

무선 CCTV 시스템을 이용한 환자 고정 보조기술의 개발

서울대학교 대학원 방사선응용생명과학 협동과정*, 서울대학교 의과대학 방사선종양학교실[†],
서울대학교 의과대학 의학연구원 방사선의학연구소[‡], 중앙대학교 의과대학 방사선종양학교실[§],
서울대학교병원 방사선종양학과^{||}

박양균* · 하성환^{††} · 예성준[†] · 조 웅* · 박종민* · 박석원[§] · 허순녕^{†||}

목 적: 본 연구에서는 선형가속기 갠트리 헤드에 부착된 무선 CCTV 카메라를 이용한 영상처리를 통하여 환자 고정과 치료에 있어서의 정확성과 재현성 향상 방안을 개발하고자 하였다.

대상 및 방법: 선형가속기의 유사-빔 방향상(semi-beams eye view, semi-BEV)을 얻기 위하여 무선 CCTV 모듈을 자체 제작된 아크릴 어플리케이션을 이용하여 갠트리 헤드에 부착하였다. CCTV 카메라의 영상은 2.4 GHz의 고주파를 통해 치료실 벽면의 수신기로 전송된다. 선형가속기 작동 시 발생하는 무선 주파수에 의한 간섭현상(RF interference)과 누설 방사선으로 영상에 잡음이 발생하는데, 구리 호일로 카메라를 차폐하고 미디안 필터링과 같은 영상처리 기법을 이용하여 이러한 잡음을 최소화할 수 있었다. 스테레오 정합 기법과 Gauss-Newton 최적화 방법론을 기반으로 자체 제작된 소프트웨어를 통해, 환자의 고정 상태를 나타내는 3차원적 위치, 이동, 회전 정도를 정량적으로 평가하였다. 시스템의 정확도를 평가하기 위하여 팬텀 실험을 수행하였다. 또, 환자 호흡에 대한 실시간 영상분석을 통해 호흡 동기 시스템(respiratory gating system)을 구현하기 위한 방법론을 개발하였다.

결 과: 구리 호일 차폐와 영상처리를 통해 잡음을 80% 이상 줄일 수 있었다. 3차원 위치정보의 오차는 팬텀 실험을 통해 1.5±0.7 mm로 나타났고, 이동 및 회전량에 대한 오차는 각각, 1 mm, 1° 미만으로 나타났다. 환자 호흡에 따른 호흡 동기 시스템을 구현한 결과, 0.2초의 오차 범위 내에서 실시간 모니터링이 가능한 것으로 나타났다.

결 론: 선형가속기에 부착된 CCTV를 이용한 환자 고정 보조기술은 기존의 높은 비용을 필요로 하는 타 IGRT 기법에 비하여 설치와 이용이 간편하다. 시스템이 선형가속기와 근접해 있기 때문에 야기되는 문제점은 본 연구에서 제시된 방법을 통해 해결될 수 있었다. 시스템의 정확도를 평가해 볼 때, 임상적으로 적용이 가능할 것으로 판단된다.

핵심용어: IGRT, 환자 고정, 무선 CCTV, 영상 처리, 스테레오 정합, 호흡 동기

서 론

영상유도 방사선 치료(image guided radiation therapy, IGRT)는 방사선 분할 치료(fractionated RT) 시 치료간(inter-fraction) 혹은 치료 중(intra-fraction)의 환자영상을 기반으로 방사선 치료를 시행하는 방법으로, 치료 표적을 정확하게 위치시킴으로써 방사선 치료의 정확도를 높이기 위한 방법이다.¹⁾ 영상유도 방사선 치료를 구현하기 위한 다양한 방법론이 여러 연구기관에 의하여 개발되었고 그 중 일부

는 이미 상용화되어 있다. 적외선 목표 추적 기반 고정장치²⁾와 선형가속기에 부착된 진단용 X-Ray를 이용하여 종양의 위치를 추적하는 장치,³⁾ Tomo-Therapy,⁴⁾ 4D-CT⁵⁾ 등은 대표적인 영상유도 방사선 치료가 구현된 사례이다. 그러나, 상기된 방법론을 구현하기 위하여서는 기존의 장비를 교체하거나, 추가적인 기기를 설치하기 위하여 많은 비용이 드는 단점이 있다. 환자 내부의 영상이 아닌, 체표면의 영상을 이용하여 환자 고정의 정확도를 향상시키는 방법은 비교적 적은 비용으로 방사선 피폭 없이 IGRT를 구현할 수 있다는 점에서 의미가 있다. Mackay 등은 진립선암 환자를 대상으로 한 연구에서, 환자 표면 정보를 확인하여 간접적으로 재현성을 확인하는 방법이 bony-landmark를 이용한 재현성 확인에 상응하는 정확성을 나타낸다는 연구 결과를 발표하였다.⁶⁾ 환자 표면 정보를 얻기 위해서는 최근에 단일 촬영 영상을 이용하여 3차원적 구조를 형성재구

이 논문은 2006년 8월 18일 접수하여 2006년 12월 13일 채택되었음.
본 연구는 서울대학교 의과대학 의학 발전기금 연구비 지원으로 이루어졌음.

책임저자: 허순녕, 서울대학교병원 방사선종양학과
Tel: 02)2072-3573, Fax: 02)2072-2521
E-mail: meditronic@freechal.com

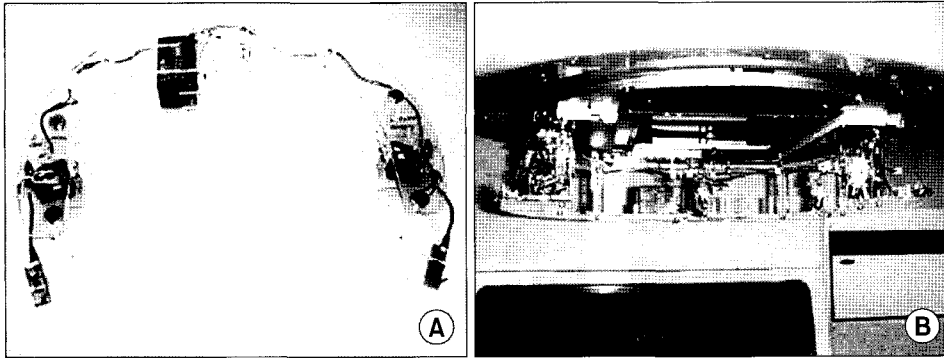


Fig. 1. Wireless CCTV module. The module is similar to a conventional block mount. (A) custom-made wireless CCTV module, (B) The module was attached onto linac treatment head.

성(3D-reconstruction)할 수 있는 speckle photogrammetry가 많이 사용되고 있고, 상품화된 제품에 대해 여러 연구자들에 의해 임상적인 적용이 이루어졌다.^{7,8)} 그러나, 상기 제품은 장애물과 조명 등으로 인해 복잡한 전후과정이 발생할 수 있고, 치료실 천장에 촬영 장치가 부착되어 있으므로 촬영할 수 있는 방향이 다소 제한적이다.

따라서, 본 연구에서는 무선 CCTV 시스템을 이용하여, 기존의 선형가속기에 용이하게 적용할 수 있을 뿐 아니라, 유사-빔 방향상(semi-beam's eye view, semi-BEV)의 영상을 기반으로 환자 고정을 보조하고, 관찰할 수 있는 장치를 개발하고, 임상적으로 적용하기 위한 방법론에 대하여 연구하였다.

대상 및 방법

1. 무선 CCTV 시스템의 구현

무선 CCTV 시스템을 구현하기 위하여 2대의 CCTV 카메라(D204NM, LG, Korea)와 무선 송신기(TX50-15, Framel, Korea), 무선 수신기(RX-2400, Framel, Korea), DVR 카드가 부착된 컴퓨터(Athlon 1,800+, 512 RAM)와 Visual C++ 언어로 자체 개발된 소프트웨어를 이용하였다. 카메라를 갠트리에 부착하기 위한 어플리케이션을 아크릴로 제작하고, 내부에 카메라와 송신기, 전원을 공급하기 위한 배터리(12 V)를 설치하였다(Fig. 1).

이때, 카메라는 빔 중심에서 좌우로 각각 20 cm 떨어진 위치에 설치하였고, 이는 방사선 조사영역의 외부이다. 환자에 대하여 최대한 많은 면적의 영상을 얻기 위하여 카메라를 등선량중심점(isocenter) 방향으로 기울였다. semi-BEV에서 촬영된 영상은 고주파 신호를 통해 치료실 내부의 수신기로 무선 송신되고, 수신기와 연결된 모니터링 시스템으로 데이터가 전송된다(Fig. 2).

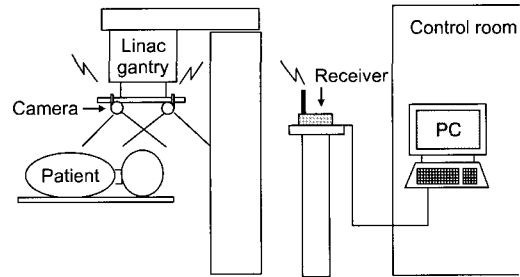


Fig. 2. A schematic of patient monitoring system with wireless CCTV.

2. 간섭현상에 의한 잡음 문제

갠트리 헤드에 무선 CCTV 시스템이 부착될 경우, 방사선 치료에 사용되는 선형가속기로부터 고 전력의 전자파와 빔 조사 시 누설 방사선에 의한 간섭현상(RF interference)이 나타날 수 있고, 이는 곧 비연속적인 펄스 잡음에 의한 영상의 질 저하로 나타난다. 그러나, 펄스 잡음은 고주파에 대한 적절한 차폐와 미디안 필터링을 통한 이미지 프로세싱을 통해 개선될 수 있다.⁹⁾ 선형가속기 가동 시에 발생하는 전자파로 인해 무선 영상 전송이 간섭받는지 확인하기 위하여 빔 조사 상태에서 영상을 녹화하여 미가동 시와 비교하였다. 또, 영상의 잡음을 개선하기 위하여 카메라를 구리 호일로 차폐하였을 때, 영상 개선 효과를 정량적으로 평가하였다(Fig. 3). 영상의 잡음을 평가하기 위하여, 식(1)~(3)과 같이 미디안 필터링을 적용한 영상과 원본 영상을 화소 단위로 뺀 차이($\Delta P_{i,j}$)를 구하고 이 값이 특정 문턱값(threshold) 이상인 화소수를 계수하는 방법을 사용하였다.

$$\Delta P_{i,j} = \sqrt{(A_{i,j}(r) - B_{i,j}(r))^2 + (A_{i,j}(g) - B_{i,j}(g))^2 + (A_{i,j}(b) - B_{i,j}(b))^2} \quad (1)$$

- i, j : pixel coordinate (x, y)

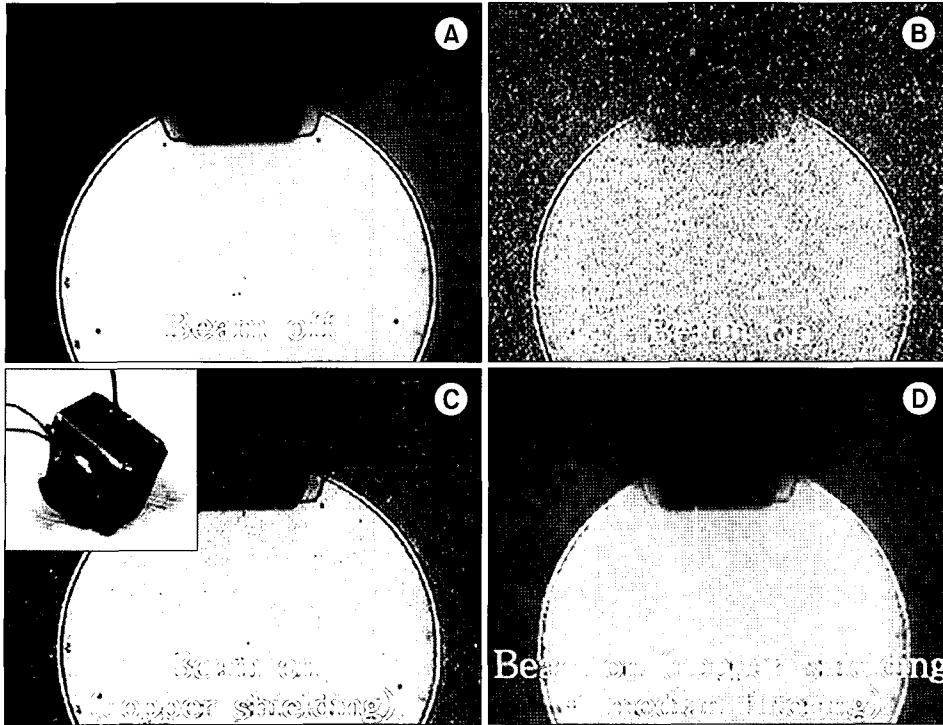


Fig. 3. Noises in CCTV image can be resolved with shielding and median filtering. (A) "Beam-off" image, (B) "Beam-on" image, (C) Wrapping the camera with copper foil reduced the noises. (D) Additional median filtering further eliminated the noises.

- γ, g, b : red, green, blue channel of image
- $A_{i,j}$: i, j th pixel value of beam-off image (0~255)
- $B_{i,j}$: i, j th pixel value of beam-on image (0~255)
- $\Delta P_{i,j}$: root mean square of pixel difference

$$\text{잡음화소수 (noise pixel index)} = \sum N_{i,j} \quad (2)$$

- $N_{i,j} = 0$ if $\Delta P_{i,j} < \text{threshold}$,
- $N_{i,j} = 1$ if $\Delta P_{i,j} \geq \text{threshold}$

$$\text{잡음률 (noise ratio)} = \frac{\text{잡음화소수}}{\text{총화소수}} \times 100 \quad (3)$$

방사선 조사 시, 무선 카메라(CM32C, Framel, Korea)를 이용하여 구리 호일 차폐의 유무에 따라 영상을 저장하고, 2초에 걸쳐 촬영된 10개의 비트맵 이미지를 표본으로 추출하여 잡음 화소의 수를 비교하였다. 이때, 잡음 화소를 분별하는 문턱값은 상대적인 비교를 고려하여 모든 이미지에 대하여 일정하게 고정하였다.

3. 2방향 영상을 이용한 3차원 위치 추출과 정확성 평가

1) 스테레오 정합

동일한 대상에 대하여 각기 다른 방향의 카메라로 촬영된 두 개의 영상을 분석하면, 3차원적 위치를 추출할 수 있다.^{10,11)} 두 개의 카메라에 의하여 동시에 촬영된 한 점이 있다고 할 때, 두 영상에 나타난 점의 위치 차이는 식(4)에

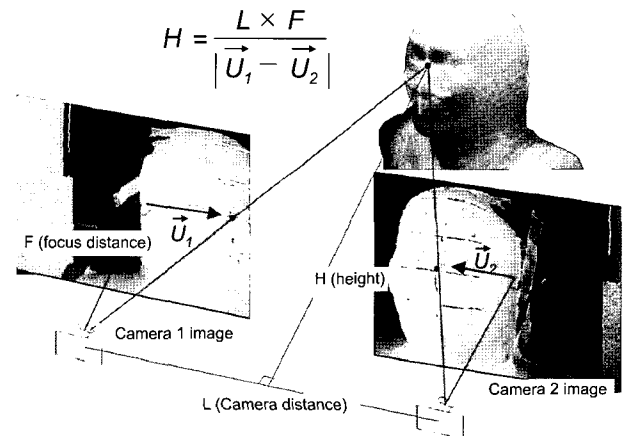


Fig. 4. Stereo matching algorithm. Using two differently-directed camera, depth can be calculated.

의하여 그 점의 3차원적 깊이 정보를 반영한다(Fig. 4). 일단, 깊이 정보가 계산되면, 카메라의 초점거리를 이용하여 나머지 좌표정보를 계산할 수 있고, 따라서 3차원 공간상의 좌표를 얻을 수 있다.

$$H = \frac{L \times F}{|U_1 - U_2|} \quad (4)$$

- H : Depth from the cameras (center of the two cameras) to a measurement point
- L : Distance between the two cameras

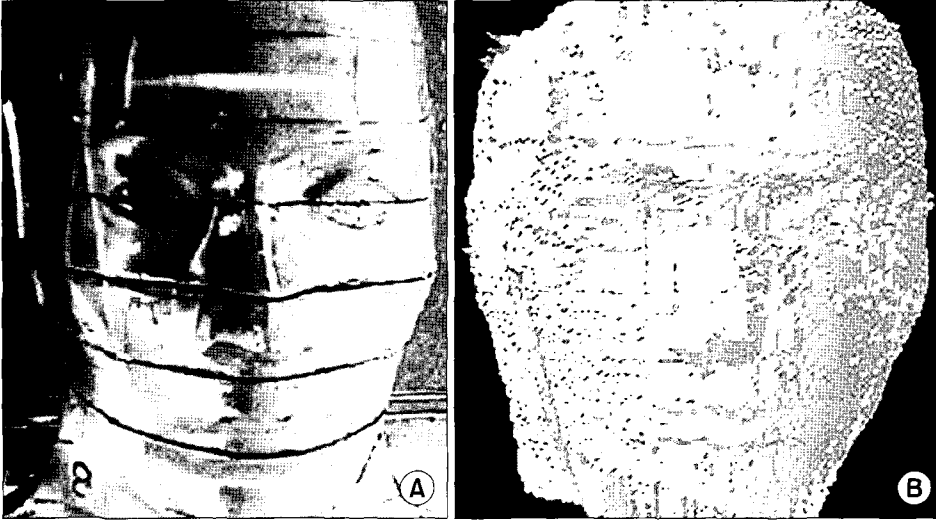


Fig. 5. 3D surface reconstruction with line laser scanning. (A) A humanoid phantom was scanned with line laser marker. (B) Reconstructed surface of the phantom.

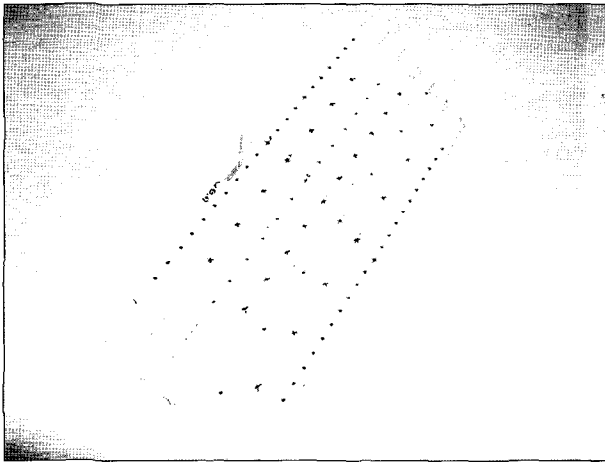


Fig. 6. A custom-made stair-like phantom was used for accuracy evaluation of point calculation.

- F : Focus length of the camera
- \vec{U}_1, \vec{U}_2 : Pixel displacement vectors of the projected point from the center of the image

스테레오 정합 알고리즘과 연속적인 표식을 이용하면 표면 추출을 구현할 수 있다. 본 연구에서는 선형 레이저 빔을 이용하여 인체형 팬텀에 대한 표면 추출을 구현하였다(Fig. 5).

2) 계단형 팬텀을 이용한 정확성 평가

스테레오 정합 알고리즘을 사용하여 계산한 3차원적 위치 정보의 정확성을 검증하기 위하여 계단형 팬텀을 사용하였다(Fig. 6). 계단형 팬텀의 각 계단 사이의 거리를 측정하고, 각 계단마다 일정한 간격으로 점을 표시하면, 팬텀의 기준점에 대한 상대적인 3차원적 위치를 측정할 수 있다.

팬텀의 기준점을 등선량중심점(isocenter)에 위치시킴으로써, 스테레오 정합 기법으로 계산한 좌표와 비교가 가능하도록 하였다. 계단형 팬텀의 영상을 분석하여 표시된 점의 계산된 좌표와 측정좌표를 비교하여 오차를 계산하였다. 팬텀위치를 4회 이상 바꾸어 영상을 획득하였고 각 위치마다 47~59개의 점에 대하여 위치 비교를 수행하였다.

3) 표식 삼각형(landmark-triangle)을 이용한 환자 고정 상태의 재현성 평가

환자가 강제라고 가정할 때, 환자 영상으로부터 3개 이상의 인식 가능한 표식을 연결한 삼각형은 환자의 3차원적 고정 상태를 정확하게 반영한다. 따라서, 기준 이미지에서 추출한 표식 삼각형(landmark-triangle)과 분할 치료 시 추출하는 표식 삼각형을 비교하여, 분할 치료간 고정 오차를 계산할 수 있다.

또, 분할 치료 표식 삼각형을 분석하여 기준 환자위치와 동일한 위치로 만들기 위한 6개의 자유도(3개의 축에 대한 이동과 3개의 축을 중심으로 한 회전)에 따른 파라미터를 계산할 수 있는데, 이를 위하여 수치해석적 방법인 Gauss-Newton 최적화 알고리즘¹²⁾을 사용하였다.

식(5)와 같이 기준 표식 삼각형의 점과 분할치료 시 표식 삼각형의 점의 차이를 이용하여 목적 함수(objective function)를 생성하였다. 식(6)에 의해 갱신된 파라미터(\vec{q})를 테스트 삼각형에 적용하면 위치가 변화하면서 목적 함수의 값이 점점 줄어들게 된다.

$$E(\vec{q}) = \sum_{i=1}^n b_i^2 \tag{5}$$

$$\vec{q}(n+1) = \vec{q}(n) - (A^T A)^{-1} A^T b \tag{6}$$

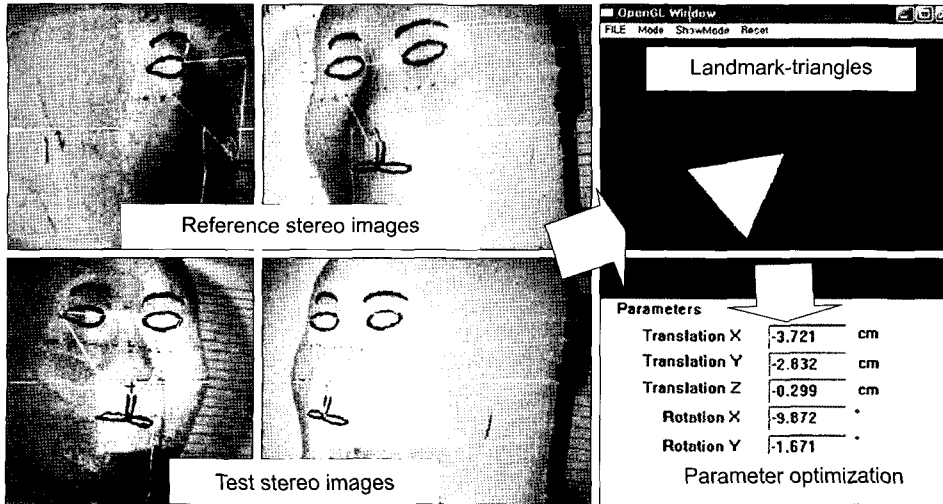


Fig. 7. The reproducibility of patient setup can be quantified in 3D with “landmark-triangles” and parameter optimization.

$$\bullet \mathbf{b} = \begin{bmatrix} b_1 \\ b_2 \\ b_3 \\ b_4 \\ b_5 \\ b_6 \\ b_7 \\ b_8 \\ b_9 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_1 - x_1^* \\ x_2 - x_2^* \\ x_3 - x_3^* \\ y_1 - y_1^* \\ y_2 - y_2^* \\ y_3 - y_3^* \\ z_1 - z_1^* \\ z_2 - z_2^* \\ z_3 - z_3^* \end{bmatrix}$$

$((x_n, y_n, z_n), n=1,2,3)$
 : Component of the reference landmark-triangle
 $((x_n^*, y_n^*, z_n^*), n=1,2,3)$
 : Component of the test landmark-triangle

$$\bullet \mathbf{A} = \begin{bmatrix} \frac{\partial b_1(\vec{q})}{\partial q_1} & \frac{\partial b_2(\vec{q})}{\partial q_1} & \cdots & \frac{\partial b_6(\vec{q})}{\partial q_1} \\ \frac{\partial b_1(\vec{q})}{\partial q_2} & \frac{\partial b_2(\vec{q})}{\partial q_2} & \cdots & \frac{\partial b_6(\vec{q})}{\partial q_2} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial b_1(\vec{q})}{\partial q_6} & \frac{\partial b_2(\vec{q})}{\partial q_6} & \cdots & \frac{\partial b_6(\vec{q})}{\partial q_6} \end{bmatrix}$$

식(7)의 정지 조건에 의해 반복계산이 정지되면, \vec{q} 가 최적화 된 파라미터로 산출되고, 이는 분할치료 표식 삼각형이 기준 표식 삼각형의 위치와 일치되기 위한 6개의 이동 및 회전을 나타내는 벡터이다.

$$E(\vec{q}) < \epsilon (\epsilon = 0.00001) \tag{7}$$

표식 삼각형을 이용한 재현성 평가 방법론의 효용성을 검증하기 위하여 팬텀 실험을 수행하였다. 선형가속기에 무선 CCTV 시스템을 부착하고, 영상으로 표식의 인식이 가능한 두경부 팬텀을 테이블에 고정시켰다. 테이블과 갠트리, 콜리메이터 등을 이동·회전시킴으로써, 테이블 기준 좌우축(LR axis)을 중심으로 한 회전을 제외한 5개의 자유도를 변형시킬 수 있다. 임의로 자유도를 변형시킨 47개의 팬텀 이미지를 얻고, 위 알고리즘을 통해 계산한 값과

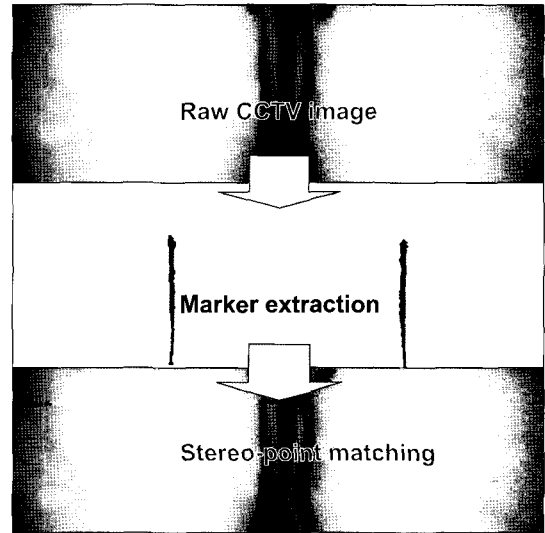


Fig. 8. The laser marker can be extracted in real-time with binary image processing.

비교하였다(Fig. 7).

4. 실시간 환자 표면 관찰을 통한 호흡 동기 시스템 연구

환자 표면에 인위적인 표식을 만들면, 스테레오 정합을 이용한 영상처리를 통해 이 표식의 위치정보를 알 수 있다. 실시간 영상을 프레임별로 처리하면 호흡 및 다른 요인에 의한 환자 표면의 변화를 실시간으로 관찰하는 것이 가능하다. 지원자가 선형가속기 테이블 위에 바로 누운 자세로 위치하였을 때 복부 중앙 부분에 레이저 빔을 이용한 표식을 만들고 2대의 CCTV 카메라를 이용하여 실시간 영상을 얻었다. 선형 레이저 빔을 지원자의 표면에 조사하고, 단계적인 영상 처리를 통해 자동으로 환자 표면에 비추어

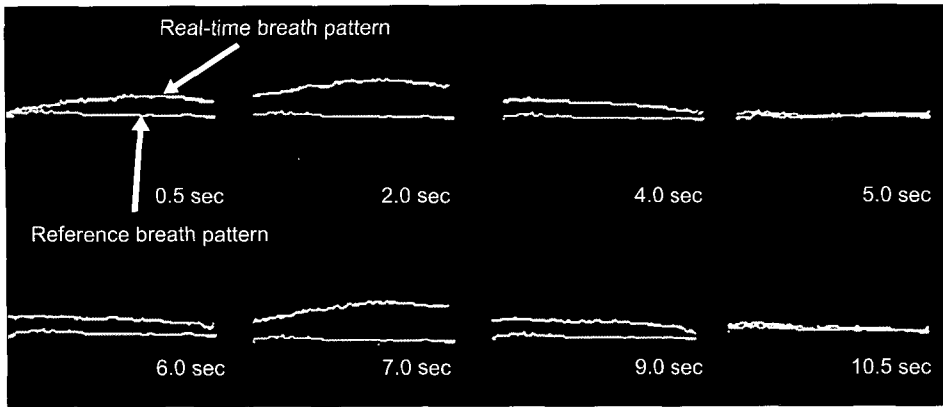


Fig. 9. Side-view of real-time breath pattern and arbitrarily-referenced breath pattern during the respiration of 10.5 secs.

Table 1. Noise Ratio Relating RF Interference in Camera Attached onto the Gantry Head

	Total pixel number (#)	Noise pixel number (#)	Noise ratio ($\frac{\text{noise pixel number}}{\text{total pixel number}} \times 100, \%$)
Beam off	76,800	1,337.1 ± 5.1	1.74 ± 0.01
Beam on	76,800	10,122.5 ± 208.8	13.2 ± 0.27
Beam on (Cu foil shielding)	76,800	1,781.7 ± 73.4	2.32 ± 0.10

진 곡선을 추출하였다(Fig. 8). 두 대의 카메라에서 추출된 곡선을 스테레오 정합을 이용하여 점 단위로 3차원적 위치를 계산하고, 이를 화면에 나타내었다. Fig. 9는 지원자의 복부표면 일부를 측면에서 재구성한 화면으로서, 특정 호흡 주기 시점에서 얻은 표면 곡선(reference breath pattern)과 호흡에 따라 실시간으로 추출되는 곡선(real-time breath pattern)을 비교한 그림이다. 실시간 영상 처리 시 지연시간(delay time)은 중요한 요소이다. 식(8)과 같이 컴퓨터 상에서 영상처리에 걸린 소요시간을 측정하고, 처리된 영상 프레임 수를 측정하면, 실시간 영상 처리 시 지연 시간을 계산할 수 있다.

$$\text{지연시간 (delay time)} = \frac{\text{총 소요 시간}}{\text{처리된 프레임 수}} \quad (8)$$

각기 다른 길이의 10개의 영상에 대해 소프트웨어 상에서 지연시간을 계산하여 비교하였다.

결 과

1. 방사선 조사 시 간섭 현상에 의한 잡음 평가

방사선 조사 시 고주파와 누설 방사선으로 인해 salt and pepper 잡음이 발생하는 것으로 나타났다. 방사선 조사 전과 조사 중의 잡음률(noise ratio)을 비교해 본 결과, 각각

Table 2. The Accuracy Evaluation of the Point Calculation Using Stair-Like Phantom

Position	Point number (#)	Error (mm)	Error max (mm)
1	47	1.39 ± 0.62	3.35
2	54	1.45 ± 0.60	3.07
3	59	1.93 ± 0.71	3.13
4	59	1.14 ± 0.53	2.84
Total	219	1.50 ± 0.70	3.35

1.74 ± 0.007%, 13.2 ± 0.27%로 나타났고, 방사선 조사 시 카메라를 구리 호일로 차폐하였을 때에는 2.32 ± 0.10%로 잡음률이 감소하는 것으로 나타났다(Table 1). Salt and pepper 잡음이 빔 조사 시 발생하는 고주파와 누설 방사선에 의한 간섭에 의한 것이라고 가정할 때, 구리 호일 차폐가 이를 감소시키는 효과가 있음을 알 수 있다.

2. 스테레오 정합의 효용성 평가

1) 계단형 팬텀을 이용한 정확성 평가

기하학적 특성이 정확히 측정된 계단형 팬텀으로, 표시된 점에 대한 측정값과 계산값을 비교하였다. 4개의 각기 다른 팬텀 위치에 대하여 총 219개의 점에 대한 위치를 비교한 결과, 평균 1.50 ± 0.7 mm의 오차가 발생하였고, 이는 방사선 치료에서 2.0 mm 이내의 재현성을 요구하는 것에 대해, 충분한 효용성을 나타내는 결과이다(Table 2).

2) 표식 삼각형(landmark triangle)을 이용한 재현성 평가의 효용성

각기 다른 자유도 변화에 대한 47개 이미지로부터 기준 영상과 동일한 3차원적 위치를 갖기 위한 변환 파라미터를 계산하여, 실제값과 비교하였다. 이동변환에 대해서는 x축, y축, z축에 대해 각각 0.38 ± 0.34 mm, 0.68 ± 0.57 mm, 0.53 ± 0.39 mm의 오차를 보였고, 회전변환에 대해서는 x축 중심

Table 3. Accuracy of the Parameters Calculated from Landmark-Triangles

Translation error (mm)			Rotation error (degree)		
Δt_x	Δt_y	Δt_z	$\Delta \Theta_x$	$\Delta \Theta_y$	$\Delta \Theta_z$
0.38 ± 0.34 (max : 1.51)	0.68 ± 0.57 (max : 2.36)	0.53 ± 0.39 (max : 1.85)	0.26 ± 0.17 (max : 0.69)	0.46 ± 0.32 (max : 1.23)	0.53 ± 0.34 (max : 1.18)

Table 4. Delay Time for Real-time Tracking with Wireless CCTV

Processing time (sec)	Image frames (#)	Delay time (sec)
9	56	0.161
16	98	0.163
34	199	0.171
17	100	0.170
26	158	0.165
12	68	0.176
14	80	0.175
17	102	0.167
13	81	0.160
11	66	0.167

Average \pm standard deviation : 0.167 ± 0.0053 (sec)

회전과 y축 중심 회전, z축 중심 회전에 대해 각각, 0.26 ± 0.17 deg, 0.46 ± 0.32 deg, 0.53 ± 0.34 deg의 결과를 보였다 (Table 3). 이는 실제 임상에 적용하기에 충분한 정확도를 나타내는 결과이다.

3. 실시간 영상 추적

지원자가 자연스럽게 호흡하도록 유도한 후, 지원자 표면에 비추어진 선형 레이저 빔 영상을 이진화 영상처리를 통해 적절하게 추출할 수 있었다. 한 프레임당 320×240 의 화소수를 가진 실시간 영상을 처리하여 결과를 화면에 출력하는 과정에서, 육안으로는 영상과 분석된 화면의 시간 차이를 감지할 수 없었다. 소프트웨어 상에서 10개의 각기 다른 영상 클립에 대해 지연시간을 측정한 결과, 평균 0.167 ± 0.0053 초로 나타났다(Table 4).

고안 및 결론

영상을 이용하여 환자의 고정 상태를 평가하는 방법은 여러 연구자들에 의해 개발되었다. 이 석 등은 디지털화재 구성사진, 모의치료사진, 포탈영상 및 CCD 카메라 영상 등을 이용하여 환자 고정상태의 측정에 이용하였으나,¹³⁾ 재현성 평가 기준이 2차원적이라는 한계를 지니고 있다.

최근에 상품화된 speckle photogrammetry를 이용한 방법은 단일 영상으로서 3차원적 표면을 형상 재구성할 수 있는 방법으로서, Bert 등이 PBI (Partial Breast Irradiation) 환자를 대상으로 임상적인 효용성을 검증하기도 하였다.¹⁴⁾ 하지만, 상기 방법론의 경우 장치 구입에 많은 비용이 소요되는 것과 영상 획득과정에서, 장애물이나 조명의 영향을 받는 문제점, 영상을 획득할 수 있는 방향과 영역이 제한적이라는 문제점을 지니고 있다.

본 연구에서 개발된 무선 CCTV를 이용한 환자 고정 보조장치는 다양한 각도의 semi-BEV 영상을 얻을 수 있는 특징을 가지고 있다. 또, 기존의 연구가 3차원적 표면을 재현성 평가의 기준으로 선택한 반면, 본 연구에서는 사용자가 지정한 표식 삼각형(landmark-triangle)으로 재현성을 평가하는 방법을 제시하였다. 3차원적 표면이 더 정확한 계산 결과를 나타낼 것으로 예상되나, 표식을 기반으로 재현성을 평가할 때, 사용자가 환자의 2차원 영상을 직접 보며 표식을 지정하게 되므로, 환자 고정상태에 대한 직관적인 검증이 이루어진다는 점에서 장점이 있다고 생각된다. 그러나, 치료 중에 발생하는 환자 고정상태의 변화에 대하여, 본 연구에서 제안된 landmark-triangle 기법으로는 관찰할 수 없다.

본 연구에서는 무선 CCTV를 이용한 호흡 동기 시스템에 대한 연구를 진행하였고, 실시간 영상처리를 통해 가능성을 확인할 수 있었다. 현재, 호흡 동기 시스템을 구현하기 위하여, ABC (Active Breathing Control), RPM (Realtime Position Management) 등이 타 기관에 의해 이용되고 있다.^{15,16)} 그러나, ABC는 치료 부위와는 관계없이 환자 호흡만을 조절하는 한계를 지니고 있고, RPM은 환자 표면의 실시간 추적을 구현하나, 그것이 복부 표면의 한 점에 제한된다는 한계가 있다. 본 연구에서는 환자 표면 일부를 연속적인 곡선으로 실시간 관찰할 수 있기 때문에, 기존의 방법보다 향상된 호흡 모니터링을 수행할 수 있을 것으로 생각된다. 정지영상에서의 스테레오 정합 알고리즘을 이용한 위치 계산 오차가 2.0 mm 이하로 나타났기 때문에 실시간 영상에서도 동일한 정확도가 나타날 수 있을 것으로 예상된다. 하드웨어적 개선(CPU 및 CCTV, DVR 시스템의

업그레이드)은 영상의 해상도 및 시간적 오차(현재 약 0.17 초)를 향상시킬 수 있을 것으로 기대된다. 단, 본 연구에서 가능성이 확인된 호흡 동기 시스템은 향후 moving phantom을 이용한 정확성 및 효용성 평가가 수행되어야 할 것이다.

참 고 문 헌

1. **McBain CA, Henry AM, Sykes J, et al.** X-Ray volumetric imaging in image-guided radiotherapy: the new standard in on-treatment imaging. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006;64:625-634
2. **Weiss E, Vorwerk H, Richter S, Hess CF.** Interfractional and intrafractional accuracy during radiotherapy of gynecologic carcinomas: a comprehensive evaluation using the exactrac system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003;56:69-79
3. <<http://www.varian.com/orad/prd171.html>>
4. **Dyk JV, Kron T, Bauman G, Battista JJ.** Tomotherapy: a revolution in radiation therapy, *Physics in Canada* 2002;3:79-86
5. **Rietzel E, Liu AK, Doppke KP, et al.** Design of 4D treatment planning target volumes. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006;66:287-295
6. **Mackay RI, Graham PA, Logue JP, Moore CJ.** Patient positioning using detailed three-dimensional surface data for patients undergoing conformal radiation therapy for carcinoma of the prostate: a feasibility study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001;49:225-230
7. **Bert C, Metheany KG, Doppke K, Chen G.** A phantom evaluation of a stereo-vision surface imaging system for radiotherapy patient setup. *Med Phys* 2005;32:2753-2762
8. **Li S, Geng J.** Intensity modulated radiation therapy. London, 1st ed. BC Decker Inc. 2005:407-413
9. **Crane R.** A simplified approach to image processing. New Jersey, 1st ed. Prentice Hall PTR. 1997:95-107
10. **Tate K, Lai Z.** Depth map construction from range-guided multi-resolution stereo matching. *IEEE Trans Man Cybern* 1994;24:134-144
11. **Cowley TG, Hill DL, Durdle NG, Peterson A, Raso VJ.** Surface modeling methods: correlations vs. unique feature extraction. *IEEE Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering*, Edmonton, Canada 1999:1516-1520
12. **Ashburner J, Friston KJ.** Human brain function. 2nd ed. London, The Wellcome Dept. of Imaging Neuroscience. 2002:12-13
13. **Lee S, Seong JS, Kwon SI, Chu SS, Lee CG, Suh CO.** Patients setup verification tool for RT (PSVTS): DRR, Simulation, Portal and Digital images. *J Korean Soc Ther Radiol Oncol* 2003;21:100-106
14. **Bert C, Metheany KG, Doppke KP, Taghian AG, Powell SN, Chen GTY.** Clinical experience with a 3D surface patient setup system for alignment of partial-breast irradiation patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006;64:1265-1274
15. **Wong JW, Sharpe MB, Jaffray DA, et al.** The use of active breathing control (ABC) to reduce margin for breathing motion. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;44:911-919
16. **Wagman R, Yorke E, Ford E, et al.** Respiratory gating for liver tumors: use in dose escalation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003;55:659-668

Abstract

Patient Setup Aid with Wireless CCTV System in Radiation Therapy

Yang Kyun Park, B.S.*, Sung Whan Ha, M.D.^{†‡}, Sung Joon Ye, Ph.D.[†], Woong Cho, B.S.*,
Jong Min Park, B.S.*, Suk Won Park, M.D.[§] and Soon Nyung Huh, Ph.D.^{¶||}

*Department of Radiation Applying Life Science, Seoul National University Graduate School,

[†]Department of Radiation Oncology, Seoul National University College of Medicine,

[‡]Institute of Radiation Medicine, Medical Research Center, Seoul National University,

[§]Department of Radiation Oncology, Chung-Ang University College of Medicine,

[¶]Department of Radiation Oncology, Seoul National University Hospital, Seoul, Korea

Purpose: To develop a wireless CCTV system in semi-beam's eye view (BEV) to monitor daily patient setup in radiation therapy.

Materials and Methods: In order to get patient images in semi-BEV, CCTV cameras are installed in a custom-made acrylic applicator below the treatment head of a linear accelerator. The images from the cameras are transmitted via radio frequency signal (~2.4 GHz and 10 mW RF output). An expected problem with this system is radio frequency interference, which is solved utilizing RF shielding with Cu foils and median filtering software. The images are analyzed by our custom-made software. In the software, three anatomical landmarks in the patient surface are indicated by a user, then automatically the 3 dimensional structures are obtained and registered by utilizing a localization procedure consisting mainly of stereo matching algorithm and Gauss-Newton optimization. This algorithm is applied to phantom images to investigate the setup accuracy. Respiratory gating system is also researched with real-time image processing. A line-laser marker projected on a patient's surface is extracted by binary image processing and the breath pattern is calculated and displayed in real-time.

Results: More than 80% of the camera noises from the linear accelerator are eliminated by wrapping the camera with copper foils. The accuracy of the localization procedure is found to be on the order of 1.5 ± 0.7 mm with a point phantom and sub-millimeters and degrees with a custom-made head/neck phantom. With line-laser marker, real-time respiratory monitoring is possible in the delay time of ~0.17 sec.

Conclusion: The wireless CCTV camera system is the novel tool which can monitor daily patient setups. The feasibility of respiratory gating system with the wireless CCTV is hopeful.

Key Words: IGRT, Patient setup, Wireless CCTV, Image processing, Stereo matching, Respiratory gating