

## kV X선 영상, 전자조사문 영상, 디지털화재구성 영상 간 기하학적 일치성 평가

\*한림대학교 의과대학 방사선종양학교실, †가톨릭대학교 의과대학 의공학교실

정광호\*<sup>†</sup> · 김경주\* · 조병철\* · 강세권\* · 주라형\* · 배훈식\* · 서태석<sup>†</sup>

본 연구에서는 온보드 영상장치(On-Board Imager; OBI, Varian Medical Systems, USA)의 kV X선 영상 및 전자조사문 영상(Electric portal image), 디지털화재구성 영상(Digitally reconstructed radiographic image) 내 관심지점에서의 기하학적 일치성 여부를 평가하고자 하였다. 이를 위해 상용화된 IMRT 팬텀(Wellhofer, Germany)에 포함된 부품의 윗면 및 왼쪽면에 각 3개씩 총 6개의 볼베어링을 부착하여 위치 확인용 팬텀을 제작하였다. 각 영상의 획득을 위해 팬텀을 전자조사문 영상을 이용하여 각 방향에서 정확하게 중심이 일치하도록 셋업한 후 직교하는 kV X선 영상 및 전자조사문 영상을 획득하여 각 볼베어링의 절대 위치를 비교하였다. 또한 2차원-2차원 정합 후 보정 결과의 정확성 평가를 위하여 팬텀의 중심을 정확히 회전중심점에 일치시킨 후 갠트리 각도 315°에서 획득된 전자조사문 영상을 기준 영상으로 한 뒤 카우치를 각 방향으로 -5~5 mm 임의로 이동한 후 OBI에서 지원하는 2차원-2차원 정합 기능을 이용하여 셋업 오차를 보정하도록 하였다. 이후 다시 갠트리 각도 315°에서 전자조사문 영상을 획득한 후 기준 전자조사문 영상과 비교하였으며 이 과정을 10회 반복하였다. 연구 결과 kV X선 영상과 전자조사문 영상, 디지털화재구성 영상 간 볼베어링 중심의 위치는 1 mm 이내에서 일치하였으며 실제 위치와도 1 mm 이내에서 일치하였다. 또한 기준 전자조사문 영상과 2차원-2차원 정합 후 획득된 전자조사문 영상 내 각 볼베어링의 위치들도 1 mm 이내에서 일치하였다. 본 연구를 통해 OBI의 kV X선 영상이 기하학적으로도 전자조사문 영상과 동일함을 확인할 수 있었다.

**중심단어:** 온보드 영상장치, 디지털화재구성 영상, kV X선영상, 전자조사문 영상

### 서 론

최근 kV X선 선원을 이용한 영상장치가 부착된 방사선 치료기기<sup>1,3)</sup> 및 MV X선을 이용한 콘빔 전산화 단층촬영 (cone-beam computerized tomography, CBCT)이 가능한 방사선 치료기기,<sup>4)</sup> 토모테라피<sup>5)</sup> 등의 보급이 확대됨에 따라 임상에서 영상유도 방사선치료기술(image-guided radiation therapy, IGRT)<sup>1)</sup>이 많이 이용되고 있다. 상용화된 선형가속기의 경우 kV X선 선원과 디지털검출기가 MV X선 선원과 동일한 회전중심점(isocenter)을 공유하면서 수직으로 부착되어 있는 경우가 대부분이므로 두 회전중심점의 일치 여

부 및 영상의 기하학적 일치성 여부를 확인하는 것이 중요하며 이는 최초 설치 시 사용인수 시험절차(acceptance test protocol, ATP) 뿐만 아니라 주기적인 정도관리 항목에 포함되어야 한다.<sup>2,3,6)</sup>

본 기관에 설치된 온보드 영상장치(On-Board Imager, OBI, Varian Medical Systems, USA) 역시 치료용 선형가속기 두부에 수직으로 kV X선 선원과 a-Si 디지털검출기가 부착된 형태로 되어 있다.<sup>3)</sup> 본 기관에서는 OBI와 치료용 선형가속기의 회전중심점의 일치 및 갠트리 회전에 따른 회전중심점 변화 확인을 위하여 독자적인 품질보증 프로토콜을 개발하여 수행해오고 있으며 1년 여 간의 시간 경과에 따른 안정성 결과는 이전 연구에서 보고한 바 있다<sup>6)</sup>. 이후에도 지속적으로 확인한 결과 OBI와 치료용 회전중심점은 설치 후 1년 6개월이 경과하는 동안 0.6 mm 이내로 일치하고 있다.

본 연구에서는 기존 연구에 덧붙여 OBI의 kV X선 영상과 전자조사문 영상(electric portal image), 디지털화재구성 영상(digitally reconstructed radiographic image)에서의 관심지

본 연구는 서울시 과제 첨단의료영상기술 개발혁신 클러스터 사업의 지원에 의해 수행되었음.

이 논문은 2007년 5월 22일 접수하여 2007년 9월 5일 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

점의 기하학적 일치성 여부를 평가하고자 하였다. Yoo 등<sup>3)</sup>은 OBI의 기계적 안정성 및 영상품질에 관한 정도관리에 대한 보고를 한 바 있으나 이는 OBI 자체에 국한된 것으로 전자조사문 영상과의 상관성은 고려하지 않고 일상적인 품질보증 과정을 수립한 후 각 기관별로 시간 경과에 따른 기계적 정확성 및 영상의 변화를 보고한 것으로서 언급된 OBI 회전중심점의 정확도와 2차원-2차원 정합의 정확도는 기계적인 특성에 국한되었다. 전자조사문 영상과 kV X선 영상 간의 기하학적 일치성을 평가는 단순히 품질보증 목적을 넘어 임상적인 관점에서 중요한 의미를 갖는다. 현재 환자 셋업 시 대부분의 병원에서는 레이저에만 의존하거나 전자조사문 영상에 의존하고 있다. 영상의 품질 측면에서는 kV X선 영상이 전자조사문 영상보다 우수하지만 치료 조사면 확인 목적으로는 여전히 전자조사문 영상이 더 많이 이용되고 있는데 kV X선 영상이 전자조사문 영상을 대체한다는 측면에서 만약 OBI의 kV X선 영상을 이용하여 셋업된 경우 그 위치가 실제 치료용 조사면과 달라진다면 환자 치료 시 심각한 문제가 발생할 수 있기 때문이다.

그러므로 본 연구에서는 우선 kV X선 영상이 전자조사문 영상과 일치하는지 여부를 직교하는 영상에 대하여 확인한 후 OBI의 대표적인 기능인 2차원-2차원 정합을 이용한 오차 보정의 결과가 정확한지 여부를 비스듬히 입사하는 빔의 전자조사문 영상을 통해 확인하고자 하였다.

## 재료 및 방법

### 1. 팬텀 디자인

디지털화재구성 영상, kV X선 영상, 전자조사문 영상에

서의 기하학적 일치성 평가를 위하여 상용화된 IMRT 팬텀 (Wellhofer, Germany)에 포함된 부품을 이용하여 위치 확인용 팬텀을 제작하였다. 팬텀의 크기는  $18 \times 18 \times 18 \text{ cm}^3$ 이며 1 cm 간격으로 격자가 새겨져 있고 중심축 상으로는 1 mm 간격의 눈금이 표시되어 있다. 여기에 두 쌍의 직경 0.4 mm, 길이 2 cm의 금속줄을 팬텀의 윗면 및 왼쪽 면에 부착하였고, 직경 4 mm의 스테인리스스틸 볼베어링을 윗면 및 왼쪽면에 각각 세 개씩 정해진 위치에 부착하였다. 각 볼베어링은 위치에 따라 윗면에 1번부터 3번, 왼쪽면에 4번부터 6번까지의 번호를 매겼으며 각 볼베어링의 중심의 좌표값은 밀리미터 단위로 1번(20, 92, 20), 2번(50, 92, 50), 3번(0, 92, 50), 4번(-92, 20, 20), 5번(-92, 50, 50), 6번(-92, 0, 50) 이었다. 2 mm의 차이가 발생하는 이유는 볼베어링이 팬텀의 표면에 부착되어 있기 때문이다. 연구에 이용된 팬텀 및 각 볼베어링의 위치는 Fig. 1에 나타나 있다.

### 2. 직교하는 두 방향의 디지털화재구성 영상, kV X선 영상, 전자조사문 영상에서의 관심지점들의 위치 정확성 비교

kV X선 영상 및 전자조사문 영상을 촬영하기 위해서는 먼저 방사선치료계획 장치(radiation therapy planning system)를 이용하여 치료계획을 수립한 후 방사선치료기록 및 확인시스템(Records & Verification system)으로 보내야 한다. 본 연구에서는 방사선치료계획 장치로 Pinnacle<sup>3</sup> 7.6f 버전 (Philips Medical Systems, USA)을 이용하였으며 방사선치료 기록 및 확인시스템으로는 Varis/Vision 7.0 버전 (Varian Medical Systems, USA)을 이용하였다. 제작된 팬텀을 전산화단층촬영장치 시뮬레이터(Brilliance Big-Bore CT, Philips

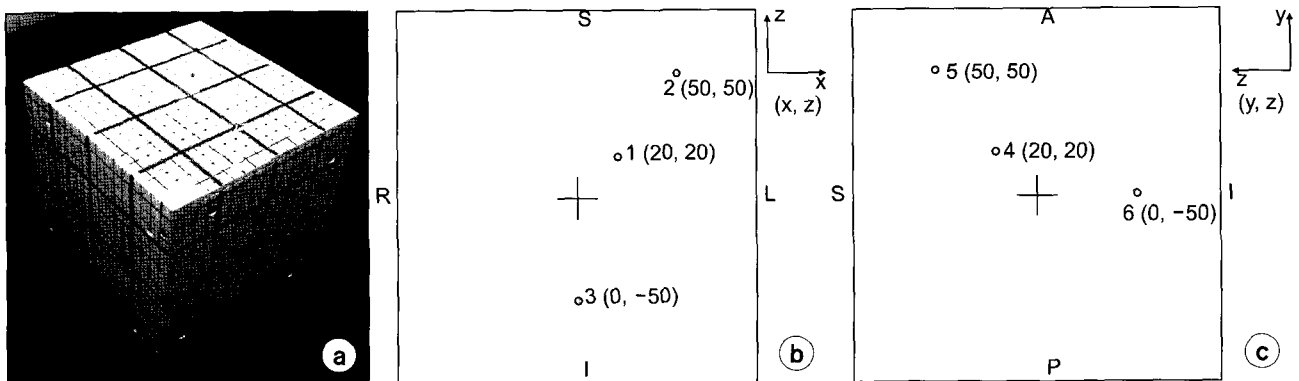


Fig. 1. (a) Geometric quality assurance phantom used in this study, (b) schematic representation of attached wires and ball bearings at the upper side of the phantom, (c) schematic representation of attached wires and ball bearings at the left side of the phantom.

Medical Systems, USA)를 이용하여 1 mm 슬라이스 간격으로 촬영하였다.

치료계획 시에는 갠트리 각도 0° 및 270° 방향에서 빔이 입사되는 것으로 가정하였으며, 갠트리 각도 315°로 비스듬히 입사되는 빔도 추가하였다. 직교하는 두 빔을 이용한 이유는 절대 좌표와의 비교를 쉽게 하기 위한 것이며 비스듬히 입사하는 빔은 2차원-2차원 정합을 이용한 오차 보정 후의 정확성을 확인하기 위한 것이다. 이후 각각의 빔에 대하여 디지털화재구성 영상을 생성하였다. 치료계획 결과는 방사선치료기록 및 확인시스템으로 전송하여 치료용 필드와 셋업 필드를 생성하였다. 이 과정에서 Varis/Vision이 Pinnacle<sup>3</sup>에서 생성된 디지털화재구성 영상을 인식하지 못하므로 화면캡처를 통해 입력하도록 하였는데 이 때 셋업용 혹은 치료용 조사면을 디지털화재구성 영상 상에 정확히 일치시키기 위해 디지털화재구성 영상 크기 조절 (re-scaling) 및 조사면 정렬 (beam field alignment)을 수행하게 된다.

팬텀 셋업 시에는 전자조사문 영상을 이용하여 각 방향에서 조사면의 중심과 팬텀의 중심이 정확하게 일치하도록 하였다. 이는 Sharpe 등<sup>2)</sup>의 연구에서도 이용된 방법으로 그들은 X선 체적영상(X-ray volume imaging; XVI, Elekta Medical Systems, USA) 장치의 회전중심점 변화 확인을 위하여 기준이 되는 회전중심점의 위치를 네 방향의 갠트리 각도(0, 90, 180, 270°)에서 콜리메이터 각도 0° 및 180°에서 획득된 전자조사문 영상 내 볼베어링 좌표를 평균함으로써 정하였다. 이러한 방법은 셋업 시 중심을 정확하게 기계적 회전중심점에 맞추기 어려운 경우에 유용하나 여전히 어느 정도의 오차를 내포하게 된다. 본 기관의 경우 장비 설치 시 갠트리 회전에 의한 치료용 회전중심점의 이동은 최대 0.7 mm였으며 시간의 경과에 따라 그 안정성이 유지되고 있었다. 네 방향에서의 전자조사문 영상 대신 직교(0°, 90°)하는 두 방향에서의 영상만을 이용하여 회전중심점의 위치를 정하게 되면 원래의 기계적 회전중심점의 위치와 비교 시 좀 더 오차가 발생할 수 있으나 오차의 수준은 인정할 수 있는 정도이며 임상적으로는 셋업 확인 시 전자조사문 영상이 기준으로 이용되고 있으므로 타당성이 있다고 하겠다.

이후 직교하는 kV X선 영상(kV 선원의 각도 0°, 90°) 및 전자조사문 영상(갠트리 각도 0°, 90°)을 획득한 후 각 볼베어링의 절대 위치를 비교하였다. 획득된 kV X선 영상 및 전자조사문 영상은 Varis/Vision 내에 Varian 사 자체 형식으로 저장되므로 내보내기 기능을 이용하여 DICOM 형식

으로 변환하였으며 MatLab 7.1 버전(MathWorks, USA)으로 작성한 프로그램을 이용하여 영상의 중심점 확인 및 각 볼베어링의 중심점 위치를 추출하였다.

### 3. 직교 kV X선 영상을 이용한 2차원-2차원 정합 후 오차 보정의 기하학적 정확성 확인

OBI는 직교하는 kV X선 영상을 이용한 2차원-2차원 정합 및 카우치 위치 이동을 통한 셋업 오차 보정기술을 지원한다. 이는 방사선치료 직전 획득된 kV X선 영상을 치료계획 시의 디지털화재구성 영상과 비교하여 그 차이만큼을 카우치를 이동하여 보정하는 방법이다.<sup>7)</sup> 그러나 그러한 과정 중에는 다수의 불확실성이 내재되어 있다.<sup>7)</sup> 특히 방사선 치료 시에는 비스듬히 입사되는 빔이 많이 이용되는데 이 경우 직교 영상만을 이용하여 위치 보정한 결과가 비스듬히 입사되는 빔의 경우에도 정확하게 일치하는가에 대한 확인이 필요하다. 이를 위해 전 단계에서 수행한 방법대로 팬텀의 중심을 정확히 회전중심점에 일치시킨 후 갠트리 각도 315°에서 전자조사문 영상을 획득한 후 이를 기준 영상으로 하였다. 이후 카우치를 치료기 콘솔의 서비스 모드에서 좌표값을 입력하여 각 방향으로 -5~5 mm 임의로 자동 이동한 후 숙련된 한 명의 피시험자가 OBI 시스템에서 지원하는 2차원-2차원 정합 기능을 이용하여 셋업 오차를 보정하도록 하였다. 이동하는 거리는 MatLab 7.1로 작성된 난수발생기에서 생성된 것이므로 피시험자는 오차의 크기를 알 수 없으며 단지 볼베어링의 위치만을 참조하여 정합을 수행하게 된다. 이후 다시 갠트리 각도 315°에서 전

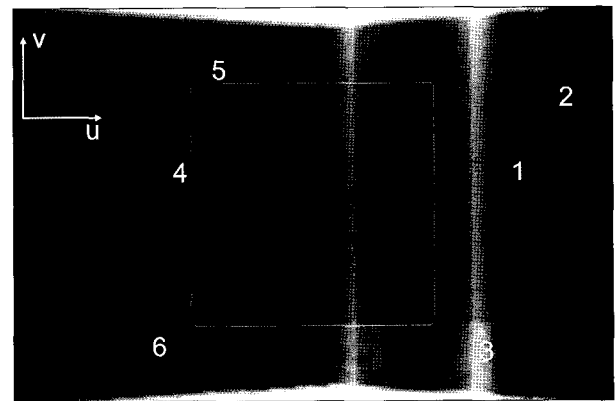


Fig. 2. Indices of ball bearings (BBs) presented on an electric portal image of gantry angle of 315°. Center positions of the BBs were calculated in image coordinate which was set in u and v direction.

자조사문 영상을 획득한 후 기준 전자조사문 영상과 비교하였으며 이 과정을 10회 반복하였다. 전자조사문 영상에서 각 볼베어링의 위치를 나타내기 위해 Fig. 2에서 명시한 바와 같이 u, v 좌표축을 갖는 영상의 좌표계로 표시하였으며 매 시도에서의 볼베어링 중심점의 좌표값을 기준 영상에서의 해당 볼베어링의 중심점의 좌표값과 비교하였다.

### 결과 및 고찰

#### 1. 직교하는 두 방향의 디지털화재구성 영상, kV X선 영상, 전자조사문 영상에서의 관심지점들의 위치 정확성 비교

Fig. 3은 갠트리 각도 0° (OBI의 경우에는 kV 선원 각도 0°)에서 획득된 디지털화재구성 영상, kV X선 영상, 전자조사문 영상을 보여준다. 영상의 품질 측면에서 kV X선 영상의 영상품질이 전자조사문 영상의 영상품질 보다 우수하다

는 것을 확인할 수 있다. 각 볼베어링의 계산된 위치는 Table 1에 나타나 있다. 볼베어링 위치 계산의 정확성은 해당 영상의 해상도와 관계가 있다. 본 연구에 이용된 디지털화재구성 영상, kV X선 영상, 전자조사문 영상의 한 화소의 크기는 각각 1.56, 0.26, 0.26 mm였는데 이로 인해 디지털화재구성 영상에서의 오차가 다른 영상에 비해 6배 정도 과장될 수도 있다. 그러나 실제로는 디지털화재구성 영상 역시 방사선치료기록 및 확인시스템을 거치면서 내삽과정을 통해 해상도가 강제로 증가하게 되어 화소 크기가 0.52 mm로 줄어들게 되었다.

Table 2에서 보인 바와 같이 모든 계산 지점의 값은 1 mm 이내에서 일치하였다. 환자 치료 시 셋업의 기준이 되는 디지털화재구성 영상의 경우 각 볼베어링 중심의 위치가 절대 위치와 1~3번 볼베어링에서는(-0.13±0.15 mm, -0.03±0.31 mm), 4~6번 볼베어링에서는(-0.13±0.15 mm, -0.03±0.31 mm) 만큼 차이가 발생하였다. 이는 디지털화재구성 영상

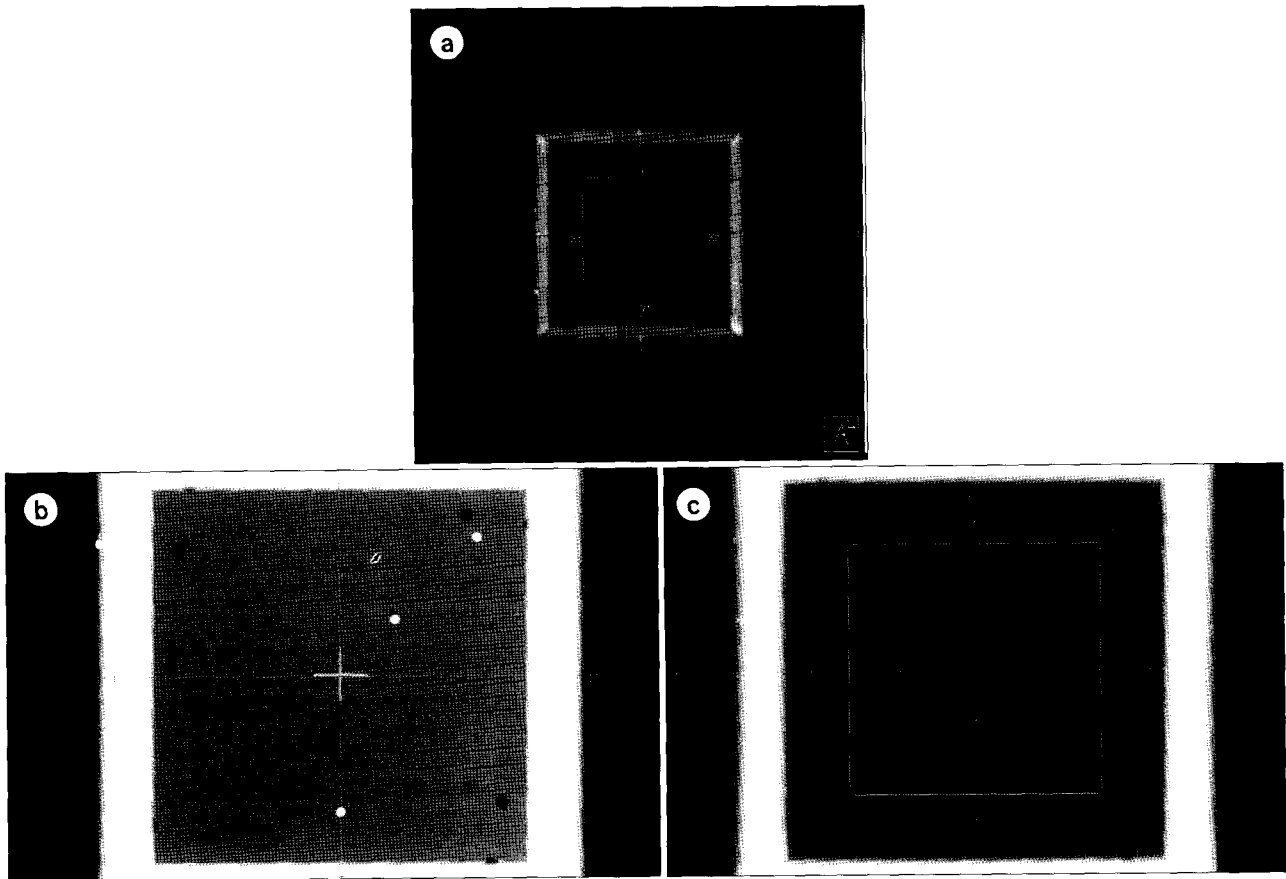


Fig. 3. Sample images of (a) digitally reconstructed radiographic image (gantry angle of 0°), (b) kV x-ray image (kV x-ray source angle of 0°), (c) electric portal image (gantry angle of 0°).

Table 1. Actual and Calculated center positions of the indexed ball bearings from digitally reconstructed radiographic images, electric portal images and kV x-ray images (mm unit).

	Actual		DRRI*		EPI <sup>†</sup>		kVXI <sup>‡</sup>	
	x	z	x	z	x	z	x	z
1	22.0	22.0	21.9	21.9	22.1	22.9	22.4	22.4
2	55.0	55.0	54.7	54.7	55.1	55.6	55.6	55.4
3	0.0	-55.0	0.0	-54.7	0.0	-55.1	0.0	-54.9
	y	z	y	z	y	z	y	z
4	22.0	22.0	21.9	21.9	22.4	21.1	22.1	22.1
5	55.0	55.0	54.7	54.7	55.6	54.3	55.4	55.1
6	0.0	-55.0	0.0	-54.7	0.0	-55.4	0.0	-55.4

\*DRRI: digitally reconstructed radiographic image. <sup>†</sup>EPI: electric portal image. <sup>‡</sup>kVXI: kV x-ray image.

Table 2. The Difference of an averaged center positions of the indexed ball bearings at upper side (xz) and left side (yz) planes of the phantom: digitally reconstructed radiographic image (DRRI) vs. actual position, electric portal image (EPI) vs. DRRI, kV x-ray image (kVXI) vs. DRRI and kVXI vs. EPI. Every valuation is represented with mean and standard deviation in millimeter unit.

	xz plane (1~3 BBs)	yz plane (4~6 BBs)
DRRI* - Actual	(-0.13±0.15, -0.03±0.31)	(-0.13±0.15, -0.03±0.31)
EPI <sup>†</sup> - DRRI	(0.20±0.20, 0.50±0.78)	(0.47±0.45, -0.63±0.21)
kVXI <sup>‡</sup> - DRRI	(0.47±0.45, 0.33±0.47)	(0.30±0.36, -0.03±0.59)
kVXI - EPI	(0.27±0.25, -0.17±0.35)	(-0.17±0.15, 0.60±0.53)

\*DRRI: digitally reconstructed radiographic image. <sup>†</sup>EPI: electric portal image. <sup>‡</sup>kVXI: kV x-ray image.

상의 각 지점의 위치가 실제 위치와 거의 정확하게 일치함을 의미하므로 디지털화재구성 영상 영상을 이용하여 셋업을 보정하는 것은 타당하다고 할 수 있겠다. 디지털화재구성 영상을 기준으로 할 경우 디지털화재구성 영상과 전자조사문 영상에서 각 볼베어링 위치의 오차는 1~3번 볼베어링의 경우(0.20±0.20 mm, 0.50±0.78 mm), 4~6번 볼베어링에서(0.47±0.45 mm, -0.63±0.21 mm) 만큼 발생하였으며, 디지털화재구성 영상과 kV X선 영상에서 각 볼베어링 위치의 오차는 1~3번 볼베어링의 경우(0.47±0.45 mm, 0.33±0.47 mm), 4~6번 볼베어링에서(0.30±0.36 mm, -0.03±0.59 mm)였다. kV X선 영상과 전자조사문 영상의 각 볼베어링 위치의 차이는 1~3번 볼베어링의 경우(0.27±0.25 mm, -0.17±0.35 mm), 4~6번 볼베어링에서 (-0.17±0.15 mm, 0.60±0.53 mm)였다. 그러므로 전자조사문 영상 대신 kV X선 영상을 이용하여 셋업 하더라도 그 결과는 치료조사면과 거의 일치

한다고 할 수 있겠다. 갠트리 회전 시의 OBI 시스템의 회전중심점의 이동 및 각 단계에서의 오차요인을 감안하더라도 이 결과는 OBI 시스템이 치료용 선형가속기와 기하학적으로 동일한 영상을 얻을 수 있음을 보여준다.

## 2. 직교 kV X선 영상을 이용한 2차원-2차원 정합의 기하학적 정확성

Table 3은 무작위로 설정된 가상의 셋업 오차와 2차원-2차원 정합 결과 카우치가 움직여야 할 거리를 나타낸다. 카우치가 움직여야 할 거리는 실제 오차와는 방향이 반대이므로 부호가 반대로 되어 있다. 정합 결과 카우치가 움직여야 할 거리는 실제 셋업오차와의 차이가 2 mm까지 발생하였다. Fig. 4는 OBI 시스템의 2차원-2차원 정합 과정을 보여준다.

Table 4에서는 기존 전자조사문 영상과 정합 후 보정된 위치에서 재촬영된 전자조사문 영상에서의 각 볼베어링의 위치 차이를 나타낸다. 카우치 이동거리는 실제 오차보다 2 mm 정도까지 차이가 발생했지만 실제 각 볼베어링의 위치 오차는 1 mm 이내로 그리 크지 않음을 확인할 수 있었다. 이는 2차원-2차원 정합과정에서의 오차는 피시험자의 숙련도, 정합 알고리즘의 정확성, 카우치 이동의 정확성, 갠트리의 처짐 현상 등이 복합적으로 작용하여 생기는 것이기 때문으로 생각된다.<sup>3,7)</sup> 또한 실험을 위해 오차만큼 카우치를 옮기는 과정에서도 발생할 것이다. 이에 대한 보다 정확한 실험을 위해선 3차원으로 정밀하게 움직일 수 있는 조정장치가 필요하지만 이에 대해선 차후 보완 실험이 필요하겠다. 그럼에도 정합 후 결과가 1 mm 이내의 오차를 갖는 것은 셋업 오차의 절대 양과는 무관하게 영상을 기준

Table 3. Randomly generated numbers to simulate setup errors for each direction and amounts of couch motion needed for setup error corrections which are estimated using 2D-2D matching function of the On-board imager application (mm unit).

Trial	Setup error (randomized)			Couch motion for correction		
	Vertical	Longitudinal	Lateral	Vertical	Longitudinal	Lateral
1	0	2	3	1	-3	-5
2	4	-2	5	-3	3	-7
3	4	4	0	-4	-4	-1
4	2	1	4	-2	-1	-6
5	3	-1	-4	-3	1	3
6	2	2	5	-2	-3	-7
7	-2	1	-3	3	-2	2
8	-2	-1	-3	3	1	2
9	-2	2	4	3	-2	-6
10	3	3	3	3	2	2

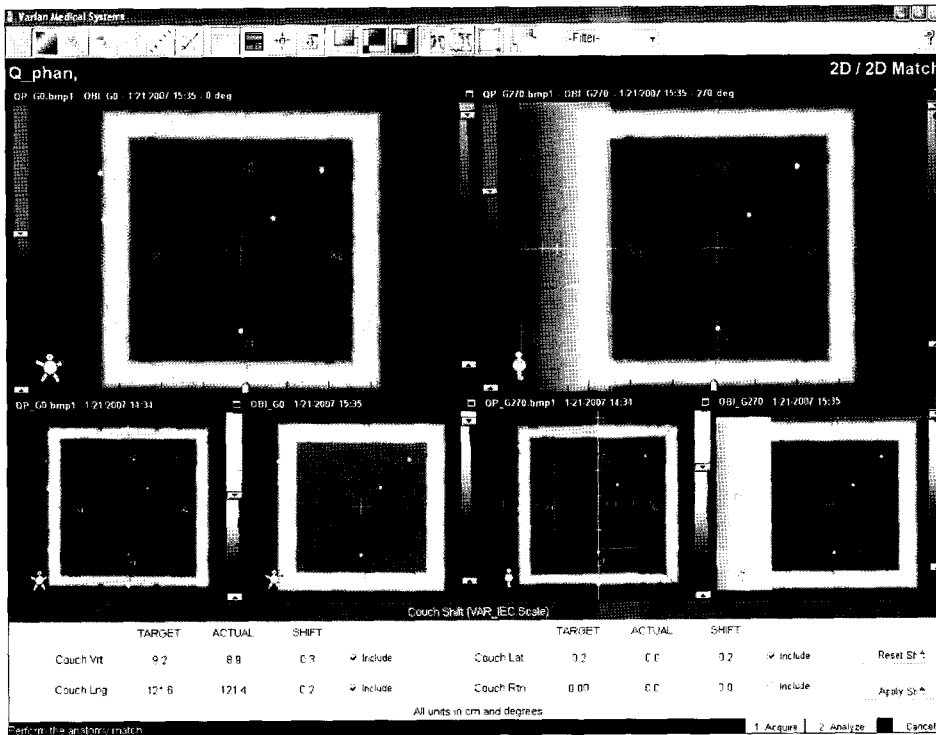


Fig. 4. Captured screen of 2D-2D matching procedure provided by On-Board Imager application.

으로 하여 보정이 이루어지기 때문으로 보인다. 그러므로 2차원-2차원 정합 시 오차가 2 mm 이내라면 카우치를 이동하여 보정하지 않더라도 원래의 치료계획 시의 셋업과 큰 차이는 나지 않을 것으로 판단된다.

### 결론

영상유도 방사선치료를 수행하기 위해서는 방사선치료

준비 및 치료 각 단계에서의 오차가 최소화되어야 하며 전체 오차 역시 적절한 수준으로 유지되어야 한다. 이러한 새로운 기술의 장점을 극대화하기 위해서는 기계적 정확성이 확인되어야 하며 보증되어야 한다. 본 연구를 통해 OBI는 기하학적으로 치료용 선형가속기와 동일한 배치로 되어 있음을 확인할 수 있었으며 kV X선 영상은 기본적으로 전자조사문 영상과 동일함을 알 수 있었다. 이러한 두 시스템의 기하학적 일치성 여부는 주기적으로 확인되어야 할 필요가

Table 4. The discrepancies between a calculated center position of a ball bearing from the reference electric portal image (EPI) and that from each obtained EPIs after 2D-2D matching procedure through ball bearing indices and series of trials (image coordinate, mm unit).

Trial	Indices of ball bearings											
	1		2		3		4		5		6	
	u	v	u	v	u	v	u	v	u	v	u	v
1	0.0	-1.6	0.0	-2.2	-1.1	-1.9	0.3	-2.2	-0.3	-0.8	0.0	-0.3
2	0.3	0.5	-0.3	0.0	-1.1	0.3	0.0	-0.3	-1.4	1.6	-0.3	1.6
3	1.4	0.0	0.8	0.0	0.3	0.0	1.3	0.0	0.5	1.6	1.1	1.4
4	0.8	0.0	0.3	-0.5	-0.5	-0.3	0.5	-0.5	-0.5	1.6	0.3	2.4
5	1.4	-0.3	0.5	-0.5	-0.3	-0.3	1.3	-0.3	0.5	1.4	1.1	0.8
6	0.8	-1.6	0.5	-1.6	-0.5	-1.9	1.1	-1.6	0.0	-0.5	0.3	0.0
7	1.6	-0.5	1.1	-1.4	-0.3	-1.1	1.3	-1.6	0.3	-0.3	0.8	0.8
8	1.1	0.3	0.5	-0.3	-0.8	0.0	1.1	-0.3	0.0	1.4	0.5	1.9
9	0.0	-0.3	-0.8	-0.3	-1.6	-0.5	-0.3	-1.1	-0.8	0.8	-0.5	0.5
10	0.4	-0.3	-0.1	-0.4	-1.0	0.1	1.1	-0.1	-0.3	0.5	0.6	2.0
Mean	0.8	-0.4	0.3	-0.7	-0.7	-0.6	0.8	-0.8	-0.2	0.7	0.4	1.1
STD	0.6	0.7	0.6	0.7	0.5	0.8	0.6	0.8	0.6	1.0	0.5	0.9

있는데 이는 두 영상 간 오차 발생 시 단순히 두 시스템의 회전중심점의 일치성 여부만으로는 파악하기 어려운 점이 있기 때문이다. 품질보증 주기에 대해서는 일간 혹은 주간, 월간 등 각 기관의 상황에 맞도록 하는 것이 바람직하겠으나 보다 손쉬우면서도 정확한 방법을 이용하는 것이 필요하겠다. 본 연구에서 제시된 팬텀 역시 그러한 목적으로 이용될 수 있는데 이는 OBI와 함께 제공되는 팬텀에 비하여 세팅의 정확성 및 각 관심지점의 위치 확인의 용이성 면에서 장점을 갖는다고 할 수 있다.

이전의 OBI 회전중심점 정확성에 대한 연구 결과<sup>6)</sup> 및 본 연구의 결과, Yoo 등<sup>3)</sup>의 연구 결과를 토대로 OBI는 기계/기하학적 정확성 및 안정성을 가지며 영상유도 방사선치료 목적으로 적합한 것으로 판단되나 영상유도 방사선치료 과정에서의 각 단계에서의 오차 요인은 단계별로 구분하여 분석될 필요가 있는데 특히 실제 임상적인 목적으로 이용될 경우에 더욱 그러하겠다. 이 주제는 차후 연구에서 계속 수행할 계획이다.

### 참 고 문 헌

1. Rowbottom CG, Jaffray DA: Development of an integral system test for image-guided radiotherapy. *Med Phys* 31:3500-3505 (2004)
2. Sharpe MB, Moseley DJ, Purdie TG, Islam M, Siewerdsen JH, Jaffray DA: The stability of mechanical calibration for a kV cone beam computed tomography system integrated with linear accelerator. *Med Phys* 33:136-144 (2006)
3. Yoo S, Kim GY, Hammoud R, et al: A quality assurance program for the on-board imager. *Med Phys* 33:4431-4447 (2006)
4. Ford EC, Chang J, Muller K, et al: Cone-beam CT with megavoltage beams and an amorphous silicon electronic portal imaging device: potential for verification of radiotherapy of lung cancer. *Med Phys* 29:2913-2924 (2002)
5. Mackie TR, Holmes T, Swerdloff S, et al: Tomotherapy: A new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy. *Med Phys* 20:1709-1719 (1993)
6. Cheong KH, Cho BC, Kang SK, et al: Development of quality assurance program for the On-board Imager isocenter accuracy with gantry rotation. *Kor J Med Phys* 17:212-223 (2006)
7. Cheong KH, Suh TS, BC Cho, et al: Analysis of uncertainties due to Digitally reconstructed radiographic (DRR) image quality in 2D-2D matching between DRRs and kV x-ray images from the On-board Imager (OBI). *Kor J Med Phys* 17:67-76 (2006)

## Evaluation of Geometric Correspondence of kV X-ray Images, Electric Portal Images and Digitally Reconstructed Radiographic Images

Kwang-Ho Cheong<sup>\*†</sup>, Kyoung-Joo Kim<sup>\*</sup>, Byung-Chul Cho<sup>\*</sup>, Sei-Kwon Kang<sup>\*</sup>,  
Ra-Hyeong Juh<sup>\*</sup>, Hoon-Sik Bae<sup>\*</sup>, Tae-Suk Suh<sup>†</sup>

<sup>\*</sup>Department of Radiation Oncology, Hallym University College of Medicine,

<sup>†</sup>Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, The Catholic University of Korea

In this study we estimated a geometric correlation among digitally reconstructed radiographic image (DRRI), kV x-ray image (kVXI) from the On-Board Imager (OBI) and electric portal image (EPI). To verify geometric correspondence of DRRI, kVXI and EPI, specially designed phantom with indexed 6 ball bearings (BBs) were employed. After accurate setup of the phantom on a treatment couch using orthogonal EPIs, we acquired set of orthogonal kVXIs and EPIs then compared the absolute positions of the center of the BBs calculated at each phantom plane for kVXI and EPI respectively. We also checked matching result for obliquely incident beam (gantry angle of 315°) after 2D-2D matching provided by OBI application. A reference EPI obtained after initial setup of the phantom was compared with 10 series of EPIs acquired after each 2D-2D matching. Imaginary setup errors were generated from -5 mm to 5 mm at each couch motion direction. Calculated positions of all center positions of the BBs at three different images were agreed with the actual points within a millimeter and each other. Calculated center positions of the BBs from the reference and obtained EPIs after 2D-2D matching agreed within a millimeter. We could tentatively conclude that the OBI system was mechanically quite reliable for image guided radiation therapy (IGRT) purpose.

**Key Words:** On-Board Imager (OBI), kV X-ray images (kVXI), Electric portal images (EPI), Digitally reconstructed radiographic images (DRRI)