

Analysis on the Positional Accuracy of the Non-orthogonal Two-pair kV Imaging Systems for Real-time Tumor Tracking Using XCAT

Hanseong Jeong*, Youngju Kim*, Ohsung Oh*, Seho Lee*, Hosang Jeon[†], Seung Wook Lee*

*School of Mechanical Engineering, Pusan National University, Busan,

[†]Department of Radiation Oncology, Pusan National University Yangsan Hospital, Yangsan, Korea

In this study, we aim to design the architecture of the kV imaging system for tumor tracking in the dual-head gantry system and analyze its accuracy by simulations. We established mathematical formulas and algorithms to track the tumor position with the two-pair kV imaging systems when they are in the non-orthogonal positions. The algorithms have been designed in the homogeneous coordinate framework and the position of the source and the detector coordinates are used to estimate the tumor position. 4D XCAT (4D extended cardiac-torso) software was used in the simulation to identify the influence of the angle between the two-pair kV imaging systems and the resolution of the detectors to the accuracy in the position estimation. A metal marker fiducial has been inserted in a numerical human phantom of XCAT and the kV projections were acquired at various angles and resolutions using CT projection software of the XCAT. As a result, a positional accuracy of less than about 1mm was achieved when the resolution of the detector is higher than 1.5 mm/pixel and the angle between the kV imaging systems is approximately between 90° and 50°. When the resolution is lower than 1.5 mm/pixel, the positional errors were higher than 1mm and the error fluctuation by the angles was greater. The resolution of the detector was critical in the positional accuracy for the tumor tracking and determines the range for the acceptable angle range between the kV imaging systems. Also, we found that the positional accuracy analysis method using XCAT developed in this study is highly useful and will be a invaluable tool for further refined design of the kV imaging systems for tumor tracking systems.

Key Words: Tumor tracking, Resolution, kV imaging, XCAT, Radiation therapy

서 론

This work was partly supported by the ICT R&D program of MSIP/IITP [R0101-15-0126 (10043897)], Development of 500 cGy level radiation therapy system based on automatic detection and tracing technology with dual-head gantry for 30% reducing treatment time for cancer tumors, by the project titled "The Development of Security and Safety Systems based on Ubiquitous Technology for Shipping and Logistics" funded by the Ministry of Oceans and Fisheries, by the Basic Science Research Program through the National Research Foundation of Korea (NRF) funded by the Ministry of Education (NRF-2014R1A1A2056795), by the Nuclear Research and Development Program of the National Research Foundation of Korea (NRF) grant funded by the Korean Ministry of Science, ICT and Future Planning (NRF-2015M2A2A6021184), and by Pusan National University Research Grant, 2012.
Received 6 August 2015, Revised 21 August 2015, Accepted 28 August 2015

Correspondence: Seung Wook Lee (seunglee@pusan.ac.kr)
Tel: 82-51-510-3107, Fax: 82-51-514-0685

© This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

실시간 종양 위치 추적 기술은 영상유도 방사선치료에 있어서 정확한 병변치료를 위해서 매우 중요하다. 방사선 종양의 위치를 추적하는 방법은 크게 인체 외부의 대리 표식자를 활용하여 간접적으로 종양의 위치를 추정하는 방법과 실시간 엑스선 투시 진단 등을 이용해서 병변을 직접 관찰하는 방법이 있다. 실시간 엑스선 투시 진단을 이용하는 방법은 병변 위치에 엑스선 대조비가 높은 금속 등의 기점 마커를 삽입하여 종양의 위치를 추적하는 방법과 기점 마커의 삽입이 없이 인체의 대리 표식자를 활용하는 방법이 있다.¹⁾

실시간 종양 위치 추적을 위한 기점 마커를 이용한 엑스선 투시진단법은 오프 보드 영상 시스템을 갖춘 시스템과, 온 보드 영상 시스템을 갖춘 시스템, 그리고 Vero SBRT UNLEASHED 등에서 장착되어서 사용되었다.²⁻⁴⁾ 여기서는 모두 두 개의 kV 엑스선 영상시스템이 직교 형태로 배치되

어서 병변의 위치를 추적하는 방식을 사용하였다. 또한, 두 개의 kV 영상 시스템 대신 한 개의 온 보드 kV 영상시스템과 한 개의 MV 전자포털영상시스템(Electronic Portal Imaging Device; EPID)을 이용하여 기점 마커를 추적하는 연구도 수행되고 있다.^{5,6)}

최근 국내에서는 두 개의 치료빔 가속기를 이용하여서 치료시간을 단축하면서 실시간으로 종양 위치 추적을 하는

시스템에 대한 연구 프로젝트가 진행되고 있다. Fig. 1에서와 같이 이 시스템에서도 두 개의 kV 엑스선 영상시스템의 장착을 계획하고 있다.⁷⁾ 그런데, 두 개의 치료빔 가속기가 장착될 경우는 종양의 추적을 위한 kV 엑스선 영상시스템을 직교로 두는 것이 구조적 간섭으로 인하여 어려워진다. MV 시스템의 가동범위가 kV 엑스선 영상시스템과의 간섭에 의해서 제약되는 것이다. MV 시스템의 가동범위를 확장하기 위해서는 kV 엑스선 영상시스템을 비직교로 운용되어야 할 필요성이 있다. 따라서, 두 개 혹은 다수의 치료빔 가속기가 장착되는 겐트리 구조에서 사용할 수 있는 실시간 엑스선 투시진단법의 구조에 대한 연구를 할 필요성이 제기된다.

본 연구에서는 이러한 두 개의 kV 영상 시스템이 실시간 종양 위치 추적을 위해서 사용될 때 비직교 형태로 배치될 때 영상으로부터 종양의 위치를 추적하는 알고리즘을 개발하고, 비직교 kV 영상시스템으로 종양위치 추적을 할 때 생길 수 있는 오차에 대해서 분석하는 것을 목표로 하였다. 특히, 영상 검출기의 해상도가 미치는 영향을 두 개의 kV 영상시스템의 각도에 따라서 모의실험으로 분석하여보았다.

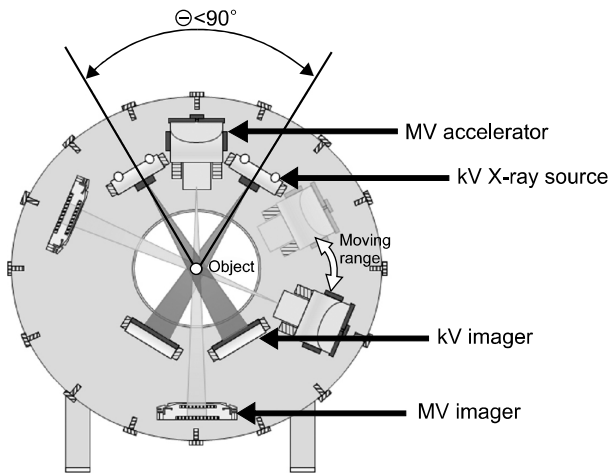


Fig. 1. A schematic of the dual-head gantry radiation therapy system. In this system, the dual meta-voltage (MV) accelerators are mounted on the gantry for therapeutic purpose and the kilo-voltage (kV) imaging systems are used for tumor tracking. The motion range of the kV imaging system is limited in the dual-head gantry design.

재료 및 방법

1. 좌표 설정 및 알고리즘

Fig. 2에서와 같이 절대 좌표는 촬영되는 평면을 XY평

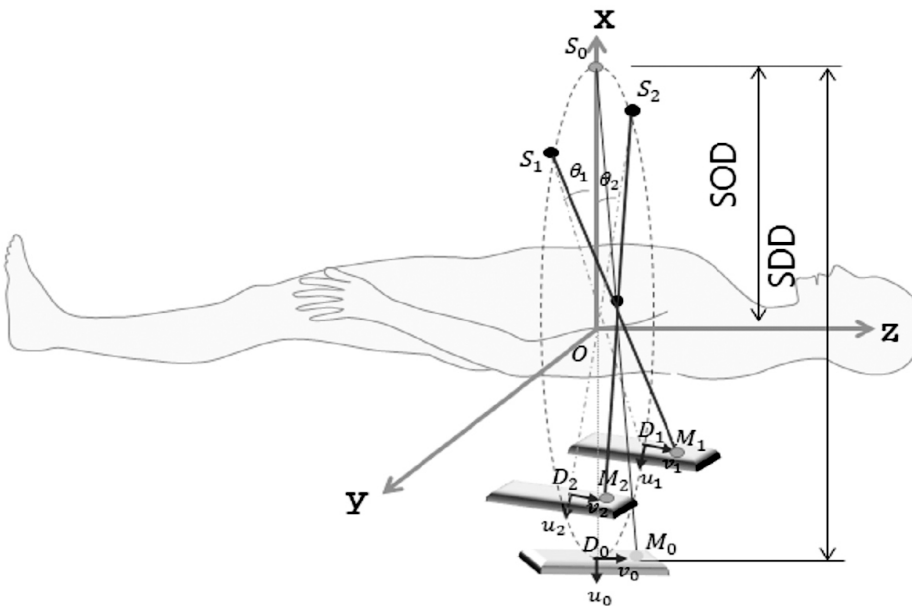


Fig. 2. Geometry of the two-pair kV imaging system for tumor tracking.

면, 시스템의 길이 방향을 Z축으로 설정하였다. 이 절대좌표에서 팬텀의 중심에 원점 $O(0, 0)$ 을 설정하고, 두 선원(S_1, S_2)과 각각에 대응되는 두 검출기(D_1, D_2)의 중심의 위치를 $S_1(a_1, b_1, c_1)$, $S_2(a_2, b_2, c_2)$, $D_1(m_1, n_1, l_1)$, $D_2(m_2, n_2, l_2)$ 이라고 설정하였다. D_1 과 D_2 를 중심으로 하는 검출기의 좌표계는 (u_1, v_1) , (u_2, v_2) 로 나타내었고, 이 검출기 좌표계에서의 임의의 한 점은 절대좌표계로 환산이 가능하다. 각각의 검출기 평면은 선원과 검출기의 중심을 이은 직선에 대해서 수직이라고 가정하였다. 팬텀의 병변에 삽입한 금속 기점 마커 중심의 위치를 $P(x, y, z)$ 라고 두었고, 엑스선을 투사했을 때 그 금속 기점 마커가 검출평면에서 검출된 위치좌표 $P_1(u_1, v_1)$, $P_2(u_2, v_2)$ 에 따라서 검출기에 금속픽셀의 절대 좌표를 구했다.

실제 엑스선 종양 추적 시스템에서는 두 선원의 위치 $S_1(a_1, b_1, c_1)$, $S_2(a_2, b_2, c_2)$ 와 투영된 금속 기점 마커 영상 중심의 좌표 $M_1(x_1, y_1, z_1)$, $M_2(x_2, y_2, z_2)$ 는 종양 위치 추적을 위한 정보로서 우리가 알 수 있는 정보이다. 이 좌표정보들을 이용하면 3차원 공간상의 두 직선의 방정식을 통해 금속 기점 마커 중심의 위치 $P(x, y, z)$ 를 구할 수가 있다. 종양에 삽입된 금속 기점 마커 중심의 위치 $P(x, y, z)$ 를 찾기 위한 방정식을 아래 식 (1)과 같이 구하였다.

$$x = \frac{\frac{y_1 - b_1}{x_1 - a_1} a_1 - \frac{y_2 - b_2}{x_2 - a_2} a_2 + (b_2 - b_1)}{\frac{y_1 - b_1}{x_1 - a_1} - \frac{y_2 - b_2}{x_2 - a_2}}$$

$$y = \frac{\frac{x_1 - a_1}{y_1 - b_1} b_1 - \frac{x_2 - a_2}{y_2 - b_2} b_2 + (a_2 - a_1)}{\frac{x_1 - a_1}{y_1 - b_1} - \frac{x_2 - a_2}{y_2 - b_2}}$$

$$z = \frac{\frac{y_1 - b_1}{z_1 - c_1} c_1 - \frac{y_2 - b_2}{z_2 - c_2} c_2 + (b_2 - b_1)}{\frac{y_1 - b_1}{z_1 - c_1} - \frac{y_2 - b_2}{z_2 - c_2}}$$

본 연구에서는 종양 위치 추적 시뮬레이션을 위해서 XCAT라는 사실적인 하이브리드 모델 팬텀모델 시뮬레이터를 사용하였다.^{8,9)} XCAT에서는 팬텀의 프로젝션 영상을 얻기 위해서 선원과 검출기를 회전시키는 대신에 팬텀을 회전하는 방식을 사용한다. 실제로는 선원과 검출기를 회전시키는 경우 이므로 팬텀의 회전에 대응하는 선원과 검출기의 절대좌표를 구할 필요가 있다. 그래서 본 연구에서는 팬텀의 회전을 이용해서 원점 선원과 원점 검출기에서

의 팬텀의 프로젝션 영상을 우선 얻고, 그에 대응되는 선원과 검출기의 절대 좌표를 구하는 방식을 사용하였다. 식(1)에서 나타나는 절대좌표 $S_1(a_1, b_1, c_1)$, $S_2(a_2, b_2, c_2)$ 와 검출기에 투영된 금속 기점 마커 영상 중심의 절대 좌표 $M_1(x_1, y_1, z_1)$, $M_2(x_2, y_2, z_2)$ 를 구하기 위해서, 원점 선원의 위치 S_0 및 이에 대응되는 원점 검출기에서의 금속기점 마커의 중심좌표 M_0 를 동차좌표계 방정식을 이용한 회전변환을 이용하여서 계산하였다.¹⁰⁾ 회전각도 θ 는 팬텀의 XCAT에서 팬텀의 프로젝션영상을 얻기 위해서 팬텀을 회전시킨 회전각도에 대응되는 상대적인 각도이다. 먼저, 팬텀의 프로젝션이 이루어지는 원점 선원의 위치 S_0 를 식(2)와 같이 설정한다.

$$S_0 = \begin{pmatrix} SOD \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (2)$$

회전된 선원의 절대좌표는 가상의 선원이 $S_0(SOD, 0, 0)$ 에서 각도 θ_i 만큼 회전된 절대좌표이다. 식(3)의 동차좌표계의 회전 변환을 이용하여 S_0 에 회전변환을 곱하여 식(4)과 같이 S_i 를 구한다.

$$Rot_i = \begin{pmatrix} \cos\theta_i & -\sin\theta_i & 0 & 0 \\ \sin\theta_i & \cos\theta_i & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3)$$

$$S_i = \begin{pmatrix} a_i \\ b_i \\ c_i \\ 1 \end{pmatrix} = Rot_i \times S_0 = \begin{pmatrix} \cos\theta_i & -\sin\theta_i & 0 & 0 \\ \sin\theta_i & \cos\theta_i & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} SOD \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (4)$$

마찬가지로 가상의 원점 검출기 영상에서의 금속기점 마커의 중심의 좌표 $M_{0i}(-(SDD-SOD), u_i, v_i)$ 를 식(5)와 같이 설정한다.

$$M_{i0} = \begin{pmatrix} -(SDD-SOD) \\ u_{i0} \\ v_{i0} \\ 1 \end{pmatrix} \quad (5)$$

그리고 검출기에 투영된 영상에서 금속기점 마커의 중심의 절대좌표 $M_1(x_1, y_1, z_1)$, $M_2(x_2, y_2, z_2)$ 는 각도 θ_i 만큼 회전시켜서 식(6)과 같이 구한다.

$$M_i = Rot_i \times M_{i0} = \begin{pmatrix} \cos\theta_i & -\sin\theta_i & 0 & 0 \\ \sin\theta_i & \cos\theta_i & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} -(SDD-SOD) \\ u_{i0} \\ v_{i0} \\ 1 \end{pmatrix} \quad (6)$$

여기서,

$i=1,2$: 두 개의 엑스레이 시스템의 인덱스

SOD: 선원과 원점간의 거리(source-to-origin distance)

SDD: 선원과 검출기간의 거리(source-to-detector distance)

S_0 : x-축 상의 가상 선원의 위치

M_{i0} : 검출기의 중심이 x-축 상에 중심이 있을 때 가상의 검출기 위의 한점의 위치

S_i : 선원 i 의 위치를 S_0 에서 θ 만큼 이동시킨 선원의 절대 좌표

M_i : 검출기 i 위의 한 점의 위치를 M_{i0} 에서 θ 만큼 이동시킨 절대 좌표

$Rot(z, \theta)$: z-축을 중심으로 하는 회전변환 행렬

2. XCAT과 영상획득

엑스레이 영상으로 종양을 추적하는 방법 중에서 종양의 영상을 분할하는 방법, 종양에 금속 기점 마커들을 삽입하여 대조비를 높이는 방법 등이 있다. 그 중에서 본 연구에서는 종양에 금속 기점 마커를 삽입하고, 금속을 추적하는 방법을 우선 선택하였다.^{11,12)} 본 연구에서는 엑스선 프로젝션 모의실험을 위해서는 XCAT (Duke University, USA)을 사용하였는데,^{8,9)} XCAT은 가상의 인체 팬텀을 생성할 수 있는 프로그램이다. 인체의 특정 높이의 팬텀 또는 전신 팬텀을 생성하고, 각 장기마다의 물질에 따라 또는 호흡, 심장박동에 따른 상마다 각각의 팬텀 생성할 뿐만 아니라 구형 병변, 심장 병변 등을 추가적으로 생성하여 삽입 할 수 있는 등 여러 기능이 있다. XCAT을 통하여 생성된 팬텀은

CT projector라는 프로그램으로 투과영상을 획득 할 수 있다. CT projector는 검출기의 픽셀 크기, 픽셀 수, SOD, SDD 등을 조절할 수 있고, 프로그램 실행 시 명령어를 통하여 투사각도, 선원의 종류, 선원과 검출기의 중심의 평행이동 등 또한 여러 가지 명령어를 적용하여 실행할 수 있다.

본 연구에서 사용된 두 쌍의 프로젝션 모의실험을 위해서, XCAT 팬텀이 제자리에서 회전하여 일정한 각도를 이루도록 하였다. 상대적인 각도가 중요하므로 실제 두 쌍의 엑스레이 영상 획득 실험을 구현할 수 있었다.

이 XCAT을 이용한 종양 추적 모의실험에서 주요한 조건을 Table 1과 같이 설정하였고, Fig. 3의 흐름도에서와 같은 순서로 (u, v)를 얻었다. 먼저, Matlab (Mathworks, USA)에서 XCAT 프로젝션 모의실험을 통해 획득한 병변이 삽입된 팬텀의 프로젝션 영상을 읽은 뒤, 영상에서 가장 큰 값을

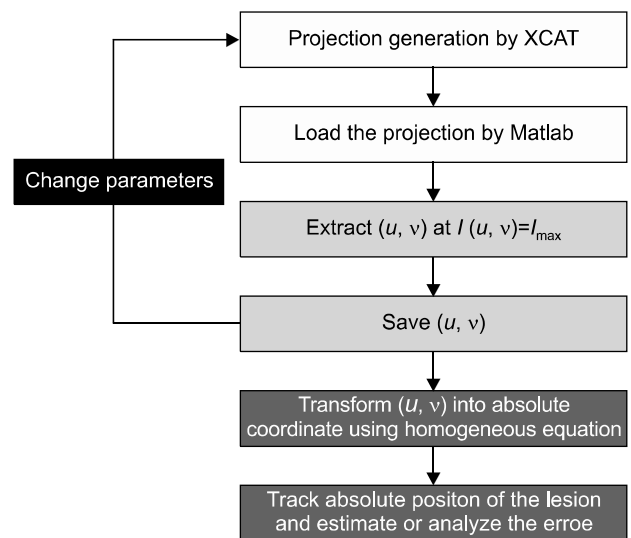


Fig. 3. Simulation procedure for the tumor tracking in this study.

Table 1. The phantom and projection condition in the X-CAT simulation.

Phantom size	Voxel width	Marker positions	Fiducial maker diameter (mm)	X-ray kV _p	Beam	Resolution: Pixel pitch (mm/pixel)	SOD (mm)	SDD (mm)
256×256×100	3.125 mm	Iso-Center: (0,0,0) Along X-axis: (12, 0, 0), (24, 0, 0), (36, 0, 0), (48, 0, 0) Along Y-axis: (0, 12, 0), (0, 24, 0), (0, 36, 0), (0, 48, 0) Along Z-axis: (0, 0, 12), (0, 0, 24), (0, 0, 36), (0, 0, 48) In the lung: (-31.25, -62.5, 93.75)	8	120 kVp	Cone	1.64	1,510.4	1,800

Table 2b

가지는 가상의 검출기에서의 금속 기점 마커 영상 중심의 좌표(u, v)를 획득하여, 그 좌표값을 저장 한다. 이 과정을 검출기 해상도, 금속 기점 마커 위치, 두 쌍의 kV 영상 시스템간의 각도 등과 같은 중앙위치 추적 시스템의 각 시물레이션 변수를 변경해가며, 각 영상마다의 (u, v)를 모두 획득 하고, 식(2)-(6)의 동차 방정식을 이용하여 각 (u, v)를 절대 좌표로 변환한다. 이후 마지막으로, 식(1)을 이용하여 병변의 위치의 추정값을 찾아내고 실제위치의 오차를 분석하였다.

Table 1에는 본 연구에서 사용한 주요한 모의실험 조건을 요약하였다. 실제 임상에서 사용하는 금속 기점 마커의 재질은 금(Au)을 삽입하는 것이 보통이지만, XCAT에서 금의 재질 데이터를 기본적으로 제공하지 않아서 철로 된 금속 기점 마커를 팬텀 내에 삽입 하였고, 철의 감쇄계수가 금보다 낮아 금속의 지름을 임상에서 주로 사용하는 것보다 크게 8 mm로 정하여 삽입하였다. 또 금속의 위치는 임의의 위치인 Table 1에 적혀있는 여러 위치에 대해서 모의 실험하였다. 앞서 선행 연구되었던 논문에서 팬텀이 호흡할 시, kV영상과 MV영상에서 기점 마커가 ± 20 mm 까지 움직이는 것을 확인 할 수 있었다.⁵⁾ 따라서, 마커 위치에 따른 위치 에러 추정을 위해서 원점과 호흡에 의해서 움직이는 범위를 약 48 mm로 가정하여 x, y, z 방향으로 각 축을 따라서 최대 48 mm까지 12 mm간격으로 영상을 획득하였다. 또한, 임의의 한 점으로 폐의 내부에 기점 마커를 삽입하여 모의실험에 활용하였다. XCAT은 복셀화한 팬텀과 수학적인 팬텀을 섞은 하이브리드 모델의 팬텀으로 프로젝션 영상을 획득하기에 시간이 오래 걸리지만, 베지어 오려냄(Bezier Clipping)을 이용하여 수학적 팬텀의 장점을 살려 복셀의 크기는 프로젝션 영상에서 영향을 주지 않도록 하였다.⁸⁾ 본 시물레이션들에 사용된 검출기의 해상도는 실험 조건에 별도의 언급이 없는 한 기본 값 1.64 mm/pixel로 사

용되었다.

본 연구에서는 ‘1. 좌표 설정 및 알고리즘’에서 수립한 위치추적 알고리즘을 이용하여서, 두 쌍의 엑스선 영상시스템 사이의 각도가 중앙 위치 추적의 정확도에 미치는 영향을 모의실험을 통해서 수행해보았다. Table 2a에는 두 쌍의 엑스선 영상 시스템 사이의 각도에 관한 모의실험 조건을 나타내었다. 두 쌍의 엑스선 영상 시스템 사이의 각도는 -45° 에서 5° 간격으로 45° 까지 영상을 얻고, 두 영상장치의 각도는 10° 부터 90° 가 되도록 설정을 하였다. 해상도를 결정하는 픽셀크기는 검출기의 영상 면적의 크기에 픽셀수를 나눈 값으로 정한다. 본 모의 실험에서는 검출기의 영상 면적은 420×420 mm, 픽셀수가 256×256 일 때, 즉 픽셀크기가 1.64 mm/pixel에서 Table 1의 각 x, y, z 축 상의 기점 마커들에 대해서 두 쌍의 엑스레이 시스템 사이의 각도변화에 따른 삼차원 거리 오차를 분석하여 보았다. 그리고, Table 1의 폐 속의 임의의 한 위치의 기점 마커에 대해서 각 방향별 위치 오차 및 삼차원 거리 오차 분석 데이터를 추가적으로 획득하였다.

다음으로는, 해상도를 변화시킬 때 두 쌍의 엑스레이 영상시스템 사이의 각도변화에 따라서 삼차원 거리 오차가 어떻게 달라지는지 실험하여 보았다. 이때 사용한 기점 마커는 Table 1의 폐속의 임의의 한 위치의 기점 마커이다. Table 2a에는 검출기 해상도에 관한 모의실험 조건을 나타내었다. 픽셀수가 일정하게 증가하도록 하여 픽셀수가 168×168 (2.5 mm/pixel), 210×210 (2.0 mm/pixel), 280×280 (1.5 mm/pixel), 420×420 (1.0 mm/pixel), 840×840 (0.5 mm/pixel)일 때 위치 추정에 대한 삼차원 위치 오차 데이터를 획득하였다.

Table 2. The parameters used in the simulation.
(a) Each projections are taken every 5° .

Angle of two pair system ($^\circ$)	10	20	30	40	50	60	70	80	90
Angle1 ($^\circ$)	5	10	15	20	25	30	35	40	45
Angle2 ($^\circ$)	-5	-10	-15	-20	-25	-30	-35	-40	-45

(b) Detector resolutions used in the simulation.

Pixel pitch (mm/pixel)	0.5	1.0	1.5	1.64	2.0	2.5
Pixel number	840	420	280	256	210	168
Detector size (mm)	420	420	420	420	420	420

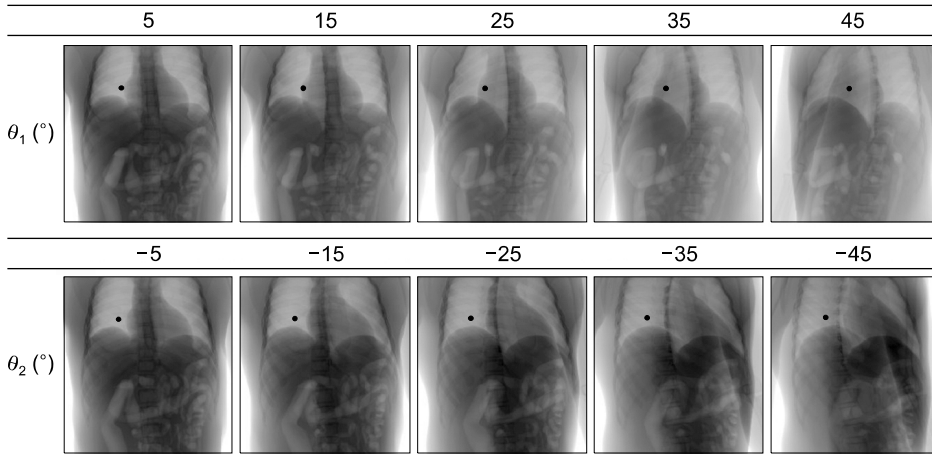


Fig. 4. Projection images of the human phantom using XCAT. The projections shown here are at each 10° interval for each kV imaging system.

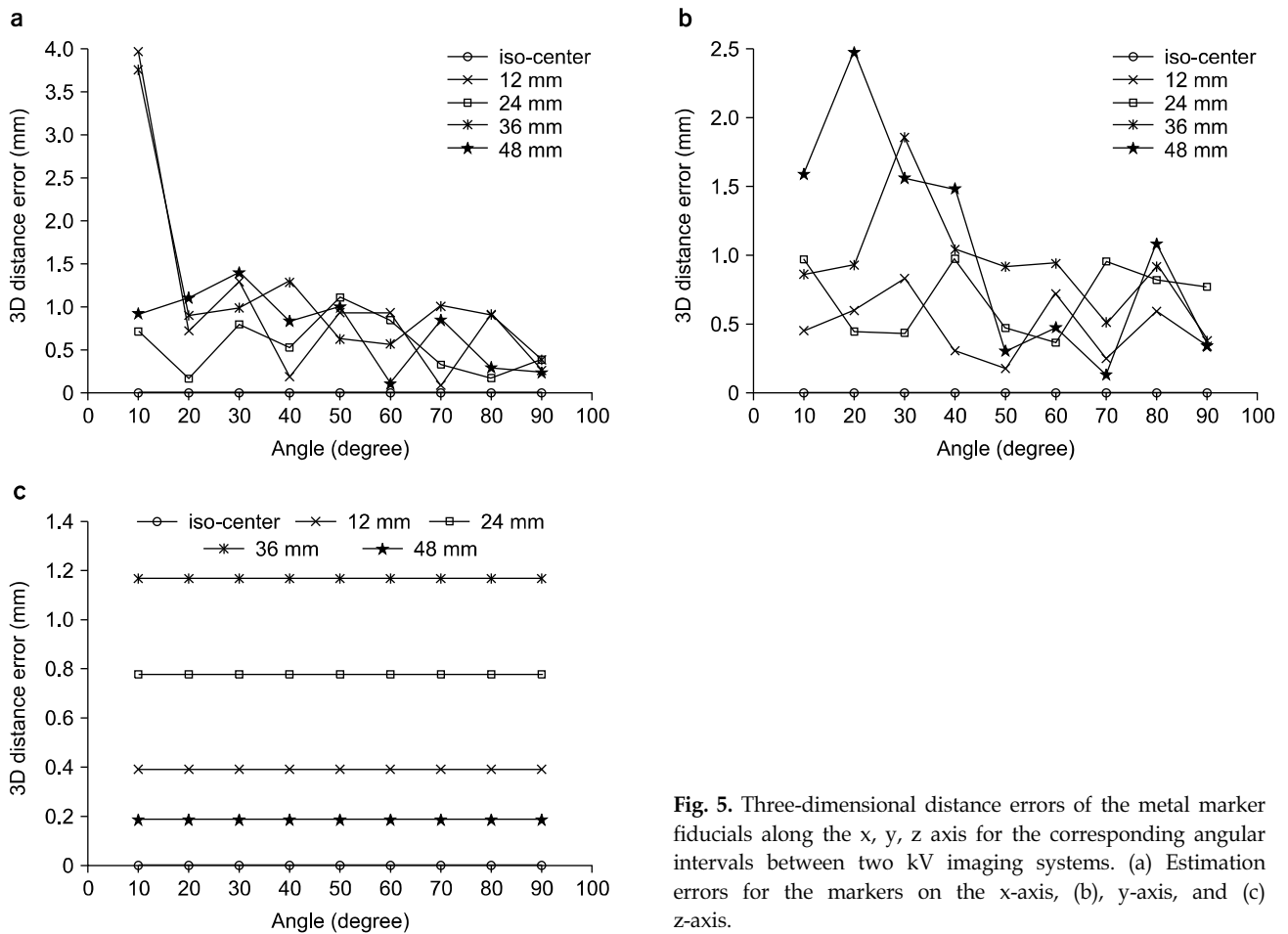


Fig. 5. Three-dimensional distance errors of the metal marker fiducials along the x, y, z axis for the corresponding angular intervals between two kV imaging systems. (a) Estimation errors for the markers on the x-axis, (b), y-axis, and (c) z-axis.

결 과

XCAT과 CT projector를 통하여 각도 위치 별 획득한 프로젝션 영상을 Fig. 4에 10° 간격으로 나열하였다. 흉부와

복부 높이의 인체 팬텀이며, 금속 기점 마커의 재질이 철인 병변이 삽입되었다. 영상을 통하여 기점 마커의 위치가 두 쌍의 kV 영상 장치의 각도에 따라서 변하는 것을 확인할 수 있다.

위와 같이 프로젝션 모의실험 영상으로 스테레오 시스템에서 두 영상장치가 이루고 있는 각도를 일정하게 점점 크게 하면서 Table 1의 원점과 세 축상에 위치한 병변 위치 추적 오차를 분석하였다. 먼저, Fig. 5에서는 원점(iso-center)으로부터 x축을 따라서 12 mm간격으로 위치한 마커(Fig. 5a), y축을 따라서 동일한 간격으로 위치한 마커(Fig. 5b), z축을 따라서 동일한 간격으로 위치한 마커(Fig. 5c)들이 3차원 방향으로 원점에서 거리가 멀어질 때, 각도별 영상에 대한 오차의 결과를 보여주고 있다. x축과 y축을 따라서 이동하는 기점 마커는 각도별 영상에서 각도가 변할 때

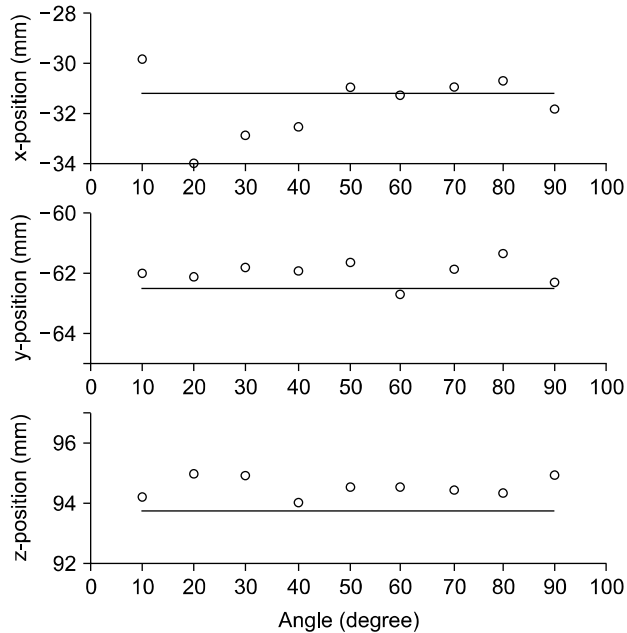


Fig. 6. The metal fiducial marker at $(-31.25, -62.5, 93.75)$ in the lung and its positional estimation in each x, y, z direction for the given angular intervals between the two kV imaging system.

마다 오차값이 바뀌고 원점에서 멀어질수록 오차가 대체적으로 증가한다. 하지만, Z축 상의 기점마커에 대해서는 각도가 바뀌어도 모든 각도에서 일정한 오차값이 나타났다.

Fig. 6와 Fig. 7에서는 Table 1의 폐 속의 임의의 한 기점 마커에 대한 두 kV 영상시스템간 각도변화에 따른 데이터를 획득하여 오차를 분석하였다. Fig. 6는 두 쌍의 kV 영상시스템의 각도에 따른 각 x, y, z 좌표별로 추정된 종양 위치 추적을 나타낸다. 여기서, 실선으로 된 가로 선은 팬텀에 삽입된 병변의 위치 $(-31.25, -62.5, 93.75)$ 를 나타낸다. 그리고, 점들은 XCAT 프로젝션 영상과 '1. 좌표 설정 및 알고리즘'절의 알고리즘을 이용하여 추정된 종양 위치 좌표를 나타낸다. Fig. 7는 본래 설정한 금속 기점 마커의 위치좌표와 알고리즘으로 추정한 금속 기점 마커의 위치좌표의 각 x, y, z 방향별 절대값의 차이와 삼차원 거리 오차를 kV 영상시스템간의 각도에 따라 그린 그래프이다. Fig. 7에

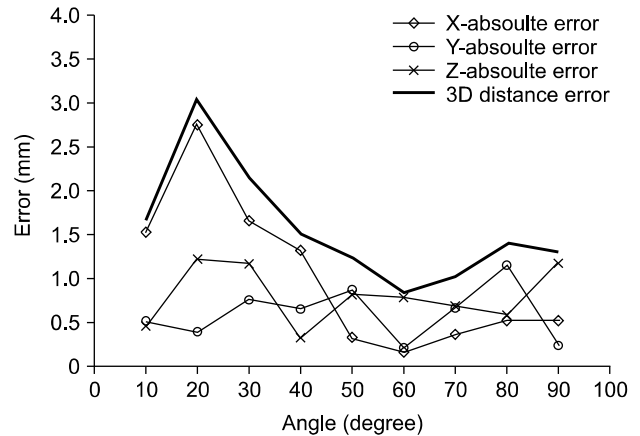


Fig. 7. Position estimation error in each x, y, z direction and the three dimensional distance error of the fiducial at $(-31.25, -62.5, 93.75)$ in the lung with respect to the angular intervals between the two kV imaging systems.

Table 3. The dependence of the detector resolution on the three dimensional distance error in mm between the original metal marker position and the estimated position for the given angular intervals of the kV imaging systems.

Angle of two pair system($^{\circ}$)	10 $^{\circ}$	20 $^{\circ}$	30 $^{\circ}$	40 $^{\circ}$	50 $^{\circ}$	60 $^{\circ}$	70 $^{\circ}$	80 $^{\circ}$	90 $^{\circ}$
$\theta_1(^{\circ})$	5 $^{\circ}$	10 $^{\circ}$	15 $^{\circ}$	20 $^{\circ}$	25 $^{\circ}$	30 $^{\circ}$	35 $^{\circ}$	40 $^{\circ}$	45 $^{\circ}$
$\theta_2(^{\circ})$	-5 $^{\circ}$	-10 $^{\circ}$	-15 $^{\circ}$	-20 $^{\circ}$	-25 $^{\circ}$	-30 $^{\circ}$	-35 $^{\circ}$	-40 $^{\circ}$	-45 $^{\circ}$
0.5 mm/pixel	0.6642	2.1815	1.0769	0.7880	0.5120	0.4769	0.1491	0.3643	0.2444
1.0 mm/pixel	0.6642	3.3958	1.1545	0.4423	0.3027	0.6376	0.5205	0.8134	0.3323
1.5 mm/pixel	3.2236	0.9703	1.2769	2.5050	0.6859	0.8473	1.0510	1.0680	0.9048
2.0 mm/pixel	5.8079	1.7290	1.4901	2.1009	1.3133	1.5327	1.1749	0.8192	1.2976
2.5 mm/pixel	3.5302	3.2580	1.6402	1.6661	1.5388	1.9943	1.1755	2.2155	0.8812

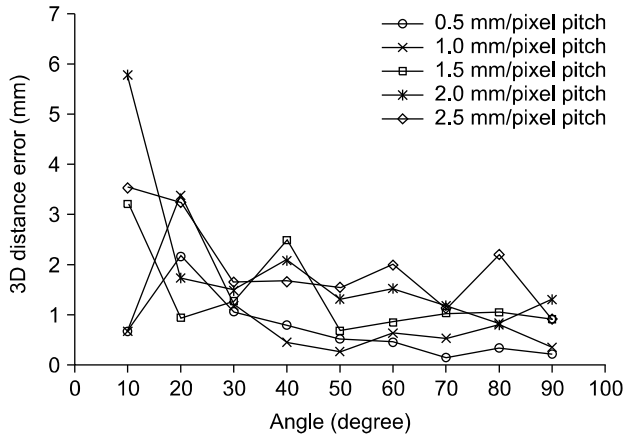


Fig. 8. Influence of the detector resolution on the positional estimation of the fiducial at $(-31.25, -62.5, 93.75)$ in the lung for different angular intervals between the two kV imaging systems.

서 20°에서 최대 삼차원 거리 오차가 발생하고 60°에서 가장 적게 발생하였다. 이러한 의외적인 현상이 나타나는 이유는, 위의 추정값은 병변의 중심을 추정한 값인데, 검출기의 픽셀크기가 유한하므로 병변의 중심을 찾는데 오차가 발생하기 때문이다. 검출기의 영상에서 각 픽셀정보는 픽셀 하나의 범위 내에 방사선이 입사한 양을 표현한 것이므로, 병변의 중심이 프로젝션되는 점이 픽셀의 가장자리 쪽에 있을수록 오차가 더욱 커지게 된다. 일반적으로 이 시뮬레이션에 의한 오차분석 결과는 두 쌍의 kV 영상획득 장치의 사이 각도가 50°이상에서 비교적 적은 오차가 발생하는 것으로 나타났다.

Table 3과 Fig. 8은 Table 1의 폐 속의 임의의 한 기점 마커에 대해서 검출기의 해상도를 달리할 때, kV 영상 시스템 간의 각도에 따른 결과를 나타낸 것이다. Table 3은 검출기의 픽셀크기가 변할 때, 두 영상시스템 사이의 각도에 따른 삼차원 거리 오차의 표이다. θ_1 과 θ_2 의 각도는 서로 반대 방향으로 5°씩 회전하고, 검출기의 픽셀크기는 0.5 mm/pixel씩 증가하여 점점 해상도가 낮아지는 표이다. Fig. 8은 Table 3의 값을 그래프로 도식화 한 것이다. 두 영상시스템에서 검출기의 해상도가 상대적으로 낮을 때는 각도 변화에 따라 큰 폭으로 오차가 변동한다. 하지만 검출기의 해상도가 높아지면서 위치 추정 오차의 움직임 범위가 적어지고, 병변 추적의 오차 값이 작아진다.

결론

XCAT를 이용하여서 kV 영상시스템에서의 병변 위치 추적을 위한 모의실험을 수행하였다. 구형의 금속 기점 마커는 철로 재질을 바꾸어 XCAT 인체팬텀의 여러 위치에 삽입하였고, 두 쌍의 kV 영상장치 사이의 각도별, 검출기의 해상도별 프로젝션 영상을 얻어서 위치 정확도 분석을 위해서 사용되었다.

병변 위치 추적을 위한 알고리즘에서는, 동차좌표계의 회전변환을 이용하여 선원의 위치와 함께 금속 기점 마커 영상의 픽셀의 위치를 절대좌표로 변환하는 방법을 이용한다. 이렇게 알고 있는 선원과 금속 기점 마커 영상의 픽셀의 절대좌표를 이용하여, 금속 기점 마커의 절대 위치를 삼차원 두 직선의 방정식으로 계산한다.

이러한 과정을 통하여 두 쌍의 kV 영상획득 장치들이 이루는 각도를 변화시켜 모의실험을 수행하였다. 우선, 검출기의 해상도를 고정한 후, 두 kV 영상장치의 각도에 따라서 발생하는 위치 추정 오차의 정도를 분석하였다.

또한, 검출기의 해상도에 의한 오차발생 정도를 알아보기 위하여, 검출기의 해상도를 변경해가며 두 kV 영상장치 사이의 각도별로 위치 추정 오차를 분석하였다. 일반적인 경향으로 검출기의 해상도가 높을수록, 또한, 두 kV 영상시스템 사이의 각도가 직교에 가까울수록 발생하는 오차가 점점 줄어드는 경향을 보이며 변동도 줄었다. 본 연구의 결과로 두 kV 영상시스템의 사이 각도와 검출기의 해상도가 오차 발생의 영향을 미치는 영향을 시뮬레이션으로 확인하였다.

듀얼 헤드 겐트리 시스템과 같이 kV 영상시스템의 설치 위치가 한정되는 경우 본 모의실험의 결과는 시스템 디자인에 도움을 줄 수가 있다. 모의실험의 결과에 의하면 kV 영상시스템이 1.5 mm/pixel 이상의 해상도를 갖는다면 50°에서 90° 사이에서는 위치오차 약 1 mm 이하의 정확도를 나타낼 수 있다는 것을 알 수 있었다. 따라서, 목표로 하는 종양추적정밀도가 약 1 mm 이하이라면 1.5 mm/pixel 이상의 해상도의 해상도를 갖는 kV 영상시스템을 50°에서 90° 각도로 배치하면 될 것이라는 결론을 얻을 수가 있다.

추후에는 본 연구를 기반으로 하여서 좀 더 실제와 가까운 조건을 만들어서 종양위치추적에 관한 모의실험 및 정확도 분석을 수행하여 보고자 한다. 예를 들어서, 본 연구에서 모의실험을 한 kV 영상시스템의 각도와 검출기의 해상도뿐만 아니라 시스템의 정렬 오차, 검출기의 노이즈, 중

양의 위치와 크기, 영상시스템의 구조 및 크기, 선원의 해상도 등에 대한 분석을 할 수 있을 것으로 보여진다. 또한, XCAT에서는 호흡 등의 동적인 시뮬레이션이 가능하므로 종양의 위치가 움직이는 경우에 있어서의 위치 추적 정확도 분석도 가능할 것이다. 추가적으로, kV 영상시스템 뿐만 아니라 MV 영상장치(EPID)를 종양위치 추적에 사용할 수 있는지에 대한 연구분석도 본 연구에 사용된 방법론을 확장하여 수행되어 질 수 있을 것으로 생각된다.^{3,5)}

또한 본 연구의 결과는 다른 방사선 스테레오 영상시스템에서도 확장되어서 활용이 되어질 수 있다. 예를 들어서 고에너지 엑스레이 보안 검색 시스템 혹은 중성자 영상 시스템 등에서 내부 관심 물체의 위치 추정에서도 유용하게 활용되어질 수 있을 것으로 생각된다.

References

1. Lin T, Cervino LI, Tang X, Vasconcelos N, Jiang SB: Fluoroscopic tumor tracking for image-guided lung cancer radiotherapy. *Physics in Medicine and Biology* 54(4):981-992 (2009).
2. Shirato H, Shimizu S, Kitamura K, et al. Four-dimensional treatment planning and fluoroscopic real-time tumor tracking radiotherapy for moving tumor. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* 48(2):435-442 (2000).
3. Berbeco, RI, Jiang SB, Sharp GC, et al. Integrated radiotherapy imaging system (IRIS): design considerations of tumour tracking with linac gantry-mounted diagnostic x-ray systems with flat-panel detectors. *Physics in Medicine and Biology* 49(2): 243-255 (2004).
4. Kamino Y, Takayama K, Kokubo M, et al. Development of a four-dimensional image-guided radiotherapy system with a gimbaled X-ray head. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* 66(1):271-278 (2006).
5. Wiersma, RD, Mao WH, Xing L: Combined kV and MV imaging for real-time tracking of implanted fiducial markers. *Medical Physics* 35(4):1191-1198 (2008).
6. Poels K, Depuydt T, Verellen D, et al. A complementary dual-modality verification for tumor tracking on a gimbaled system. *Radiotherapy and Oncology* 109(3):469-474 (2013).
7. Jong Seo Chai: Radiation therapy device of dual head type. No. 10-1465650 (2013).
8. Segars WP, Mahesh M, Beck TJ, Frey EC, Tsui BM.: Realistic CT simulation using the 4D XCAT phantom. *Medical Physics* 35(8):3800-8 (2008).
9. Segars WP, Jason B, Jack F, Sylvia H, et al. Population of anatomically variable 4D XCAT adult phantoms for imaging research and optimization. *Medical Physics* 40(4):043701 (2013).
10. Jules B, Jon R: Homogeneous Coordinates. *The Visual Computer: International Journal of Computer Graphics* 11(1):15-26 (1994).
11. Shirato H, Harada T, Harabayashi T, et al. Feasibility of insertion/implantation of 2.0-mm-diameter gold internal fiducial markers for precise setup and real-time tumor tracking in radiotherapy. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* 56(1):240-247 (2003).
12. Shimizu S, Shirato H, Kitamura K, et al. Use of an implanted marker and real-time tracking of the marker for the positioning of prostate and bladder cancers. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* 48(5):1591-1597 (2000).

XCAT를 이용한 실시간 종양 위치 추적을 위한 비직교 스테레오 엑스선 영상시스템에서의 위치 추정 정확도 분석에 관한 연구

*부산대학교 기계공학부, [†]양산부산대학교병원 방사선종양학과

정한성* · 김영주* · 오오성* · 이세호* · 전호상[†] · 이승욱*

본 연구에서는 두 개의 치료빔 가속기가 사용되는 구조에서 종양 위치 추적을 하는 두 쌍의 kV 영상시스템의 기하학적 설계 및 종양 위치 추적 정확도 분석을 목표로 하고 있다. 특히, 병변의 위치추적을 위한 수식 및 알고리즘을 수립하였고, 두 쌍의 kV 영상 시스템이 비직교 위치에 놓일 때 검출기 해상도가 종양 위치 추적 오차에 미치는 영향에 대해서 모의 실험으로 분석하여 보았다. 병변의 위치추적을 위한 수식 및 알고리즘을 수립하기 위해서 각 엑스선원, 검출기 등의 절대좌표는 동차방정식을 이용하여 설정하였으며, 삼차원 상의 두 직선의 방정식을 통하여 병변의 절대위치를 찾아내도록 하였다. XCAT 프로그램을 이용한 모의실험을 통해서 영상 검출기의 해상도가 미치는 영향을 두 개의 kV 영상시스템의 각도에 따라서 분석하여보았다. XCAT 소프트웨어를 이용하여서 팬텀에 병변 추적을 위한 금속 기점 마커를 삽입하였고, CT projection 프로그램을 이용하여 각 kV 영상시스템의 각도별, 검출기의 해상도별 영상을 획득할 수 있다. 모의실험 결과, 두 kV영상시스템의 각도가 90°에서 50°까지는 검출기 해상도가 1.5 mm/pixel보다 고해상도 일 때 약 1 mm 이하의 위치 오차를 보였다. 하지만, 검출기의 해상도가 1.5 mm/pixel 이상으로 나빠질수록 오차가 약 1 mm 이상으로 나타날 뿐만 아니라 각도에 따른 오차의 변동이 컸다. 검출기의 해상도가 개선될 수록 그 각도별 오차의 변동이 줄어들고, 90°에서 가장 적은 오차가 발생 하는 것을 볼 수 있었다. 충분한 해상도의 검출기가 사용된다면 듀얼헤드 겐트리 시스템과 같이 공간적으로 제한된 방사선 치료기기에 두 개의 kV 영상시스템을 예각으로 설치하여도 된다는 결론을 도출할 수 있었다. 본 연구에서 개발한 모의실험 방법론은 병변의 위치, 검출기의 특성, kV 영상 시스템의 기하학적 배치에 따른 종양추적 위치 추적시스템의 정확도를 분석하는 도구로서 유용하게 사용될 수 있을 것이다.

중심단어: 종양추적, 해상도, kV 영상, XCAT, 방사선 치료