

디지털 재구성 방사선영상과 온보드 영상장치를 이용한 2D-2D 정합 시 디지털 재구성 방사선영상의 질이 정합 정확도에 미치는 영향 분석

*가톨릭대학교 의과대학 의공학교실, †한림대학교 의과대학 방사선중양학교실

정광호*[†] · 서태석* · 조병철[†] · 강세권[†] · 김경주[†] · 배훈식[†]

본 연구에서는 환자 치료 전 셋업 확인을 위해 디지털 재구성 방사선영상(digitally reconstructed radiographs, DRR)을 참조영상으로 하여 온보드 영상 장치로부터 획득된 kV X선 영상과의 2차원 정합을 수행하였을 경우 DRR 영상의 질에 따라 환자 셋업 오차 보정의 정확도가 어떻게 달라지는가를 확인하였다. 방사선치료계획 장치로는 Pinnacle3와 Eclipse를 이용하였으며 참조 영상으로는 팬텀 및 환자를 각각 다른 슬라이스 두께로 부위별로 CT 촬영한 영상으로부터 재구성된 DRR 영상을 이용하였다. DRR 영상 및 프로파일 비교에서는 CT 슬라이스 두께가 증가함에 따라 이를 이용한 DRR 영상의 질이 저하됨을 확인할 수 있었지만 2차원 정합 결과 유사한 오차 값을 보여주어 DRR 영상의 질이 큰 영향을 미치지 않음을 확인할 수 있었다. 슬라이스 두께에 따른 2차원 정합 결과의 차이가 크지는 않지만 일반적인 환자 치료계획 및 2차원 정합을 위해 슬라이스 두께 3 mm 이하의 CT 영상 획득이 필요할 것으로 생각한다.

중심단어: 전산화 단층촬영, 디지털 재구성 방사선영상, 2차원 정합, 온보드 영상장치

서 론

방사선 치료를 시행할 경우에는 모의치료 및 치료계획을 수립할 때와 동일한 환자 자세가 유지되어야하며 셋업의 정확성이 전제되어야 한다. 특히 세기변조 방사선치료(intensity-modulated radiation therapy, IMRT)가 보편화되면서 정확한 셋업의 중요성이 더욱 커지게 되었다. 환자 셋업을 위해 전통적인 방법으로는 환자의 피부표면에 문신을 하거나 잉크로 외부 레이저와 정렬되는 선을 표시하는 방법이 이용되어 왔으며 보조기구 및 고정 장치를 이용하기도 한다. 그러나 매회 치료 간의 오차(inter-fractional error), 즉 셋업 오차는 필연적으로 발생하게 되며 이 오차는 환자 호흡 및 내부 장기의 움직임의 영향에 의한 오차와 함께 치료계획 표적부피(planning target volume, PTV)의 개념으로 고려되어 왔다.¹⁾ PTV는 치료계획을 수립할 때 정해지지만 임상적 표적부피(clinical target volume, CTV)로부터

얼마만큼의 여백을 둘 것인지는 여전히 논란이 되고 있으며 가급적 여백을 줄이려는 노력도 계속되고 있다. 환자 셋업의 확인은 필름을 이용한 방법이 기존부터 이용되었으나 시간 및 현상 과정 등의 비효율성으로 인해 점차 전자포탈 영상장치(electronic portal imaging device, EPID)가 대치하게 되었으며 치료계획 시의 환자의 디지털 재구성 방사선영상(digitally reconstructed radiographs, DRR)을 획득된 전자포탈영상(electronic portal image, EPI)과 비교함으로써 환자 셋업을 보정하는 방법들이 제안되었다.²⁻⁹⁾ 그러나 EPID를 이용한 방법은 MV 에너지 영역의 X선을 사용하기 때문에 영상이 좋지 않으며 환자에게 부가적인 선량을 주게 되는 문제점이 있었다. 최근에는 보다 나은 영상을 얻기 위해 선형가속기에 kV 에너지 영역의 X선 선원 및 검출기를 부착한 형태도 많이 보급되기 시작하였는데 이러한 장치는 환자 치료 시 X선 영상(radiographs) 및 형광투시(fluoroscopy) 영상, 갠트리 회전을 이용한 콘빔 전산화 단층촬영 영상(cone beam CT) 등을 얻을 수 있으므로 이를 이용하여 2차원뿐만 아니라 3차원적으로도 환자 셋업 오차의 보정이 가능하다. 그러나 이러한 기술들은 아직 정립화 단계에 있지 않으므로 영상 장치로부터 획득된 영상의 질이 충분히 좋지 않을 수 있으며 임상 적용 시에도 정확도 측면에서 불확실성이 존재하고 있다. 그러한 오차는 사용자에게 의해 발생할 수 있는 요인도 많은데 이는 참조

본 연구는 국가정책연구실 사업(M2-0373-00-0003)의 연구비 지원으로 이루어졌음.

이 논문은 2006년 3월 27일 접수하여 2006년 6월 12일 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

영상의 질 저하에 의한 해부학적 구조 구분의 모호성, 기준 좌표의 설정, 참조 영상 및 획득된 영상 간의 정합 과정 등에서 발생할 수 있다. 본 연구에서는 선형가속기에 부착된 온보드 영상장치(on-board imager, OBI)를 이용하여 kV X선 영상을 획득한 후 이를 치료계획 시의 DRR 영상과 2차원 정합(2D-2D matching)을 수행할 경우 DRR 영상의 질이 환자 셋업 오차 보정의 정확도에 어떠한 영향을 미치는가를 분석하였다. 이러한 2차원 정합을 이용하여 환자 셋업을 보정하는 방법은 새로운 개념은 아니지만 OBI의 용도 중 임상 적용 가능성 및 효용성이 높아 많이 이용될 것으로 기대되지만 방법에 대한 검증 및 이론적 뒷받침이 필요하기 때문이다.

재료 및 방법

본 연구에서는 Brilliance Big Bore CT (Philips Medical Systems, USA)를 이용하여 CT 촬영을 수행하였다. 인체모사팬텀(humanoid phantom)을 이용하여 두부와 흉부, 골반부를 각각 3 mm 슬라이스 두께로 영상을 획득하였다. 촬영 시 1.5 mm 두께로 16채널로 촬영하게 되는데 슬라이스 두께는 영상 재구성 시 조절이 가능하다. 또한 촬영 후 원데이터(raw data)를 이용한 영상 재구성도 가능한데 영상 재구성 시스템(image reconstruction system, IRS)에서 두부는 슬라이스 두께 1, 2, 3 mm로, 흉부 및 골반부의 경우에는 슬라이스 두께 1, 3, 5 mm로 CT 영상을 재구성하였다. IRS에서 슬라이스 두께를 지정하여 영상을 재구성하는 방법은 촬영 시 슬라이스 두께 자체를 달리하여 영상을 획득하는 것과는 차이가 있을 수 있다. 특히 검출기 소자의 최소 크기보다 작은 슬라이스 두께를 지정할 경우에는 겹침을 이용하여 슬라이스 간 간격을 지정할 수는 있으나 슬라이스의 두께는 부정확할 수 있다. 이의 확인을 위해 슬라이스 두께 재지정을 통해 재구성된 CT 영상들의 CT 번호 및 프로파일, 영상 간 비교를 해본 결과 각 영상은 해당 슬라이스 두께로 재구성한 것으로 가정할 수 있었다.

획득된 영상들을 방사선 치료계획 장치인 Pinnacle3 (Philips Medical Systems, USA)와 Eclipse (Varian Medical Systems, USA)에서 각각 읽어들이고 후 치료계획을 수립하고 DRR을 생성하였다. 본 연구에서는 2차원 정합을 주목적으로 하고 있으므로 편의상 치료를 위한 조사면은 셋업 조사면과 동일하게 하였다. OBI를 이용한 2차원 정합은 직교하는 두 개의 영상을 필요로 하므로 갠트리 각도 0도와 90도에서의 DRR을 생성하였다. DRR 영상에 대한 사용자의 주관

을 배제하기 위해 DRR 영상 생성 시 설정값은 RTPS의 기본값을 이용하였다. Pinnacle3에서는 256×256 해상도에서 12비트로 DRR 영상을 재구성하였으며 선형척도화(linear scaling) 및 자동밝기(automatic brightness)를 설정하고 DRR 제어(DRR control)에서는 장치 기본값(system default)으로 설정하였다. Eclipse에서는 512×512 해상도에서 14비트로 DRR 영상을 재구성하게 되는데 2차원 정합에 적합하도록 뼈를 기준으로 DRR 영상을 생성하였다.

생성된 치료계획 및 DRR 영상은 Varis/Vision으로 보내져 RT Chart에서 치료 조사면 및 셋업 조사면을 생성하였고, 2차원 정합을 위하여 셋업 조사면에서 DRR 영상을 참조 영상으로 하였다. Pinnacle3에서 수립된 치료계획은 RTP exchanger를 통하여 Varis/Vision의 RT Chart 형식을 변환할 수 있지만 DRR 영상은 전송하지 못하므로 DRR 영상을 BMP 파일 형식으로 만들어 RT Chart에서 불러들여야 했다. 이를 위해 Pinnacle3 환자 치료계획과 함께 바이너리 형식으로 저장된 DRR 파일을 이용하여 영상처리를 통해 영상의 중심 및 척도 측정을 위한 선을 삽입하였고 RT Chart에서 척도화(scaling) 및 조사면의 원점을 맞추는 과정을 수행하여 해당 DRR 영상의 위치 정보 및 크기 정보를 입력하였다. 반면 Eclipse에서는 자체적으로 치료 조사면 및 셋업 조사면을 생성할 수 있으며 치료계획 시 각 조사면에 DRR 영상을 바로 첨부하는 것도 가능하다.

연구 수행을 위해 두 종류의 치료계획 장치를 이용하여 팬텀의 두부, 흉부, 골반부별로 각각의 슬라이스 두께의 CT 영상을 이용하여 치료계획을 수행하였으므로 전체 18개 세트의 치료 계획이 이용되었으며 각각의 치료 계획을 이용하여 2차원 정합을 수행하면서 정확도 및 소요 시간을 확인하였다. 정합은 팬텀을 선형가속기의 치료용 카우치 위에 정확하게 위치시킨 후 카우치를 전후, 좌우, 상하 각 방향으로 2 mm씩 이동한 후 각각의 DRR 영상을 참조 영상으로 하여 획득된 OBI kV X선 영상을 이용하여 1명의 숙련된 사용자가 수동으로 수행하였다. 이때 해부학적으로 특징을 갖는 뼈들을 기준으로 하였으며 정합을 원활하게 하기 위한 보조적인 선이나 마커는 이용하지 않았다. 정합은 자동 및 수동으로 진행할 수 있으나 자동으로 수행하는 경우 정확한 정합을 수행하지 못하는 경우가 발생하여 수동으로 정합을 수행하였으며 OBI에서 제공되는 2차원 정합을 위한 보조 기능들을 이용하였다.

팬텀의 CT 영상을 이용한 DRR 영상이 실제 환자 CT 영상을 이용한 DRR 영상보다 좋지 않기 때문에 실제 환

자의 CT 영상을 이용하여 팬텀 실험과 같은 방법으로 DRR 영상을 얻은 후 비교하였다. 전립선암 환자의 골반부를 슬라이스 두께 3 mm로 영상을 획득한 후 IRS에서 다시 슬라이스 두께 1 mm와 5 mm로 CT 영상을 재구성하였다. 획득된 CT 영상을 팬텀의 경우와 마찬가지로 Pinnacle3와 Eclipse로 각각 보낸 후 치료 계획 수립 및 DRR 영상을 생성하였다. 환자 치료 시 2차원 정합을 이용한 위치 보정을 실제로 수행하였으며 Pinnacle3와 Eclipse에서 생성된 DRR 영상의 가로 및 세로 중심축 상에서 프로파일을 획득한 후 각각을 비교하였다. 더불어 같은 위치에서 kV X선 영상의 프로파일도 비교하였다.

kV X선 영상의 획득 및 치료를 위하여 선형가속기에 on-board imager (OBI)가 부착된 23iX (Varian Medical Systems, USA) 선형가속기를 이용하였으며 모든 데이터 분석은 Varis/Vision 데이터베이스에 저장된 영상을 DICOM 형식으로 변환한 후 Matlab 7.0 (MathWorks, USA) 소프트웨어를 이용하여 수행하였다.

결과 및 토의

1. 슬라이스 두께에 따른 팬텀의 부위별 DRR 영상 비교

Fig. 1은 Pinnacle3로 생성된 두부, 흉부 및 골반부의 DRR 영상을 나타낸다. 두부의 경우 (a)는 1 mm 슬라이스 두께의 CT 영상을 이용한 것이며 (b)와 (c)는 각각 2, 3 mm의 슬라이스 두께의 CT 영상을 이용한 것이다. 또한 흉부 및 골반부의 경우 (d)와 (g)는 1 mm, (e)와 (h)는 3 mm, (f)와 (i)는 5 mm 슬라이스 두께의 CT 영상을 이용하여 DRR을 재구성한 결과이다. 그림에서 슬라이스 두께가 큰 CT 영상을 이용하여 만들어진 DRR 영상일수록 더 거칠고 흐릿해지는 경향을 보였지만 각 DRR 영상 간 차이는 크지 않았다. 이는 Pinnacle3의 DRR 재구성 알고리즘과 연관이 있는 것으로 보여진다. RTPS마다 DRR을 생성하는 알고리즘은 차이가 있지만 일반적으로는 Siddon에 의해 제안된 radiological path를 이용한 ray-tracing 방법¹⁰⁾과 ray-casting, voxel-projection 방법^{6,9)} 등이 이용되고 있으며 고속

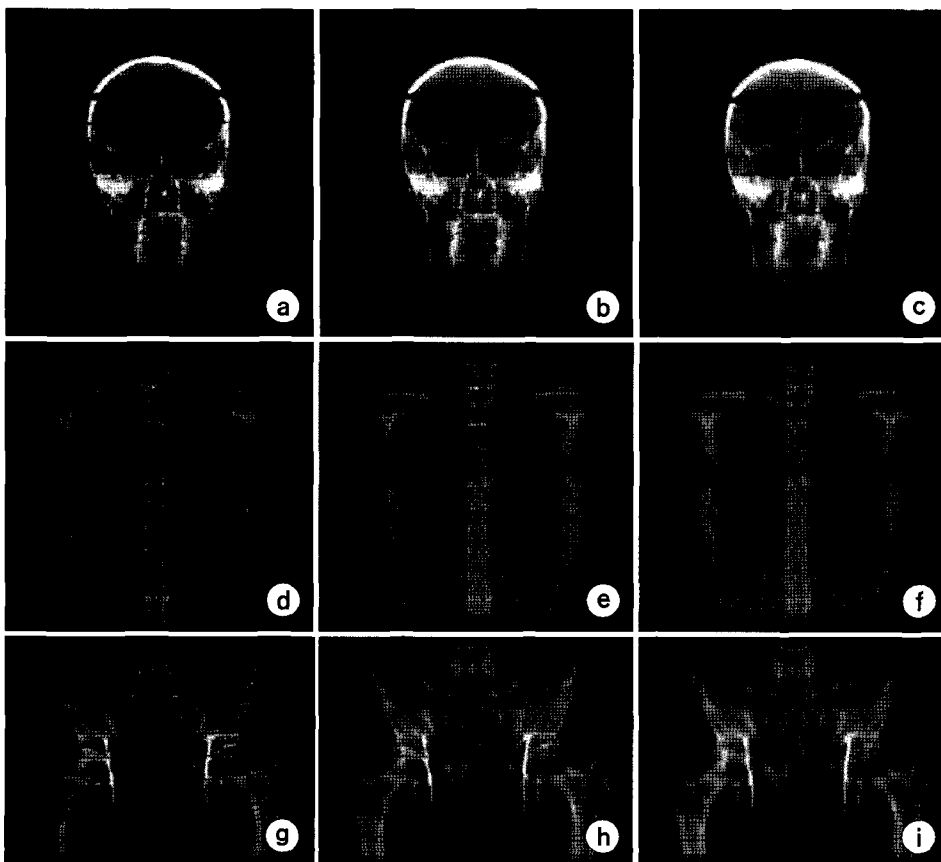


Fig. 1. Digitally reconstructed radiograph (DRR) image quality variation for different CT slice thickness. DRRs were generated by use of the Pinnacle3 for various regions of humanoid phantom. (a) head: 1 mm, (b) head: 2 mm, (c) head: 3 mm, (d) chest: 1 mm, (e) chest: 3 mm, (f) chest: 5 mm, (g) pelvis: 1 mm, (h) pelvis: 3 mm, (i) pelvis: 5 mm.

의 DRR 생성 알고리즘들도 개발되었다.⁹⁾ 기본적인 개념은 선원으로부터 선원-중심축 거리(source-to-axis distance, SAD)로 정의된 거리만큼 떨어진 곳에 가상의 평면을 위치시킨 후 선원으로부터 평면상 각 기본화소로 ray tracing을 하면서 설정된 단계 크기(step size)에 따라 해당되는 CT

영상의 CT번호 또는 이로부터 유도된 감쇠상수(attenuation coefficient)를 선형 척도화(linearly scaling)한 후 적분함으로써 최종적으로는 X선 투사 영상과 유사한 영상을 얻는 것이다. Pinnacle3에서는 기본 분해능(resolution)이 256×256 으로 지정되어 있으나 본 연구에서는 512×512 로 설정하

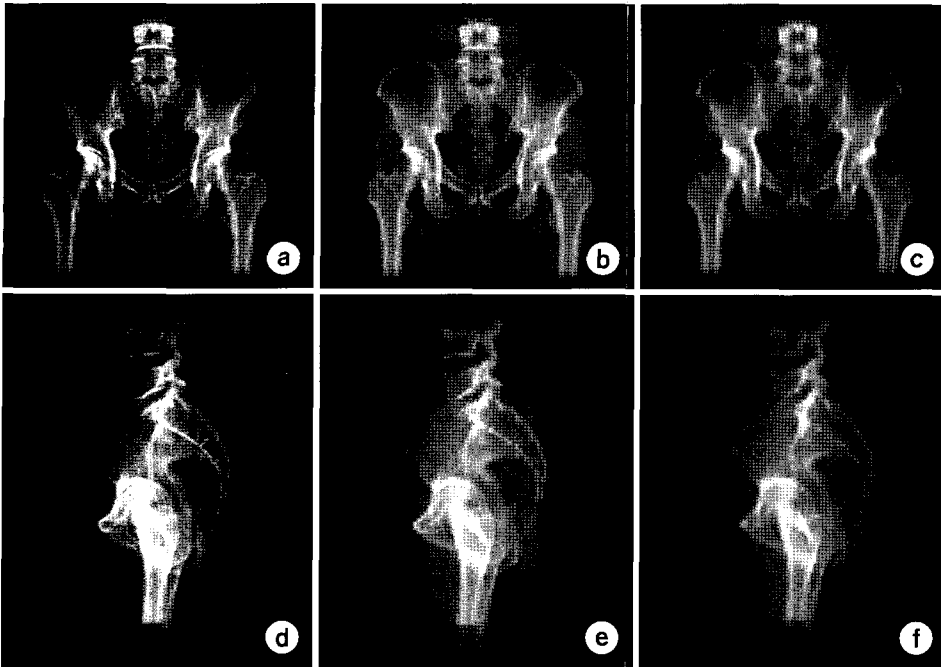


Fig. 2. Digitally reconstructed radiograph (DRR) image quality variation for different CT slice thickness. DRRs were generated by use of the Pinnacle3 for pelvic region of a prostate cancer patient. (a) anterior-posterior (AP): 1 mm, (b) AP: 3 mm, (c) AP: 5 mm, (d) lateral (Lat): 1 mm, (e) Lat: 3 mm, (f) Lat: 5 mm.

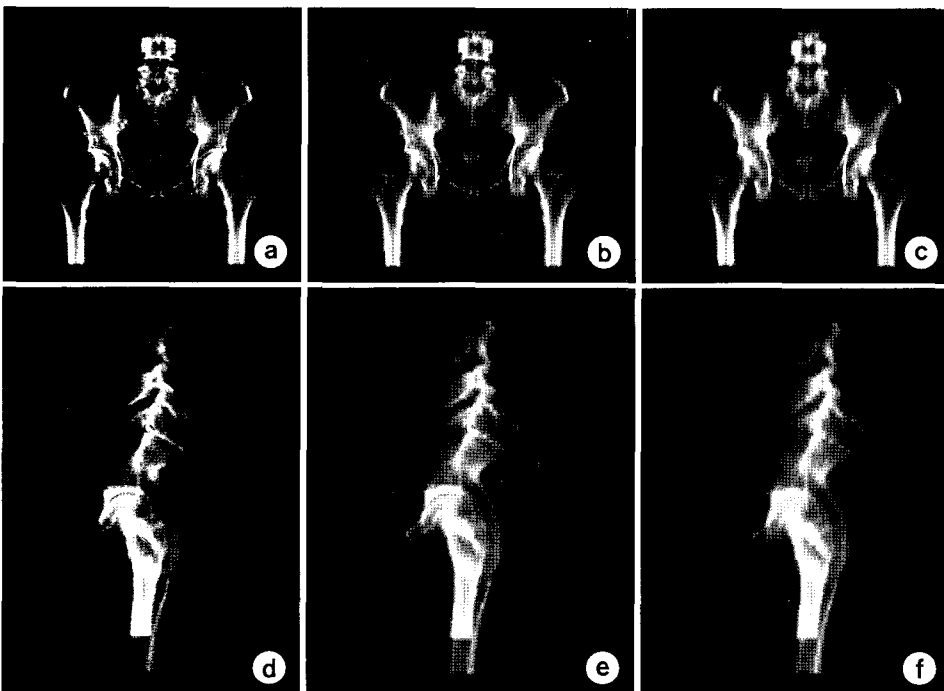


Fig. 3. Digitally reconstructed radiograph (DRR) image quality variation for different CT slice thickness. DRRs were generated by use of the Eclipse for pelvic region of a prostate cancer patient. (a) anterior-posterior (AP): 1 mm, (b) AP: 3 mm, (c) AP: 5 mm, (d) lateral (Lat): 1 mm, (e) Lat: 3 mm, (f) Lat: 5 mm.

였다. 슬라이스 두께가 증가하게 되면 ray와 만나는 CT 상의 화소 또는 체적소 자체가 감소하게 되므로 전반적인 대조도는 감소하게 된다. 그러나 Pinnacle3는 내삽을 통하여 분해능 및 대조도를 향상시키며 창과 레벨을 12비트의 생동폭(dynamic range)으로 조절하게 되지만 RT chart에 넣은 후 2차원 정합을 수행할 때 OBI 프로그램 화면에서 참조 영상의 창과 레벨을 조절하여도 만족할만한 영상을 얻지 못하는 경우가 많았다. 이와 더불어 DRR 영상을 256×256 화소로 생성할 경우 확대 시 경계부가 불분명해지는 문제점이 있었으며 이는 2차원 정합을 수행할 때 오차가 발생하는 요인으로 작용할 수 있다. 256×256으로 생성 시 화소 크기는 1.56 mm이며 512×512로 생성 시에는 0.78 mm이므로 2차원 정합 시 발생 가능한 오차는 이론상 이보다 작을 수는 없다.

2. Pinnacle3 및 Eclipse의 환자 DRR 영상 비교

Fig. 2는 Pinnacle3을 이용하여 얻은 DRR 영상들이며 Fig. 3은 Eclipse를 이용하여 얻은 DRR 영상이다. 각 영상의 가로중심축 및 세로중심축에서의 프로파일들은 Fig. 4와 Fig. 5에 나타나있다. 각각의 RTPS에서 기본 설정값을 이용하였음에도 DRR 영상은 큰 차이를 보이고 있는데 특히 대조도에서 차이가 난다. Pinnacle3가 기본적으로 12비트의 생동폭을 가지며 조직 간 최대 화소값 차이는 2.5×10^3 이지만 뼈와 주변 조직 간의 차이가 1.6×10^3 내외인 반

면 Eclipse는 14비트의 생동폭을 가지며 뼈와 주변 조직 간 화소값의 차이가 9×10^3 가까이 나기 때문에 2차원 정합을 수행할 경우에도 창과 레벨을 조절하여 원하는 수준의 영상을 얻기가 용이하였다. 2차원 정합을 수행하는 경우 전체의 대조도보다는 뼈와 주변 조직 간의 구분의 용이성이 더 중요하다. Eclipse의 경우에는 화소당 1 mm의 크기를 가지며 전체 512×512의 화소수를 갖는다. 이 경우 이론상 오차는 기본적으로 1 mm라고 할 수 있다. 그러나 전체 보기영역(field of view, FOV)에 비해 환자의 DRR 영상의 크기가 작아 2차원 정합을 위해 확대를 할 경우 화면에 표시되는 화소의 크기가 커져 모자이크 현상이 생기는 문제가 발생하였다. 이 현상은 Pinnacle3로부터 생성된 DRR에서도 유사하게 발생하지만 Eclipse에서 생성된 DRR 영상의 경우 대조도차가 더 크기 때문에 모자이크 현상이 분명하게 드러나는 것으로 여겨진다. 각 RTPS에서 얻어진 DRR 영상을 슬라이스 두께에 따라 비교해보면 팬텀의 경우와 마찬가지로 슬라이스 두께가 커질수록 영상의 질이 나빠지는 것을 알 수 있다.

프로파일 비교에서는 가로중심축 상의 프로파일보다는 세로중심축 상의 프로파일에서 슬라이스 두께에 의한 차이가 분명하게 나타나고 있는데 슬라이스 두께가 커질수록 화소값은 작아지며 마치 평탄화(smoothing) 필터를 적용한 것처럼 화소 간 차이가 감소함을 알 수 있었다. 이는 Eclipse에서 얻은 DRR 영상 및 Pinnacle3에서 얻은 DRR

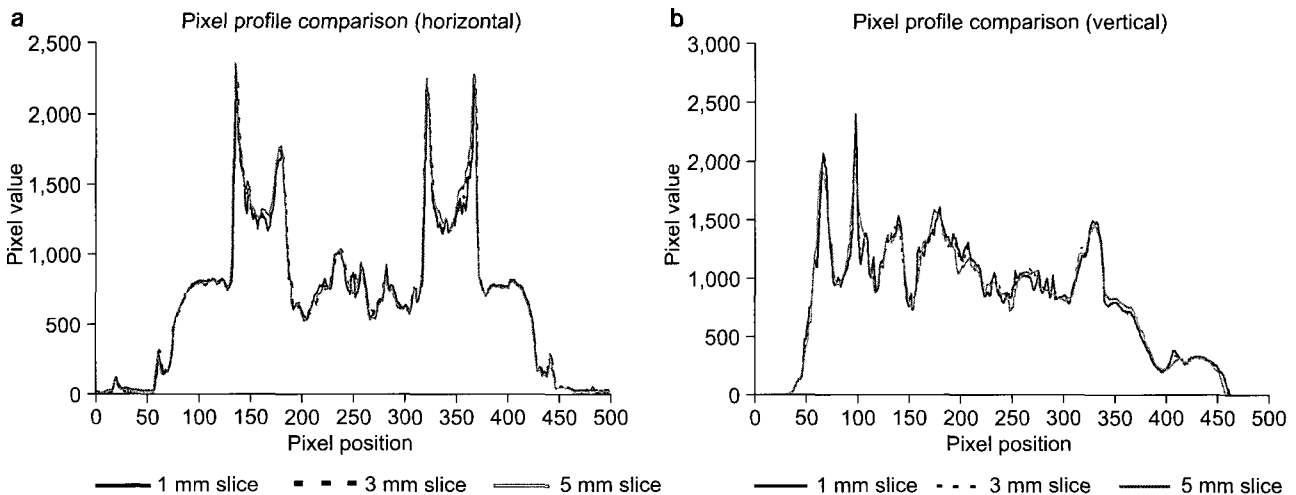


Fig. 4. Pixel value (gray level) profiles of digitally reconstructed radiographs (DRRs) from the Pinnacle3 of anterior-posterior view. (a) Horizontal axis, (b) Vertical axis. The pixel value depth was 12 bits and magnitudes of the DRR image profile intensities were almost same. Profile broadening was obvious in vertical direction for the DRR made of 5 mm slice thickness computed tomographic image.

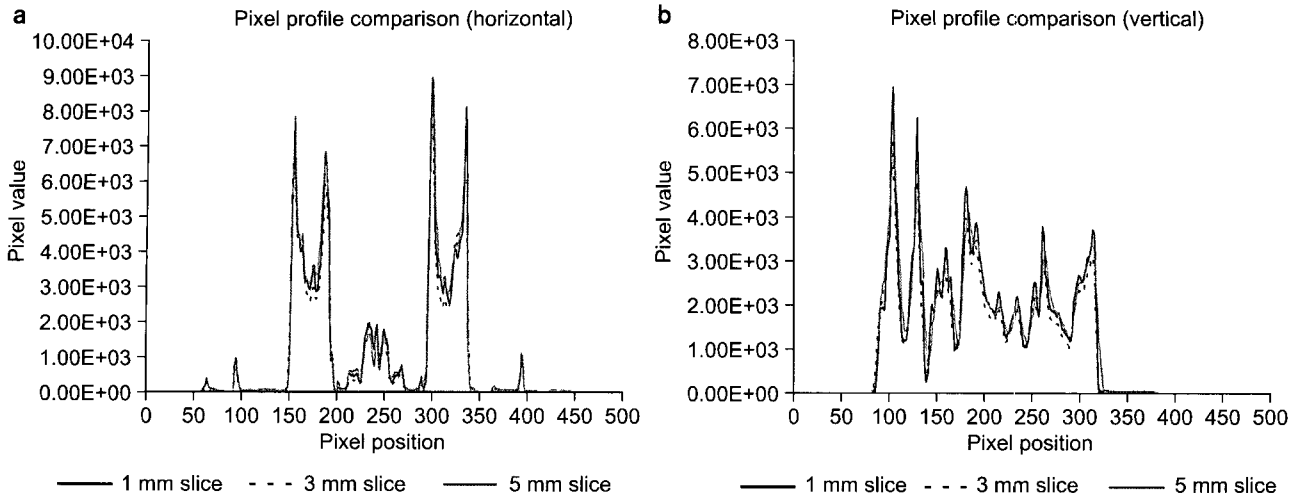


Fig. 5. Pixel value (gray level) profiles of digitally reconstructed radiographs (DRRs) from the Eclipse of anterior-posterior view. (a) Horizontal axis, (b) Vertical axis. It showed quite high contrast than DRRs from the Pinnacle3.

Table 1. The accuracy test result of the 2D-2D matching for various DRR image condition. The values are in milli-meter unit, and imply that treatment couch should be moved amount of these values in each direction to correct setup error.

		Pinnacle3			Eclipse			
		Actual error	CT slice thickness			CT slice thickness		
			1 mm	2 mm	3 mm	1 mm	2 mm	3 mm
Head	Vert	2	3	3	2	2	3	
	Long	2	2	2	2	2	1	
	Lat	2	1	1	1	0	0	
		Actual error	CT slice thickness			CT slice thickness		
			1 mm	3 mm	5 mm	1 mm	3 mm	5 mm
Chest	Vert	2	2	2	2	2	2	
	Long	2	1	2	1	2	1	
	Lat	2	2	1	2	1	2	
Pelvis	Vert	2	1	2	3	2	1	
	Long	2	2	2	3	1	1	
	Lat	2	2	1	2	1	1	

영상에서 동일하였다.

3. DRR 영상에 따른 2차원 정합 결과

Table 1은 Fig. 1의 DRR 영상을 이용하여 실제로 2차원 정합을 수행하였을 때의 오차, 즉 카우치가 움직여야 할 거리를 나타낸다. OBI를 이용하여 2차원 정합을 수행할 경우 카우치 이동의 최소 단위는 1 mm이므로 오차는 이

보다 작게 표시되지는 않는다. 모든 경우에 2 mm 범위 이내에서 보정값을 찾을 수 있었는데 이는 DRR 영상의 질이 2차원 정합 결과에는 큰 영향을 미치지 않음을 의미한다. 하지만 DRR 영상의 화소 크기에 의한 불확실성을 고려하면 오차는 이보다 0.5~1.5 mm까지 달라질 수 있다.

슬라이스 두께 차이에 의해 가장 큰 영향을 받는 방향은 길이 방향(longitudinal)이지만 다른 방향에서의 오차와

비교할 때 차이가 더 크게 발생하지는 않았다. 이는 정합이 DRR 영상 및 OBI kV X선 영상의 일부분만을 대상으로 하여 이루어지는 것이 아니라 전체 영상을 강체(rigid body)로 가정하여 이동하기 때문에 DRR 영상의 질이 일정 수준까지 떨어지더라도 외곽부(outline)를 이용하여 정합이 가능하기 때문이다. 또한 RTPS의 종류에 따른 정합 결과의 차이도 없음을 알 수 있다. 이는 생동폭, 분해능, 대조도 등이 영상의 질에 영향을 주는 인자들인지는 하지만 실제 2차원 정합을 수행할 경우에는 주변 조직과 구분을 어느 정도 할 수 있는가에 따라 결과가 달라지므로 직접적인 상관성이 있음을 밝히기 어렵다고 할 수 있다. 또한 이 과정에서 2차원 정합을 수행한 피시험자의 주관과 편향을 완전히 배제할 수 없으므로 이와 관련해서는 더 많은 조건 및 피시험자에 대해서 맹검법(blind test)을 시행해 보아야 할 필요가 있겠다. 아울러 본 연구에서 사용되었던 슬라이스 두께가 차이를 유발할 만큼 크지 않았을 수도 있는데 이는 연구에 이용된 CT 스캐너가 기본적으로 지원하는 슬라이스 두께에 따른 것이므로 5 mm보다 큰 슬라이스 두께는 임상적으로는 의미가 없다고 하겠다.

Table 2에서는 2차원 정합에 소요된 시간을 정리하였다. 여기에서는 영상을 획득하기 위해 소요된 시간은 제외되었다. 슬라이스 두께에 따른 DRR 영상의 질에 따라 소요 시간이 다소 길어지는 양상을 보였지만 전반적으로는 비슷한 시간이 소요되었다. 이 역시 피시험자의 주관과 편향에 의한 요소가 있을 수 있으므로 차후 보완 실험이 이어질 필요가 있겠다. Pinnacle3와 Eclipse에서 만들어진 DRR 영상을 각각 이용한 2차원 정합 소요 시간 비교에서도 큰 차이를 보이지 않았는데 이는 2차원 정합을 수행할 때 가

장 시간이 오래 걸리는 부분이 실질적으로 영상을 움직여 정합을 하는 과정이기 때문으로 보인다. 창과 레벨을 조절하여 대조도를 좋게 하거나 다른 과정을 수행하는 것은 상대적으로 시간이 짧게 걸렸다. 부위별로 보면 두부가 시간이 가장 적게 걸렸고 다음이 골반부, 흉부의 순이었다. 두부의 경우 두개골이 있어 정합이 용이하였지만 흉부의 경우에는 척추골 및 늑골, 쇄골 등을 이용하여 정합을 수행하는데 DRR 영상의 질이 다른 부위에 비해 좋지 않으며 OBI 영상도 2차원 정합에 적당할 만큼 좋지 않았기 때문이다. 실제 환자 치료 과정에서는 환자 및 부위에 따라 1~7분 정도의 소요 시간 분포가 있었는데 역시 흉부를 치료하는 환자의 경우 시간이 오래 소요되었다.

폐암환자 등과 같이 호흡에 의하여 종양 위치 및 흉곽 등 골격의 위치가 달라지는 환자의 경우에는 RPM 시스템(Real-time Position Management system, Varian, USA) 등과 같은 호흡연동 치료 시스템을 이용할 수 있다. 치료 전 기존 모의치료 장치나 OBI 등의 형광 X선 영상 등으로 환자 호흡에 의한 해부학적 구조의 변화를 파악한 후 치료에 문제가 된다면 호흡연동 치료 시스템을 사용하는 것이 바람직하겠다. 호흡연동 치료 시스템은 CT 영상 획득 및 OBI kV X선 영상을 획득할 경우에도 적용할 수 있으며 치료 시에도 적용하게 된다. 그러나 영상정합만을 위한 목적이라면 CT 영상 및 OBI 영상 획득 시 환자의 숨을 참게 하는 것만으로도 충분하다고 할 수 있다. 최근 보급되고 있는 다중검출기 CT 모의치료장치는 환자가 숨을 참는 시간 동안 촬영이 가능한 정도의 촬영 속도를 보여주었다.

Table 2. Elapsed times to complete the 2D-2D matching (unit : seconds).

	Pinnacle3			Eclipse		
	CT slice thickness			CT slice thickness		
	1 mm	2 mm	3 mm	1 mm	2 mm	3 mm
Head	59	65	67	49	63	65
	CT slice thickness			CT slice thickness		
	1 mm	3 mm	5 mm	1 mm	3 mm	5 mm
	Chest	72	77	75	73	72
Pelvis	63	68	66	62	69	70

4. OBI kV X선 영상의 품질 및 참조영상으로의 이용 가능성

2차원 정합을 효율적으로 하기 위해서는 OBI kV X선 영상의 품질 역시 좋아야 하는데 이는 촬영 조건(kVp, mAs, ms 등)에 따라 달라지기 때문에 환자 및 부위별로 최적의 영상 품질을 얻을 수 있는 조건을 찾을 필요가 있다. 본 연구에서는 OBI에서 각 부위별로 기본적으로 설정된 값을 적용하였으며 실제 임상에서도 기본 설정값을 이용하고 있다. Fig. 6은 전립선암 환자의 골반부를 OBI를 이용하여 촬영한 영상이다. 전후(anterior-posterior, AP) 영상은 단일 표준모드(single standard)에서 120 kVp, 80 mAs, 40 ms의 값으로 촬영하여 획득하였으며 좋은 영상 품질을 보여주었지만 측면(lateral) 영상의 경우에는 단일표준모드에서 100 kVp, 80 mAs, 120 ms로 촬영하였지만 대조도가 떨어졌는데 이는 X선이 더 많은 부분을 통과해야 하기 때문으

로 일반적인 현상이다. 더 좋은 품질의 영상을 얻기 위해 촬영 조건을 달리하면서 촬영하였지만 큰 개선은 없었다.

Fig. 7은 Fig. 6a의 프로파일을 나타낸다. 그림에서 조직의 화소값 범위는 2×10^3 내외이지만 OBI kV X선 영상이 14비트의 생동폭을 가짐에도 전체 화소값의 분포가 대체로 1.35×10^4 이상이기 때문에 결과적으로는 생동폭이 작아지게 되었다. 이는 2차원 정합을 수행할 때 영상 품질이 원하는 수준에 미치지 못하게 하므로 OBI kV X선 영상의 품질 개선이 뒷받침되어야 하겠다. 그러나 일반적으로는 포탈 영상인 MV X선 영상에 비해 더 나은 영상 품질을 보여주므로 환자 셋업 확인을 위한 목적의 영상 장치는 kV 에너지의 X선 선원이 더 유리하다고 하겠다. Fig. 8은 전립선암 치료를 위해 골드 마커를 삽입한 다른 환자의 골반부를 kV X선과 6MV X선으로 각각 촬영한 영상을 나타내는데 골격 및 골드 마커가 kV X선 영상에



Fig. 6. kV x-ray images of pelvic region of a prostate cancer patient obtained using on-board imager which is attached into the linear accelerator. (a) Anterior-posterior view, (b) Lateral view. Even though the image quality of a lateral view was much worse due to large radiological length, bones (sacrum, ilium and femoral head and femur) were seen clearly.

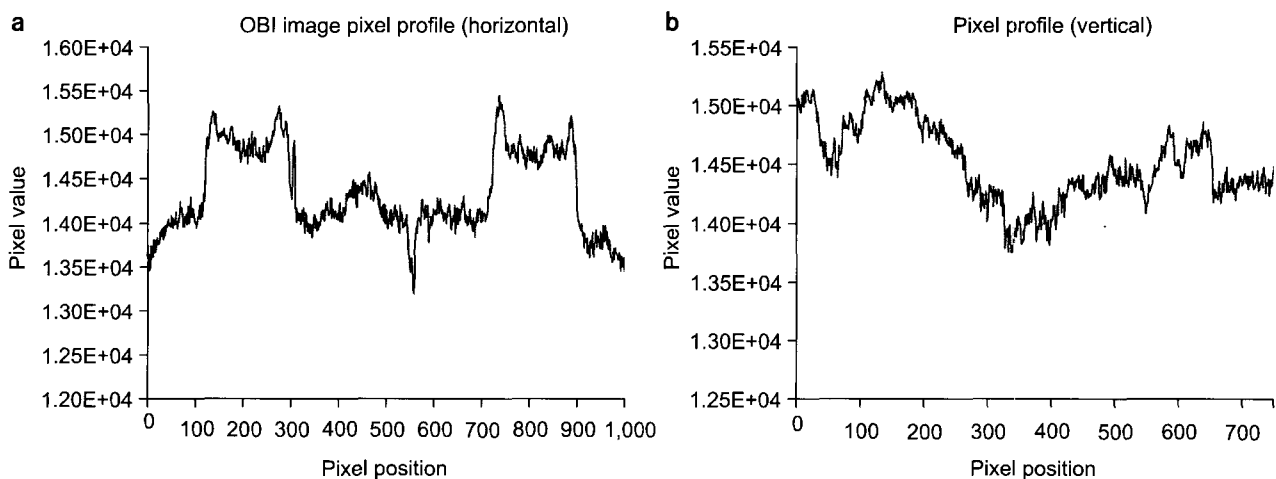


Fig. 7. Pixel value (gray level) profiles of on-board images of anterior-posterior view. (a) Horizontal axis, (b) Vertical axis. Although the pixel value depth was approximately 14 bits, pixel values were clustered around 1.4×10^4 and it may cause declining of image quality.

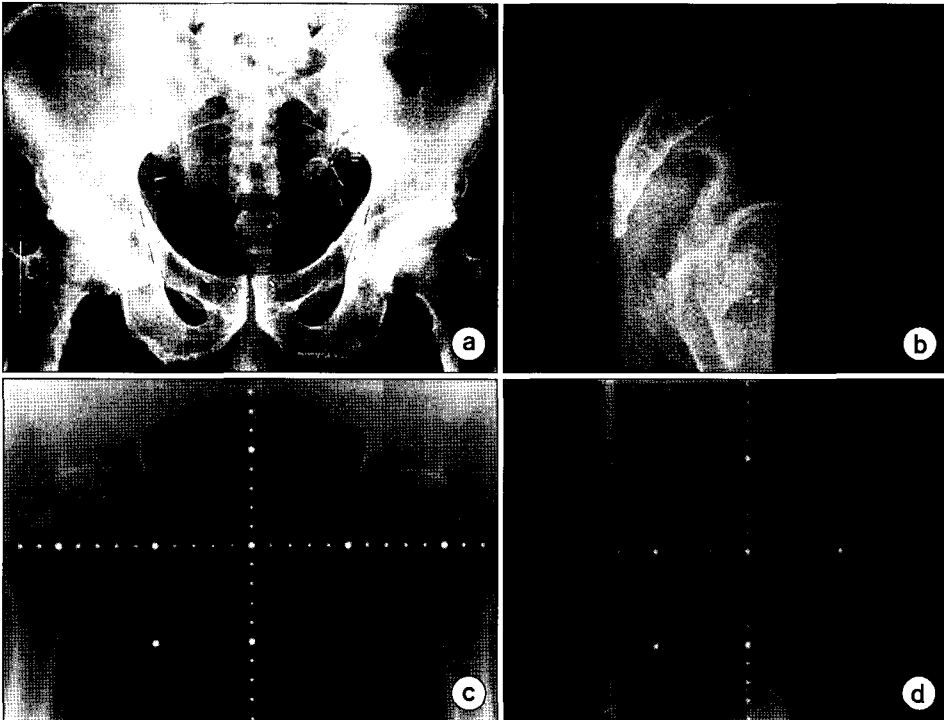


Fig. 8. Comparison of a kV x-ray image from the on-board imager (OBI) with MV x-ray image from the electric portal imaging device (EPID) for a pelvic region of a prostate cancer patient. Bony structures and seeds inside the prostate were shown more clearly in kV X-ray image. (a) kV x-ray image, anterior-posterior (AP) view, (b) kV x-ray image, lateral (Lat) view, (c) 6MV x-ray image, anterior-posterior (AP) view, (d) 6MV x-ray image, lateral (Lat) view.

서 더 잘 보이는 것을 확인할 수 있다. 그러나 MV X선 영상 역시 개선되고 있으므로 경우에 따라서는 두 개의 직교하는 kV X선 영상을 이용하여 정합을 수행하는 대신 앞뒤 방향은 MV X선 영상을 이용하고 좌우 방향은 kV X선 영상을 이용하여 정합을 수행하는 방법을 적용할 수도 있다. OBI의 경우 치료용 두부와 서로 직교를 이루고 있기 때문이다.

입상 적용 시 참조 영상으로 DRR 영상 대신 환자의 첫 번째 치료를 위한 셋업 시 촬영한 OBI kV X선 영상을 이용해 본 결과 DRR 영상에 비하여 더 용이하게 2차원 정합을 수행할 수 있었다. 그러나 현 단계의 Varis/Vision에서는 아직 OBI를 완벽히 지원하지 않으므로 이를 위해선 여러 단계의 영상 변환 및 처리 과정을 거쳐야 하므로 특수한 경우에서만 이를 이용하고 있다. 만약 이러한 방법이 적용될 수 있다면 2차원 정합이 보다 용이해질 수 있을 것이며 DRR 영상의 특성에 의한 불확실성은 줄어들 수 있을 것이다.

결 론

본 연구에서는 DRR 영상을 참조 영상으로 하여 OBI kV X선 영상과의 2차원 정합을 수행하였을 경우 DRR 영

상의 질에 따라 정합 결과가 어떻게 달라지는 가를 확인하였다. 이를 위해 두 종류의 RTPS에서 각각 다른 슬라이스 두께로 부위별로 CT 촬영한 영상을 이용하여 생성한 DRR 영상을 이용하였는데 연구 결과 각 조건에 따라 DRR 영상은 차이가 발생하였지만 실제 2차원 정합 결과에서는 유사한 오차값을 보여주어 DRR 영상의 질이 큰 영향을 미치지 않음을 확인할 수 있었다. 그러나 이는 차 후 더 많은 피시험자를 대상으로 검증해야 할 필요가 있다. 슬라이스 두께에 따른 2차원 정합 결과의 차이는 크지는 않지만 저자들은 3 mm 슬라이스 두께가 일반적인 환자 치료계획 및 2차원 정합에 가장 적합하다고 판단한다. 이는 환자의 병소 파악 및 DRR 영상의 생성, 2차원 정합에서 좋은 결과를 보여주기 때문이다. 또한 2차원 정합을 수행할 경우에는 마커를 넣거나 해부학적 정합을 위한 선 등을 참조 영상에 삽입함으로써 정합 효율을 높이는 방법도 사용하는 것이 오차를 줄일 수 있는 방법일 것이다. RTPS의 DRR 생성 알고리즘과 OBI kV X선 영상의 질도 2차원 정합에 보다 적합하도록 개선될 필요가 있겠다. 향후 kV 영상장치가 부착된 방사선치료기기가 더 보급된다면 현재의 환자 셋업의 오차는 크게 줄어들어 방사선 치료의 성공률을 높일 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

1. ICRU Report 62: *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50)*. International Commission in Radistion Units and Measurements, Bethesda, MD (1984)
2. Herman MG, Balter JM, Jaffray DA, et al: Clinical use of electronic portal imaging. Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58. *Med Phys* 28:712-737 (2001)
3. Dong L, Boyer AL: An image correlation procedure for digitally reconstructed radiographs and electronic portal images. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 33:1053-1060 (1995)
4. Kim J, Fessler JA, Lam KL, Balter JM, Ten Haken RK: A feasibility study of mutual information based setup error estimation for radiotherapy. *Med Phys* 28:2507-2517 (2001)
5. Dekker N, Ploeger LS, Herk M: Evaluation of cost functions for gray value matching of two-dimensional images in radiotherapy. *Med Phys* 30:778-784 (2003)
6. Lemieux L, Jagoe R, Fish DR, Kitchen ND, Thomas DG: A patient-to-computed-tomography image registration method based on digitally reconstructed radiographs. *Med Phys* 21:1749-1760 (1994)
7. LaRose D: Iterative x-ray-CT registration using accelrated volume rendering. Ph.D Thesis, Carnegie Mellon University (2001)
8. Birkfellner W, Wirth J, Burgstaller W, et al: A faster method for 3D/2D medical image registration—a simulation study. *Phys Med Biol* 48:2665-2680 (2003)
9. Zöllei L: 2D-3D rigid-body registration of x-ray fluoroscopy and CT images. Masters Thesis, MIT (2001)
10. Siddon RL: Fast calculation of the exact radiological path for a three-dimensional array. *Med Phys* 12:252-255 (1985)

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)

Kwang-Ho Cheong^{*†}, Tae-Suk Suh^{*}, Byung-Chul Cho[†], Sei-Kwon Kang[†],
Kyoung-Joo Kim[†], Hoon-Sik Bae[†]

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

[†]Department of Radiation Oncology, Hallym University College of Medicine

We evaluated the accuracy of a patient setup error correction due to reference image quality for a 2D-2D matching process. Digitally reconstructed radiographs (DRRs) generated by use of the Pinnacle3 and the Eclipse for various regions of a humanoid phantom and a patient for different CT slice thickness were employed as a reference images and kV X-ray images from the On-Board Imager were registered to the reference DRRs. In comparison of the DRRs and profiles, DRR image quality was getting worse with an increase of CT image slice thickness. However there were only slight differences of setup errors evaluation between matching results for good and poor reference DRRs. Although DRR image quality did not strongly affect to the 2D-2D matching accuracy, there are still potential errors for matching procedure, therefore we recommend that DRR images are needed to be generated with less than 3mm slice thickness for 2D-2D matching.

Key Words: Computed tomography (CT), Digitally reconstructed radiographs (DRR), 2D-2D matching, On-board imager (OBI)