

Maker Seed Phantom을 이용한 표적위치의 정확성 평가

장은성*, 정봉재**, 임인철***, 강수만*

고신대학교 복음병원 방사선종양학과*, 한국국제대학교 방사선학과**, 동의대학교 방사선학과***

Evaluation of Targeting Using Marker Seed Phantom

Eunsun Jang*, Bongjae Jeong**, Inchul Im***, Suman Kang

Department of Radiation Oncology, Kosin University Gospel Hospital,
Department of Radiological Science of Korea International University**,
Department of Radiological Science, Donggeui University****

요약

선형가속기에 설치된 OBI (On-Board Imager™, Varian Medical Systems, USA) 의 정도관리는 일간 및 주간으로 하고 있으며 이때 기하학적인 정확성은 매우 중요하게 된다. 본 실험에서는 4개월간 선형가속기의 OBI 장치 정도관리용 팬텀을 사용하여 일간과 주간으로 선형가속기의 기계적인 중심점(isocenter)과 가시화된 레이저의 중심점의 일치 정도 및 OBI 장치 및 레이저의 중심점을 비교하여 데이터화함으로써 OBI 장치의 기계적 정확성과 정도관리용 팬텀을 사용하여 일간, 주간으로 선형가속기 환자위치 및 레이저의 등 중심점을 체크하여 데이터화함으로써 사후관리 및 환자 치료 성적을 높일 수 있다고 사료된다.

중심단어: 정도관리, 온-보드 영상장치, Marker Seed Phantom

Abstract

Accuracy control of Linear accelerator installed in OBI is done daily and weekly and importance of accuracy multiplies exponentially at that moment. Purpose of this experiment is everyday and twice a week over a four month period (march~june) 2009 year to confirm maintenance of accuracy through Quality control of OBI. In short, measurement of exponentially multiplying accuracy of OBI and regular accuracy control was able to maintain accuracy from the center of treatment within 0.1 cm. Therefore, evaluation of exponentially multiplying accuracy using OBI accuracy control linear accelerator phantom on daily, weekly basis was confirmed.

KeyWord : Quality Assurance , OBI (On Board Imager) , Marker Seed Phantom

Corresponding Author : 강수만

주소: 부산광역시 서구 양남동 34 고신대학교복음병원 방사선종양학과, E-mail: am7575@yahoo.co.kr, Tel: +82-51-990-6391
투고 일자: 2011년 02월 21일, 심사일자: 2011년 04월 06일, 수정 일자: 2011년 4월 08일, 게재 확정일자: 2011년 04월 12일

I. 서론

최근 방사선치료용 선형가속기에 진단용 kV 에너지 영역의 x선 선원과 검출기가 부착된 형태의 치료기기가 많이 보급되고 있다^[1~5]. 이를 이용하면 방사선치료 전 환자의 x선 영상을 얻을 수 있으나 가장 큰 특징은 원뿔형 빔 전산화단층촬영영상(cone-beam computerized tomography; CBCT) 획득이 가능하다는 점이다^{[6],[7]} 최신 선형가속기의 경우 kV x선 선원과 검출기가 동일한 회전중심점(isocenter)을 공유하면서 수직으로 부착되어 있는 경우가 대부분이므로 OBI 장치의 회전중심점이 치료용 회전중심점과의 일치 여부 및 영상의 기하학적 일치성 여부를 확인하는 것이 가능하여 방사선치료 전 환자의 위치확인을 위하여 사용된다. 따라서 OBI 등과 같은 장치는 주기적인 정도관리 항목에 포함되어야 하며 이와 관련된 연구가 보고되고 있으며^{[8],[9]}, 이러한 영상정보들을 이용하여 환자의 셋업오차 확인 및 보정, 장기 및 표적의 움직임 확인 등이 용이해져 본격적인 영상유도방사선치료 (image-guided radiation therapy; IGRT)가 가능해졌다. 진단영역(kV) x선 영상의 질은 치료영역(MV) x선 영상보다 우수하므로^[7] 환자의 해부학적 구조에 대해 보다 많은 정보를 제공해준다^[10]. 특히 세기변조방사선치료 등과 같은 최근의 방사선치료는 불과 수 mm의 차이로 급격한 선량의 변화가 발생되므로^{[11],[12]} 환자의 자세 고정 및 위치 재현에 대한 오차의 최소화가 치료의 결과 직결된다 할 수 있다^[13].

방사선치료 과정에서 치료의 정확도에 영향을 주는 많은 요소들이 존재한다. 정도관리에 의해 검증 가능한 부분 이외의 영역에 존재하는 작은 오차들은 치료 전반과정에서 더 많은 작업량이나 영상유도방사선치료 등의 도입에 의해 감소시킬 수 있다^{[12],[14]}. 본 연구에서는 선형가속기의 OBI 장치 정도관리용 모형을 사용하여 일간, 주간으로 선형가속기의 기계적인 등 중심점과 레이저의 등 중심점의 일치유무 및 OBI 장치와 레이저의 중심점을 비교하여 기록함으로써 OBI를 이용한 방사선치료시 기하학적 정확성에 대해 논의하고자 한다.

II. 대상 및 방법

1. On-Board Imager (OBI, Varian Medical Systems, USA)

OBI 장치는 선형가속기의 측면에 2개의 Exactarm (Varian Medical Systems, USA)이라고 하는 로봇팔에 부착되어 한쪽에서는 kV x-선이 방출되고 다른 한쪽에서는 imager가 부착되어 있어 2차원 또는 3차원의 형광투시영상을 촬영하여 치료전 또는 치료중 환자의 위치를 확인하는데 사용된다(Fig. 1). 연구에서 사용된 Clinac iX에 장착되어 있는 온보드 영상장치는 40~125 kVp인 방사선원과 2048×1536 픽셀 해상도로 초당 30 프레임까지 얻을 수 있는 aSi Digital Imaging 패널로 구성되어 있다.



Fig. 1. (a) Varian clinical linear accelerator with an on-board imager® (OBI) consisting of two robotic arms; one holding a flat panel imager (kVD). The mega voltage detector (MVD) is also extracted. (b) The coordinate system for couch/patient position: lateral = + right/-left, vertical=anterior/-posterior and longitudinal =+inferior/-superior. (c) lateral and vertical motion of the kVD are relative the MV beam axis.

2. 영상 등록과 couch 이동

마커가 삽입된 OBI장치 위치확인용 팬텀(Fig. 2)의 CT를 이용하여 치료계획을 수립하였다. 치료계획시 CT영상을 이용한 디지털재구성영상(digitally reconstructed radiography; DRR)을 만들어 놓고 치료실에서 실제 OBI를 이용한 형광투시영상과 비교를 하여 팬텀의 셋업을 확인 및 보정한다. 만약 위치가 틀리다면 환자 테이블을 틀린 거리만큼 반대로 이동시켜 위치를 맞

춘다.

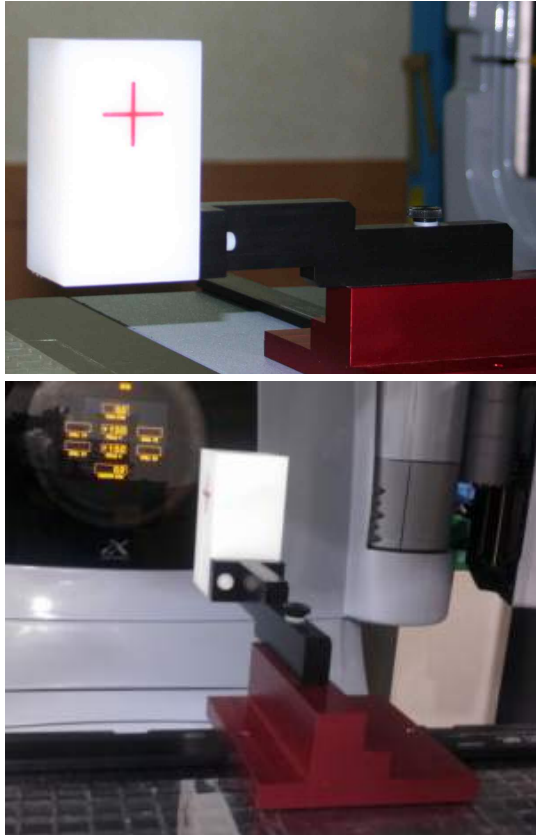
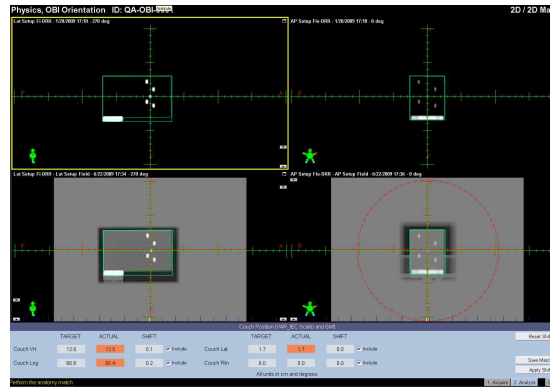
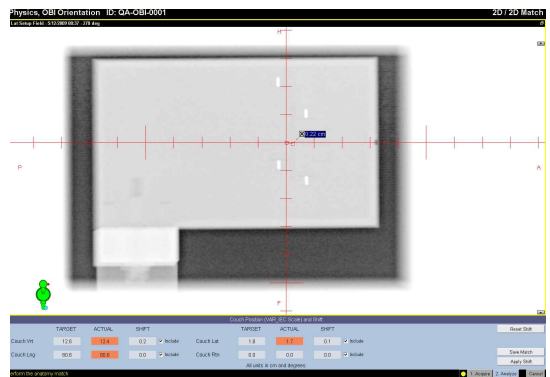


Fig. 2. The phantoms used to verify the geometric accuracy of the OBI: a marker phantom.

본 연구에서는 2D-2D 정합을 사용하였고 위치확인 은 일간으로 시행하였다. 모든 위치 정보와 보정정보 는 기록하였다. 녹색 디지털 눈금은 디지털 재구성 영상에 치료계획시 중심 좌표를 나타내고 적색 디지털 눈금은 OBI를 이용한 형광투시영상의 중심 좌표를 나타낸다. 따라서 중첩된 DRR영상과 형광투시영상이 일치할 때 녹색 눈금과 적색눈금이 일치 할수록 OBI와 레이저의 위치가 정확하다는 것을 의미한다. 만약 두 영상을 일치시켰을 경우 오차가 발생할 경우 녹색 눈금과 적색눈금의 차이는 오차 정도를 의미하며 그 값은 Fig. 3.에서와 같이 아래 오차 보정 값이 나타난다.



(a)



(b)

Fig. 3. (a) Right/left and anterior-/posterior kv-images (red) of the marker phantom shifted 0.1 cm or 0.2 cm in the superior inferior and right directions are matched with the reference images (green). In the lower images the center marker has been zoomed in . Due to beam divergence a precise match of all markers cannot be performed and the markers cannot be matched in vertical and lateral direction in both the AP and the right/left set simultaneously.

(b) A second 2D-2D match after applied couch shift allows all markers to be matched adequately. The disagreement between the red and green graticule shows the inaccuracy of the first match.

3. On-board Imager 장치의 센터 셋업 확인

OBI 장치의 디지털 눈금표시는 kV x선 영상이 치료 센터가 일치하도록 하는 것을 보여줄 수 있다. 2D-2D 정합이 실행될 때 눈금의 중앙은 치료 계획 센터와 겹쳐진다(Fig. 4). 그리고 kV x선영상과 디지털제

구성영상이 일치할 때 정확한 정합을 가져다준다. 레이저의 교차점과 선형가속기의 기계적 중심점의 측정된 중심점에 위치를 교정함으로써 중심점 일치 확인을 할 수 있다.

마커 모형의 kV x선영상은 디지털 눈금과 일치해야 한다. 이 테스트는 정확한 벽 레이저에 의존한다. 모든 모형의 위치 테스트는 가속기의 빔 십자선 영역을 사용함으로써 확인된다. 콜리메이터의 십자선(cross hair)은 선형가속기 중심점과 일치해야 한다. 또한 레이저와 십자선은 독립적으로 체크되고 일치해야 한다. 기하학적 정도관리 테스트는 OBI 장치의 센터 셋업의 정확성과 레이저의 등 중심점 일치유무의 정확성을 평가한다.

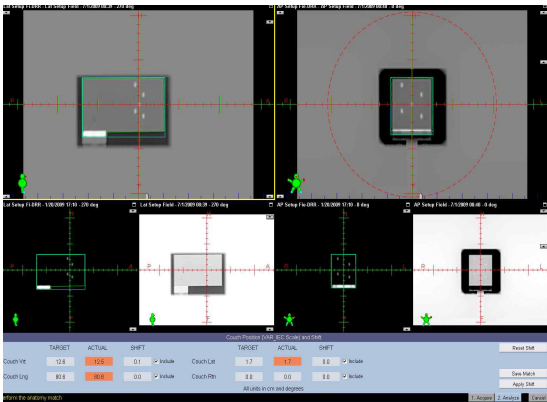


Fig. 4. Captured screen of 2D-2D matching procedure provided by On-board Imager application

III. 결과 및 고찰

1. On-board Imager의 기하학적 정확도

본 기관의 경우 겐트리 회전에 의한 치료용 회전중심점의 오차는 최대 0.04 cm였다. 네 방향에서의 영상 대신 겐트리 각도 0° 및 90° (OBI 장치의 경우에는 kV 선원 각도 270° 와 0°)의 두 방향에서의 영상만을 이용하여 회전중심점의 위치를 정하게 되면 원래의 기계적 회전중심점의 위치와 비교 시 좀 더 오차가 발생할 수 있으나 오차의 수준은 일간 vertical 0.10±0.06 cm, longitudinal 0.06±0.02 cm, lateral 0.00±0.06 cm 나타났으며, 주간의 경우 각각 vertical 0.09±0.06 cm, longitudinal 0.05±0.09 cm, lateral 0.00±0.05 cm

으로 OBI 장치의 기하학적 정확성의 계측과 규칙적인 정도 관리는 치료센터에 0.1 cm 미만으로 측정되었다 (Table 1 및 2).

Table 1. Mean difference in couch shift values using 2D-2D match (Daily)

Mean displacement ±1σ		
AP radiography	RL radiography	
Vertical	Longitudinal	Lateral
0.10±0.06 cm	0.06±0.02 cm	0.00±0.06 cm

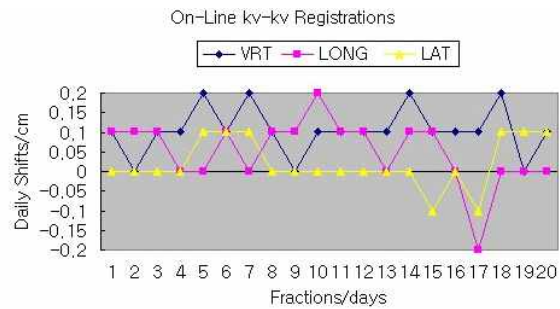


Fig. 5. Everyday stability of the OBI. The marker position relative the digital graticule in anterior/-posterior and right/left images were measured everyday over a one month period: vertical: +anterior/-posterior, longitudinal: +inferior/-superior, lateral: +right/-left

2. OBI의 센터 셋업 확인

정면과 측면 kV영상에 디지털 눈금 마크 모형의 이동은 일간 및 주간(2회) 4개월 동안 보여준다(Fig. 5-6). 이 기간 동안 기하학적 시스템 계측은 일간마다 하였다. 일간 및 주간의 평균 및 표준편차는 표 1-2에서 보여준다. 표 1-2에서 보인 바와 같이 모든 계산 0.1 cm 이내에서 일치하였다. 거의 0.1 cm의 측정된 센터와 관련된 kV영상의 측면 오차는 정면 영상에서 보여준다. 측정은 4개월 동안 OBI 장치의 안정성을 보여준다.

Table 3은 설정된 셋업과 2D-2D 정합 결과 환자에게 이블이 움직여야 할 거리를 나타낸다. 정합 결과 couch가 움직여야 할 거리는 실제 셋업오차와의 차이가 0.1 cm 까지 발생하였다. 이는 2D-2D 정합 오차는 정합의 정확성, couch 이동의 정확성, 겐트리의 처짐 현상 등이 복합적으로 작용하여 생기는 것이기 때문에 생

각된다^{[3],[5]}.

Table 2. Mean displacement of the Marker seed phantom in 16 measurements over the period march to June, 2009

Mean displacement $\pm 1\sigma$		
AP radiography	PL radiography	
Vertical	Longitudinal	Lateral
0.09 \pm 0.06 cm	0.05 \pm 0.09 cm	0.00 \pm 0.05 cm

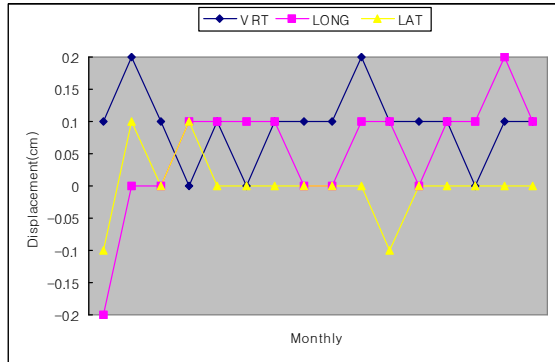


Fig. 6. Long term stability of the OBI. The marker position relative the digital graticule in anterior/-posterior and right/left images were measured twice a week over a four month period: vertical: +anterior/posterior, long: +inferior/-superior, lateral: +right/left.

Table 3. For each direction and couch motion needed for setup error corrections which are estimated using 2D-2D matching function of the on-board imager application (cm unit).

Directions	Vertical (cm)	Longitudinal (cm)	Lateral (cm)
	0.1	-0.2	-0.1
	0.2	0.0	0.1
	0.1	0.0	0.0
	0.0	0.1	0.1
	0.1	0.1	0.0
	0.0	0.1	0.0
	0.1	0.1	0.0
Setup error	0.1	0.0	0.0
	0.1	0.0	0.0
	0.2	0.1	0.0
	0.1	0.1	-0.1
	0.1	0.0	0.0
	0.1	0.1	0.0
	0.0	0.1	0.0
	0.1	0.2	0.0
	0.1	0.1	0.0
Average	0.09	0.06	0.00
Standard Deviation	0.06	0.09	0.05

IV. 결론

영상 유도 방사선치료를 정확하게 수행하기 위해서는 CT 모의치료 부터 치료 단계까지 셋업오차가 최소화되어야 한다. 또한 선형가속기의 기계적 오차는 특정 범위 이하를 유지하여야 한다. 따라서 영상유도방사선치료의 성적을 극대화하기 위해서는 기계적 정확성이 보증되어야 한다^[8]. 본 연구에서는 사용한 OBI 장치는 기하학적으로 치료용 선형가속기의 회전중심과 동일한 중심을 기준으로 회전하고 있었으며 kV x선 영상은 디지털재구성영상과 허용오차 이내로 일치함을 알 수 있었다. 그러나 OBI의 위치 오차는 치료위치와 직접적 관련이 있기 때문에 일간으로 점검하는 레이저와 같은 주기로 OBI 위치를 확인하여야 한다. 본 연구에서 측정된 OBI의 중심과 레이저의 중심의 오차는 허용오차 이내였으나 지속적인 확인이 필요하다 하겠다. 또한 OBI 장치와 함께 제공되는 마크모형 역시 세팅의 정확성 및 각 관심지점의 위치 확인이 용이하기 때문에 이러한 시스템의 기하학적 일치성 여부는 일간으로 확인하는데 어려움이 없었다.

OBI를 사용하는 기관에서는 OBI 장치의 정확성을 일간으로 확인하고 오차정보를 저장하여 추후 환자의 치료위치 보하여 등 중심점의 위치를 모니터링 할 수 있어 환자에게 정확한 방사선치료를 수행할 수 있다. 그러므로 OBI 장치의 기계적 정확성과 OBI 장치 정도 관리용 모형을 사용하여 일간, 주간으로 선형가속기 환자위치 및 레이저의 등 중심점을 체크하여 데이터 화함으로써 사후관리 및 환자치료 성적을 높일 수 있다고 사료된다.

참고문헌

- [1] Rowbottom CG, Jaffray DA : Development of an integral system test for image-guided radiotherapy. Med Phys, Vol.31, PP.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, Vol.33, PP.136-144, 2006
- [3] Yoo S, Kim GY, Hammoud R, et al : A quality assurance program the on-board imager. Med Phys, Vol.33, PP.4431-4447,

- 2006
- 2007
- 2006
- 2007
- [4] Ford EC, Chang J, Muller K, et al : Cone-beam CT with mega voltage beams and an amorphous silicon electronic portal imaging device: potential for verification of radiotherapy of lung cancer. *Med Phys*, Vol.29, PP.2913-2924, 2002
- [5] Jaffray DA, Siewerdsen JH, Wong JW, Martinez AA : Flat-panel cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, Vol.53, PP.1337-1349, 2002
- [6] Ding GX, Dugan DM, Coffey CW : Characteristics of kilovoltage x-ray beams used for cone-beam computer tomography in radiation therapy. *Phys Med Biol*, Vol.52, PP.1595-1615, 2007
- [7] Schewe JE, Lam KL, Balter JM, Ten Haken RK : A room-based diagnostic imaging system for measurement of patient setup. *Med Phys*, Vol.25, PP.2385-2387, 1998
- [8] Cheong KH, Suh TS, Cho BC, et al : Analysis of uncertainties due to Digitally reconstructed radiographic (DRR) image quality in 2D-2D matching between DRRs and kv x-ray image from the On-Board Imager (OBI). *Kor J Med Phys*, Vol.17, PP.67-76, 2006
- [9] 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*, Vol.17, PP.212-223, 2006
- [10] Cho Y, Moseley DJ, Siewerdsen JH, Jaffray DA : Actecura technique for complete geometric calibration of cone-beam computed tomography systems. *Med Phys*, Vol.32, PP.968-983, 2005
- [11] Yang Y, schreibmann E, Li T, Wang C, Xing L : Evaluation of on-board kv cone-beam computed tomography-base dose calculations. *Phys Med Biol*. Vol.52, PP.685-705, 2007
- [12] McBain CA et al : X-ray volumetric imaging in image-guided radiotherapy: the new standard in on-treatment imaging. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, Vol.64, PP.625-34, 2006
- [13] Groh BA, Siewerdsen JH, Drake DG, Wong JW, Jaffray DA : A performance comparison of flat-panel imager-based MV and KV cone-beam CT. *Med Phys*, Vol.29, PP.967-975, 2002
- [14] Sorcini B, Tilikidis A : Clinical application of image-guided radio therapy, IGRT (on the varian OBI platform)cancer radiother. Vol.10, PP.252-7, 2006
- [15] Ding GX, Dugan DM, Coffey CW : Characteristics of kilovoltage x-ray beams used for cone-beam computer tomography in radiation therapy. *Phys Med Biol*, Vol.52, PP.1595-1615, 2007
- [16] Siewerdsen JH, Daly M, Bakhtiar B, Moseley DJ, Richard S, Keller H, Jaffray DA : A simple, direct method for x-ray scatter estimation and correction in digital radiography and cone-beam computed tomography. *Med Phys*, Vol.33, PP.87-97, 2006
- [17] Siewerdsen JH, Jaffray DA : Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: Magnitude and effects of x-ray scatter. *Med Phys*, Vol.28, PP.220-31, 2000
- [18] On- Board Imager Customer Acceptance Procedure, Revision F, Varian Medical Systems, Palo Alto, USA