

## 갠트리 회전에 의한 온-보드 영상장치 회전중심점의 정도관리 프로그램 개발

\*한림대학교 의과대학 방사선종양학교실, †가톨릭대학교 의과대학 의공학교실

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

본 연구에서는 방사선치료용 선형가속기의 갠트리 회전에 따른 온-보드 영상장치(on-board imager, OBI)의 회전중심점의 위치 정확도 확인을 위해 제조사에서 제공된 고객인수시험절차서(customer acceptance procedure, CAP)상에서 명시된 방법을 비롯하여 OBI 선원 위치 0°, 90°, 180°, 270°에서 획득된 영상, 갠트리 각도 10° 간격으로 촬영된 영상, 콘빔 CT 재구성을 위한 미처리 투사영상 등에 디지털 영상처리 기법을 적용하여 자동으로 오차를 계산하는 새로 제안된 세 가지의 방법들을 각기 적용하여 그 오차를 평가하고 각 방법의 효용성에 대하여 검증하였다. 갠트리 회전에 따른 OBI 회전중심점의 오차 변화 양상 확인을 위해서는 10° 간격으로 영상 촬영 후 5차 다항식을 이용하여 조정함수(fitted function)를 구하는 방법이 적절하지만 정도관리 목적으로 최대 오차만을 구하고자 할 경우에는 0°, 90°, 180°, 270° 등 네 방향에서 촬영된 영상을 이용하여 계산하는 것으로도 충분하였다. 각 방법을 적용하여 오차를 구한 결과 OBI 선원의 위치가 90°부터 180° 사이일 경우 가장 크게 나타났으며 최대값은 0.44 mm였다. 또한 기간에 따른 OBI 회전중심점의 변화 양상은 최대 0.6 mm 이내로 안정적으로 유지되고 있음을 확인하였다. 본 연구에서 제안된 방법이 주기적인 정도관리에 적용된다면 간단하면서도 비교적 정확하게 평가를 수행할 수 있을 것으로 기대된다.

**중심단어:** 온-보드 영상장치, 회전중심점, 선형가속기, 갠트리 회전

### 서 론

최근 방사선치료용 선형가속기에 진단용 kV 에너지 영역의 X선 선원과 검출기가 부착된 형태의 치료기기가 많이 보급되고 있다. 이를 이용하면 환자 치료 전 X선 영상(radiograph)과 투시 X선 영상(flouoroscopy)을 얻을 수 있으나 가장 큰 이득은 콘빔 전산화단층촬영영상(cone-beam computerized tomography, CBCT) 획득이 가능하다는 점이다.<sup>1-3)</sup> 이러한 영상정보들을 이용하면 환자의 셋업 오차 확인 및 보정, 장기 및 표적의 움직임 확인 등이 용이해져 본격적인 영상유도방사선치료(image-guided radiation therapy, IGRT)가 가능해진다. kV X선 영상의 질이 치료영역 MV X선 영상의 질보다 우수하므로 환자의 해부학적 구조에 대해 보다 많은 정보를 사용자에게 제공해줄 수 있다.<sup>4)</sup> 그러나 현재까지 상용화된 치료기기의 경우 영상촬영장치가

치료용 두부(head)와 수직으로 부착되어 있는 경우가 많다. 이들 부가적 영상촬영장치들은 기본적으로 치료용 회전중심점(isocenter)과 동일한 회전중심점을 가지며 방사선 치료를 할 때와 동일한 기하학적 구조를 이루므로 영상촬영장치의 회전중심점이 치료용 회전중심점과 일치하는지 여부를 확인하는 것이 중요하다. 특히 선형가속기 갠트리 회전축과 영상촬영장치의 회전축이 일치하는가를 확인하여야 한다. 이러한 확인 과정은 장비 설치 시의 인수시험절차(acceptance test protocol, ATP)에도 포함되어 있으며 이후에도 정도관리(quality assurance, QA) 항목에 포함시켜 주기적으로 수행할 필요가 있다. 이와 관련된 연구가 치료기기에 따라 진행되어 보고된 바 있으나<sup>5-7)</sup> 절차상 번거롭거나 갠트리 회전 전반에 대한 회전중심점의 정확도 평가 측면에서 미흡한 면이 있었다. 그러므로 주기적인 정도관리를 위해 간단하면서도 명확하게 측정할 수 있는 방법이 필요하다. 본 연구에서는 온-보드 영상장치(on-board imager, OBI)가 부착된 Clinac iX (Varian Medical Systems, USA) 장비의 OBI 회전중심점 확인을 위한 정도관리 프로그램을 개발하고자 하였다. 이를 위해 제조사에서 제공하는 고객인수시험절차서(customer acceptance procedure, CAP)<sup>8)</sup>에 명시된 방법을 비롯하여 새롭게 제안된 세 가지 방법의 절차와 결과

이 논문은 2006년 12월 7일 접수하여 2006년 12월 22일 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

를 비교함으로써 타당한 방법을 제시하고자 하였다. 이는 시험자의 주관에 의한 오차의 발생과 불확실성을 최소화하면서 절차를 단순화하려는 의도이다. 더불어 설치 후 1년이 경과되는 기간 동안의 본 기관에 설치된 OBI 회전중심점의 정확도 변화를 보고하고자 한다.

**재료 및 방법**

OBI 회전중심점을 확인하기 전에 우선 선형가속기의 회전중심점이 정확하게 설정되어 있어야 한다.<sup>5)</sup> 본 기관에서는 장비 설치 시 정밀도가 0.01 mm인 두 개의 다이얼게이지(2052S, Mitutoyo, Japan)를 이용한 측정방법을 이용하여 회전중심점을 설정하였다. 선형가속기 회전중심점의 오차는 갠트리 회전의 경우 0.4 mm, 콜리메이터 회전 시 0.07 mm, 카우치 회전 시 0.03 mm였다. 이 값은 품질관리 항목으로 주기적으로 확인하게 되어 있으며 필름을 이용한 확인 결과 장비 설치 후 1년이 지나는 동안 오차는 0.5 mm를 넘지 않았다. 이중 OBI의 회전중심점과 밀접한 관련이 있는 것은 갠트리 회전축의 이동으로 이는 갠트리 회전 각도에 따라 중력에 의한 처짐현상으로 인해 발생한다. OBI는 선형가속기의 두부와 수직으로 배치되어 있는데 갠트리가 0도에 위치하고 있다고 할 때 kV X선 선원은 270도 위치에, 검출기는 90도 위치에 놓여 있다. 그러므로 OBI 회전축의 이동은 선형가속기 자체의 처짐 현상과 kV X선 선원 및 검출기의 처짐 현상이 결합된 것이라고 할 수 있다. 그러나 문제의 간소화를 위해 일단 갠트리 회전 오차는 없는 것으로 가정 한 후 토의 부분에서 다시 다루도록 하겠다. OBI CAP상에 명시된 시험 통과 기준은 갠트리 회전 시 OBI 회전중심점의 위치가 갠트리 회전중심점과 반지름 1.5 mm인 원 안에 위치해야 한다는 것으로 이는 최대 허용 오차가 1.5 mm라는 것을 의미한다.

본 연구에서는 OBI 회전중심점 확인을 위해 OBI CAP에 명시된 절차를 비롯하여 총 네 가지의 방법을 제안하고 절차 및 결과 측면에서 가장 합당한 방법을 주기적인 정도관리 프로그램으로 결정하고자 하였다. 이들 방법들은 전반적으로는 Winston-Lutz 방법<sup>9)</sup>과 유사하지만 사용 도구 및 촬영 영상의 수, 오차 측정 방법에서 차이가 난다. 아래에서 각각의 방법을 자세히 설명하도록 하겠다. 본문에서 영상의 좌표계는 중심에서 오른쪽으로 +X, 중심에서 위쪽으로 +Y 방향으로 정의하였으며, 특별한 언급이 없는 한 회전 각도는 OBI 선원의 위치를 기준으로 하였다.

**1. OBI CAP에 명시된 절차의 수정된 방법**

OBI CAP에 명시된 절차는 Fig. 1과 같이 제조사에서 제공된 회전중심점 확인용 직육면체 도구(isocenter cube tool, ICT)와 X선 확인판(X-ray checking plate, XCP)을 이용하는 것으로 ICT의 주 재질은 물 등과 합성수지(water equivalent plastic)로서 외부에는 십자선이 새겨져 있으며 내부 중심에 지름 2 mm의 볼 베어링이 들어 있다. XCP에는 중심에 두 개의 원과 각 축 방향으로 1 cm 간격으로 거리가 표시되어 있는데 실제 내부 원의 반지름은 약 2.5 mm, 외부 원의 반지름은 약 5 mm이나 XCP를 부착한 검출기 위치를 -50 cm에 놓을 경우 영상에서의 이들의 반지름은 각각 1.5 mm와 3 mm가 된다. 이들을 이용한 CAP상의 원래의 방법은 다음과 같다.

- 1) ICT를 카우치 위에 놓은 후 정육면체 외부에 표시된 선이 선형가속기의 갠트리 각도 0° 및 90° (또는 270°)에서 광조사면의 십자선과 정확하게 일치되도록 함으로써 정육면체의 중심이 치료용 회전중심점에 위치하도록 한다.
- 2) 검출기의 커버를 제거한 후 XCP를 검출기 패널의 중심에 맞추어 대략적으로 부착한다.
- 3) 갠트리 각도를 0°로 한 후 검출기의 위치를 수직(vertical), 종축(longitudinal), 수평(lateral) 방향으로 각각 -50 cm, 0 cm, 0 cm로 맞춘다.
- 4) OBI 프로그램상에서 펄스 투시영상 모드(pulsed fluoro image mode)로 영상을 획득한 후 영상 내 구의 원점이 XCP상 십자선 중심에 위치할 때까지 검출기의 위치를 조

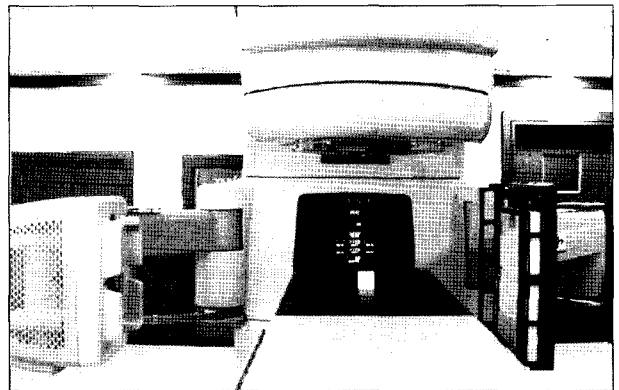


Fig. 1. Setup for an experiment using method 1. kV x-ray OBI source is located at the left side in this picture while uncovered a-Si detector is placed at the opposite position (right side). A X-ray checking plate (XCP) was attached to the detector surface for a measurement and an isocenter cube tool (ICT) was laid on the couch at the therapeutic isocenter position.

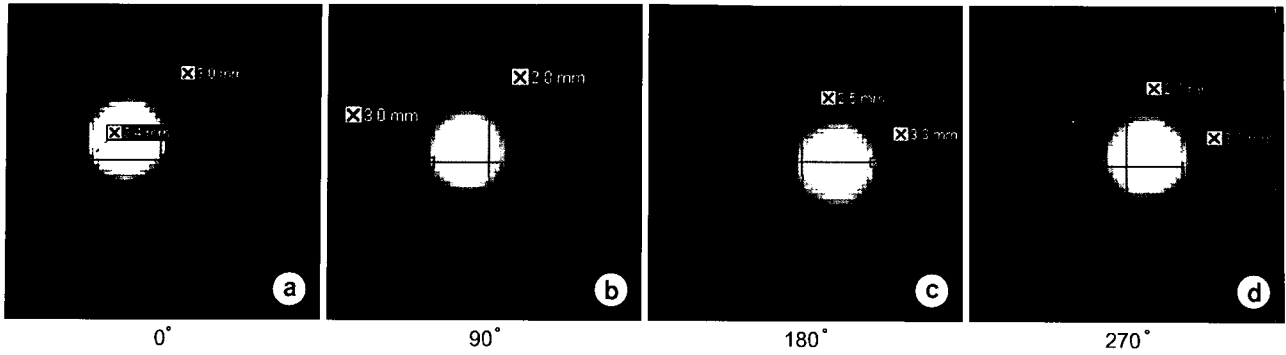


Fig. 2. Measurement of offset position of ball bearing (BB) which was located at the center of a isocenter cube tool (ICT). Distance between known cross-hair position of the x-ray checking plate (XCP) image and contour of the BB were determined using OBI application. Central position of the ball could be evaluated based on the distances. Diameter of the BB was 2 mm and radii of inner and outer circle on the image were 1.5 mm and 3 mm respectively.

정한다.

5) 갠트리를 90°로 회전한 후 영상을 획득한다. OBI 프로그램의 거리측정도구를 이용하여 XCP 내 임의의 기준 위치로부터 거리를 측정 후 중심점의 위치를 계산한다. 180°와 270°에 대해서도 동일하게 시행한다(Fig. 2).

6) 결과를 비교한 후 값의 차이가 최대가 되는 두 각도로부터 중심점 간의 거리를 계산한다. 이 값을 반으로 나눈 것이 회전중심점 이동의 반지름이 된다.

본 연구에서는 CAP상의 방법을 약간 수정하여 ICT를 위치시키기 전 갠트리 각도 90° (OBI 선원 각도 0°)에서 XCP를 검출기 패널의 중심에 정확히 맞추어 부착한 후 ICT를 위와 동일한 방법으로 위치시키고 갠트리 각도 0°, 90°, 180°, 270°에서 영상을 획득하였다. 구의 중심점 좌표를 계산하는 방법 역시 동일하다. 이러한 방법은 CAP상에서의 방법과 목적 면에서 동일하나 검출기 위치를 조정할 필요가 없다는 점에서 보다 효율적이라고 할 수 있다. 영상은 단일펄스 최대해상도(single pulse full resolution, 2048×1536 화소)에서 50 kVp, 50 mA, 20 ms로 촬영하였다.

## 2. 새로 제작된 팬텀과 프로그램을 이용하여 네 방향에서 확인하는 방법

방법 1에서 제시된 방법은 각도에 따른 구의 중심점 변화 양상 및 특정 각도별 차이만 알 수 있었으나 실질적으로 치료용 회전중심점과의 연관성은 부족하였다. 또한 XCP를 부착하는 번거로움이 있었다. 이러한 점을 보완하기 위해 회전중심점 확인용 팬텀을 새로 제작하였으며 촬영된 영상으로부터 치료용 회전중심점 및 OBI의 회전중심점을 자동으로 찾는 방법을 개발하였다. 회전중심점 확인

용 팬텀은 IVT (isocenter verification tool)로 명명하였고 형태는 ICT와 유사하나 스티로폼 재질로 되어 있으며 외부에 십자선이 표시되어 있고 내부 중심 위치에 지름 4 mm의 볼 베어링이 들어있다. 이는 구와 팬텀 물질과의 밀도차를 크게 하여 MV X선 영상 및 kV X선 영상에서 모두 뚜렷하게 구를 구분할 수 있도록 하기 위한 것이다. IVT를 이용한 절차는 다음과 같다.

1) IVT를 카우치 위에 놓은 후 직육면체 외부에 표시된 선이 선형가속기의 갠트리 각도 0° 및 90° (또는 270°)에서 광조사면의 십자선과 정확하게 일치되도록 함으로써 직육면체의 중심이 치료용 회전중심점에 위치하도록 한다.

2) 갠트리 각도 0° 및 90°에서 조사문영상(portal imaging) 촬영을 시행하여 영상을 획득하고 구의 중심의 위치가 영상에 표시된 디지털 십자선(digital reticle)과 0.1 mm 이내에 위치하도록 카우치 위치를 정밀하게 조정한다.

3) OBI의 선원 및 검출기의 팔을 펴고 검출기의 위치를 수직, 종축, 수평 방향으로 각각 -50 cm, 0 cm, 0 cm로 맞춘다.

4) 단일펄스 최대해상도, 75 kVp, 50 mA, 20 ms로 갠트리 각도 0°, 90°, 180°, 270°에서 영상을 획득한다.

5) 촬영된 영상을 Varis/Vision (Varian Medical Systems, USA)에서 DICOM 형식으로 변환하여 저장한 후 개발된 프로그램을 이용하여 각도별 치료용 회전중심점과 OBI 회전중심점의 차이를 계산한다.

이 방법에서도 검출기의 위치는 CAP상에서 명시된 것과 동일하게 하였는데 검출기는 임의의 수직 위치에 둘 수 있으나 카우치와 충돌하지 않도록 유의해야 하며 회전중심점으로부터 멀어질수록 관심영역(field of view, FOV)은 작아

저 화소의 절대 크기가 줄어들어는 이점도 있으나 영상의 질이 저하되는 문제도 발생하게 된다. 개발된 프로그램은 MatLab 7.1 (MathWorks, USA)으로 작성되었으며 검출기의 위치 정보 및 계산에 필요한 인자들을 DICOM 영상정보로부터 읽어 계산한다. 이 때 전체 영상에 비하여 구의 크기가 매우 작으므로 중심점을 기준으로  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  부분만을 이용하였다. 예비 실험에서 XCP를 검출기의 중심에 놓고 영상을 획득한 결과 영상의 중심 및 검출기의 중심은 한 화소범위 내에서 일치함을 확인할 수 있었으므로 영상의 중심을 검출기의 중심으로 가정할 수 있다. 각 영상을 Canny 필터를 적용하여 구의 외곽선을 검출한 후<sup>10)</sup> 이 원의 중심을 구의 중심으로 하였다. 회전중심점 이동 거리는 구의 중심과 전체 영상의 중심 간의 거리로 계산된다. 여기서 구의 중심점이 치료용 회전중심점의 위치이며 영상의 중심은 갠트리 회전에 의해 이동된 OBI 회전중심점의 위치이다. 기본 설정값(선원으로부터 회전중심점까지의 거리=100 cm, 회전중심점으로부터 검출기까지의 거리=50 cm)으로 영상을 획득할 경우 한 화소의 크기는 0.13 mm가 되고 오차의 크기는 이보다 작을 수는 없으며 계산 결과의 정확성 역시 이로 인한 오차범위를 갖게 된다.

### 3. 새로 제작된 팬텀과 프로그램을 이용하여 갠트리 각도 10° 간격으로 확인하는 방법

방법 2에서 제안된 방법과 동일하나 영상을 갠트리 각도 10° 간격으로 획득한다는 점에서 차이가 있다. 이는 각도별로 보다 세밀하게 오차의 변화 양상을 확인하기 위한 목적이다. 이 때 셋업오차, 알고리즘의 계산상의 오차, 화소 크기 등에 의해 측정된 위치의 불확실성이 발생하게 되므로 보다 분명한 양상을 알기 위해서는 단순화된 함수로 조정(fitting)하는 과정이 필요하다. Sharpe 등<sup>5)</sup>은 OBI와 같은 부가적 영상장치의 각 방향으로의 회전중심점의 이동은 갠트리 회전각도에 따라 sin 함수와 유사한 형태를 갖게 된다는 것을 보인 바 있다. 그러므로 기본적인 sin 함수 및 다항식을 이용하여 측정데이터로부터 예상 오차그래프를 구한 후 이중 가장 적절히 조정할 수 있는 함수를 이용하여 각 경우의 오차 변화 양상을 분석하고자 하였다.

### 4. CBCT 촬영 후 미처리 투사영상(raw projection images)을 이용하여 확인하는 방법

이는 10° 간격으로 영상을 획득하는 대신 CBCT 촬영을 한 후 미처리 투사영상 정보를 이용하여 갠트리 회전에 따른 치료용 회전중심점과 OBI 회전중심점의 차이를 계산하

는 것으로서 IVT를 이용하며 셋업 과정은 방법 2 및 3과 동일하다. 다만 영상 획득을 위해 일반적인 CBCT 촬영 방법과 동일한 과정을 거치게 되며 표준 스캔 모드에서 Bow-tie 필터 없이 FOV의 크기를 10 cm로 제한한 후 촬영하였다. 미처리 투사영상 정보를 이용할 것이므로 재구성 후의 슬라이스 영상은 불필요하다. 검출기의 위치는 다른 방법과 동일하게 수직, 종축, 수평 방향으로 각각 -50 cm, 0 cm, 0 cm로 지정하였다. CBCT용 미처리 투사영상은 비표준 형식이지만 파일로부터 직접 영상 및 촬영 정보를 읽어 들어 처리하였으며 CBCT 촬영 시 갠트리가 한 번 회전하는 동안 약 0.56° 간격으로 640여장의 투사영상이 얻어진다. 투사영상의 해상도는 최대해상도의 절반이기에 오차가 더 커지게 되므로 영상처리 후 회전중심점 위치 변화 계산 시 화소 크기를 인위적으로 0.1 mm로 샘플링하였다. 얻어진 위치 데이터는 방법 3과 같이 5차 다항식을 이용하여 예상 오차 그래프를 1° 간격으로 구하였다.

### 5. 회전중심점 정확도 계산 방법에 따른 차이 비교

각 방법을 적용하여 구한 OBI 회전중심점 간의 차이를 비교하기 위하여 방법 2~4의 경우 동일 셋업의 IVT에 대하여 영상획득 및 오차 계산을 수행하였다. 그러나 방법 1의 경우에는 이용되는 도구가 달라 동일 셋업을 수행할 수 없으므로 별개로 진행하였다. 방법 1과 2의 경우에는 최대 오차 값만 고려한 반면 방법 3과 4에서는 각도별 오차를 계산한 후 이로부터 최대 오차값을 구하였다. 오차 계산에는 Intel Dothan CPU 2.0 GHz 시스템이 이용되었다.

### 6. 기간의 경과에 따른 OBI 회전중심점 변화 양상

본 기관에서는 2005년 12월에 선형가속기를 설치한 후 월간 QA 항목으로 OBI 회전중심점의 변화를 확인하도록 하고 있다. 본 연구에서는 1년 경과 후 OBI 회전중심점의 변화 확인을 위해 방법 1을 이용하여 동일 조건으로 비교하였으며 설치 후 1년이 경과하는 동안의 매월 OBI 회전중심점의 변화를 방법 2 및 3을 적용하여 확인하였다.

### 7. 검출기 위치에 따른 OBI 회전중심점 변화 양상

검출기 위치에 따른 OBI 회전중심점의 변화 양상을 확인하기 위해 검출기의 수직 위치를 -40 cm, -50 cm, -60 cm로 변화시키면서 갠트리 회전에 의한 오차를 방법 2 및 3을 적용하여 계산하였다.

Table 1. Approximately estimated time for measurement (mins).

	ICT/IVT setting*	XCP attaching	Picture-taking†	Post processing‡	Calculation
Method 1	2	3	2	—	5
Method 2	5	—	2	5	1
Method 3	5	—	20	5	1
Method 4	5	—	5	—	215

\* includes time to take portal images for accurate isocenter alignment of the tool for method 2~4. ICT and IVT stand for the isocenter cube tool and isocenter verification tool respectively, † includes gantry rotation and exposure time but excludes image saving time. CBCT preparation and image reconstruction time was also included for method 4, ‡ includes image format converting time but excludes file copying time.

### 결과 및 토의

Table 1은 각 방법을 적용하여 치료용 회전중심점과 OBI의 회전중심점 간의 차이를 분석할 때 소요되는 시간을 대략적으로 보여준다. ICT 혹은 IVT를 치료용 회전중심점과 정렬하는 데 소요되는 시간은 방법 1이 방법 2~4보다 적게 걸렸으나 이는 방법 1에서는 광조사면의 십자선과의 정렬만으로 대략적으로 맞춘 반면 다른 방법에서는 조사문영상 촬영을 하면서 카우치 위치를 정밀하게 조정하는 반복작업을 수행했기 때문이다. 대신 방법 1과 달리 XCP를 검출기에 부착하는 작업이 불필요하기 때문에 준비 소요시간은 비슷하다고 할 수 있다. 영상 촬영에 소요되는 시간은 촬영 영상수가 증가함에 따라 더 증가하는 양상을 보였는데 특히 방법 3에서는 치료기기의 특성상 36장의 영상 획득을 위해 반복적으로 갠트리 회전 및 확인, 조사 작업을 수행하기 때문에 시간이 더 오래 걸렸다. CBCT를 촬영하는 경우에는 준비 작업을 포함하여 약 5분 정도의 시간이 소요되었는데 이는 환자 치료 시 통상적으로 소요되는 시간과 유사하다. 가장 큰 차이가 발생했던 과정은 오차 계산 과정인데 방법 1에서는 영상 촬영을 하면서 거리를 측정하고 이로부터 회전중심점의 이동을 추론해야 하므로 자동화된 방법 2와 3에 비해서 시간이 오래 걸렸다. 방법 2와 3을 적용할 경우 1분 이내로 계산이 가능하였다. 반면 방법 4에서는 약 4시간 정도의 시간이 소요되었는데 이는 미처리 투사영상 데이터를 처리하여 헤더 및 영상 정보를 추출해내는 데 시간이 오래 걸렸기 때문이다. 장당 약 20초가 소요되므로 640여장의 정보 처리를 위해선 215분 정도의 시간이 필요한데 이는 알고리즘의 개선을 통해 단축시킬 수 있겠지만 다른 방법에 비해서 치명적인 약점이므로 이 방법은 통상적인 QA 방법으로 이용하기에는 무리가 있을 것

Table 2. Change of radius of isocenter migration using method 1 (mm unit).

OBI source angle	At installation time		After 1 year	
	X axis	Y axis	X axis	Y axis
0°	-0.7	0.4	-0.9	0.5
90°	-1.1	0.2	-0.5	0.3
180°	-0.5	0	0.8	0
270°	-0.3	0.4	0.5	0.2
Maximal distance	0.82		1.77	
Radius of isocenter migration	0.41		0.89	

으로 생각된다.

Fig. 2는 방법 1을 적용하여 오차를 계산하는 방법을 나타낸다. XCP의 중심은 검출기의 중심에 정확하게 위치한다고 볼 수 있지만 구의 중심은 치료용 회전중심점에 정확하게 일치된 것이 아니므로 네 위치 중 서로 거리가 가장 먼 것이 최대 오차라고 가정할 수 있으며 OBI 회전중심점의 최대이동 반지름은 그 거리의 반이 된다고 할 수 있겠다. Table 2에서는 방법 1을 적용하여 구해진 최대이동 반지름을 설치 시 CAP를 수행했을 때와 1년이 경과한 시점을 비교하여 보여주고 있다. 이들 두 방법은 약간의 차이가 있으나 재료 및 방법에서 설명한 바와 같이 목적 및 결과에서는 동일하다. 그럼에도 불구하고 계산된 값이 각각 0.41 mm와 0.89 mm로 차이가 크게 발생했는데 이 결과만으로 OBI 회전중심점의 정확도가 낮아졌다고 하기는 어렵다. 이는 Table 3에서 다른 방법으로 계산한 결과와 비교해 볼 때 알 수 있다. Table 3에서는 계산된 최대 오차가 방법 1의 0.89 mm에 비하여 다른 방법으로 계산한 결과로는

Table 3. Comparison of calculated radius of isocenter migration (maximal difference in each method) using four different methods. For method 1, radius of isocenter migration was considered half of a maximal distance among four points. For method 2~4, the center of the ball bearing (BB) was located at the isocenter of a radiation therapy machine, thus it was assumed that maximal difference was considered as a distance from the center of a BB image to the center of a image (mm unit).

	OBI source angle 1		OBI source angle 2		Radius of isocenter migration
	X axis	Y axis	X axis	Y axis	
Method 1		0°		180°	
	-0.9	0.5	0.8	0	0.89
Method 2		90°		-	
	0.37	0.00			0.37
Method 3		130°		-	
	0.39	0.19			0.44
Method 4		150°		-	
	0.26	0.31			0.40

Table 4. Derived coefficients of two types of function to fit computed points for method 3. For 5th order polynomial function,  $P(\theta) = a_0 + a_1 \cdot \theta + a_2 \cdot \theta^2 + a_3 \cdot \theta^3 + a_4 \cdot \theta^4 + a_5 \cdot \theta^5$  where  $P(\theta)$  is predicted offset values with OBI source angle  $\theta$  along X and Y axis while  $P(\theta) = b_0 \sin(b_1 \theta + b_2)$  for sin function.

	5th order polynomial function		Sin function		
	X axis	Y axis	X axis	Y axis	
$a_0$	$-6.5111 \times 10^{-12}$	$-1.3454 \times 10^{-12}$	$b_0$	0.0341	0.0263
$a_1$	$6.0278 \times 10^{-9}$	$1.9479 \times 10^{-9}$	$b_1$	0.1715	0.1744
$a_2$	$-1.8216 \times 10^{-6}$	$-9.0765 \times 10^{-7}$	$b_2$	-0.4347	-1.715
$a_3$	$1.7864 \times 10^{-4}$	$1.4980 \times 10^{-4}$			
$a_4$	$-5.1890 \times 10^{-4}$	$-4.6126 \times 10^{-3}$			
$a_5$	$-1.1109 \times 10^{-2}$	$-2.3863 \times 10^{-1}$			

0.37~0.44 mm를 나타낸다. 이는 방법 1을 이용하여 계산할 경우 그 값이 선형가속기 및 OBI 자체의 원인뿐만 아니라 셋업에 의해서도 불확실도가 증가할 수 있음을 보여주는 것으로 검출기에 부착된 XCP가 갠트리 회전에 의해 위치가 틀어지지 않고 정확하게 고정되지 못할 경우 오차가 더 커질 수도 있다. 본 기관에서의 CAP 시에는 10×10 cm<sup>2</sup>로 자른 XCP를 사용했으나 재측정 시에는 32×42 cm<sup>2</sup>로 자른 판을 이용했으므로 자체 무게에 의한 처짐 가능성을 고려해야 할 것으로 보인다. 그러므로 이 방법을 이용하여 측정 시에는 작게 자른 XCP를 이용하거나 자체의 이동이 없도록 완전히 고정할 필요가 있겠다. 이는 OBI가 새로 설치되는 기관에서의 CAP에서도 고려해야 할 사항일 것이다. 또한 Table 3에서는 각 방법별로 최대 오차가 발생하는 OBI 선원의 위치를 제시하고 있는데 약간의 차이는 있지만 90~150° 범위에서 오차가 가장 크게 발생하는 것으로

나타났다. 이를 치료용 두부틀 기준으로 하게 되면 180~240° 범위가 된다. 이를 보다 세밀하게 확인하기 위해 방법 3 및 4를 적용하여 회전각도 별로 오차를 계산할 필요가 있는데 계산된 오차가 자체의 불확실성을 갖게 되므로  $P(\theta) = a_0 + a_1 \cdot \theta + a_2 \cdot \theta^2 + a_3 \cdot \theta^3 + a_4 \cdot \theta^4 + a_5 \cdot \theta^5$  형태의 5차 다항식 및  $P(\theta) = b_0 \sin(b_1 \theta + b_2)$  형태의 sin 함수를 이용하여 단순화된 함수로 표현하였다. 여기서  $P(\theta)$ 는 OBI 선원 각도( $\theta$ )에서의 회전중심점의 위치이며  $a_0$ 에서  $a_5$ ,  $b_0$ 에서  $b_2$ 는 각각 조정함수의 계수를 의미한다. Table 4에서는 방법 3으로 계산된 오차 값에 대한 5차 다항식 및 sin 함수의 계수값을 나타내었다. 이 값들은 측정 결과에 따라 매번 달라지는 값이므로 실험데이터마다 구해야 한다. Fig. 3에서는 5차 다항식을 이용한 조정함수가 원으로 표시된 원래의 계산값의 분포에 더 근접한 양상을 보이는 것을 알 수 있다. 상관계수(r) 값은 X 방향의 경우 5차 다항

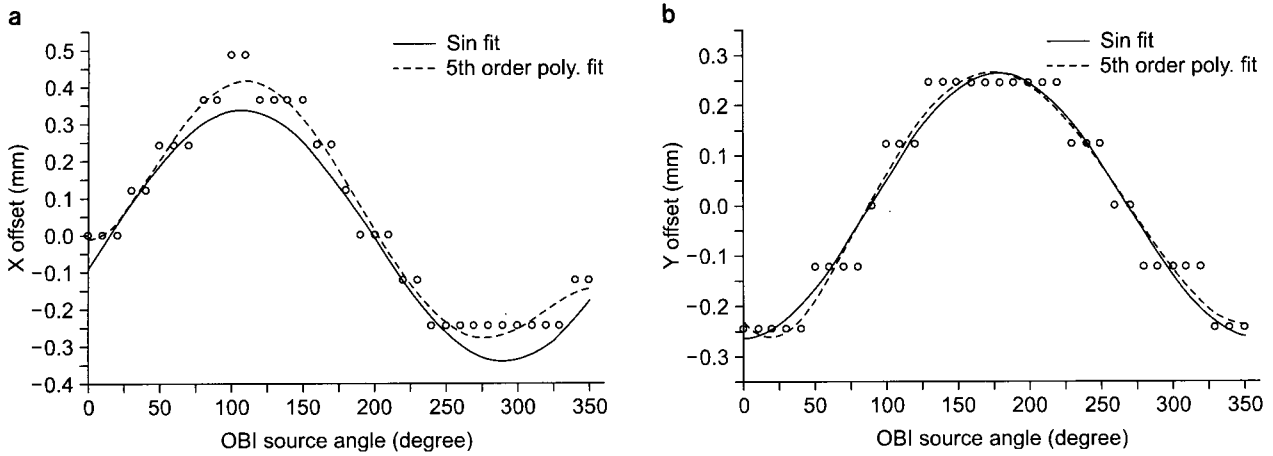


Fig. 3. Fitted offset variation plots using sin (solid line) and 5th order polynomial (dashed line) function with computed offset position (circles) for method 3. (a) X axis, (b) Y axis.

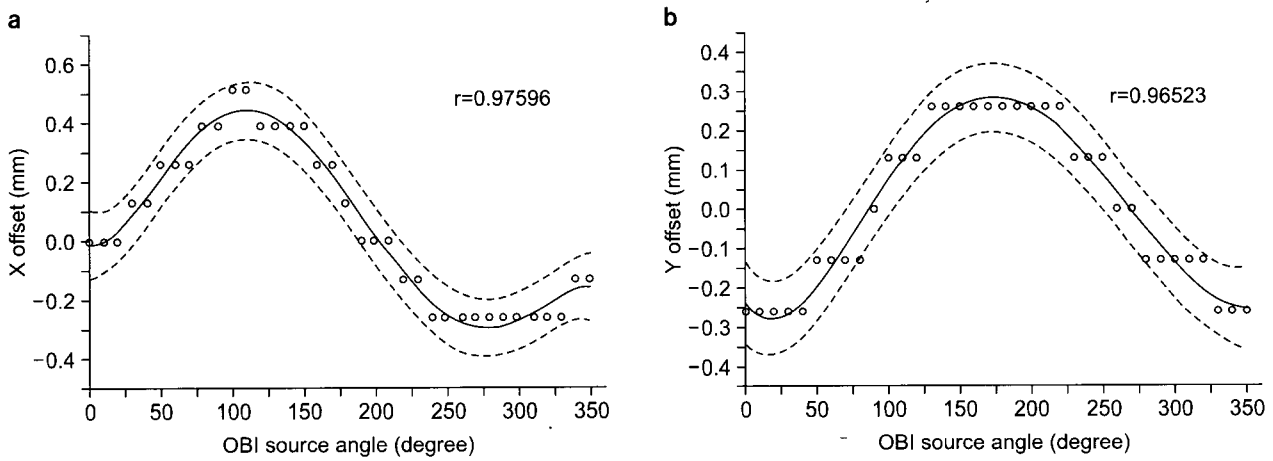


Fig. 4. Fitted offset variation plot (solid line) with computed offset position (circles) using 5th order polynomial for method 3. (a) X axis, (b) Y axis. Dashed lines stand for 95% prediction bands. Correlation coefficients ( $r$ ) were also presented.

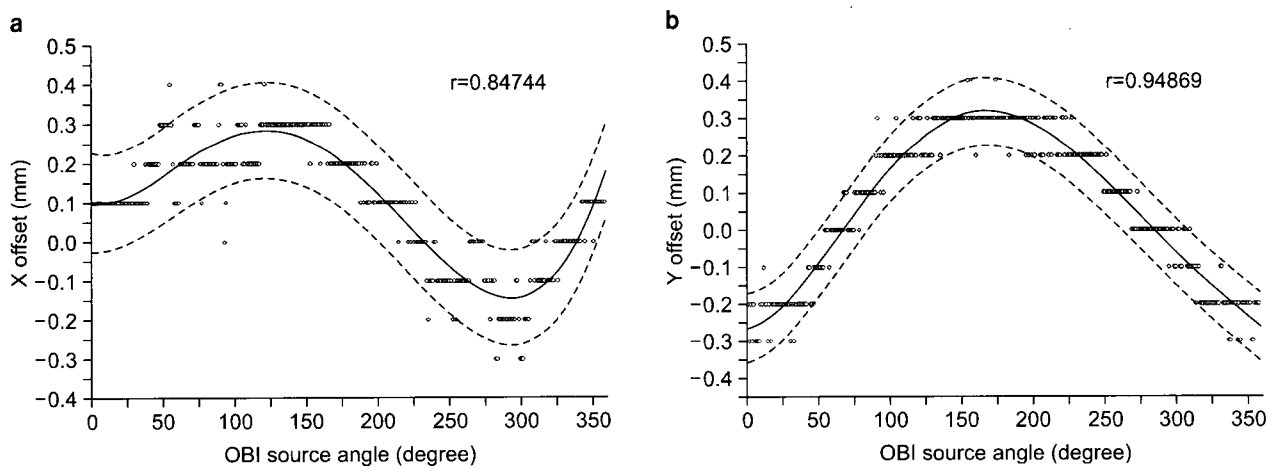


Fig. 5. Fitted offset variation plot (solid line) with computed offset position (circles) using 5th order polynomial for method 4. (a) X axis, (b) Y axis. Dashed lines stand for 95% prediction bands. Correlation coefficients ( $r$ ) were also presented.

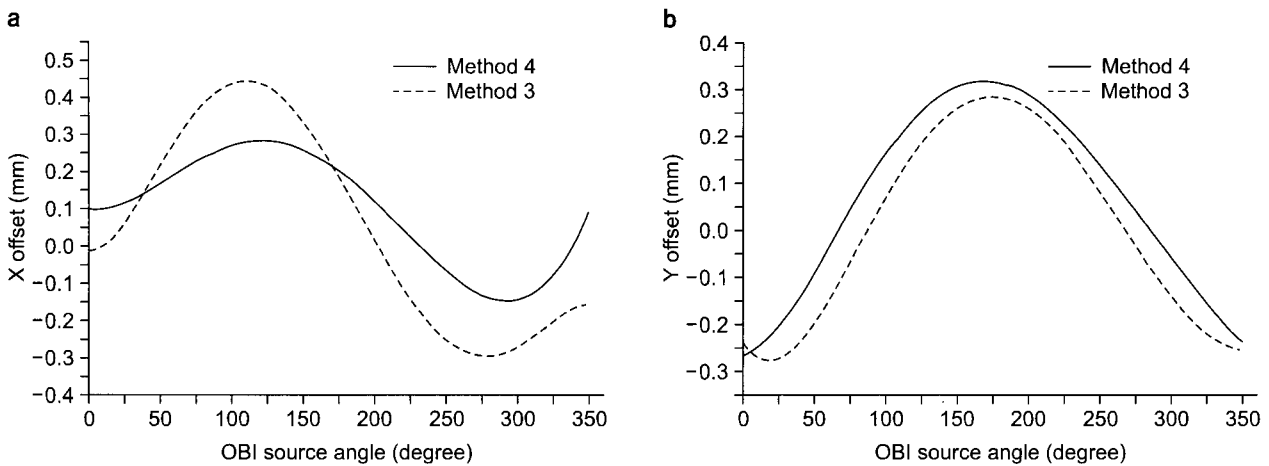


Fig. 6. Comparison of fitted offset variation plots with computed offset position using 5th order polynomial between method 3 and 4. (a) X axis, (b) Y axis.

식을 이용한 조정함수가 0.9760인 반면 sin 함수를 이용한 조정함수는 0.9204였으며, Y 방향으로서는 5차 다항식을 이용한 조정함수가 0.9652, sin 함수를 이용한 조정함수가 0.9592였다. 다른 계산 결과에 대해서도 두 함수를 적용하여 조정함수를 구한 결과 sin 함수보다는 5차 다항식이 좀 더 계산 값의 분포 양상을 잘 대변함을 확인할 수 있었다. 즉 OBI 회전중심점 이동 양상은 sin 함수와 유사한 형태를 가지지만 실질적인 분석을 위해서는 좀 더 사실적인 조정함수를 구하는 과정이 필요하겠다. 3차 다항식 및 5차 다항식, 7차 다항식의 조정 결과를 비교해보면 3차보다는 5차 다항식을 이용한 결과가 보다 실험값과 유사함을 확인할 수 있었으며 5차와 7차 다항식 간에는 유의한 차이가 없었다. 그러므로 본 연구에서는 5차 다항식을 이용하여 조정함수를 구한 후 이를 분석에 이용하였다.

Fig. 4는 방법 3을 이용하여 구한 데이터의 조정 그래프이며 Fig. 5는 방법 4를 적용한 경우의 조정 그래프로서 X 방향과 Y 방향 각각에 대하여 구하였다. 이로부터 방법 3을 적용한 경우에 더 조정이 잘 되는 것을 알 수 있었는데 이는 상관계수 R을 비교해보면 더 분명해진다. 각 그래프에서 점선은 95%의 신뢰도를 갖는 예측구간을 나타낸다. 예측구간의 범위가 대략 0.2 mm 정도인데 이는 영상의 한 화소 크기가 0.13 mm이므로 이를 감안하면 상당히 의미 있는 조정 함수를 구할 수 있음을 의미한다. 이에 비해 Fig. 5에서는 갠트리 회전에 따른 계산된 오차 값이 더 산만하게 분포되어 있음을 볼 수 있는데 이는 저해상도에서 계산된 결과를 인위적으로 over-sampling함으로써 발생하는 문제이다. 또한 미처리 투사영상 데이터를 처리하는 과정에

서 영상 내에 구가 나타나지 않은 영상 데이터가 다수 있음이 확인되었다. 이들이 전체적인 정확도를 감소시키는 요인이 되는 것으로 생각된다. 두 방법으로 구해진 조정함수를 비교한 결과는 Fig. 6에서 보인다. 여기에서 Y 방향으로서는 큰 차이가 없으나 X 방향으로서는 양상은 유사한 반면 값의 차이가 최대 0.2 mm 정도로 크게 발생함을 알 수 있다. 이 역시 알고리즘상의 계산 오차를 감안한다면 인정할 만한 수준이라고 할 수 있겠지만 회전 각도에 따른 오차의 변화 양상은 10° 간격으로 촬영한 후 조정 함수를 구하는 것이 더 바람직하겠다.

Fig. 7은 장비 설치 후 기간의 경과에 따른 OBI 회전중심점 오차의 변화 양상을 X, Y축 방향으로 나타낸 후 이를 치료용 회전중심점으로부터의 거리로 나타낸 것이다. Y축에 비하여 X축이 기간별 차이가 크게 발생하였는데 이는 X축 방향이 OBI 선원 및 검출기의 회전반경과 접선을 이루므로 중력에 의한 처짐 현상이 더 크게 나타나면서도 보다 무작위적인 양상을 보이는 것으로 해석될 수도 있으나 더 큰 원인은 셋업 오차에 있는 것으로 보인다. IVT를 치료용 회전중심점에 맞추기 위해 조사문영상 촬영 후 치료용 콘솔컴퓨터에서 제공되는 디지털 십자선과 영상 내 구의 중심이 0.1 mm 이내에서 일치하도록 조정하는 과정에서 디지털 십자선의 위치의 불확실성이 고려되어야 한다. 특히 개방 조사문영상(open field portal image) 촬영을 한 후 디지털 십자선을 생성할 경우 그 중심은 검출기 크기에 해당하는 전체 촬영 가능 면적 내에 실제로 조사문영상이 촬영된 부분의 외곽선을 중심으로 하여 계산되므로 이 과정에서의 불확실성은 Fig. 7a에서 보이는 기간별 결과 값 간



의 최대 차이 약 0.3 mm를 상회할 수도 있기 때문이다. 또한 전자조사문 검출기 위치의 정확성 문제와 자체의 처짐 현상 등으로 인한 오차 발생 가능성도 있는데 이는 검출기 위치 재현성 실험을 위해 반복해서 펄침과 움츠림을 수행한 결과 0.1 mm 범위 내에서 일치함을 확인할 수 있었으며 만약 이보다 큰 오차가 발생하더라도 구해진 OBI 회전중심점 오차의 조정 함수를 다른 데이터들과 평균값의 차이만큼 이동하여 보정함으로써 어느 정도는 해결 가능하다. 그러므로 이 방법은 벽 레이저나 치료기 광조사면의 십자선에 일치시키는 방법에 비해 구의 중심을 치료용 회전중심점에 정렬하는 과정에서의 불확실도를 줄이는 데 유용하므로 차후에도 계속 적용하도록 할 계획이다. 다만 셋업 과정에서의 보다 정밀한 조정이 필요할 것으로 보이는데 이를 위해 마이크로미터 단위로 조정할 수 있는 정밀한 패턴을 제작할 필요가 있겠다. 이로부터 계산된 OBI 회전중심점의 최대 오차는 Fig. 7c에서 보여진 바와 같이 150°를 전

후한 범위에서 나타났는데 이는 Table 3에서의 결과와 유사하다. 그래프에서 100~200° 사이에서 최대 오차 혹은 이와 0.1 mm 범위 내에서 오차가 발생함을 알 수 있다. 그러므로 OBI 선원의 위치 90° 혹은 180°에서 계산된 결과가 전체의 최대 오차를 대변한다고 할 수 있겠다. 이는 Yoo 등<sup>7)</sup>의 결과와 비교적 일치하며 OBI 회전중심점의 정확도 확인 목적이라면 방법 2와 같이 0°, 90°, 180°, 270°에서 계산하는 것만으로도 충분함을 의미한다. 다만 갠트리 회전에 따른 전체적인 양상을 확인하기 위해서는 방법 3이 적절할 것이다. 이는 CBCT 촬영 후 영상 재구성 시 이용되는 보정 지도(correction map)를 구할 때 유용할 것으로 생각된다.

Fig. 8은 방법 2와 3을 적용하여 OBI 회전중심점의 최대 오차를 구하였을 경우의 값의 차이를 나타낸다. 두 방법으로 구한 결과 값의 차이는 약 0.1 mm로 다른 불확실도를 고려할 경우 그 차이는 의미가 없다. 이 역시 앞의 내용을 뒷받침하는 것이다. 또한 기간 경과에 따른 오차의 양상은

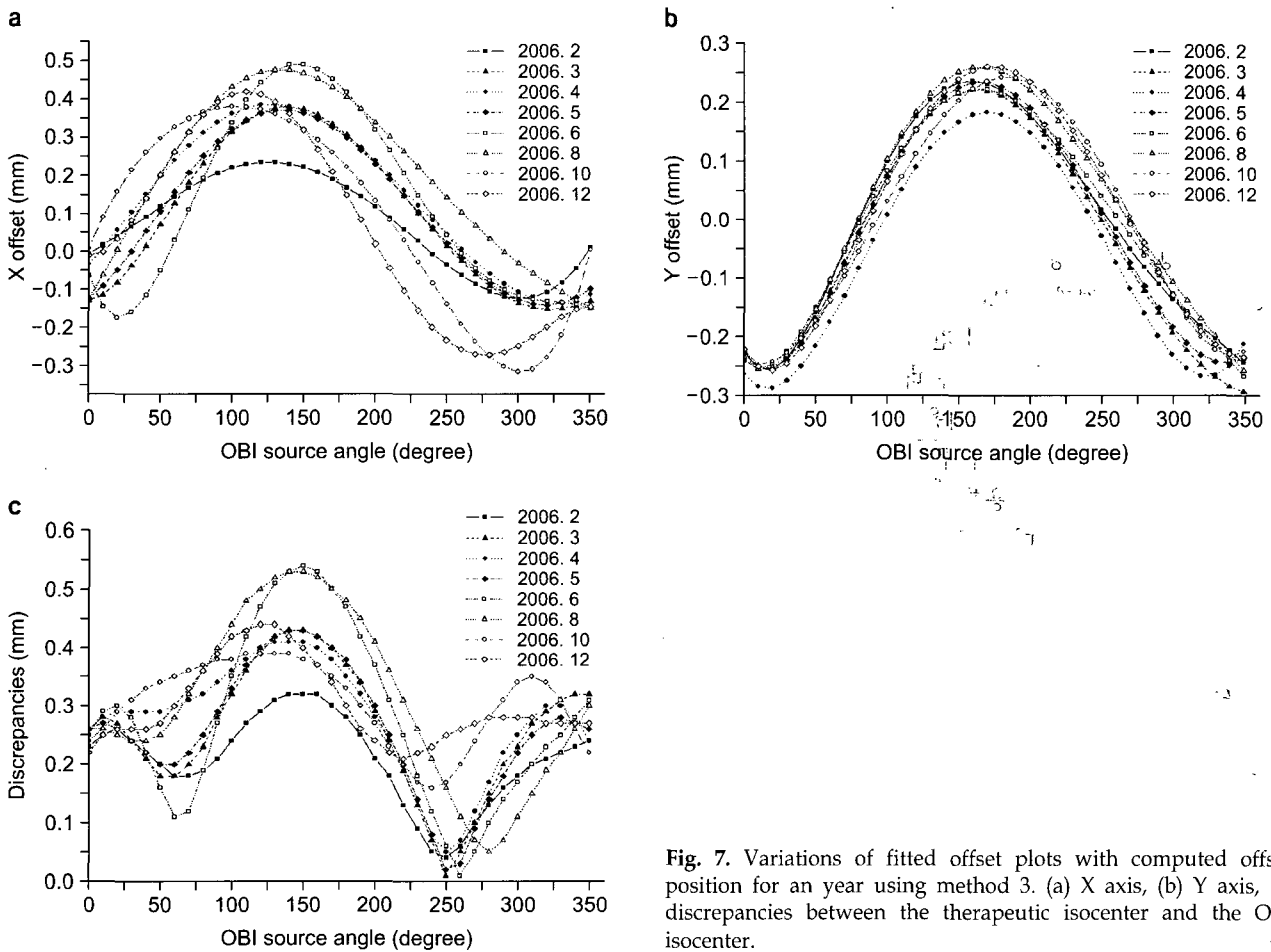


Fig. 7. Variations of fitted offset plots with computed offset position for an year using method 3. (a) X axis, (b) Y axis, (c) discrepancies between the therapeutic isocenter and the OBI isocenter.

증가하다가 다시 감소하는 것처럼 보이는데 이 역시 통계적으로는 의미가 없다. 다만 전체적으로 OBI의 회전중심점의 정확도는 안정적으로 유지되고 있음을 알 수 있었다.

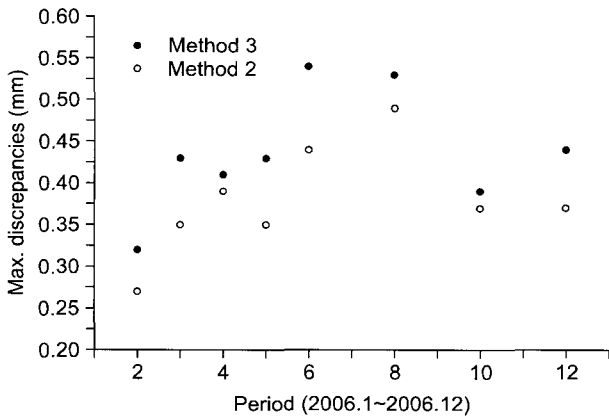


Fig. 8. Variations of maximal discrepancies between the therapeutic isocenter and the OBI isocenter for an year using method 2 (circle) and 3 (solid ball).

CAP에서 제시하고 있는 허용값은 최대 1.5 mm지만 CBCT 영상 획득 시 영상의 질 문제나 IGRT 과정에서 잠재된 불확실한 요소, 카우치 이동의 정확성까지 고려한다면 다소 큰 값이라고 할 수 있으므로 OBI 회전중심점과 치료용 회전중심점 간의 오차는 1 mm 이내로 유지될 필요가 있다고 하겠다.<sup>5)</sup> 이는 전체 시스템이 1 mm 이하의 정확도를 갖기 위해 기본적으로 전제되어야 할 조건이다. 또한 선형가속기와 OBI의 처짐 현상은 보다 복잡한 양상을 갖게 되는데 수직으로 배치된 선형가속기 두부와 OBI 선원, 검출기 등이 처짐 현상이 발생하지만 그 힘의 방향이 서로 작용을 일으키기 때문으로 보인다. 그러므로 치료용 회전중심점 자체의 부정확도를 고려한다면 OBI 회전중심점의 부정확도는 더 커질 수도 있지만 측정 결과에서는 이들이 복합적으로 반영된 것이므로 약 0.2 mm의 오차 범위 내에서는 계산 결과를 신뢰할 수 있을 것으로 생각된다.<sup>5,6)</sup> 치료용 회전중심점 결정의 불확실성 및 두 회전중심점 간의 오차의 결합성(coupling)에 대한 추가 연구는 차후에 진행하도록 하겠다.

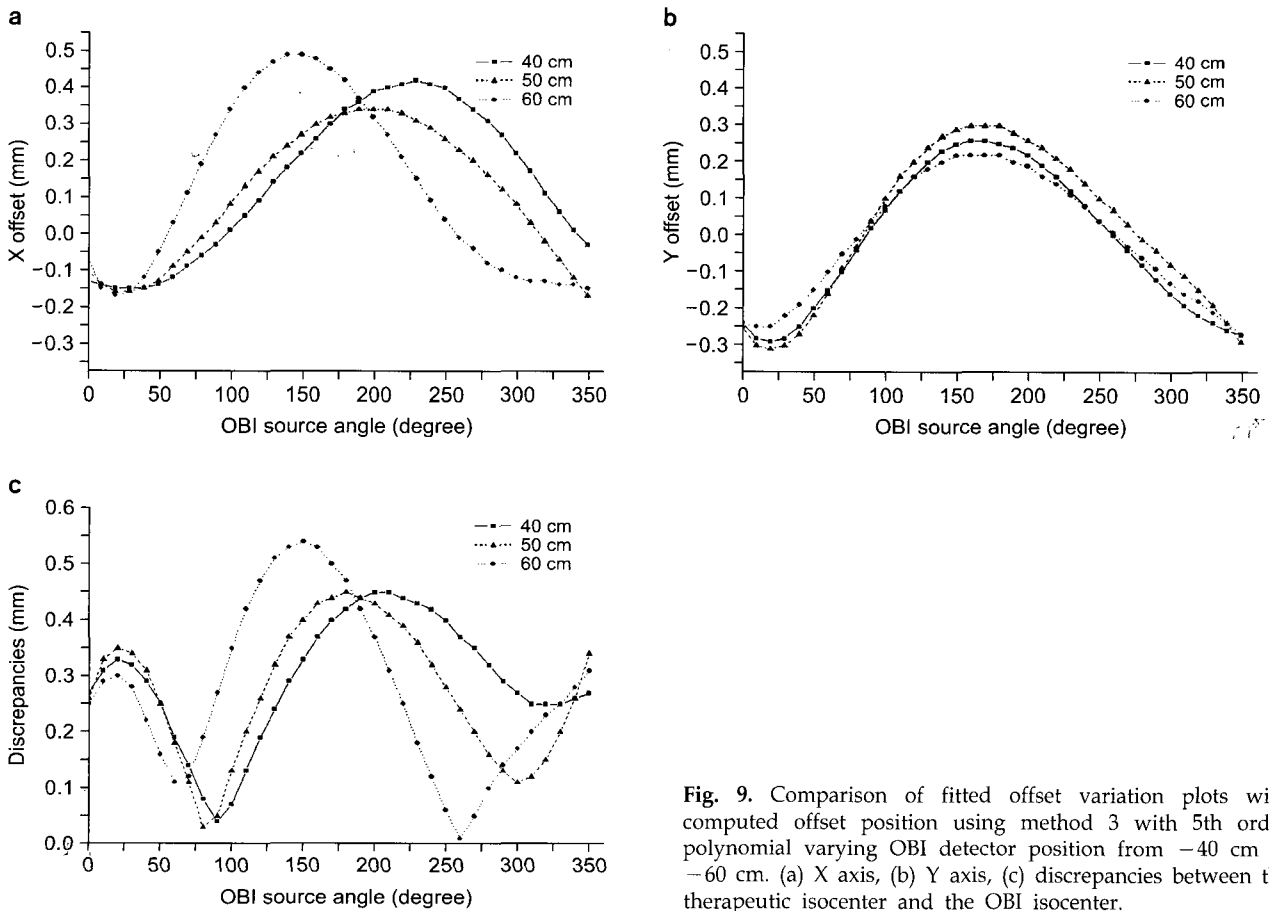


Fig. 9. Comparison of fitted offset variation plots with computed offset position using method 3 with 5th order varying OBI detector position from -40 cm to -60 cm. (a) X axis, (b) Y axis, (c) discrepancies between the therapeutic isocenter and the OBI isocenter.

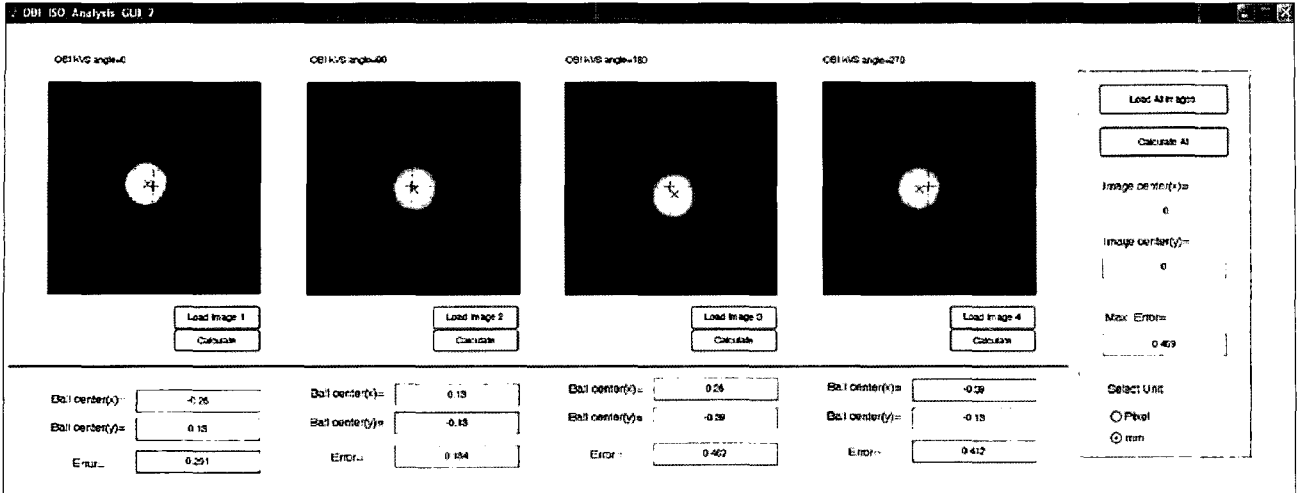


Fig. 10. Graphic user interface (GUI) of the prototype of the developed OBI isocenter analysis software which can load OBI images as a DICOM format and automatically analyze the positional errors of the OBI isocenter.

Fig. 9는 OBI 검출기의 수직 위치에 따른 오차를 나타내는데 Y축 방향에 비하여 X축 방향으로는 차이가 더 크게 나타났다. 특히 위치에 따른 경향성이 없어 만약 OBI 회전중심점의 정확도에 대한 정도관리를 수행한다면 환자 치료 시 주로 이용하는 위치에 대하여 수행하는 것이 바람직하겠다. 본 기관에서는 환자 치료 전 영상 촬영 시 검출기의 수직 위치를 -60 cm로 설정하여 이용하고 있다.

Fig. 10은 OBI 회전중심점의 정도관리를 위해 개발된 프로그램의 사용자 환경(user interface)을 보여준다. 이는 방법 2를 적용한 것으로 OBI 선원의 위치 0°, 90°, 180°, 270°에서 영상 촬영 후 자동으로 영상의 중심점(OBI 회전중심점) 및 구의 중심점(치료용 회전중심점)을 구한 후 그 차이를 계산하게 된다. 이를 이용하면 정도관리 시간 단축 및 보다 직관적인 평가가 가능해질 것으로 기대되며 Yoo 등<sup>7)</sup>이 제안한 방법에 비해 팬텀 제작이 용이하며 계산 및 절차상으로 간단하다는 장점을 갖는다. OBI 회전중심점의 안정성을 고려할 경우 이의 확인은 월간 정도관리로 수행하는 것이 적절할 것이다.

### 결 론

본 연구에서는 선형가속기 갠트리 회전에 따른 OBI 회전중심점의 위치 정확도 확인을 위해 제조사의 CAP상에서 명시된 방법을 비롯하여 새로 제안된 방법들을 각기 적용하여 오차의 평가 및 각 방법의 효용성에 대하여 검증하였다. 갠트리 회전에 따른 OBI 회전중심점의 오차 변화 양상

확인을 위해서는 10° 간격으로 영상 촬영 후 5차 다항식을 이용하여 조정함수를 구하는 방법(방법 3)이 적절할 것으로 보이지만 정도관리 목적으로 최대 오차만을 구하고자 할 경우에는 0°, 90°, 180°, 270° 등 네 방향에서 촬영된 영상을 이용하는 것(방법 2)으로도 충분하므로 이를 OBI 회전중심점의 정도관리 방법으로 제안하고자 한다. 또한 기간에 따른 OBI 회전중심점의 변화 양상은 매 측정 시 동일하지는 않았으나 최대 0.6 mm 이내로 안정적으로 유지되고 있음을 확인하였다. 본 연구에서 제안된 방법이 주기적인 정도관리에 적용된다면 간단하면서도 비교적 정확하게 평가를 수행할 수 있을 것으로 기대된다.

### 참 고 문 헌

1. Jaffray DA, Siewerdsen JH, Wong JW, Martinez AA: Flatpanel cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 53:1337-1349 (2002)
2. Letourneau D, Wong JW, Oldham M, et al: Cone-beam-CT guided radiation therapy: technical implementation. *Radiother Oncol* 75:279-286 (2005)
3. Rowbottom CG, Jaffray DA: Development of an integral system test for image-guided radiotherapy. *Med Phys* 31: 3500-3505 (2004)
4. 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* 29:967-975 (2002)
5. 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)
6. **Cho Y, Moseley DJ, Siewerdsen JH, Jaffray DA**: Accurate technique for complete geometric calibration of cone-beam computed tomography systems. Med Phys 32:968-983 (2005)
  7. **Yoo S, Kim GY, Hammoud R, et al**: A quality assurance program for the on-board imager. Med Phys 33:4431-4447 (2006)
  8. On-Board Imager Customer Acceptance Procedure, Revision F, Varian Medical Systems, Palo Alto, USA (2005)
  9. **Winston KR, Lutz W**: Linear accelerator as a neurosurgical tool for stereotactic radiosurgery. Neurosurgery 22:454-463 (1988)
  10. **Gonzalez RC, Woods RE, Eddins SL** (유현중, 김태우 공역): MATLAB을 이용한 디지털 영상처리. ITC (2004)

## Development of Quality Assurance Program for the On-board Imager Isocenter Accuracy with Gantry Rotation

Kwang-Ho Cheong<sup>\*†</sup>, Byung-Chul Cho<sup>\*</sup>, Sei-Kwon Kang<sup>\*</sup>,  
 Kyoung-Joo Kim<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

Positional accuracy of the on-board imager (OBI) isocenter with gantry rotation was presented in this paper. Three different type of automatic evaluation methods of discrepancies between therapeutic and OBI isocenter using digital image processing techniques as well as a procedure stated in the customer acceptance procedure (CAP) were applied to check OBI isocenter migration trends. Two kinds of kV x-ray image set obtained at OBI source angle of 0°, 90°, 180°, 270° and every 10° and raw projection data for cone-beam CT reconstruction were used for each evaluation method. Efficiencies of the methods were also estimated. If a user needs to obtain an isocenter variation map with full gantry rotation, a method taking OBI image for every 10° and fitting with 5th order polynomial was appropriate. However for a mere quality assurance (QA) purpose of OBI isocenter accuracy, it was adequate to use only four OBI images taken at the OBI source angle of 0°, 90°, 180° and 270°. Maximal discrepancy was 0.44 mm which was observed between the OBI source angle of 90° and 180°. OBI isocenter accuracy was maintained below 0.6 mm for a year. Proposed QA program may be helpful to implement a reasonable routine QA of the OBI isocenter accuracy without great efforts.

---

**Key Words:** On-board imager (OBI), Isocenter, Linac, Gantry rotation