팬텀이 대칭을 이룬다면 보상체를 사용하지 않았을 때의 Exit Beam 측정값이 보상체 사용할 때 Exit Beam 측정값의 2배가 됨을 알 수 있다. 이와같은 관계를 통하여 계산방법으로 기대값을 구하여 비교하였다.

3. 실험방법

측정에 사용 된 광자선은 4MV(Clinacs 4/100, Varians. USA)이며, 컴퓨터 단층 촬영모의 조정장치 및 3차원 치료계획 시스템으로 환자 정보를 얻었고, 컴퓨터로 제어되는 밀링

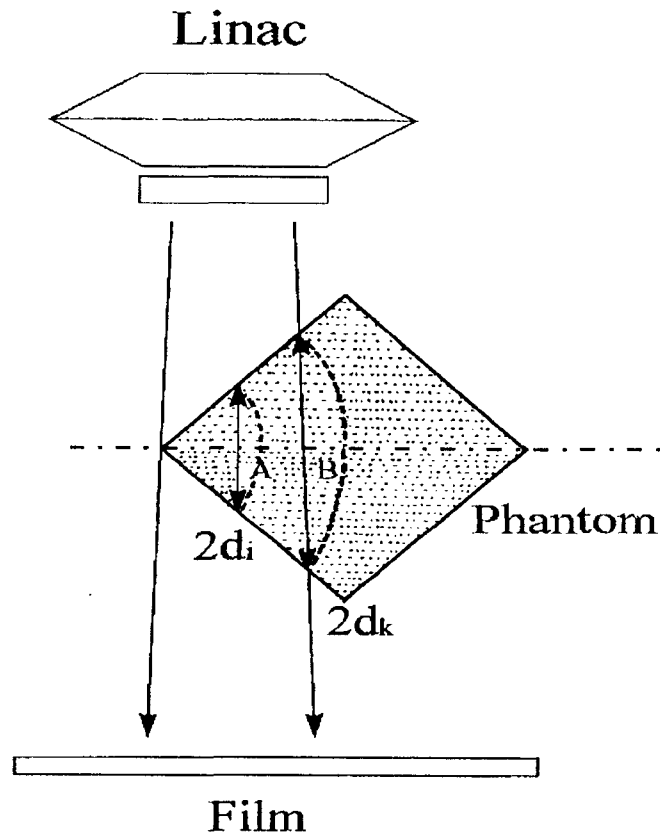


Fig. 4. Experimental setup for parallel opposing port technique
The dose difference between D_A and D_B comes from attenuation difference.

머신(Dynamyte 2800)으로 보상체를 제작하였다. 성능확인을 위한 측정기로는 팬텀내부의 측정을 위해 X-Omat V Film(Kodak, USA)와 Exit Beam 측정을 위해 Fuji-RX Medical X-Ray Film(Fuji, Japan)을 납 카세트에 넣어 사용하였다. 필름 판독은 스캐너(Vidar Systems Corp, VXR-12 Film Digitizer, USA)와 Poseidon(Precitron, Sweden) 선량 분석 소프트웨어를 사용하였다.

결과 및 논의

(1) 사방향(oblique) 조사의 경우

Fig. 5의 등선량 분포 곡선에서 보듯이 근접 조사가 이루어지는 왼쪽부분에서 선량이 높게 나타나고, 점점 오른쪽으로 가면 적은 선량을 보였으나, 보상체를 사용할 때 전체적으로 균등한 선량 분포를 보이고 있으므로 내부 측정이 가능한 팬텀의 경우 제작된

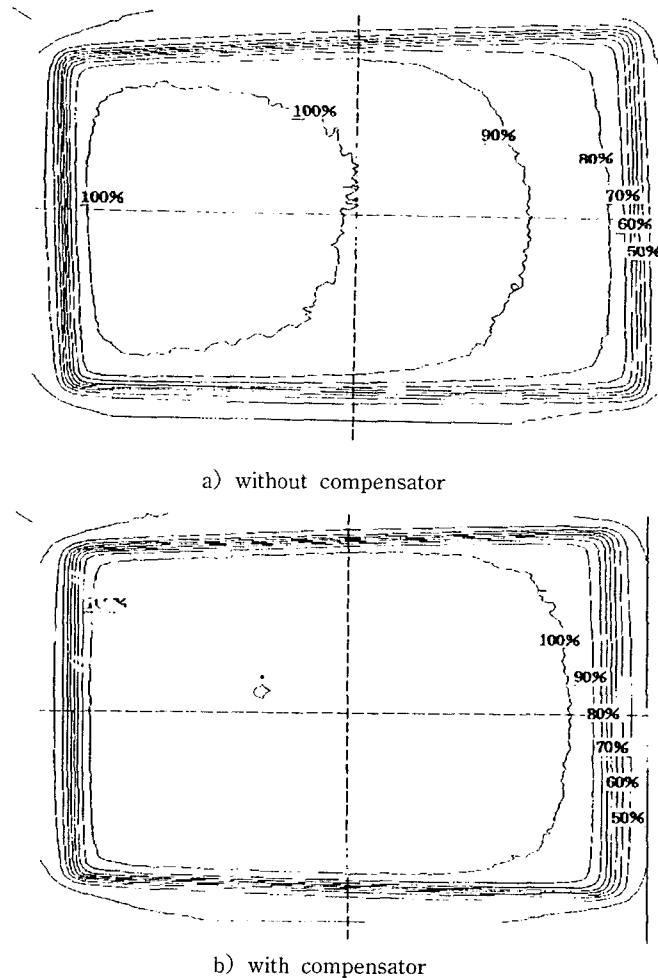


Fig. 5. In phantom isodose distribution for oblique beam

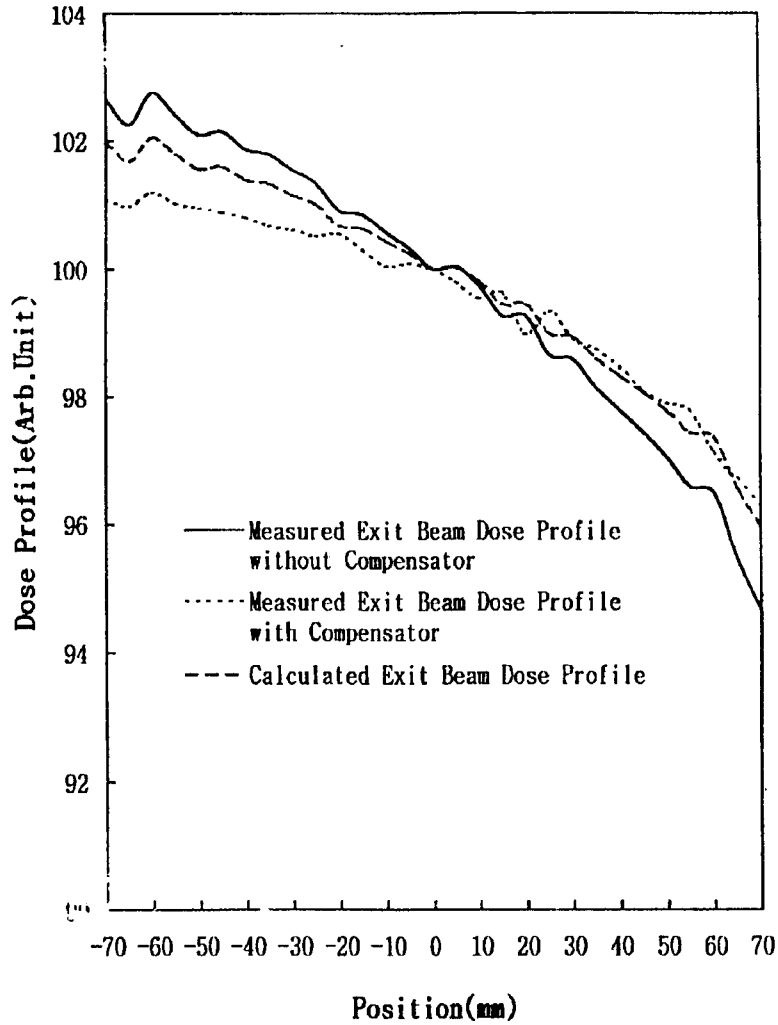


Fig. 6. Measured and calculated beam profile for oblique beam

보상체가 의도대로 효과를 보이고 있음을 알 수 있었다.

사방향 조사시 Exit Beam의 측정에 의한 성능 확인 결과는 Fig. 6에서 볼 수 있듯이 (5)식의 계산으로 얻은 기대값과 측정값이 비교적 잘 일치하는 것으로 평가 할 수 있었다.

(2) 대향 2문(Parallel Opposing Portal) 조사의 경우

사방향 조사의 경우와 마찬가지로 팬텀 내부에서의 필름 측정을 통해 얻은 등선량 분포곡선과 선량 프로파일을 통해 보상효과가 잘 나타남을 직접 확인할 수 있었다.

대향 2문 조사법에 의한 Exit Beam 측정 결과에서도 (11)식의 제곱근 관계를 이용하여 얻은 기대값과 보상체를 사용했을 때의 측정값이 잘 일치하는 것을 볼 수 있었다.

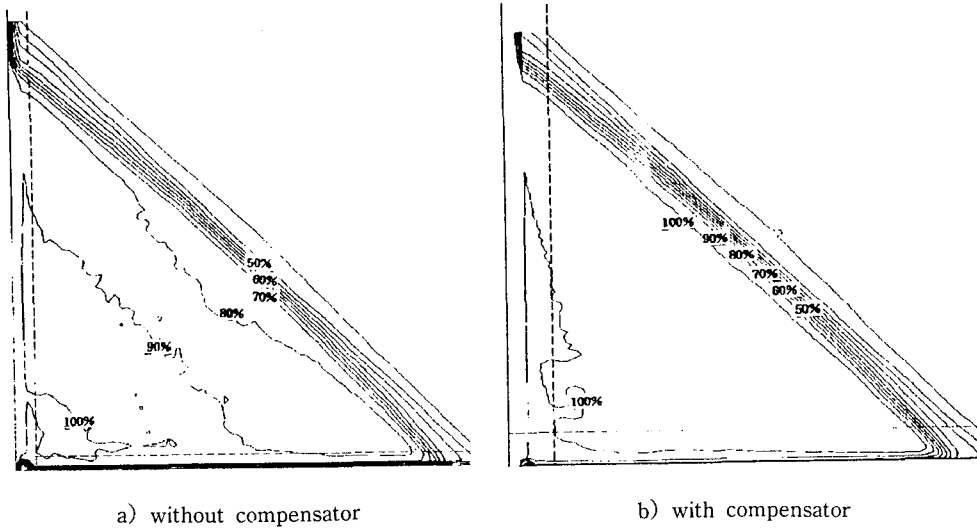


Fig. 7. In phantom isodose distribution for parallel opposing portal setup

(3) 인체 모형 팬텀의 경우

인체 모형 팬텀을 이용하여 실제의 3차원 선량 보상체의 보상효과를 등선량 분포, 선량 프로파일에 대한 정보를 Fig. 9, 10에 나타내었다.

성능을 확인해 본 결과와 비교하여 보면, 인체 모형 팬텀이 실제 환자내부와 마찬가지로 조직 내부가 불균일 하므로 기대값과 측정값의 차이가 균일한 팬텀에 비해 크게 나타남을 볼 수 있었다.

(4) 논의

모든 경우에 대해서 오차요인 즉, 빔의 발산, 산란선 영향, setup 상의 오차 요인을 고려하지 않았으므로, 기대값과 측정값에 차이가 나타남을 볼 수 있었다. 특히 선량이 높은 부분에서는 더욱 큰 오차가 나타났다.

Fig. 8에서 보면 setup상의 빔의 방향에 대해 수직으로 모서리 끝을 지나는 부분의 선량이 두드러지게 차이가 남을 볼 수 있는데 이것은 방사선 에너지가 높을 때 표면에서의 선량보다 표면에서 깊어질수록 선량이 증가되어 한 지점에서 선량이 최대가 되는 선량증가 (build-up) 현상의 결과로 판단할 수 있었다.

Fig. 10에서 보여 주듯이 인체 모형 팬텀의 경우 폴리스티렌 팬텀과 달리 인체 조직과 유사한 불균일 조직을 가지고 있으므로 인해, 폴리스티렌 팬텀을 사용하여 측정하고, 보상체의 성능을 확인해 본 결과 보다 상대적으로 오차가 크게 나타났다. 앞서 말한 오차 요인과 환자 내부의 각 장기의 분포가 불규칙적인 점을 고려 한다면, (5)식과 (11)식은 제작된 보상체의 성능을 Exit Beam의 정보만으로도 정성·정량적으로 확인할 수 있는 유용한 도구임을 알 수 있다.

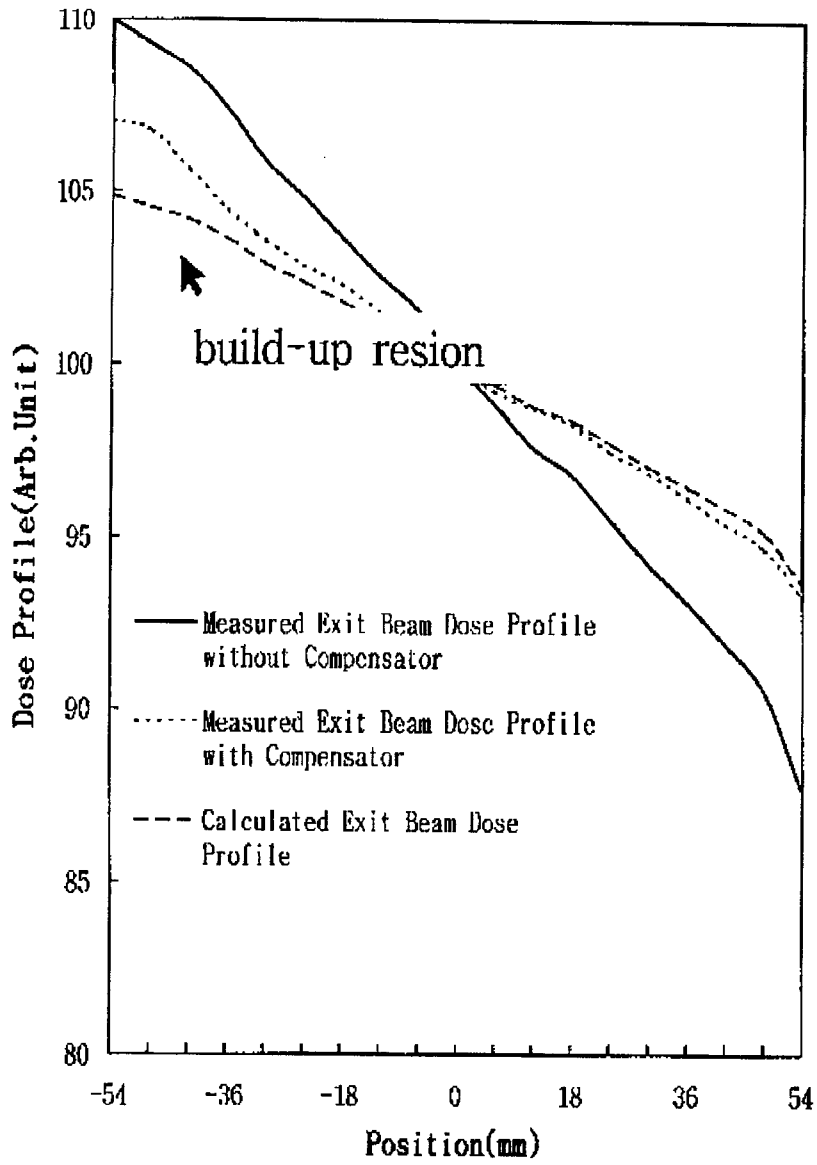


Fig. 8. Measured and calculated beam profile for parallel opposing parallel technique

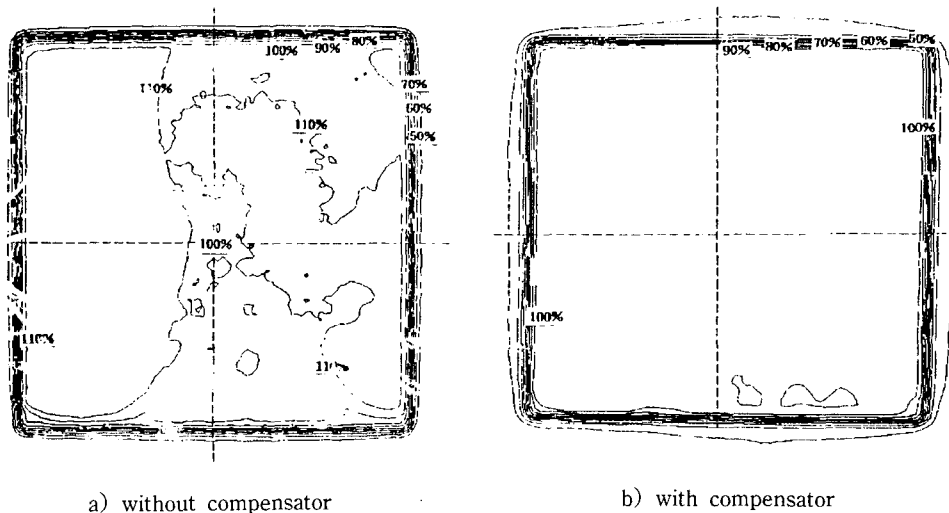


Fig. 9. In phantom(human phantom) isodose distribution for oblique beam

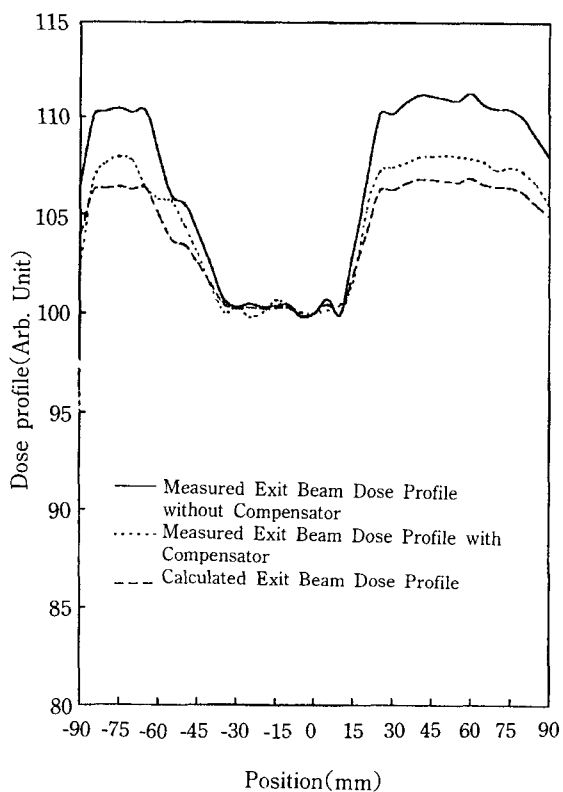


Fig. 10. Measured exit beam dose profile and calculated profile for human phantom

결 론

보상체는 그 필요성과 유용성에 의해 사용이 증가 하고있는 추세에 있으나 보상효과를 직접 확인할 수 있는 방법이 거의 드문 실정이다. 병소 부위에 대한 정확한 선량의 전달의 측면에서 볼 때 제작된 보상체의 성능확인 은 절대적으로 필요하다 하겠다.

본 연구에서는 내부에서 선량분포 측정이 가능한 팬텀을 이용하고, 계산을 통해 얻은 Exit Beam 선량 프로파일의 기대값과 측정기를 통해 얻은 Exit beam 선량 프로파일의 실제 측정값을 비교하였다. 그 결과 두 개의 결과값이 잘 일치하고 있음을 확인할 수 있어서 (5)식과 (11)식에 의한 방법의 타당성을 알 수 있었다.

또한 팬텀내부에서와 Exit beam에 대한 실제 선량분포를 얻을 수 있었고, 측정된 Exit beam dose profile로서 깊이에 따른 보상체의 효과를 평가할 수 있었다.

계산 방법에 의한 기대값으로 보상체의 성능을 확인함으로써 실제 환자의 경우 exit beam만을 측정할 수 밖에 없다 하더라도 환자 내부의 깊이와 부위별로 선량분포에 대한 예측이 충분히 가능하리라 기대된다.

참 고 문 헌

1. S.J.Thomas and G.Bruce : Skin Dose near Compensating Filters in Radiotherapy : Phys.Med. Biol., 703-710(1988)
2. A.djordjevich, D.H.Bonham, E.M.A.Hussein, J.W.Andrew, and M.E.Hale : Optimal Design of Radiation Compensator : Med. Phys., 17(3), 397-404(1990)
3. D.M.Robinson and J.W.Scrimger : Optimized Tissue Compensators : Med, Phys., 17(3), 391-996(1990)
4. L.E.Reinstein : New Approaches to Tissue Compensation in Radiation Oncology Introduction : AAPM Summer School. (1990)
5. D.M.Robinson and J.W.Scrimger : Modeling of asymmetric Compensator Geometries : Med. Phys., 18(4), 759-762(1991)
6. J.E.Aldrich and J.W.Andrew : Self-Adhesive Lead for Compensator Production and Radiation Shielding : Med. Phys., 19(2), 361-362(1992)
7. G.J.Kutcher, C.Burman, and R.Mohan : Compensation in Three-Dimensional Non-Coplanar Treatment Planning : Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., 20(1), 127-134 (1991)
8. M.K.Leung, J.Van Dyk, and J.Robins : A Method of Large Irregular Field Compensation : Br.J.Radiol., 47(563), 805-810(1974)
9. G.S.Mageras, R.Mohan, C.Burman, G.D.Barest, and G.J.Kutcher : Compensators for Three-Dimensional Treatment Planning : Med. Phys., 18(2), 133-140(1991)
10. W.D.Renner, T.P.O' Connor, and N.M.Bermudez : An Algorithm for Design of Beam Compensators : Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., 17(1) 227-234(1989)
11. K.J.Weeks and M.R.Sontag : 3-D Dose-Volume Compensation using Nonlinear Least-squares Regression technique : Med. Phys., 18(3), 474-480(1991)
12. F.F.Yin, M.C.Schell, and P.Rubin : A Technique of Automating Compensator Design for lung Inhomogeneity Correction using and Electron Portal Imaging Device : Med. Phys., 21(11),

- 1729–1732(1994)
13. H.E.Gaballa, G.Mitev, R.D.Zwicker, J.Y.Ting, and O.F.Tercilla : Tissue Compensator using Dynamic Collimation on a Linear Accelerator : *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 32(3),723–731 (1995)
 14. M.Essers, R.Boellaard, M. van Herk, H.Lanson, and B.Mijnheer : Transmission Dosimetry with a Liquid-Filled Electronic Portal Imaging Device : *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 34(4), 931–941(1996)
 15. W.D.Renner, T.P.O' Connor, and N.M.Bermudez : A Note on Designing Tissue Compensators for Parallel Opposed Field : *Med. Phys.*, 10(4), 483–486(1983)
 16. K.Gray and C.w.Smith : Accuracy of Dose Calculation Methods for retracted Tissue Compensators : *Phys. Med. Biol.*, 39, 2355–2365(1994)
 17. P.A.Jursinic, M.B.Podgorsak, and B.R.Paliwal : Implementation of a Three-Dimensional Compensation System Based on Computed Tomography Generated Surface Contours and tissue Inhomogeneities : *Med. Phys.*, 21(3), 357–365(1994)
 18. A.S.Beddar, C.Thomason, and P.M.K.Leung : Description and Evaluation of a New 3-D Computerized Treatment Planning Dose compensator system : *Medical Dosimetry.*, 19(4), 227–235(1994)
 19. F.Ellis, E.J.Hall, and R.Oliver : A Compensator for Variations in Tissue Thickness for High Energy Beams : *Br.J.Radiol.*, 32(378), 421–422(1959)
 20. E.J.Hall and R.Oliver : The use of Standard Isodose Distributions with High Energy Radiation Beams-The Accuracy of a compensator Technique in Correctin for Body Contours : *Br. J. Radiol.*, 34(397), 43–52(1961)
 21. G.A.Cardarelli, S.N.Rao, and D.Cail : Investigation of the relative Surface Dose from Lipowitz-Metal Tissue Compensators for 24-and 6-MV Photon Beams : *Med. Phys.*, 18(2), 282–287(1991)
 22. W.C.Lam, K.S.Lam, D.J.Lee, and M.J.O' Neil : Tissue Compensator Fabrication using a Simple Photographic Technique : *Radiology.*, 149, 322–323(1983)
 23. F.T.Kuchnir, L.C.Myriantopoulos, and E.Lossin : Computer-Aided Construction and Quantitative Evaluation of Missing-Tissue Compensators : *Radiother. Oncol.*, 17, 239–247(1990)
 24. J.W.Andrew, J.E.Aldrich, M.E.Hale, and J.A.Berry : A Video-Based Patient Contour Acquisition system for the Design of Radiotherapy Compensators : *Med. Phys.*, 16(3), 425–430(1989).
 25. W.Ansbacher, D.M.Robinson, and J.W.Scrimger : Missing Tissue Compensator : Evaluation and Optimization of a Commercial System : *Med. Phys.*, 19(5), 1267–1272(1992)
 26. J.V.Dam, C.Vaerman, N.Blanckaert, G.Leunens, A.Dutreix, and van der Emmanuel : Are Port films Reliable for in Vivo Exity Dose Measurements ? : *Oncol.*, 25, 67–72(1992)
 27. C.Fiorino, A.del Vecchio, G.M.Cattaneo, M.Fusca, B.Longobardi, P.Signorotto, and R.Calandrino : Exity Dose Measurement by Portal Film Dosimetry : *Radiother. Oncol.*, 29, 336–340 (1993)
 28. D.M.Roback and B.J.Gerbi : Evaluation of Electronic Portal Imaging Device for Missing Tissue Compensator Design and Verification : *Med. Phys.*, 22(12), 2029–2034(1995)
 29. D.A.Low, Z.Li, and E.E.Klein : Verification of Milled Two-Dimensional Photon Compensating Filters using an Electronic Portal Imaging Device : *Med.Phys.*, 23(6), 929–938(1996)

Exit Beam Dose Profile을 이용한 3차원 보상체의 성능확인

30. C.Fiorino, C.Uleri, G.M.Cattano, and R.Calandrino : On Line Exit Dose Profile Measurement by a Diode Linear Array. : Phys. Med. Biol., 41, 1291-1304(1996)
31. 채규영, 최은경, 정웅기, 강위생, 하성환, 박찬일 : 6MV X-선에 대한 조직 보상체의 제작 및 응용에 관한 연구 : J. Korean Soc Ther Radiol., 7(1), 123-132(1989)
32. 김옥배, 최태진, 서수지 : 6 MV X-선에 대한 삼차원적 조직 보상체의 연구 : J.Korean Soc Ther Radiol., 7(1), 133-140(1989)

이상훈·이병용·권수일·김종훈·장혜숙

The Verification of Dosimetric Characteristics of the 3-D Compensator with the Exit Beam Dose Profile

Sang Hoon Lee^{*†}, Byong Yong Yi[†], Soo Il Kwon^{*}, Jong Hoon Kim[†]
Hye Sook Chang[†]

Dept. of Physics, Kyonggi University^{*}

Dept. of Radiation Oncology, Asan Medical Center, Ulsan University[†]

Abstract

Dose compensators have been widely used in radiotherapy fields. But, few reliable verification methods have been reported.

We have developed the verification method for the evaluation of the effect of dose compensator using exit beam dose profile. The exit beam dose profiles were measured with and without dose compensator. For this purpose X-Omat V films and lead screened cassettes are used and dose distributions are compared. Phantom data are collected using CT simulator(Picker, AcQ Sim) and compensator information can be obtained from Render Plan 3-D planning System. Aluminum Compensators are generated by computer controlled milling machine.

The real dose distribution in the phantom and the exit beam dose profile can be obtained simultaneously with the films in the phantom and the opposite site of the beam. Dose compensations effects for oblique beam, parallel opposing beam and inhomogeneous human phantom can be obtained using above tools. And we could simulate those effects with exit beam dose profile using the method that we have developed in this study.