

디지털 영상을 이용한 방사선치료용 결손조직보상체 모델링

김영범*, 최오훈**

*고려대학교 컴퓨터과학기술대학원

**고려대학교 컴퓨터학과

{[highdol](mailto:highdol@korea.ac.kr), [pens](mailto:pens@korea.ac.kr)}@korea.ac.kr

Missing tissue compensator modeling using a digital image technique in Radiation Therapy

Yong-Bum Kim*, O-Hoon Choi**

*Graduate school of Computer Science & Technology, Korea University

**Dept. of Computer Science & Engineering, Korea University

요 약

방사선치료에서 결손조직의 보호를 위해 사용되는 기존의 결손조직 보상체는 체표윤곽을 얻기위해 컴퓨터단층촬영영상이나 자기공명촬영영상등의 의료영상을 이용해 왔다. 하지만 이러한 촬영을 위해서는 고가의 비용이 소요되고 방사선치료에 따른 체표윤곽의 변화에 적절히 대응하지 못하는 등의 단점이 지적되고 있다. 따라서 본 연구에서는 사용이 간편한 디지털 카메라로 환자를 촬영한 후 얻은 2차원 이미지를 이용하여 결손조직 보상체를 제작하고 이의 유용성 평가를 위해 기하학적, 선량학적 평가를 수행하였다. 그 결과, 조직결손을 보정하고 정상조직을 보호할 수 있어 임상적용의 가능성을 확인할 수 있었다.

1. 서론

방사선치료의 목적은 정상조직에 부작용 없이 병소 부위의 국소조절효과를 최대화하는 것이다. 이를 위해 국제방사선단위위원회 보고서(International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU)에서는 선량전달시 $\pm 5\%$ 의 정확도를 권고하고 있다.[1] 정상조직을 보호하기위해 사용되는 기구로는 썸기필터(wedge filter)와 볼러스(bolus), 결손조직보상체(comespnsator)등이 사용되고 있다. 썸기필터는 등선량분포곡선의 변화를 통해서 조직내 원하는 선량분포를 얻는 기구이고, 볼러스는 조직등가물질로 체표면의 굴곡을 보정해 주는 기구이다.[2]

결손조직보상체는 방사선치료 시 수술로 인한 조직의 결손이나 환자몸의 두께차에 의한 체표면의 굴곡과 경사를 보상하기에 적합한 기구로서[2][3] 조직결손과 조직의 불균질성으로 인해 피부에 과다한 선량이 조사되는 것을 보상하면서 동시에 종양조직에는

균등한 선량을 줄 수 있는 기구이다.[4]

결손조직보상체를 제작하기 위해서는 컴퓨터단층촬영영상이나 자기공명촬영영상을 통해 획득한 체표윤곽자료를 이용하거나 레이저를 이용하는 방법, 카메라를 이용한 방법, 그리고 직접 환자의 체표윤곽에 납줄 등의 기구를 대고 측정하는 방법 등이 있는데 [5] 본 연구에서는 2차원 디지털 카메라 이미지를 이용하였다. 컴퓨터단층촬영영상이나 레이저를 이용한 방법은 고가의 장비로 인한 고비용발생과 방사선치료로 인한 체표윤곽의 급격한 변화에 적절히 대응하지 못하는 단점이 있고, 또한 직접 체표윤곽을 측정하는 방법은 환자에게 불편감을 줄 수 있다. 따라서 본 연구에서는 위 문제점들을 극복하면서 제작상의 편리성과 시간단축 및 정확하게 임상적용 가능성을 확인할 수 있는 2차원 디지털카메라 이미지를 이용하는 방법을 사용하고자 하였다. 이러한 디지털카메라를 이용한 사람의 체형복원은 영화나 비디오계

임 등을 위주로 발전해 왔으나[6] 본 연구에서는 최근 사용이 급격히 증가하는 디지털카메라를 이용하여 환자를 촬영하고 여기서 얻은 이미지를 이용하여 체표윤곽을 재현하고 결손조직보상체를 제작하여 그 유용성을 평가해 보고자 한다.

2. 실험재료 및 방법

2.1 정보획득

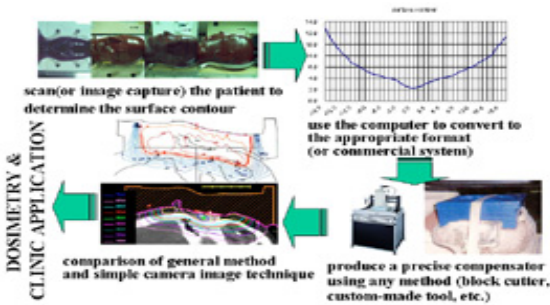


Fig. 1. Illustration of experimental process

본 연구에서는 HP931모델의 디지털카메라를 이용하여 영상정보를 획득하였고 획득한 영상정보에서 3차원 재구성 알고리즘을 통한 체표윤곽정보를 획득하였다. (Fig. 1)

2.1.1 영상정보

디지털카메라를 이용한 영상정보의 획득은 (Fig.2)에서 보는 바와 같이 인체펜텀(Anthropomorphic rando phantom, alderson research laboratory, USA)을 치료기의 테이블 위에 위치시키고 치료기의 마운트(mount)에 아크릴을 이용하여 방향별 영상정보를 획득하기 위해 디지털카메라 장착기를 직접 제작하였다. 카메라와 피사체의 거리는 34.6cm으로 일정하게 하고 회전축을 30° 씩 분할하여 정중면을 중심으로 180° 회전하면서 7개의 영상을 획득하였다.



Fig. 2. Acquisition of digital image in treatment setup

2.1.2 체표윤곽정보

디지털카메라를 이용한 2차원영상은 상용화되어있는 모델링프로그램을 이용하여 3차원 복원후 image-

based rendering[7]을 통하여 체표윤곽정보를 얻었다. (Fig. 3)

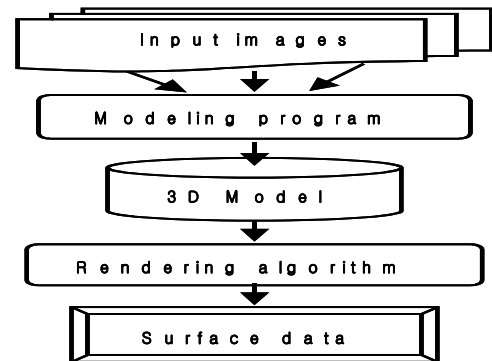


Fig. 3. The process of body contour information acquisition from digital image and modeling program

획득한 체표윤곽정보를 이용하여 (Fig. 4)와 같이 3차원 재구성을 하였으며 이를 역으로 변환하여 결손조직보상체를 제작하였다.

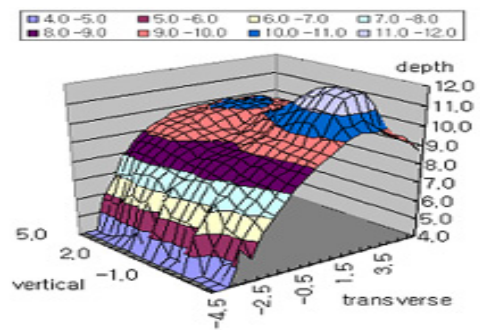


Fig. 4. It shows that 3D Reconstruction of body contour information

2.2 결손조직보상체 설계

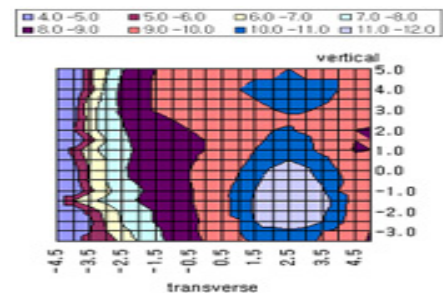


Fig. 5. It shows that compensator design using of the body contour map

디지털 이미지에 기초하여 단면의 체표윤곽을 얻고 각 단면간의 간격은 5 mm로 하였다. 각 단면에서 얻은 윤곽정보를 이용하여 두께보정을 위한 체표윤곽지도를 작성하였다.(Fig. 5) 체표윤곽지도에서 두께는 보정하고자 하는 환자의 체표윤곽의 깊이(depth)를 나타내며 치료하고자 하는 부위에 따라 다르게

표현된다.

2.3 결손조직보상체 제작

결손조직보상체의 제작은 크게 3부분으로 나뉘는데 먼저 치료범위내의 정확한 조직결손을 측정하고 조직결손부위의 두께차를 보정할 결손조직보상체 물질의 두께를 결정하고 결손조직보상체가 놓이게 될 위치에 따른 확대율을 계산하여 크기를 결정하는 것이다.[8] 본 연구에서는 선원(source)에서 결손조직보상체까지의 거리를 49 cm으로 고정하였으며 재질은 납(밀도:11.3g/cm³)을 사용하였고 조직 1 cm와 등가의 두께를 갖는 납의 두께인 두께비는 (1)식을 이용하였다.

*Lead thickness ratio(τ)/ $\rho_{com} = 0.7/\rho_{com} = 0.061$ —(1)
 (ρ_{com} : Density of compensator material(ρ_{Pb} =11.35g/cm³))

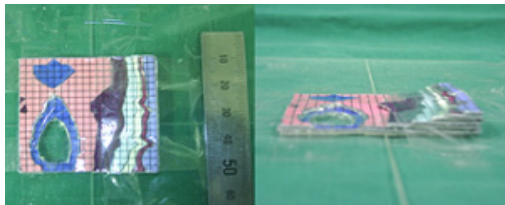


Fig. 6. Fabrication of custom-made compensator

2.4 결손조직보상체 적용

임상적용에의 유용성을 평가하기 위해 기하학적, 선량학적 평가를 시행하였다.

2.4.1 기하학적 평가

기하학적 평가(geometrical check)는 제작한 결손조직보상체를 치료기기의 썬키필터 마운트에 삽입하여 조준기(collimator)를 회전시키면서 결손조직보상체의 중심축과 치료기의 회전중심축(isocenter)과의 일치성을 측정하였다.

2.4.2 선량학적 평가

선량학적 평가(dosimetrical check)는 물팬텀(water phantom)과 열형광량계(Thermoluminescence Dosimeter)를 이용하여 결손조직보상체의 유무에 따른 선량 프로파일과 점선량을 비교하였다.



Fig. 7.(a) Water phantom setup (b) TLD setup

선량 프로파일은 물팬텀을 (Fig. 7)과 같이 위치시키고 결손조직보상체의 미장착시와 장착시의 선량 프로파일을 측정하여 비교하였다. 점선량 비교는 실제 임상 사용시 유용성을 평가하기 위하여 치료기의 테이블에 인체모형을 위치시키고 열형광량계를 10개의 관심점에 위치시키고 방사선을 조사하여 결손조직보상체의 장착 유무에 따른 각지점에서의 선량을 측정하였다. 이때 조사면은 10 cm×10 cm으로 하였으며 선원과 체표면까지의 거리는 95 cm, 조사량은 100MU (Monitor Unit)를 조사하였다.

3. 결과

3.1 기하학적 평가

회전중심축 일치성검사는 <Table 1>에서 보는바와 같이 조준기의 회전에 따른 대칭도와 평탄도, 중심축의 오차가 치료기의 허용오차인 ±2 mm이내[9]인 것으로 나타났다.

Depth	Collimator 0°			Collimator 90°		
	D _{max}	5cm	10cm	D _{max}	5cm	10cm
Symmetry(%)	0.5	0.8	0.6	0.6	0.7	0.8
Flatness(%)	0.7	1.4	2.5	0.6	1.2	2.6
Center Point off-axis(cm)	open	0.00	0.02	0.03	0.02	0.01
	comp.	0.01	0.02	0.01	0.02	0.02

Table 1 .Displacement of isocenter by collimator rotation

3.2 선량학적 평가

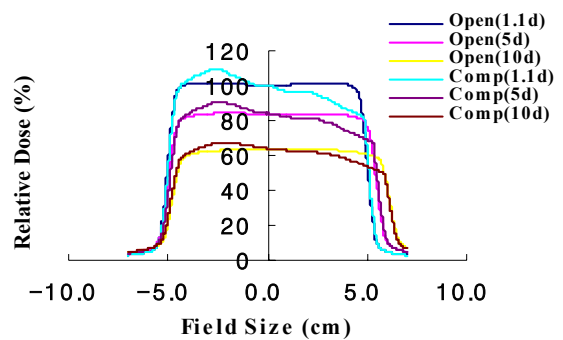


Fig. 8. Comparison of relative dose profile between with and without compensator

결손조직보상체 장착 유무에 따른 방사선 프로파일의 비교는 결손조직보상체를 장착하지 않은 상태에서 각 깊이 1.1 cm, 5 cm, 10 cm에서 회전중심축을 따라 측정하였으며 컴퓨터단층촬영을 통해 얻은 체표윤곽정보를 이용하여 전산화계획을 수행한 결과와 비교한 결과, 선량의 차이가 ± 2% 이내로 나타났다. (Fig. 8)

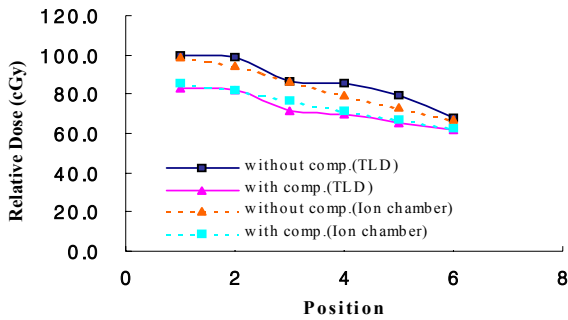


Fig. 9. Absorbed dose measurement using of the TLD and comparison of relative dose measurement between with and without compensator by ion-chamber and TLD data

결손조직보상체를 실제 임상에 사용하기 위하여 인체팬텀에 10개의 관심점에 열형광량계를 직접 넣어 제작한 결손조직보상체의 장착 유무의 선량을 비교하였으며 이를 물팬텀을 이용한 전리함(Ion chamber)으로 측정된 선량값과 비교한 결과, 그 차이가 $\pm 5\%$ 이내로 측정되었다.

3.3 유용성 평가

결손조직보상체의 제작에 소요되는 시간은 기존의 방법을 이용할 경우 최소 1~2일 정도의 시간을 필요로 했으나 방법은 4시간 이내로 당일제작이 가능하며 제작에 필요한 발생비용 또한 고가의 장비를 이용하는 컴퓨터단층촬영이나 자기공명촬영에 비해 현저히 낮으므로 경제성도 뛰어난 것으로 나타났다.

4. 결론

체표윤곽의 굴곡이나 수술로 인한 체표윤곽의 변화를 보정하기위해서 컴퓨터단층촬영이나 자기공명촬영 등의 고가장비를 이용한 방법이 사용되고 있다. 본 연구에서 제시한 디지털카메라 이미지를 이용하여 체표윤곽정보를 얻는 방법은 3D게임이나 고건축물의 재현 등에 사용하기 위해 많은 연구가 진행되고 있으나 의료에 사용되는 예는 극히 적다. 따라서 본연구에서는 누구나 쉽게 다룰 수 있는 디지털카메라를 이용하고자 하였다.

기존의 체표윤곽의 굴곡면을 보정하기위해 사용되는 방법은 직접 환자에게 납줄 등을 이용하여 정보를 얻는 방법과 컴퓨터단층촬영 이미지를 이용한 체표윤곽재현 등이 사용되고 있으나 환자에게 불편감을 주거나 고가의 장비사용으로 인한 경제적 부담가중과 급격한 체표윤곽변화에 적절히 대응치 못하는 등의 단점을 가지고 있는데 본 연구에서 제시한 디

지털 카메라 이미지를 이용한 방법은 제작시간의 단축과 편리성, 정확성, 저비용등의 장점이 있는 것으로 나타났다. 실제 임상에 적용시 중요시되는 출력이나 선량분포, 기계적인 정확도에서도 오차가 $\pm 2\%$ 이내로 국제적으로 방사선치료기기의 표준이 되는 AAPM (American Association of Physicists in Medicine)의 기준에 적합한 것으로 나타났다.

하지만 디지털이미지의 왜곡으로 인한 결손조직보상체의 변형에 대한 좀 더 정확한 고찰과 제작에 있어 완전한 3차원 입체조형물을 만들기위한 연구가 더 진행되어야 하며 향후 이에 대한 연구가 계속 진행되어야 할 것으로 사료된다.

참고문헌

- [1] ICRU Report50, Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy, International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD, 1993.
- [2] Faiz M, Khan, Ph.D, "The Physics of Radiation Therapy", 2nd Ed, pp.299-307, 1994.
- [3] Harold Elford Hohns, Ph.D, John Robert Cunningham, Ph.D, "The Physics of Radiology", 4th Ed, pp.380-390, 1983.
- [4] John Robert Cunningham, Ph.D, "The Physics of Radiology", 4th Ed, pp.389-390, 1983.
- [5] S.C. Sharma, M.W. Johnson, "Clinical considerations in the use of missing tissue compensators for Head and Neck cases", Medical Dosimetry, Vol. 23, No.4, pp.267-270, 1998.
- [6] Fabio Remondino, "3D Reconstruction of Static Human Body with a Digital Camera", Videometrics VII, SPIE Electronic Imaging, Vol. 5013, pp. 38-45, 2003.
- [7] Lhuillier. M, Quan. L, "Image-Based Rendering Match Propagation for Image-Based Modeling and Rendering", IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence, Vol.24, No.8, pp.1140-1146, 2002.
- [8] Arthur L, Boyer and Michael Goitein, "Simulating mounted Moire topography camera for constructing compensator filters", Med. Phys, 7(1), pp.19-25, 1980.
- [9] AAPM, Radiation Therapy Committee Task Group 40, Med. Phys, 21, pp.581-618, 1994.