

두경부암 환자 치료시 3차원 보상체의 임상 적용에 대한 고찰

아산재단 서울중앙병원 방사선종양학과

홍동기 · 이정우 · 이두현 · 박광호 · 김정만

Clinical Application of 3-D Compensator in Head and Neck Cancer

Dong Ki Hong · Jeong Woo Lee · Koo Hyun Lee · Kwang Ho Park · Jeong Man Kim
Dept. of Radiation Oncology, Asan Medical Center

The goal of radiation treatment planning is to deliver the dose to the patient within 5% of that prescribed. We have often encountered the situation that the area which have not only several irregular contours but also tissue heterogeneities should be treated. With conventional devices such as wedges, missing tissue compensator, there are some limitations to achieve the uniform dose distribution in treatment volume. The use of CT simulator, 3-D planning system, computer-controlled milling machine enables it to deliver the dose uniformly. This report includes the whole procedure which have patient data acquisition 3D planning, computer-controlled milling, performance verification of 3D compensator, and TLD evaluation.

We applied it for the treatment of head and neck cancer only. In spite of the irregular contour and different electron density of tissue, we have achieved the uniformity of the dose distribution within $\pm 3\%$ relatively.

Although there are some problems which are not only verification of performance but uncertainties of using the new treatment device, we believe that the improvement of dosimetry will eliminate the uncertainties of that application, so the other lesions besides head and neck can will be able to use the 3D compensator to achieve the dose uniformity

I. 서 론

최대한 보호하면서 병소 조직에는 많은 양의 방사선을 조사하여 병소 조직을 없애기 위함인데 이러한 목적을 달성하기 위해서 우리는 방

사선 치료 계획을 세우는데 있어 치료하고자 하는 target 내에 $\pm 5\%$ 이내의 균등한 선량을 주기 위해 노력해 왔다. 그러나 두경부암 환자의 경우 굴곡과 경사면을 가지고 있어 불균등한 선량분포가 나타나는데 이러한 불균등한 선량분포를 개선하기 위해 일반적으로 wedge filter를 사용하고 있으나 불규칙한 경사면과 다양한 조직의 구성성분 때문에 기존의 wedge filter로는 불균등한 선량분포를 개선시킬 수 없는 경우를 임상에서 종종 접할 수가 있는데 이러한 경우 3차원 보상체를 사용함으로써 균등한 선량분포를 나타낼 수 있었다.

보상체는 1959년 Ellis 등에 의해 처음 사용된 이후 많은 학자들에 의해 제작 방법이 급속하게 발전되어 왔고 사용 재료도 다양해 졌다. 그러나 제작 사용된 대부분의 보상체가 체표면의 굴곡이나 경사면 등 조직 결손을 보상하는 2차원적인 도구로 사용되어졌을 뿐 굴곡과 경사가 심하고 조직내 불균질한 부분들은 고려하지 않아 실제 불균질한 조직내에서는 선량 분포를 보상해 주지 못했다. 이러한 기존에 사용된 보상체의 단점을 보완하고 불균질한 조직내에서 균등한 선량 분포를 얻기 위해 3차원 치료 계획장치를 이용하여 치료 계획을 실시하여 보상체 제작 자료를 획득하고 milling을 하여 cerrobend를 이용한 3차원적인 보상체를 제작하였다. 제작한 3차원 보상체의 성능평가를 열형광 선량계를 이용하여 실시한 결과 $\pm 3\%$ 이내의 균등한 선량분포를 얻을 수 있었다.

II. 실험대상 및 방법

1. 실험 장비

- 가) Linear Accelerator(Linac 4/100 Varian U. S. A)
- 나) 3D Planning System(Render U. S. A)
- 다) CT Simulator(Picker U. S. A)
- 라) Milling Machine(Dynamyte 2800 U. S. A)
- 마) VXR-12 Film Digitizer(Vidar System

Co U. S. A)

- 바) HARSHAW TLD Reader(TLD System 4000 U. S. A)
- 사) TLD Dosimeter
- 아) Polystyrene Phantom
- 자) X-Omat Film(Kodak U. S. A)
- 차) Famer Type Ion Chamber(ptw N2333-945)

2. 실험 방법

3차원 보상체를 제작하여 임상에 적용하는 전체적인 원리 및 과정은 아래 그림과 같다.

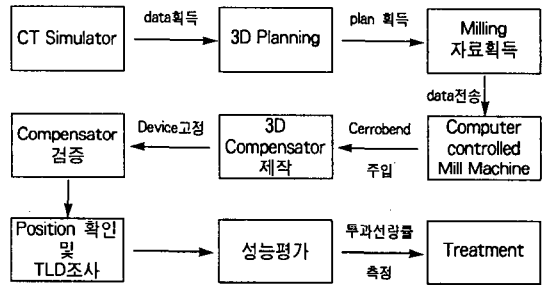


그림 II-1. 3차원 보상체의 제작원리 및 과정

- 1) CT simulator에서 환자의 영상자료 획득
- 2) 3 Dimensional planning system에서 치료 계획 결과 비교
 - ① open field 치료계획
 - ② wedge field를 이용한 치료계획
 - ③ 3차원 보상체를 이용한 치료계획
- 3) Milling자료 획득
- 4) Milling controlled computer에서 3차원 보상체 모양 확인
- 5) Machine으로 자료전송 및 milling
- 6) Cerrobend를 이용한 3차원 보상체 제작 및 device 고정
- 7) 선량분포 비교확인
 - ① X-Omat film을 이용한 선량분포 확인
 - ② 3D planning system을 이용한 선량분

포 확인

- 8) 3차원 보상체의 투과선량을 측정
- 9) 위치 확인 및 열형광 선량계 조사 및 평가
- 10) 치료

3. 대상

환자본원에 내원한 두경부암 환자 4명을 대상으로 실시하였으며 그 중 3명은 두경부에 bilateral로 치료받는 환자이고 1명은 AP, PA로 치료받고 있는 환자이다.

표 1. History of clinical application patient

구분	치료깊이 energy/조사야	진단명	치료부위
A	4.5 cm 4x/8×11	NPX Ca	Head, Neck
B	6.5 cm 4x/13×16	Plasma Cytoma Brain	
C	7 cm 4x/10×10	Brain Tumor	Head, Neck
D	6.5 cm 4x/20×19	Thyroid Ca	Head, Chest

4. 3차원 보상체 물질의 감약계수 결정

감약계수는 조사야, 측정 깊이, 흡수체의 두께에 영향을 받지만 측정 깊이에는 의존성이 적기 때문에 조사야와 흡수체의 두께를 고려하여 측정한 결과 감약계수는 조사야가 커짐에 따라 작아지고 흡수체의 두께가 두꺼울수록 작아짐을 알 수 있었다. 흡수체의 두께에 따라 감약계수가 변하는 이유는 단일 파장의 광자선인 경우 기본적으로 semi-log graph상에서 감약계수 곡선이 직선으로 보여지나 실제 linac에서 발생된 x-ray는 여러 개의 파장을 가진 다색방사선이기 때문에 흡수체의 두께에 따라 에너지가 다른 방사선이 선택적으로 흡수되어 감약계수에 영향을 미치게 된다. 따라서 본원에서는 흡수체의 두께를 10.5 mm, 41 mm, 두 종류를 제작하고 임상에서 빈번하게 사용되는 조사야를 기준으로 하여 5개의 조사야로 분류하여 측정하였다. 두경부암 환자 치료시 조사야는 15×15 cm 이내에서 거의 결정되기 때문에 3차원 치료 계획 장치에 이 조사야에서 흡수체의

감약계수 평균값을 입력하여 사용하였다.

표 2. Measurment raw data material transmission

F. S	5×5	10×10	15×15	20×20	30×30
block	(cm)	(cm)	(cm)	(cm)	(cm)
open	14.469	17.934	18.442	18.793	19.176
block 1	14.487	17.957	18.464	18.818	19.200
(10.5 mm)	8.181	10.186	10.626	11.016	11.637
block 2	8.188	10.198	10.642	11.030	11.658
(41 mm)	1.875	2.421	2.626	2.835	3.214
	1.897	2.427	2.630	2.839	3.218

$$I = I_0 e^{-\mu x} \dots\dots\dots \textcircled{1}$$

$$HVL = \frac{0.693}{\mu} \dots\dots\dots \textcircled{2}$$

예를 들어 energy 4 MV, 조사야 15 cm × 15 cm일 때 d_{max}에 100 MU를 Famer type ion chamber를 이용하여 측정한 결과는 다음과 같다.

- open : 18.453
- block 1(10.5 mm) : 10.634
- block 2(41 mm) : 2.628

1) block 1의 감약계수와 반가층의 계산결과 (위의 ①, ②식 이용)

$$\mu = \frac{\ln \frac{I}{I_0}}{x} = \frac{\ln \frac{10.634}{18.453}}{10.5 \text{ mm}} = 0.52 \text{ cm}^{-1}$$

$$HVL = \frac{0.693}{\mu} = 1.33$$

2) block 2의 감약계수와 반가층의 결과(위의 ①, ②식 이용)

$$\mu = \frac{\ln \frac{I}{I_0}}{x} = \frac{\ln \frac{2.628}{18.453}}{41 \text{ mm}} = 0.475 \text{ cm}^{-1}$$

$$HVL = \frac{0.693}{\mu} = 1.46$$

표 3. Calculation result of attenuation coefficient and HVL

구분	F.S	5×5	10×10	15×15	20×20	30×30
		cm	cm	cm	cm	cm
block 1	trans	0.565	0.568	0.576	0.586	0.607
	μ	0.543	0.539	0.525	0.509	0.475
	HVL	1.276	1.286	1.320	1.361	1.459
block 2	trans	0.130	0.135	0.142	0.151	0.168
	μ	0.498	0.488	0.475	0.461	0.435
	HVL	1.393	1.419	1.460	1.503	1.593

III. 결 과

1. 비교 plan을 통한 선량분포 균등성 확인

3차원 치료 계획 장치에서 open 조사야 치료 계획과 wedge filter를 이용한 치료 계획, 그리고 3차원 보상체를 적용했을 때 나타나는 각각의 선량분포를 확인한 결과 굴곡이 심하지 않는 경우는 기존의 wedge filter를 사용함으로써 균등한 선량 분포를 얻을 수 있었지만 굴곡의 차이가 삼한 경우 open조사야 치료 계획에서는 조사야 전체에 불균등한 선량 분포가 나타나며 두꺼운 부위에선 cold spot이 얇은 부

위에서는 hot spot이 높게 생기는 것을 알 수 있었다(그림 III-1). 특히 굴곡이 심하고 조직의 구성물질이 불균질한 경우는 wedge filter를 사용해도 open 조사야 치료 계획의 선량분포와 크게 차이를 보이지 않았다(그림 III-2). 그러나 3차원 보상체를 적용하여 치료계획을 실시한 결과 조사야 전체에 균등한 선량 분포가 나타나고 cold spot이나 hot spot이 거의 보이지 않음을 알 수 있었다(그림 III-3). 또한 open 치료계획과 wedge filter를 이용한 치료 계획에서는 isodose 85% line을 선택해야 치료 부위 전체가 포함되는 반면 3차원 보상체를 이용한 경우는 isodose 98% line에서 모두 포함되는 것을 알 수 있었다.

2. 3차원 보상체의 성능 확인 평가

제작된 3차원 보상체의 성능 평가를 위해서 제작한 보상체를 치료기에 부착하여 폴리스티렌 팬텀을 이용하여 5 cm 깊이 되는 지점에 x-omat film을 위치시켜 조사하여 film digitizer로 scanning하여 나타난 선량 분포(그림 III-4)와 3차원 치료 계획 장치에 25×25 cm 크기의 임의의 contour를 중심에서 위, 아래로 각각 2.5 cm

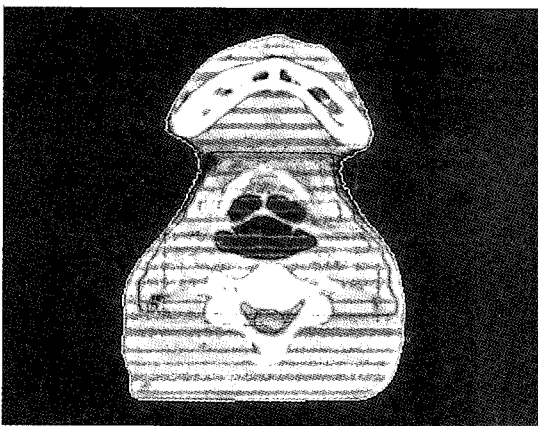


그림 III-1. open조사야에서 선량 분포(center slice)

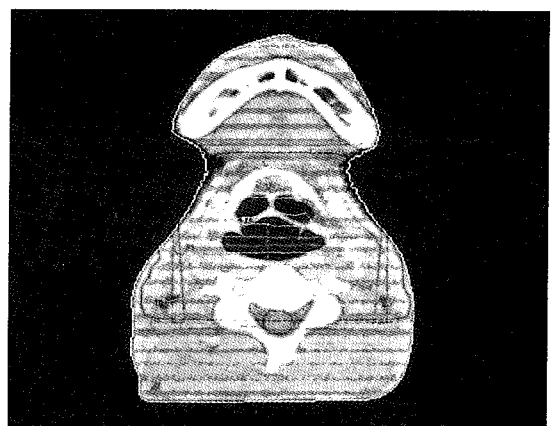


그림 III-2. wedge filter 이용시 선량분포(center slice)

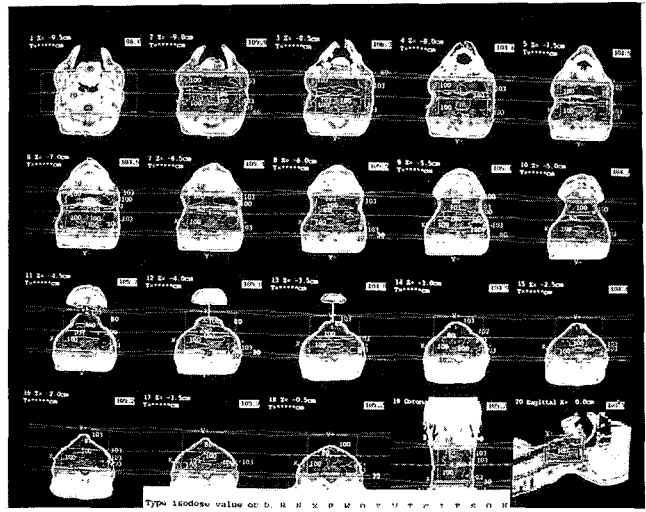
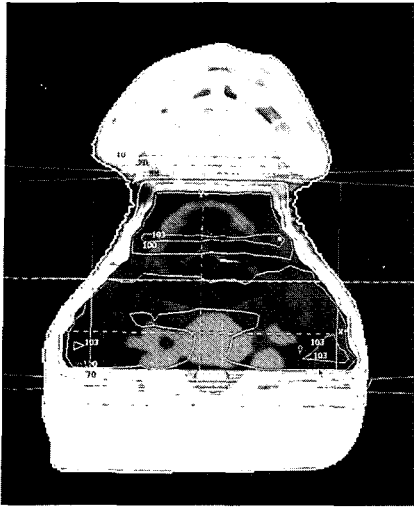


그림 III-3. 3차원 보상체 이용시 선량 분포 (center slice, multi image)

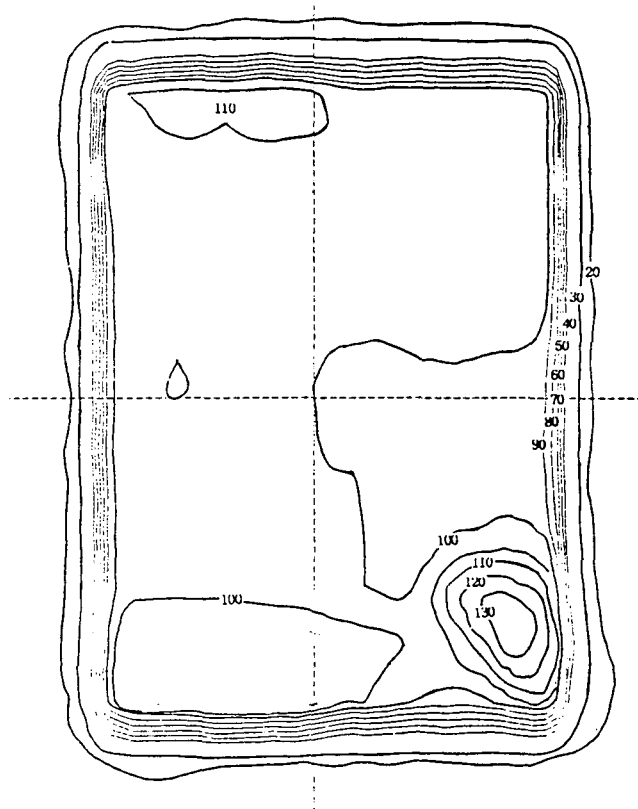


그림 III-4. 제작된 3차원 보상체에서 얻은 선량분포

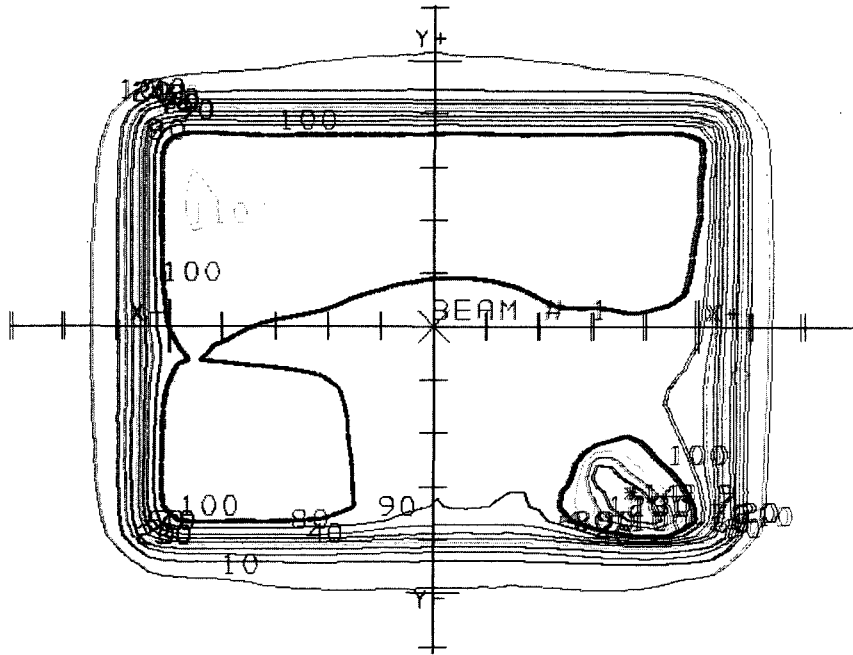


그림 III-5. 3차원 보상체 제작 자료에서 얻은 선량분포

깊이 간격으로 ± 10 cm 까지 모두 9개의 contour를 입력하여 3차원 보상체 제작 자료를 입력하여 얻은 선량분포(그림 III-5)를 확인 한 결과 왼쪽 아래쪽에 hot spot이 생기는 것을 아래 두 그림에서 볼 수 있었으며 전체적으로 100%가 분포하는 것을 알 수 있었다.

3. 열형광 선량계를 이용한 선량분포 균등성 확인

제작된 3차원 보상체의 성능 확인을 하기 위하여 실제 환자 치료시 조사야내 upper, center, lower의 3부위에 열형광 선량계를 부착하여 조사하고 얻은 값을 center에 normalization 하여 upper와 lower지점에 선량 분포 균등도를 구해 본 결과 $\pm 3\%$ 이내의 균등한 선량을 얻을 수 있었다.

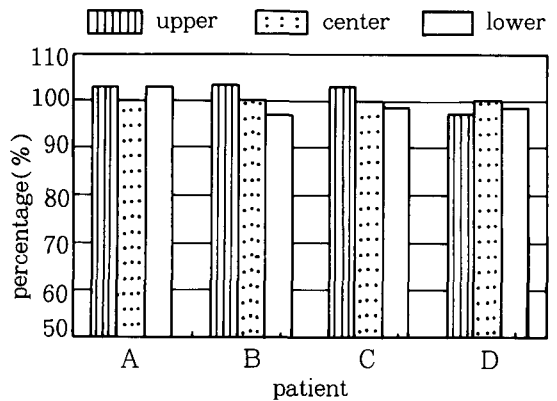


그림 III-6. 3D compensator of T L D evaluation

IV. 결론 및 고찰

방사선 치료시 두경부암 환자 치료 부위의 굴곡과 경사는 불균등한 선량분포를 나타내는데 굴곡이 심하지 않은 경우는 wedge filter를

이용함으로써 어느 정도 균등한 선량분포를 얻을 수 있지만 굴곡이 심하고 조직이 불균질한 경우는 wedge filter로도 불균등한 선량분포를 개선하기 어려웠다. 이런 경우에 3차원 보상체를 임상에 적용하여 사용한 결과 $\pm 3\%$ 이내의 균등한 선량분포를 얻을 수 있었다.

3차원 보상체를 제작하는데 있어 많은 시간이 소요되고 복잡한 과정을 거치지만 재현성이 뛰어나고 사용하기가 편리하여 임상에 적용하여 사용하는데 큰 어려움이 없을 것으로 생각되며 두경부 환자뿐만 아니라 chest 부위와 breast 부위를 치료 받는 환자에게도 적용하여 사용하면 치료 효과를 향상시킬 수 있을 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

1. Wendel D, Renner, M. S., Thomas P. O' Connor, M. D., and NiNi M. Bermudez, M. D. : An algorithm for design of beam compensators. I J Radiat Oncol Biol Phys 1989 ; 227-234
2. Kyu Young Chai M. D., Eun Kyung Choi, M. D., Woong Ki Chung, M. D. Wee Saing Kang Ph. D., et al : A study on Design and Application of Tissue Compensator for 6 MV X-rays. J. Korean Soc Ther Radiol 1989 ; 7(1) 123-131
3. Ok Bae Kim, M. D., Tae Jin Choi, M. S., and Soo Jhi Suh, M. D. : A study of Three-dimension Tissue Equivalent Compensator for 6 MV X-Rays. J. Korean Soc Ther Radiol 1989 ; 7(1) 133-140
4. Faiz M. Khan, P. D., : The Physics of Radiation Therapy., 1992 ; 12. 299-311

1. Wendel D, Renner, M. S., Thomas P. O'