

전신 정위 고정장치 제작과 임상효과에 대한 연구

*가톨릭대학교 의과대학 의공학교실, †서울보건대학 방사선과, ‡원자력병원 방사선종양학과

정진범* · 정원균† · 서태석* · 최경식* · 진호상* · 지영훈‡

목적: 방사선 치료 시 환자의 움직임을 최대한 고정시켜 줄 수 있으며 환자 자세에 대한 setup 오차를 감소시키고 환자 전신에 산재한 병소를 위치화하고 좌표화할 수 있는 전신 정위 고정장치 제작과 제작한 고정장치에 대한 고정효과 및 재현성을 나타내는 환자 자세의 setup 오차를 평가하였다.

대상 및 방법: 자체 제작한 고정장치는 크게 기본판(base plate)과 고정틀(immobilizer), Vacuum cushion, 벨트로 이루어진다. 기본판은 50×130×1 cm³ 베크라이트로 고정틀은 견고한 아세탈 재질을 사용하여 제작하였다. 초기의 Lax frame의 경우, side panel에 부착되어 있는 좌표계(coordinates)를 기본판 바닥에 radiopaque catheter wire를 사용하여 N 타입으로 새겨서 넣어 위치측정이 가능한 좌표계로 적용할 수 있도록 하였다. 제작된 고정장치에 대한 성능실험으로 방사선 투과율 측정 실험과 가상표적을 부착한 지원 환자를 대상으로 표적에 대한 위치측정실험이 수행되었다. 그리고 CCTV 카메라와 Digital Video Recorder (DVR)를 이용하여 획득된 환자 영상을 Matlab 프로그램으로 환자 자세에 대한 setup 오차를 분석하였다.

결과: 전신 정위 고정장치는 CT 촬영과 방사선치료 시 사용 가능성에 중점을 두고 제작되었다. 이 고정장치의 구조는 갠트리의 회전각의 변화에 따라 충돌하지 않게 제작되었고 측면으로 경사지게 입사되는 빔의 투과율을 최대화할 수 있게 제작되었다. 고정틀의 고정효과를 높여주는 고정벨트는 입사된 빔의 방향에 방해되지 않게 제작되었다. 고정장치에 대한 방사선 투과율은 10과 21 MV의 에너지에서 95, 96%로 측정되었고 지원 환자에 부착한 가상 표적의 위치는 CT 촬영으로 파악할 수 있었다. Matlab 프로그램으로 분석한 setup 오차는 흉부의 측면과 중심부위에서 3.69±1.60, 2.14±0.78 mm이고 복부의 측면과 중심부위에서 7.11±2.10, 6.54±2.22 mm이며 여자 환자 경우, 가슴 측면의 setup 오차는 6.33±1.55 mm으로 측정되었다.

결론: 전신 정위 고정장치의 제작과 실험을 통해 extra-cranial 암에 대한 방사선수술에서 매우 실용적이고 유용하게 사용될 것으로 사료되며 표적 위치 결정과 환자 고정 도구로서 사용될 것이다. 더 많은 환자 치료자세의 setup 오차 측정이 수행되면 정확한 환자의 setup 오차의 결과를 향상시킬 수 있을 것으로 기대된다.

중심단어: 전신 정위 고정장치, setup 오차, 환자 움직임

서 론

방사선 치료의 목적은 표적에 방사선량을 집중시켜 주변의 정상조직에 대한 손상 없이 암의 국소 제어율을 높여 생존율을 증가시킬 수 있는 치료나 근접치료(brachytherapy)의 효과를 극대화하는데 있다.¹⁾ 이러한 목적으로 현재 방사선치료는 기존의 2차원적인 평면적 치료로부터 벗어나

정위 방사선수술(SRS), 분할 정위 방사선치료(FSRT), 3차원 입체조형치료(3D conformal radiotherapy), 세기변조 방사선치료(IMRT) 등과 같은 3차원치료로 급격히 변화하고 있는 추세이다. 특히, 분할 정위방사선치료, 3차원 입체조형 방사선치료, 세기변조방사선치료와 같은 방사선 치료기술에는 환자의 호흡 및 움직임을 고려한 실제 병소의 표적에 대한 위치결정 방법이 절실하게 요구되고 있으며 현재 이러한 방법이 보편화되고 있다.²⁾ 하지만, 다수의 방사선치료로 쇠약해진 환자를 정확한 위치에 반복 고정하는 것이 쉽지 않으며 환자의 움직임과 호흡에 의한 내부장기의 움직임 때문에 병소에 대한 정확한 표적 위치측정 및 방사선치료는 어려운 실정이다. 그러므로, 방사선치료 시 환자의 움직임을 최소화할 수 있으며 병소의 표적에 대한 위치를 좌표화할 수 있는 전신 정위 고정장치가 필요하다. 본격적인

본 연구는 과학기술부 원자력중장기사업(M2033401001-03A-0927-00210) 연구비 지원에 의해 수행되었음.
이 논문은 2004년 2월 21일 접수하여 2004년 2월 25일 채택되었음.
책임저자: 서태석, (137-701) 서울시 서초구 반포동 505
가톨릭대학교 의과대학 의공학교실
Tel: 02)590-2414, Fax: 02)532-1779
E-mail: suhsanta@catholic.ac.kr

고정장치의 개발은 1994년 Lax³⁾의 개발을 시작으로 독일 암연구센터(German Cancer Research Center)에서 개발한 body cast,⁴⁾ 아산병원의 전신정위 Frame,⁵⁾ 연세대병원의 호흡감소장치(RRD) 등⁶⁾ 많은 병원 및 연구소에서 고정장치에 대한 개발 연구가 수행되고 있으나 개발된 고정장치는 모의치료 및 임상 시 큰 setup 오차가 발생하거나 분할치료를 시 그 실용성에 많은 문제가 야기되었다.^{7,8)} 또한 body cast와 호흡감소장치(RRD)는 환자 고정과 호흡을 감소시켜줄 뿐 표적의 위치를 좌표화할 수 없는 단점이 있다. 그러므로 본 연구의 목적은 환자의 setup 오차를 감소시키며 환자 전신에 산재한 다양한 병소의 위치를 좌표화할 수 있는 향상된 3차원 전신 정위 고정장치를 제작하고 개발된 전신 정위 고정장치에 대한 환자 고정효과 및 지원자를 대상으로 모의치료 시 표적에 대한 좌표측정과 환자 자세에 변화에 따른 setup 오차 측정에 대한 실험을 수행하는데 있다.

대상 및 방법

1. 전신 정위 고정장치(whole body frame) 구조

방사선 수술 및 치료를 위해서 본 연구에서 전신 정위 고정장치 설계는 환자의 관심 있는 측정 신체부위의 고정(immobilization), 병소의 표적에 대한 위치측정(localization), 모의치료 및 임상에 사용할 때의 편리성을 고려하여 설계하였다(Fig. 1).

이 고정장치는 크게 기본판(base plate), 고정틀(immobi-

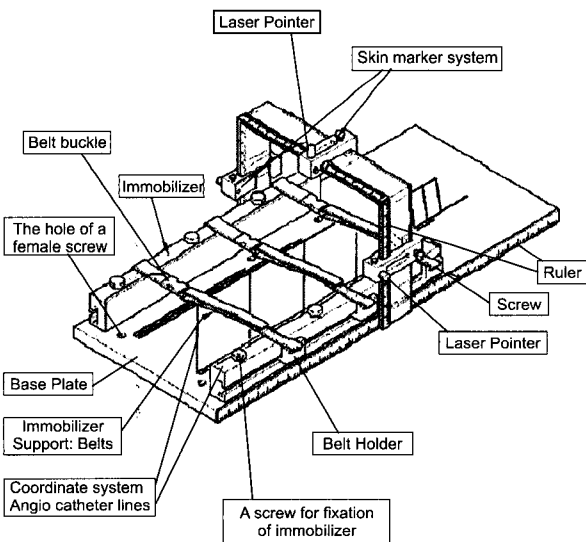


Fig. 1. Schematic diagram of the designed frame.

lizer), 고정벨트, Vacuum cushion으로 이루어진다. Frame의 크기 및 모양은 50 cm 이상의 구경을 가진 CT scanner에 적용할 수 있도록 하였다. 고정장치의 기본판은 1 cm 두께에 50×130 cm의 베크라이트(밀도 1.4 g/cm³)로 방사선투과가 좋은 재질을 사용하였다. 고정 틀은 휨경도가 높은 아세탈 재질을 사용하였다. 또한 환자를 고정하기 위해서 사용된 Vacuum cushion은 작은 폴리스티렌 알갱이로 채워진 백모양으로 제작하였으며 소아와 성인의 환자체형을 고려하여 55×80, 70×85 cm²의 크기로 만들었다. 병소에 대한 표적 위치를 좌표로 결정하기 위해서, 기존의 Lax Frame 경우 side panel에 부착되어 있는 좌표계(coordinates)를 고정장치 기본판 바닥에 1 mm 두께의 radiopaque angio catheter 선을 사용하여 N 타입으로 새겨 넣고 양 고정틀 윗면에 다른 catheter 선을 새겨 놓아서 표적에 대한 x, y, z축 위치측정이 가능한 좌표계로 적용할 수 있도록 설계하였다.

이 위치측정 좌표계는 CT 영상을 위한 좌표계로 사용할 수 있게 설계하였다. 또한, Laser marker와 자를 ruler에 부착하여 환자자세의 3차원적 방향의 움직임을 표시할 수 있도록 설계하였다. 그리고 환자의 움직임에 대한 고정 효과를 높이기 위해서 고정틀에 고정벨트를 추가로 적용할 수 있도록 설계하였다. 전체적으로, 고정장치 구조는 CT 사용 가능성에 중점을 두고 병소 표적의 좌표화 실현 및 환자체형에 따른 다양성, 견고성 및 안정성 확인에 중점을 두어 설계하였다.

2. 실험방법

1) 표적 좌표측정

전신 정위 고정장치에서 표적에 대한 좌표를 측정하기

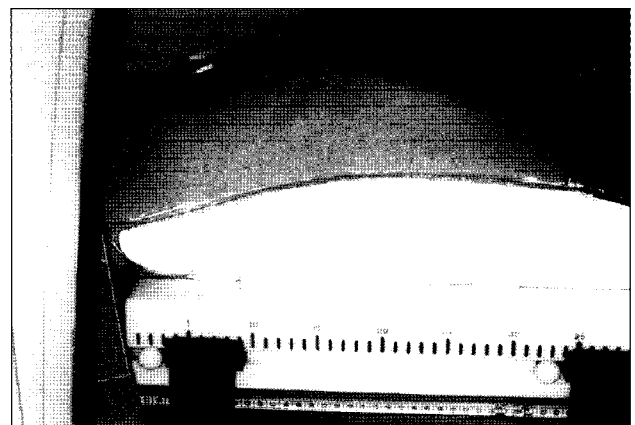


Fig. 2. CT scan for measurement of target position.

위해서 CT 촬영을 수행하였다(Fig. 2). CT 촬영에 사용된 장비는 강남성모병원 진단방사선과 CT 시뮬레이터(Somatom Volume Zoom, Siemens medical, Germany)를 사용하였다. 임상 시와 동일한 CT 표적 영상을 획득하기 위해서 지원자의 흉부를 가상표적을 부착하여 7 mm 두께의 슬라이스로 흉부전체에 걸쳐 CT로 촬영하였다. CT 영상에서의 가상 표적의 위치를 좌표화하기 위해서 고정장치의 기본판과 고정 틀에 새겨 넣은 angio catheter wire로 만든 좌표계를 이용하고, 환자의 치료 위치를 좌표화하기 위해서 고정장치의 기본판 옆면에 부착된 자와 이동 ruler를 이용하였다.

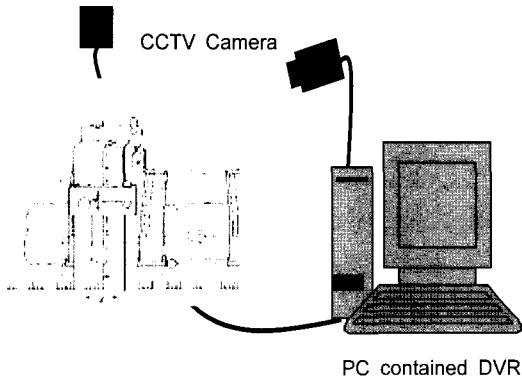


Fig. 3. Experimental method of setup error measurement.

2) 방사선투과율 측정

제작한 전신 정위 고정장치의 방사선 투과율을 측정하기 위해서 원자력의학원 방사선종양학과에 구비된 마이크로 트론 가속기와 이온 챔버(CAPINTEC PR06C)를 이용하여 10 MV와 21 MV의 에너지에서 고정장치의 방사선 투과율을 측정하였다. 실험조건으로는 field size가 $10 \times 10 \text{ cm}^2$, 선원과 프레임간의 거리(SSD)를 100 cm, 선원과 챔버간의 거리(SCD)를 200 cm 설정하고 빔 방향은 고정장치와 수직으로 하여 3회씩 측정하였다.

3) 환자 자세 변화에 대한 setup 오차 측정

방사선치료 시마다 변화하는 환자 자세에 대한 setup 오차를 측정하기 위해서 Fig. 3과 같이 CCTV 카메라와 DVR (digital video recorder)이 포함된 펜티엄 IV PC를 설치하여 lateral 방향과 sagittal 방향에서 환자 자세에 대한 영상을 획득하였다. 환자 초기 자세 영상을 획득하여 이 영상을 기준 영상으로 하고 다음 재위치한 환자 자세 영상을 획득하여 비교영상으로 한다. 이 영상을 기준 영상과 비교함으로써 환자 자세의 변화에 따른 오차를 평가해 보았다. Setup 오차를 평가하기 위해서 Fig. 4와 같은 알고리즘으로 Matlab 프로그램을 적용하여 오차분석용 프로그램을 구현하였다. 구현한 프로그램은 CCTV 카메라에서 획득한 기준 영상과 비교영상의 윤곽만을 추출하기 위해서 canny edge filter를 적용하여 이진 영상으로 변환시켜 측정 지점의 boundary를 설정하고 두 영상을 중첩시켜 그 중첩된 영상에서 설정된 관심영역의 boundary 차이를 화소(pixel) 값으로

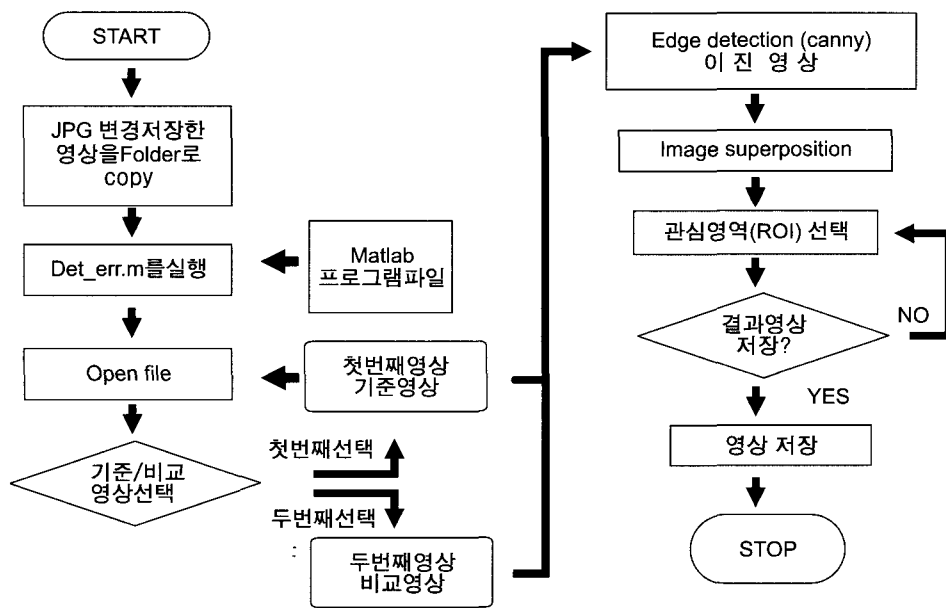


Fig 4. Flowchart of program algorithm for setup error analysis.

로 나타낼 수 있도록 하였다. 이렇게 획득된 영상의 화소 값은 CCTV 카메라의 줌(zoom) 정도 상대, 측정거리, 측정 각도 등에 달라질 수 있으므로 화소당 실제 거리의 교정이 필요하다.

결 과

1. 전신 정위 고정장치 제작

위에 언급된 방법으로 Fig. 5와 같이 CT 시뮬레이션 및 방사선 치료에 적합한 전신 정위 고정장치를 제작하였다. 고정장치의 구조는 환자의 다양한 체형에 맞는 폭과 길이로 조정하기 위해서 고정 틀을 자유롭게 상하 좌우로 움직여 고정할 수 있게 제작되었고 갠트리 회전각 변화에 따르는 충돌 가능성도 최소화할 수 있도록 제작하였다. 표적에 대한 위치측정 좌표계로는 Radiopaque angio catheter 선을 N 타입으로 고정장치의 기본판에 새기고 또 하나의 catheter 선을 고정틀 윗면에 새겨서 바닥의 N 타입의 catheter 선으로 표적위치에 대한 x, z축을 결정하고 고정 틀의 catheter 선으로 y축을 결정한다. 그러므로 표적위치에 대한 x,

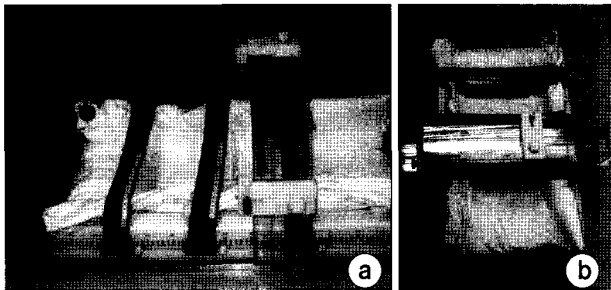


Fig. 5. The constructed whole body frame. (a) A lateral view (b) AP view.

Table 1. Measurement results of radiation transmission with the frame.

Energy (MV) Dose rate	Number (#)	With frame (nC)	Without frame (nC)
10 (2 Gy/min)	1	3.91	4.11
	2	3.91	4.11
	3	3.91	4.11
21 (2 Gy/min)	1	2.93	3.06
	2	2.93	3.06
	3	2.93	3.06

y, z축 좌표를 결정할 수 있다. 그리고 lateral이나 posterior oblique 방향에서 방사선 투과율을 최대로 하고, 동시에 고정장치의 견고함을 유지할 수 있는 기본판 두께를 1 cm로 선택하였다. 고정틀에 줄자가 부착된 3개의 고정벨트를 추가 적용하여 기존의 diaphragm compressor를 사용할 때보다 환자가 갖는 부담감을 줄이고 환자의 움직임에 대한 고정 효과를 높일 수 있도록 하였으며, 벨트 묶는 정도를 수치화하여 intra treatment에 있어서 재현성을 높였다. 벨트는 상하 이동이 가능하게 제작되어 관심부위의 고정이 쉽게 이루어지도록 하였고 입사 방사선의 전달 방향에도 방해되지 않게 제작하였다.

2. 실험 결과

1) 방사선 투과율 측정 결과

고정장치에 대한 성능 실험으로 방사선 투과율 측정 실험을 수행한 결과는 Table 1과 같으며 10과 21 MV의 에너지에서 각각 약 95, 96%의 투과율이 측정되었다. 그리고 Table 1의 결과를 가지고 아래 식 (1)에 대입하여 30, 60도의 각도로 경사지게 입사한 10 MV 빔에 대해 방사선 투과율을 계산하였다. 그래서 30, 60도의 각도로 경사지게 입사된 빔에서 각각 90.3, 94.4%의 투과율이 계산되었다.

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (1)$$

x : 프레임의 두께(1 cm)

I : 프레임이 있을 때 방사선 투과선량

I₀ : 프레임 없을 때 방사선 선량

μ : 방사선 선량 흡수계수

여기서 μ값은 다음과 같이 결정된다.

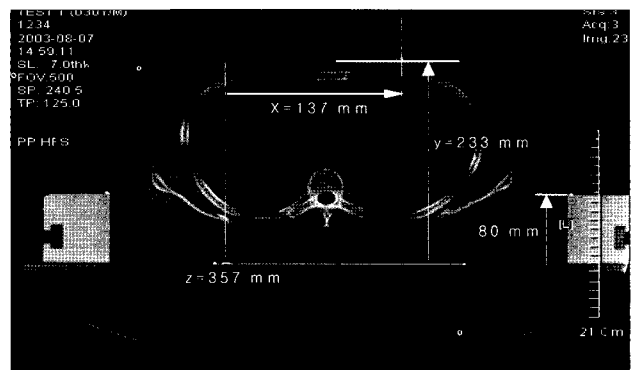


Fig. 6. Determination of a test target coordinates by CT simulation using a whole body frame.

$$\mu = -\frac{1}{x} \ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = -\ln\left(\frac{3.91}{4.11}\right) = 0.05$$

2) 표적 좌표 결정

CT 영상에서 관심영역(ROI)을 7 mm 간격의 두께로 54장

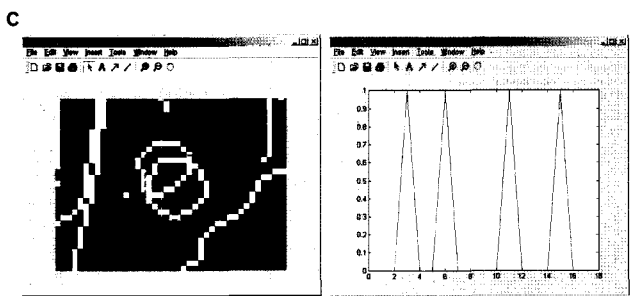
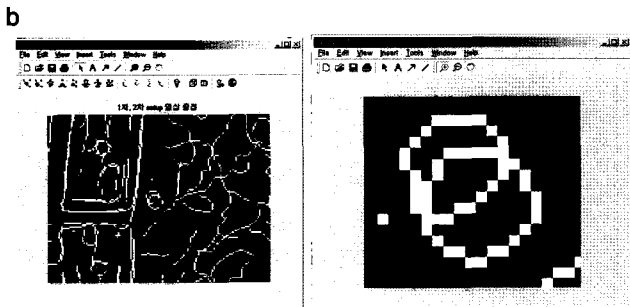
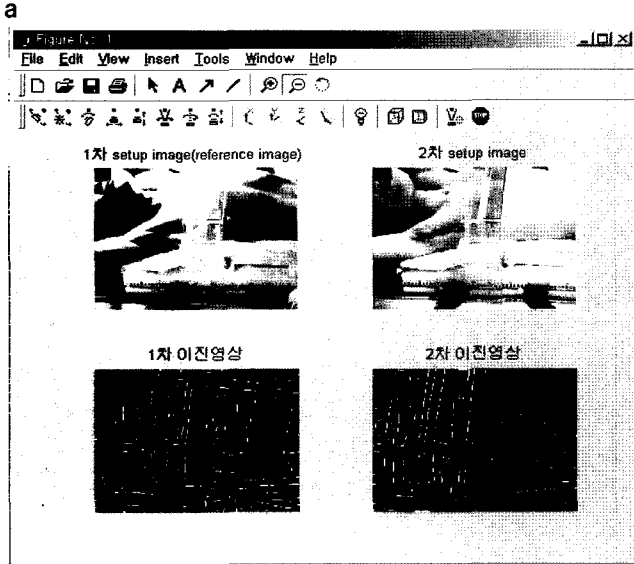


Fig. 7. Analysis of patient's setup error by Matlab program. (a) Conversion procedure of 2 byte image to obtain contours of the initial setup image and the second setup image. (b) Superposition procedure to obtain difference of the setup error in two images (2 byte image). (c) Pixel value described difference in the compared images.

CT 영상을 얻었다. 가상표적이 관찰된 CT 슬라이드에서 표적 위치에 대한 좌표를 x, y, z축의 값으로 나타내어 보았다(Fig. 6).

Fig. 6에서 좌표계의 angio catheter 선들의 단면이 필름에서 흰 점으로 나타나는데, 이 흰 점들을 가지고 x, y, z축 좌표 결정은 다음과 같은 계산 방법으로 결정된다.

x = 기준점에서 표적까지의 수평거리(mm)

y = 기준점에서 표적까지의 수직거리(mm)

z = (흰점 수-3)×20+d (mm)

여기서 d는 기준점에서 가운데 점(빛면 선의 단면인 점)까지의 거리를 나타낸다.

3. 프로그램을 이용한 환자 자세 변화에 대한 setup 오차 분석결과

남자 2명과 여자 1명의 지원자에 대해 자세 변화에 따른 setup 오차의 측정을 수행하였다. 남자의 경우, chest와 abdomen을 측정부위로 하고 측면과 중심에서 영상을 획득하고 여자의 경우는 breast의 측면을 측정부위로 하여 환자 치료자세에 대한 영상을 획득하였다. 그리고 획득한 영상을 Matlab으로 구현한 오차분석용 프로그램으로 Fig. 7과 같이 환자치료 자세에 대한 오차를 평가하였다. Fig. 7(a)의 경우는 기준(reference)영상과 비교영상을 프로그램에 불러와 이진영상으로 변환시킨 과정이다. 그리고 Fig. 7(b)는 기준영상과 비교영상을 중첩하고 중첩된 영상을 확대하여 나타낸 것이다. Fig. 7(c)는 중첩된 영상에서 기준영상과 비교영상간의 오차가 상하방향으로 얼마정도 차이를 나타내는가를 알아보기 위해서 중첩영상의 점선 부위에서 화소값으로 두 영상간의 차이 변화를 알아 본 것이다. 기준영상과

Table 2. The repositioning setup error at chest of the patient.

Number (#)	Lateral (mm)	Center (mm)
1	3.16	2.00
2	3.16	4.12
3	2.00	2.00
4	2.23	1.41
5	4.47	2.83
6	1.44	1.41
7	3.60	2.00
8	6.32	1.41
9	6.40	2.00
10	4.12	2.24
Average setup error in chest	Lateral (mm) 3.69±1.60	Center (mm) 2.14±0.78

비교영상 분석결과 1차 기준영상보다 y축으로 3 pixel, z축으로 2 pixel 차이가 있었다. 위와 같은 방식으로 환자의 chest, abdomen, breast 부위에 대해 10회씩 고정장치에 환자를 재위치하면서 치료 자세에 대한 setup 오차를 측정하여 나타난 결과 값이 Table 2~4와 같다.

남자의 경우, abdomen 부위에서 얻은 평균 setup 오차 값이 chest에서 얻은 평균 setup 오차값보다 2~3배 정도 크게 측정되었다. 이러한 결과는 남자가 흡식 호흡보다 복식 호흡을 주로 사용하는 데 기인하는 것으로 판단된다. 그리고 각각의 setup 오차의 방향성을 알아보기 위해서, setup 오차를 x, y, z축 방향으로 나누어 나타내었다. 측면 방향에서는 x축으로의 변화가 거의 없다고 가정하고 y, z축으로 나타내었고 중심 방향에서는 y축으로의 변화가 없다고 가정하

고 x, z축으로만 나타내었다. 이러한 방식으로 chest의 측면과 중심부위에서의 x, y, z축 setup 오차를 나타낸 것이 Fig. 8과 같다. Chest의 측면에서 y축으로의 평균 오차는 3.10 ± 1.28 mm, z축은 1.80 ± 1.33 mm이고, AP 방향에서는 x축은 1.70 ± 1.10 mm, z축 1.00 ± 0.84 mm로 측정되었다.

또한 abdomen의 측면과 중심부위에서도 x, y, z축 setup 오차를 살펴 본 결과 아래 Fig. 9와 같이 나타났다. Chest와 같은 방식으로 abdomen 측면에서 y축으로의 평균 setup 오차는 5.10 ± 2.17 mm, z축의 평균 setup 오차는 1.47 ± 0.71 mm로 측정되었다. Breast 움직임을 측정한 경우, 측면에서는 Fig. 10과 같이 y축으로 4.00 ± 2.73 mm, z축으로는 3.30 ± 1.42 mm로 측정되었다.

고정벨트 추가사용에 의한 고정효과를 알아보기 위해서 고정 벨트를 사용하고 5회씩 고정장치에 환자를 재위치시켜 chest와 abdomen 부위의 setup 오차 측정을 수행하였다. 그 setup 오차 결과를 Table 5~6에 나타내었다. 고정벨트를 사용할 경우, 고정벨트를 사용하지 않았을 때보다 chest의 측면과 중심 부위에서 32.8, 30.0%의 고정효과가 증가했으며 abdomen 측면과 중심부위에서도 37.7, 31.2%의 고정효

Table 3. The repositioning setup error at abdomen of the patient.

Number (#)	Lateral (mm)	Center (mm)
1	7.56	1.66
2	11.88	4.43
3	8.94	5.42
4	5.38	9.07
5	6.40	8.36
6	6.40	8.44
7	4.47	5.37
8	5.65	8.03
9	9.06	6.34
10	5.39	8.24
Average setup error in abdomen	Lateral (mm) 7.11 ± 2.10	Center (mm) 6.54 ± 2.22

Table 4. The repositioning setup error in breast of patient.

Number (#)	Lateral (mm)
1	5.24
2	6.41
3	6.60
4	5.00
5	8.94
6	5.38
7	8.61
8	7.81
9	5.10
10	4.24
Average setup error in breast	Lateral (mm) 6.33 ± 1.55

Table 5. Repositioning setup error at chest of patient with the immobilization belt.

Number (#)	Lateral (mm)	Center (mm)
1	1.00	1.00
2	4.00	1.40
3	4.20	1.10
4	2.00	1.70
5	1.20	2.30
Average setup error in chest	Lateral (mm) 2.48 ± 1.36	Center (mm) 1.50 ± 0.54

Table 6. Repositioning setup error at abdomen of patient with the immobilization belt.

Number (#)	Lateral (mm)	Center (mm)
1	3.16	5.10
2	2.82	3.16
3	5.67	6.40
4	5.40	4.24
5	5.10	3.61
Average setup error in abdomen	Lateral (mm) 4.43 ± 1.19	Center (mm) 4.50 ± 1.15

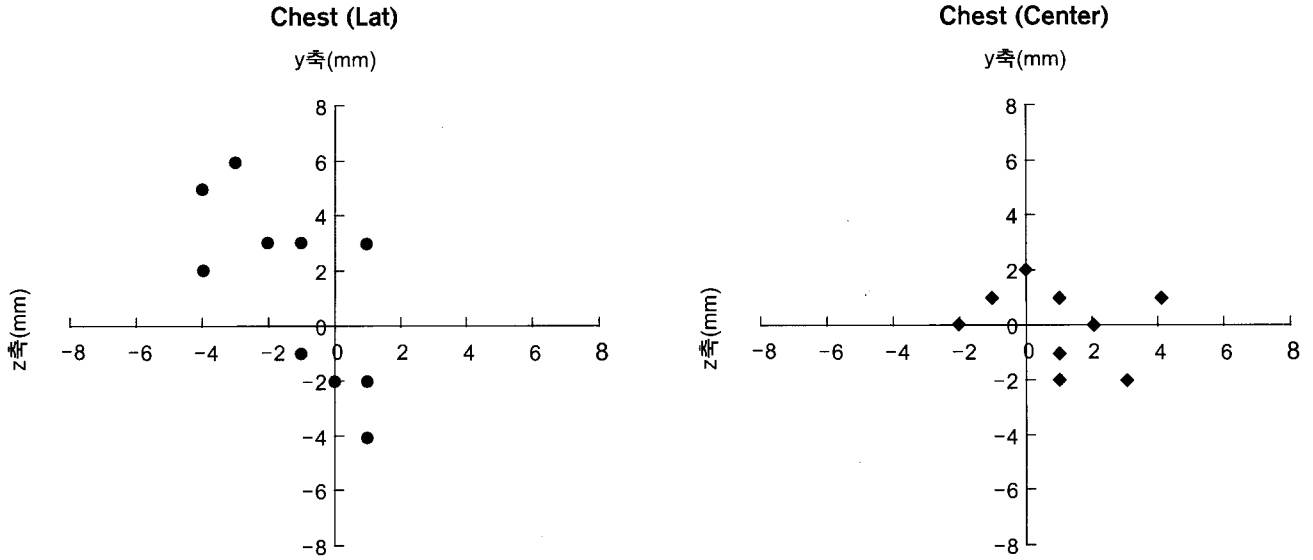


Fig. 8. The distribution of repositioning setup error at lateral and central chest of patient.

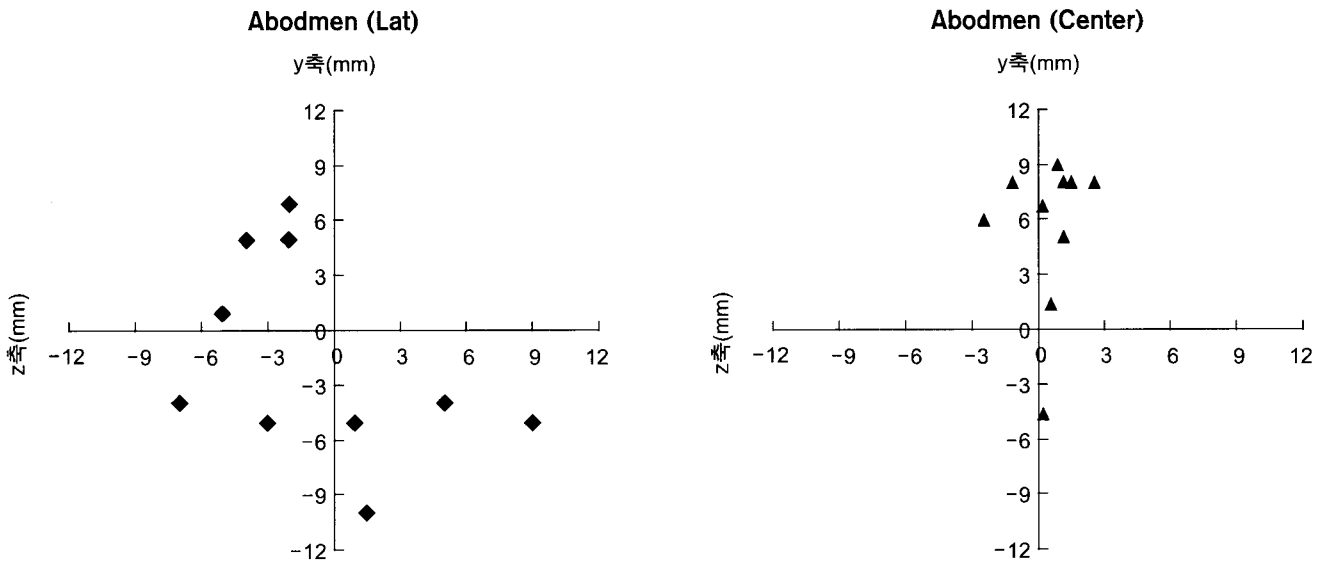


Fig. 9. The distribution of repositioning setup error at lateral and central abdomen of patient.

과가 증가하였다.

고찰 및 결론

방사선치료 시 환자의 움직임과 호흡에 의해 발생하는 표적의 움직임, 환자 자세에 대한 setup 오차, 표적에 대한 위치 측정의 어려움은 정확한 방사선치료에 큰 장애요인이 된다. 그리고 환자의 호흡에 의한 움직임 때문에 방사선 조

사체적(PTV)이 증가하게 되고 정상조직에도 조사되는 방사선량이 증가하게 된다. 그러므로 최근에는 John. W. Wong 등⁸⁾이 인위적으로 호흡을 조절하는 방사선치료기술을 통해 환자 자세 및 움직임을 제어하려는 연구를 활발히 진행하고 있으며 Hideo. D. Kubo⁹⁾와 Hiroki Shirato 등¹⁰⁾이 센서를 사용하여 tumor tracking 및 respiration-gated radiotherapy를 적용하는 방사선치료 기술의 연구를 진행하고 있다. 특히 일본의 Tsukuba와 Hokkaido 대학병원에서 주도로 연구

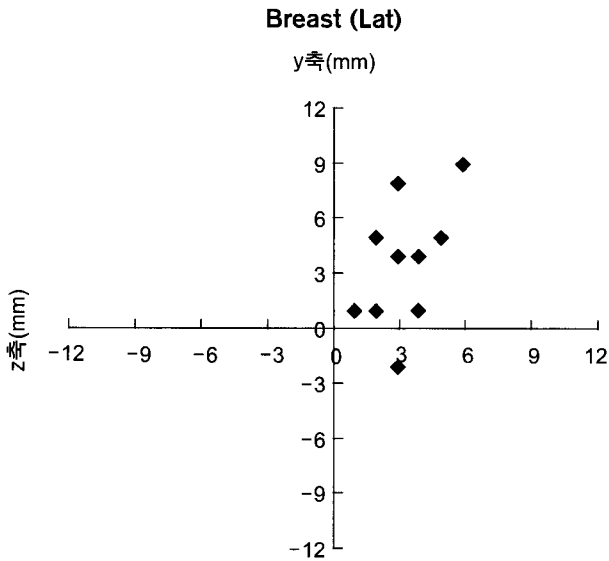


Fig. 10. Distribution of repositioning setup error at lateral breast of patient.

를 진행하고 있으며 미국에서도 California와 MKSSC (New York) 대학병원, William Beaumont (Michigan) 병원에서도 활발히 연구가 진행되고 있다. 이러한 추세에 맞추어 본 연구팀도 호흡 제어 방사선 치료기술의 첫 단계로, 환자의 호흡 감소 및 자세를 고정할 수 있으며 병소 표적에 대한 x, y, z축의 위치측정이 가능한 전신 정위 고정장치 개발 연구를 수행하였고 이 고정장치를 사용하여 각각의 환자에 대한 치료자세의 setup 오차를 측정 분석하였다. 고정장치를 사용하여 환자 치료자세에 대한 setup 오차는 남자의 경우, chest의 측면과 중심부위에서 2~7 mm, abdomen의 측면과 중심부위에서 4~11 mm이었고, 여자의 경우, breast의 측면 부위에서 4~9 mm였다. 그리고 고정벨트를 추가로 사용했을 경우에는 각각의 측정부위에 따라 30% 이상 더 큰 고정 효과를 나타냈다. 이 결과는 주기적인 장기의 움직임에 기인한 장기의 움직임으로써 흉부에서 1 cm 이상, 복부에서 2 cm 이상의 움직임을 야기하는 것으로 보고된 것에 비해 좋은 결과라고 할 수 있다. 하지만 본 연구에서, 제한된 환자 수와 일정한 간격의 기간에서 고정장치에 재위치시키면서 환자 자세변화 측정 실험이 수행되어 전적으로 결과 값에 대해 신뢰하기는 어렵다고 할 수 있다. 그래서 보다 많은 환자에 대한 치료자세의 오차를 분석하여 노하우를 갖추고 Matlab으로 구현한 오차분석 프로그램에서도 사용자에게 보다 편리한 방식으로 보완이 있으면 신뢰성이 있는 setup 오차를 정량적으로 평가할 수 있을 것이고 또한

setup 오차를 현저히 감소시킬 수 있을 것으로 사료된다. 그리고 궁극적인 setup 오차 감소를 위해서는 장기 움직임을 고려하는 내부오차가 중요한데, 이를 위해 장기 움직임과 호흡운동과의 상관관계 정립 및 호흡조절 방사선 치료법(respiration gated radiotherapy)을 개발하는 것이 시급한 것으로 사료되며, 본 연구진도 향후 이 연구를 수행할 계획이다. 특히, 최근 3차원 입체조형치료나 세기변조 방사선치료 등에서 이러한 setup 오차와 표적 움직임의 오차의 중요성이 대두되고 있는 실정이다. 아울러, 정밀한 Rotating X선 시스템과 internal marker 같은 위치 및 좌표측정 장치를 장착해서 내부 장기의 움직임을 계량화하여 Planing Target Volume (PTV)에서의 최적 여유폭을 설정함으로써 환자호흡에 인한 내부오차까지 고려한다면 임상 응용에 사용할 수 있을 것으로 사료된다.

본 연구팀도 이러한 목표로 1차로 전신 정위 고정장치의 제작, 2차로 Moving phantom 제작, 3차로 호흡조절 방사선 치료법의 개발을 진행해가고 있다.

참 고 문 헌

1. Gunilla C. Bentel, Lawrence B: Marks, George W. Sherouse, David P. Spencer, A customized head and neck support system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 32:245-248 (1995)
2. Chung WK, Yi B, Choi EK, et al: Whole body frame for the target localization with CCTVcamera system and Fluoroscopy, ICCR 2000, Heidelberg, Germany, 582-583, (2000)
3. Ingemar Naeslund, Ingmar Lax, Henrik Blomgren, Helena Lind and Boel Hedlund, New prostate repositioning paradigm. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 39:328 (1997)
4. Lohr F, Debus J, Frank C, et al: Noninvasive patient fixation for extracranial stereotactic radiotherapy. *Int J Radiation Oncol Biol Phys* 45:521-527 (1997)
5. Chung WK, Yi BY, Choi EK, et al: Development of the Whole Body 3-Dimensional Topographic Radiotherapy system. *Korean J Med Physics* 10:63-70 (1999)
6. Lee S, Seong JS, Kim YB, et al: Use of respiratory motion reduction device (RRD) in treatment of hepatoma. *J Korean Soc Ther Radiol Oncol* 19:319-326 (2001)
7. Wulf J, Hadinger U, Oppitz U, Olshausen B, Flentje M. Stereotactic radiotherapy of extracranial target: CT-simulation and accuracy of treatment in the stereotactic body frame. *Radiotherapy and Oncology* 57:225- 236 (2000)
8. Nagata Y, Negoro Y, Aoki T, et al: Clinical outcomes of 3D conformal hypotracted single high dose radiotherapy for one or two lung tumors using a stereotactic body frame. *I J Radiation Oncol Biol Phys* 52: 1041-1046 (2002)
9. John W: Wong, Michael B. Sharpe, David A. Jaffray, et al:

- The use of active breathing control to reduce margin for breathing motion. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 44:911-919 (1996)
10. Hideo D: Kubo and Bruce C. Hill, Respiration gated radiotherapy treatment: a technical study. *Phys Med Biol* 41: 83-91 (1996)
11. Shirato H, Shimizu S, Kitamura K, et al: Four-dimensional treatment planning and fluoroscopic real-time tumor tracking radiotherapy for moving tumor. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 48:435-442 (2000)

The Clinical Effect and Construction of a Stereotactic Whole Body Immobilization Device

Jin-beom Chung^{*}, Won-Kyun Chung[†], Tae-Suk Suh^{*},
Kyong-Sick Choi^{*}, Ho-Sang Jin^{*}, and Young-Hoon Ji[‡]

^{*}Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, The Catholic University of Korea

[†]Department of Radiation Sciences, Seoul Health College

[‡]Department of Radiation Oncology, Korea Cancer Center Hospital

Purpose: To develop a whole body frame for the purpose of reducing patient motion and minimizing setup error for extra-cranial stereotactic radiotherapy, and to evaluate the repositioning setup error of a patient in the frame.

Materials and Methods: The developed whole body frame is composed of a base plate, immobilizer, vacuum cushion, ruler and belts. The dimension of the base plate is 130 cm in length, 50 cm in width and 1 cm in thickness. The material used in the base plate of the frame was bakelite and the immobilizer was made of acetal. In addition, Radiopaque angio-catheter wires were engraved on the base plate for a coordinate system to determine the target localization. The measurement for radiation transmission and target localization is performed in order to test the utilization of the frame. Also, a Matlab program analyzed the patients setup error by using the patient's setup images obtained from a CCTV camera and digital record recorder (DVR).

Results: A frame that is useful for CT simulation and radiation treatment was fabricated. The frame structure was designed to minimize collisions from the changes in the rotation angle of the gantry and to maximize the transmission rate of the incident radiation at the lateral or posterior oblique direction. The tightening belts may be used for the further reduction of the patient motion, and the belts can be adjusted so that they are not in the way of beam direction. The radiation transmission rates of this frame were measured as 95% and 96% at 10 and 21 MV, respectively. The position of a test target on the skin of a volunteer is accurately determined by CT simulation using the coordinate system in the frame. The estimated setup errors by Matlab program are shown 3.69 ± 1.60 , 2.14 ± 0.78 mm at the lateral and central chest, and 7.11 ± 2.10 , 6.54 ± 2.22 mm at lateral and central abdomen, respectively. The setup error due to the lateral motion of breast is shown as 6.33 ± 1.55 mm.

Conclusion: The development and test of a whole body frame has proven very useful and practical in the radiosurgery for extra-cranial cancers. It may be used in determining target localization, and it can be used as a patient immobilization tool. More experimental data should be obtained in order to improve and confirm the results of the patient setup error.

Key Words: Stereotactic whole body immobilization device, Setup error, Patient motion