

# Yonsei Cancer Center QA Set을 이용한 6DoF Couch의 이동 정확성 검증

연세암병원 방사선종양학과

정동민, 박호국, 윤종원, 이상규, 김주호, 조정희

**목적:** 영상유도를 통한 6DoF Couch의 이동 정확성의 검증을 위해 QA Set을 제작하였고, 그 유용성을 평가하였다.

**대상 및 방법:** 6DoF Couch와 CBCT가 설치된 두 대의 선형가속기를 대상으로 하였으며, 자체 제작한 YCC QA Set을 이용하여 수평수직(Translation; TX, TY, TZ)과 회전(Rotation, Pitch; RX, Roll; RY, Yaw; RZ) 여섯 방향의 Off-Set 값이 설정된 Penta-Guide Phantom의 CBCT영상을 각각 15회에 걸쳐 획득하였다. 이를 통해 기준영상(Reference Image)과 보정영상(Registration Image)을 비교하였으며, 보정된 6DoF Couch의 이동정확성을 실측하여 오차를 분석하였다.

**결과:** 기준영상과 보정영상의 Air Cavity에 해당하는 Pixel들은 모두 30에서 66 사이에 포함되어 보정정확도가 높게 나타났다. 6DoF Couch의 Off-set의 보정 결과 값과 실측치의 비교에서 수평수직방향의 오차는 TX방향은  $0.25 \pm 0.18$  mm TY방향은  $0.25 \pm 0.25$  mm TZ방향에서  $0.36 \pm 0.2$  mm로 나타났다. 그리고 회전방향의 오차는 RX방향은  $0.18 \pm 0.08^\circ$  RY방향은  $0.26 \pm 0.09^\circ$  RZ방향에서  $0.11 \pm 0.08^\circ$ 로서, 임의의 값에 대하여 정확하게 보정되었다.

**결론:** YCC QA Set을 이용해 매우 간단한 방법으로 6DoF Couch의 수평수직방향뿐 아니라 회전방향의 오차에 대한 검증을 할 수 있었으며, 이는 6DoF Couch의 Daily IGRT QA를 수행함에 있어서 유용할 것이라 사료된다.

▶ **핵심용어:** YCC 정도관리 세트, 6방향 테이블, Penta-Guide Phantom, 경사조절판, 영상유도 정도관리

## 서론

영상유도방사선치료(Image Guided RadioTherapy; IGRT)는 세기조절방사선치료(Intensity Modulated RadioTherapy; IMRT)의 등장과 영상획득 장치의 개발 이후 급속도로 발전해왔다.<sup>(1,2)</sup> 세기조절방사선치료는 종양조직에는 정확한 선량을, 그리고 주변의 정상조직에는 최소한의 선량을 전달 할 수 있는 장점이 있다.<sup>(3,4)</sup> 더 나아가 용적조절호형방사선치료(Volumetric Modulated Arc Radiotherapy; VMAT), 정위체부방사선치료(Stereotactic

Body RadioTherapy; SBRT), 정위방사선수술(Stereotactic Radio Surgery; SRS) 등을 통하여 궁극적인 목적 달성을 위해 많은 연구가 이루어지고 있다. 이에 따른 계획용표적체적(Planning Target Volume; PTV)의 정확한 위치 보정을 위해 영상유도방사선치료는 필수적이다.<sup>(5,6)</sup> 그 중 다양한 변수에 대응하여 정확한 영상유도를 위해 고안된 6DoF Couch(Six-Degree of Freedom Couch)는 다양한 제조사에 의해 출시가 되었으며, 많은 연구들이 있었다. 그 중 Takemura 등은 무게에 따른 6DoF Couch의 정확성을 연구하였고,<sup>(7)</sup> Schmlhdater 등은 Varian사의 새로운 6DoF Couch의 평가를 하였다.<sup>(8)</sup> Shang 등은 Lung SBRT시 6DoF Couch를 사용한 유용성 평가를 하였으며,<sup>(9)</sup> Takakura와 Gevaert 등은 프레임이 없는 Radio-surgery시 6DoF Couch의 기하학적 정확성을 연구하였

책임저자: 정동민, 연세암병원 방사선종양학과  
서울시 서대문구 연세로 50-1  
Tel: 02) 2228-4346  
E-mail: isnd1@yuhs.ac

다.<sup>(10,11)</sup> 이 연구들은 6DoF Couch의 사용이 유용하다고 평가했다.

6DoF Couch는 기존의 수평수직방향(Translation)의 TX(Left-Right; LR), TY(Superior-Inferior; SI), TZ(Anterior-Posterior; AP) 세 가지 방향뿐만 아니라, 회전방향(Rotation)의 RX(Pitch), RY(Roll), RZ(Yaw) 의 다른 세 가지 방향까지 더한, 총 여섯 방향의 위치보정이 가능하다.<sup>(12)</sup> 3DoF 혹은 4DoF Couch는 Phantom을 이용한 영상유도방사선치료 정도관리(IGRT Quality Assurance; IGRT QA)는 수평수직방향의 보정을 통한 위치 재현성 확인이 가능하지만, 회전방향은 확인이 힘들다. 본 원에서는 6DoF Couch의 영상유도 정도관리를 위해 정확성, 경제성, 그리고 편의성을 고려하여 경사가 조절 가능한 받침대를 자체 제작하였으며, Elekta사에서 영상유도방사선치료 정도관리용으로 제공된 QUASAR Penta-Guide Phantom(Modus Medical Devices INC, UK)을 결합한 YCC(Yonsei Cancer Center) QA Set를 구성하였다.

이에 본 연구에서는 6DoF Couch가 사용된 영상유도방사선치료 정도관리시 YCC QA Set를 이용하여 획득한 여섯 방향의 영상유도변화의 정보를 분석하여 그 유용성을 검증하고자 한다.

## 대상 및 방법

### 1. YCC QA Set 제작

Corel DRAW X5(Corel, Ottawa, CAN)을 이용하여 받침대 상판(260×260 mm)을 설계하였고, Laser Platform(VLS 4,60-60W, Universal, US)으로 8 mm 두께의 아크릴판을 잘라 제작하였다. 세 개의 조절 좌(높이 70 mm, 볼트직경 5 mm, 고무받침직경 40 mm)를 설치하여 원하는 각도를 임의로 조정할 수 있으며, 받침대 중앙에 Phantom이 위치할 수 있도록 표시하였고, 동일한 위치에 결합될 수 있게 하였다(Fig. 1).

### 2. 사용장비

측정은 Elekta사의 Versa HD와 Infinity(Stockholm, Sweden)에 설치된 6DoF Couch (HexaPOD™ evo

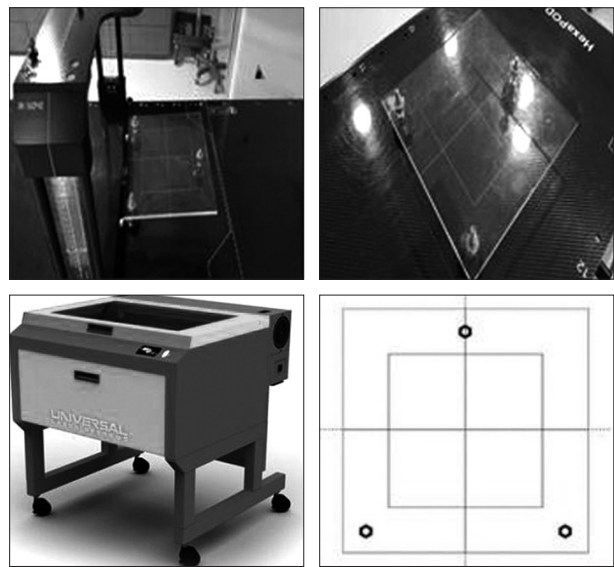


Fig. 1. Customized Tilt plate

RT system, Stockholm, Sweden ; HexaPOD1, HexaPOD2)를 사용하였고, 모의치료 조준용 CT-Simulator(Aquilion LB, TSX-201A, Toshiba, Japan)에서 획득한 영상을 기준으로 교정된 XVI(Ver 5.0, X-ray Volume Imager)를 통해 각 선형가속기(Linear Accelerator; LINAC)에서 15회씩, 총 30회의 영상유도 정보를 획득하여 분석하였다.

### 3. 실험방법

위치 보정 값을 6DoF Couch에 전달할 수 있도록 기준

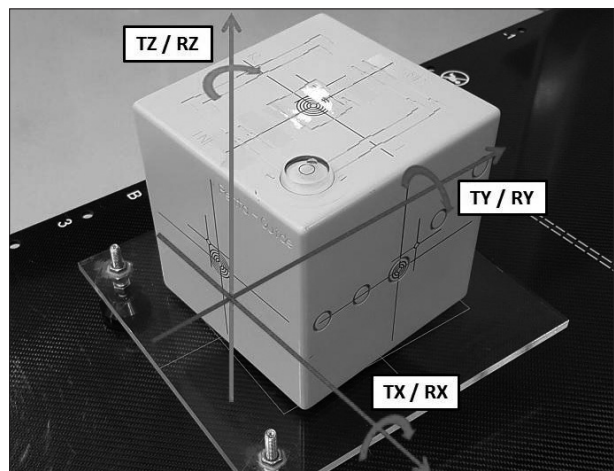


Fig. 2. Yonsei Cancer Center QA Set with Tilting

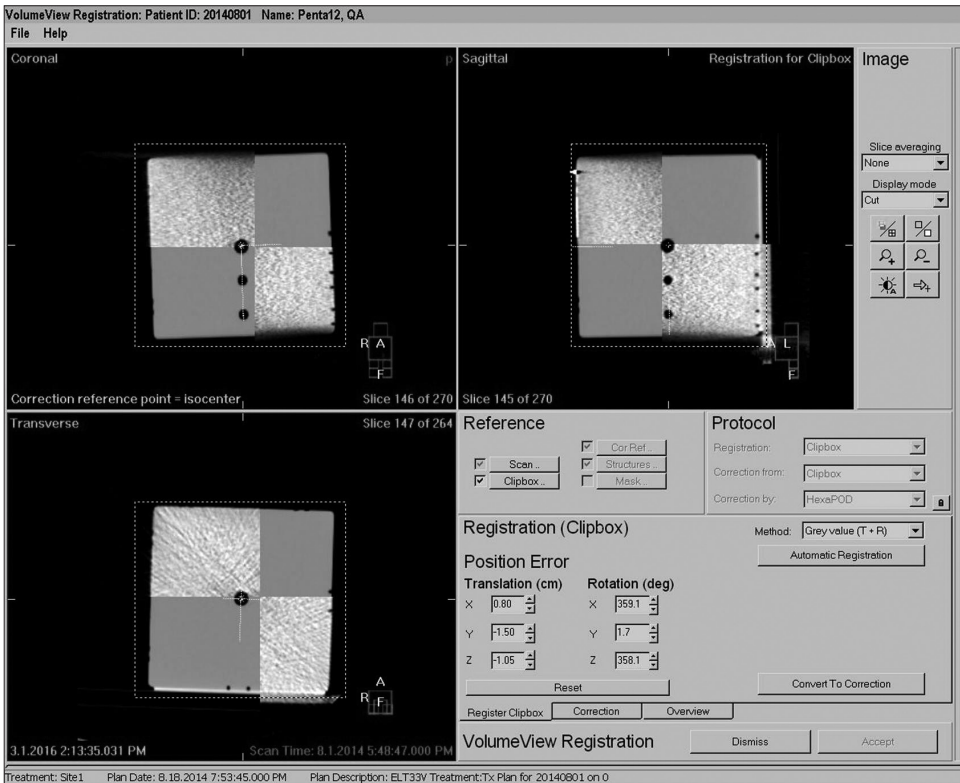


Fig. 3. Image-Guide in X-ray Volume Imager

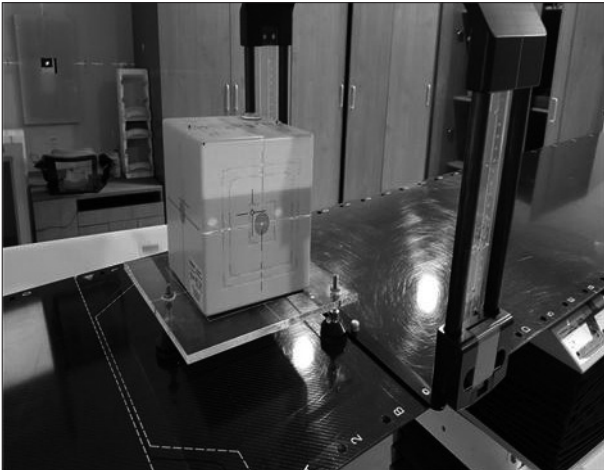


Fig. 4. Macroscopy Setup with laser

이 되는 프레임은 Couch Reference point C에 위치하였고, Lock Bar를 point 3에 위치시켜 YCC QA Set 위치의 항상성을 고려하였다. RX(Pitch), RY(Roll), RZ(Yaw)는 매 횟수마다 임의의 값을 적용하였다(Fig. 2). RX와 RY는 받침대의 경사를 이용하였고, Yaw는 Phantom 중간지점에 금속물질을 부착시켜 중심을 표시한 후, 양쪽 끝 부분에 2 mm 납

볼을 위치시켜 Yaw의 임의 값으로 같음하였다.

Penta-Guide Phantom에 정해진 Off-set(TX 10 mm, TY 14 mm, TZ 12 mm) 위치에 laser를 위치시킨 후, CBCT(Cone Beam Computed Tomography)영상을 획득하였으며, XVI를 통해 영상 보정 값(Registration1)을 얻어 6DoF Couch를 이동시켰다(Fig. 3, 4). 이후 두 번째 CBCT영상을 획득하여 값(Registration2)을 구하였는데, 이는 첫 번째 보정을 통해 이동한 값의 오차로 정의 하였다.

#### 1) 기준영상(Reference Image)과 보정영상(Registration Image)의 일치성 확인

XVI에서 일치성을 확인하기 위해 Phantom의 Central Air Cavity를 영상유도 하였다. 그리고 ImageJ(Image Processing and Analysis in JAVA, Wayne Rasband, National Institute of Mental Health, Bethesda, Maryland, US)의 Straight(100Pixel)를 이용하여 Plot Profile을 구하였다(Fig. 5). 이 때 사용된 영상은 기준영상과 보정영상의 관상면(Coronal), 시상면(Sagittal), 가로면(Transverse)방향으로 매 횟수마다 6장씩, 총 180장을 이용하여

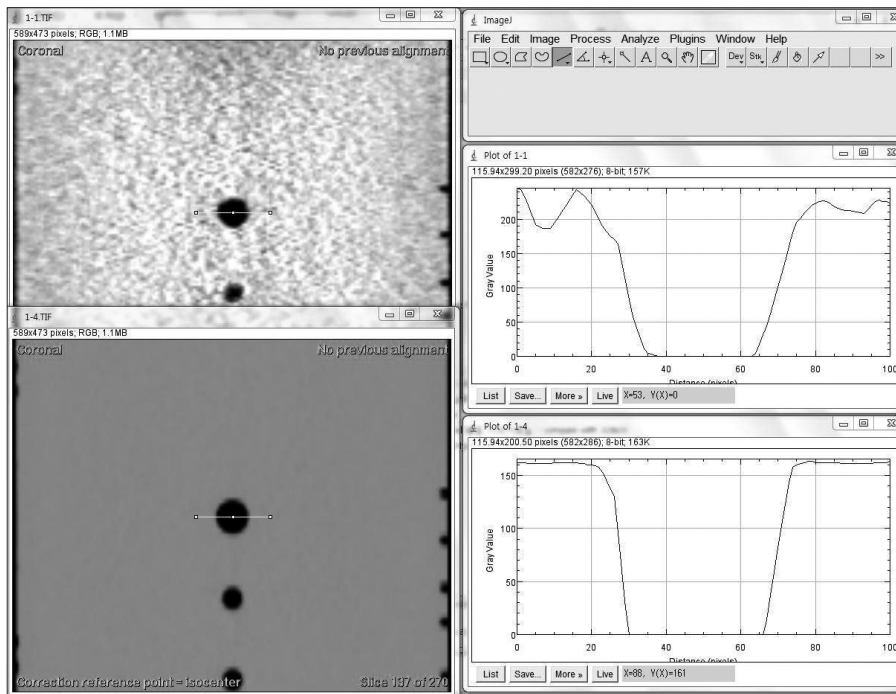


Fig. 5. Verify Pixel per Gray value with ImageJ

값을 구하였다. ImageJ에서 Straight Line이 위치한 측정 위치는 관상면, 시상면, 가로면 방향에 맞추어 Air Cavity 중심에 위치 되도록 하고, 동일한 위치에서 측정하였다. 이후 100개의 Pixel에 대한 Gray value(Gray Scale Value)를 나열하였고, Gray Value가 0인 Air Cavity에 해당하는 Pixel Number의 범위를 비교 하였으며, 각 횡수 당 대치되는 값들의 상관관계를 파악하여 일치성을 확인하였다.

## 2) 수평수직방향(Translation)의 일치성 확인

### ① 회전방향의 요소를 배제한 경우

Penta-Guide Phantom의 정해진 Off-set 기준에 Setup후 각 선형가속기에서 5회씩 CBCT 영상을 얻어 회전방향의 요소를 배제한 수평수직방향의 이동 값과 오차 값을 확인하였다. 이 때 두 번째 보정으로 얻어진 값의 허용오차는 TG-142(Task Group-142 Reports Quality assurance of medical accelerators, AAPM)에서 언급된 SRS/SBRT Treatment couch position indication 각 방향에서 1 mm 이하를 기준으로 하였다.<sup>(13)</sup>

### ② 회전방향의 요소를 포함한 경우

회전방향의 요소를 포함한 수평수직방향의 일치성은

3D Vector를 이용한 수평수직방향의 허용오차 확인, 그리고 회전방향의 일치성 확인과 같은 Setup(Phantom의 Right, Anterior 방향의 Off-set)으로 진행하였다. 첫 번째 보정으로 실제 이동 값을 얻었고, 두 번째 값을 통해 처음 이동에 대한 오차 값으로 표현하였다.

### 3) 3D Vector를 이용한 허용오차 확인

YCC QA Set를 이용하여 측정을 하면 회전방향에 대한 요소로 인하여 정확한 수평수직 방향의 실측과 보정 값에 대한 비교가 어렵기 때문에, 3D Vector값을 구하여 허용 오차 안에 값이 들어가는지 확인하였다. 이 때 사용된 3D Vector를 구하기 위한 공식은 다음과 같다.<sup>(14,15)</sup>

$$3DVector = \sqrt{TX^2 + TY^2 + TZ^2} \text{ (Formula 1)}$$

### 4) 회전방향(Rotation)의 일치성 확인

회전방향은 임의의 Pitch와 Roll을 적용 후, 교정된 수평계(Smart Tool MDM-300, M-D building Products, US) 2개를 이용하여 보정 전, 후(Measured1, Measured2)의 오차 값의 평균과 XVI상 두 번의 보정 오차 값의 절대적인 수치 간 차이를 구하였고 RX, RY로 표현하였다.

Yaw는 납 불을 통하여 임의의 값을 주었지만 실측은 불



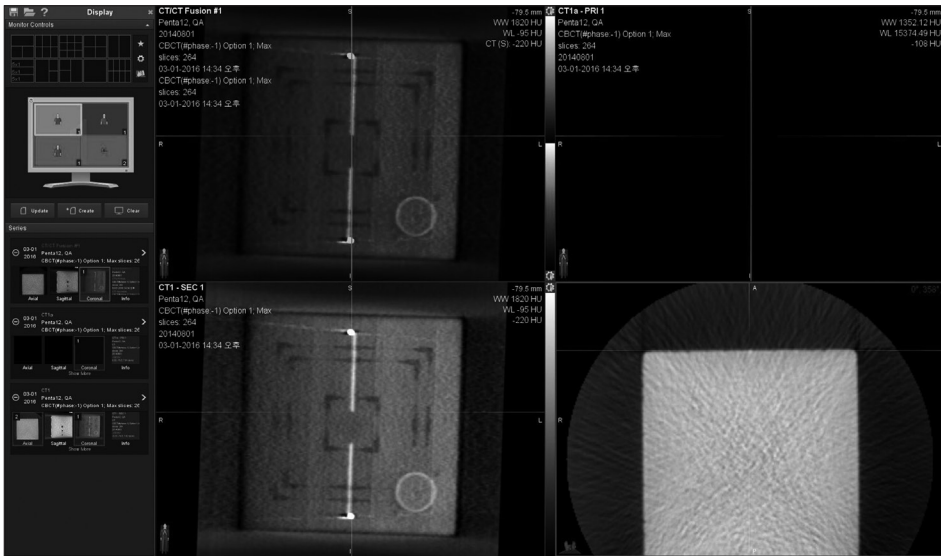


Fig. 6. Yaw in 'MIM' software

가능하여 MIM(MIM Software INC, US)의 Fusion Rotation 기능을 이용하여 근사 값으로 구현하였고, XVI에서 보정된 값과 차이를 구하였으며, RZ로 표현하였다(Fig. 6).

회전방향 또한 두 번째 보정 값이 처음 이동 값에 대한 오차이며, 그 허용오차는 TG-142의 SRS/SBRT 기준으로  $0.5^\circ$  이하이다.<sup>(13)</sup>

회전방향에 대한 값들의 상관성 확인을 위해 SPSS(Ver 20, Statistical Package for the Social Sciences, IBM, US)를 이용하여 상관계수(Spearman Correlation Coefficient; rho)를 구하였다.

## 결 과

### 1. 기준영상(Reference Image)과 보정영상(Registration Image)의 일치성 확인

Gray Value가 0인 Air Cavity의 Pixel Number의 범위는 HexaPOD1을 사용했을 때 관상면에서 기준영상은 31~66, 보정영상은 34~65 사이의 범위였고, 시상면은 30~66, 35~61 사이였으며 가로면은 31~65, 36~62 사이였다. 그리고 HexaPOD2는 관상면에서 기준영상은 31~66, 보정영상은 38~62 사이였으며, 시상면에서는 34~65, 35~62 사이였고, 가로면은 32~66, 35~65 사이의 범위였다(Table 1, Fig. 7).

### 2. 수평수직방향(Translation)의 일치성 확인

#### 1) 회전방향의 요소를 배제한 경우

HexaPOD1, HexaPOD2 순서로 첫 번째 보정 값은 TX 방향에서  $9.4 \pm 0.1$  mm,  $9.6 \pm 0.3$  mm TY방향은 모두  $13.4 \pm 0.2$  mm TZ방향에서  $12.1 \pm 0.1$  mm,  $12.1 \pm 0.2$  mm이었으며, 두 번째 보정 값은 TX방향에서  $0.6 \pm 0.1$  mm,  $0.4 \pm 0.3$  mm TY방향은 모두  $0.6 \pm 0.2$  mm, TZ방향에서  $0.1 \pm 0.1$  mm,  $0.2 \pm 0.2$  mm로 나타났다(Table 2).

#### 2) 회전방향의 요소를 포함한 경우

첫 번째 보정을 통한 이동 값은 TX방향에서  $9.47 \pm 2.42$  mm,  $9.81 \pm 2.52$  mm TY방향에서  $12.89 \pm 2.25$  mm,  $12.82 \pm 2.34$  mm TZ방향에서  $11.89 \pm 2.49$  mm,  $12.04 \pm 2.57$  mm이었고, 두 번째 보정을 통한 이동 값의 오차는 TX방향에서  $0.26 \pm 0.16$  mm,  $0.24 \pm 0.19$  mm TY방향에서  $0.23 \pm 0.28$  mm,  $0.28 \pm 0.2$  mm TZ방향에서  $0.35 \pm 0.16$  mm,  $0.37 \pm 0.23$  mm이었다(Table 3, Fig. 8).

### 3. 3D Vector를 이용한 허용오차 확인

첫 번째 보정 값에 대한 오차로 정의한 두 번째 보정 값으로 Formula 1을 적용하였으며, HexaPOD1과 HexaPOD2 순서로  $0.58 \pm 0.19$  mm,  $0.58 \pm 0.26$  mm였다(Table 4).

**Table 1.** Zero Gray Value(N=30Fx, 180 Image, 100Pixel)

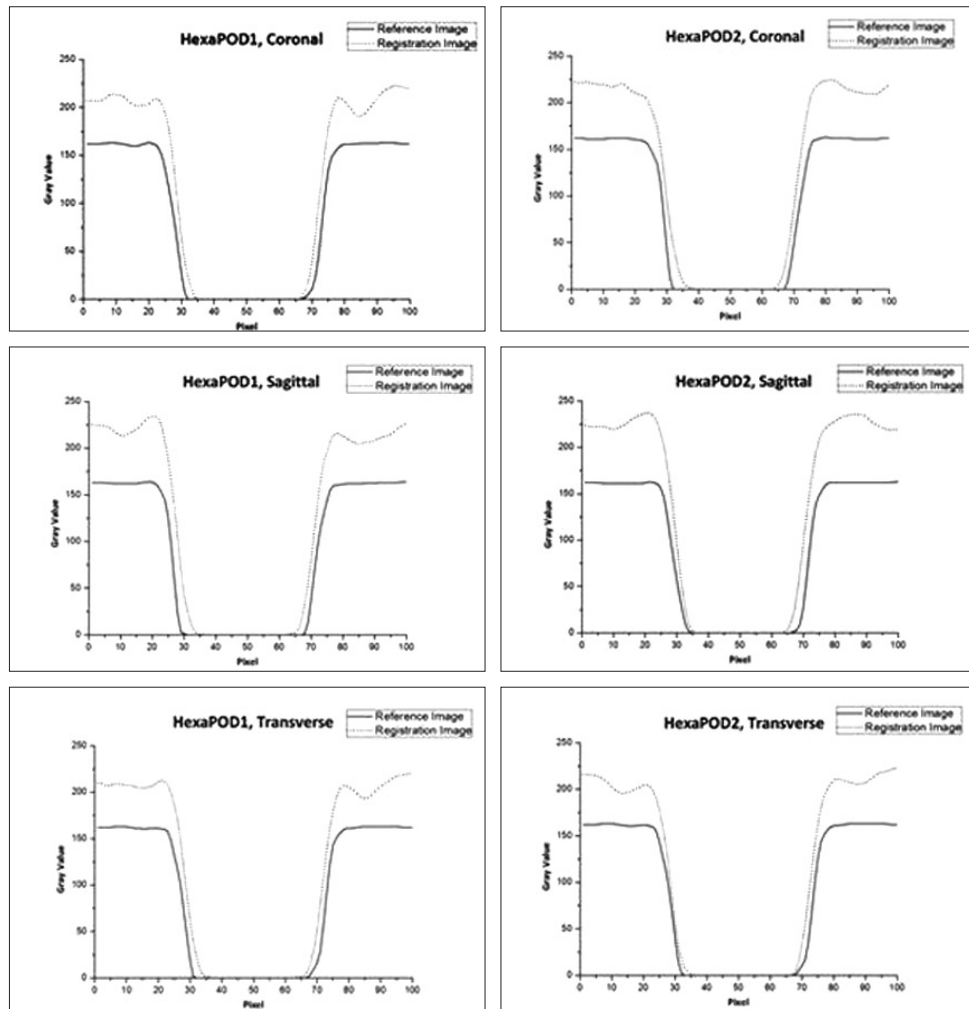
	HexaPOD1			HexaPOD2		
	Coronal	Sagittal	Transverse	Coronal	Sagittal	Transverse
Reference Image PN †	31~66	30~66	31~65	31~66	34~65	32 ~ 66
Registration Image PN	34~65	35~61	36~62	38~62	35~62	35 ~ 65

† PN= Pixel Number

**Table 2.** Translation without Rotation Factor(N=10Fx)

	HexaPOD1			HexaPOD2		
	TX	TY	TZ	TX	TY	TZ
Registration1; $m \pm \sigma$ †	9,4±0,1	13,4±0,2	12,1±0,1	9,6±0,3	13,4±0,2	12,1±0,2
Registration2; $m \pm \sigma$	0,6±0,1	0,6±0,2	0,1±0,1	0,4±0,3	0,6±0,2	0,2±0,2

† m=Average,  $\sigma$  =Standard Deviation/Units(mm)



**Fig. 7.** Pixel per Gray value of CT-Simulation(Reference Image) vs Conebeam Computed Tomography(Registration Image)

**Table 3.** Translation with Rotation Factor(N=30Fx)

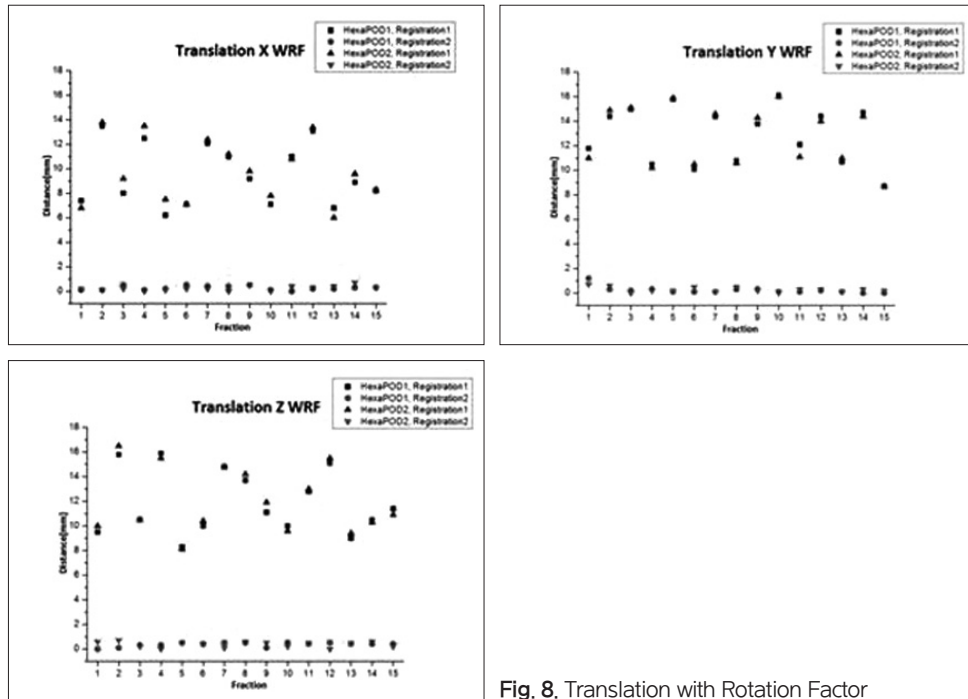
	HexaPOD1			HexaPOD2		
	TX	TY	TZ	TX	TY	TZ
Registration1; $m \pm \sigma$ †	9.47±0.42	12.89±0.25	11.89±0.49	9.81±0.52	12.82±0.34	12.04±0.57
Registration2; $m \pm \sigma$	0.26±0.16	0.23±0.28	0.35±0.16	0.24±0.19	0.28±0.2	0.37±0.23

† m=Average,  $\sigma$ =Standard Deviation/Units(mm)

**Table 4.** 3D Vector with Rotation Factor(N=30Fx)

	HexaPOD1	HexaPOD2
Registration2; $m \pm \sigma$ †	0.58±0.19	0.58±0.26

† m=Average,  $\sigma$ =Standard Deviation/Units(mm)



**Fig. 8.** Translation with Rotation Factor

#### 4. 회전방향(Rotation)의 일치성 확인

HexaPOD1, HexaPOD2 순서로 XVI를 통한 첫 번째 보정 값과 수평계를 통한 첫 번째 실측 값은, RX방향에서 1.78±0.72°, 1.71±0.77°, 1.63±0.66°, 1.65±0.66° RY방향에서 1.79±0.78°, 1.75±0.7°, 1.69±0.7°, 1.65±0.69° RZ방향에서 1.63±0.62°, 1.71±0.66°로 나타났고, 실측 값으로 같음했던 MIM의 RZ는 두 장비 모두 1.69±0.59°로 나왔다. 그리고 두 번째 값들은 RX방향에서 0.13±0.07°, 0.11±0.11°, 0.18±0.09°, 0.23±0.08° RY방향에서 0.17±0.06°, 0.2±0.05°, 0.3±0.03°, 0.23±0.06° XVI의 RZ방향은 0.11

±0.08°, 0.13±0.07°로 나타났다(Table 5, Fig. 9).

첫 번째로 시행한 XVI보정 값과 실측 값의 오차는 각각의 장비순서대로 RX방향 모두 0.2±0.1°, RY방향은 0.3±0.1°, 0.2±0.1° RZ방향 모두 0.1±0.1°로 나왔으며, 두 번째로 시행한 값들은 RX방향이 0.08±0.07°, 0.16±0.06° RY방향은 0.13±0.07°, 0.05±0.05°로 나타났다(Table 6).

두 장비의 수평계 및 MIM으로 실측된 값과 XVI상에서 보정된 값의 상관계수는 RX, RY, RZ순으로 0.974, 0.936, 0.965로 표현되었으며, 통계적으로 유의하다(p=0.001) (Table 7, Fig. 10).

**Table 5.** Rotation(N=30Fx)

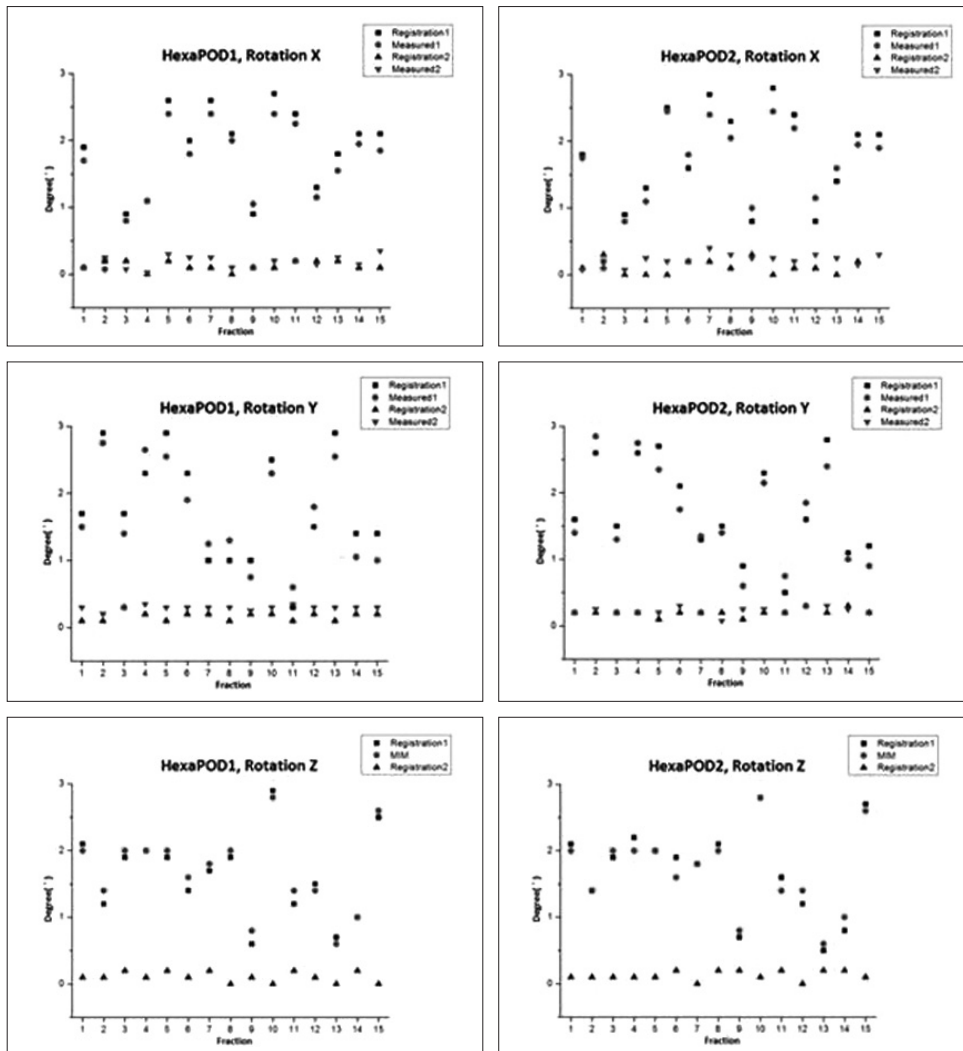
	HexaPOD1			HexaPOD2		
	RX	RY	RZ	RX	RY	RZ
Registration1; $m \pm \sigma$ †	1,78±0,72	1,79±0,78	1,63±0,62	1,71±0,77	1,75±0,7	1,71±0,66
Registration2; $m \pm \sigma$	0,13±0,07	0,17±0,06	0,11±0,08	0,11±0,11	0,2±0,05	0,13±0,07
Measured1; $m \pm \sigma$	1,63±0,66	1,69±0,7	1,69±0,59 ‡	1,65±0,66	1,65±0,69	1,69±0,59 ‡
Measured2; $m \pm \sigma$	0,18±0,09	0,3±0,03	–	0,23±0,08	0,23±0,06	–

† m=Average,  $\sigma$ =Standard Deviation, ‡ Measured MIM/Units(°)

**Table 6.** Error with Rotation(N=30Fx)

	HexaPOD1			HexaPOD2		
	RX	RY	RZ	RX	RY	RZ
Registration1 – Measured1; $m \pm \sigma$ †	0,2±0,1	0,3±0,1	0,1±0,1 ‡	0,2±0,1	0,2±0,1	0,1±0,1 ‡
Registration2 – Measured2; $m \pm \sigma$	0,08±0,07	0,13±0,07	–	0,16±0,06	0,05±0,05	–

† m=Average,  $\sigma$ =Standard Deviation, ‡ Registration1 – Measured MIM/Units(°)



**Fig. 9.** Rotation



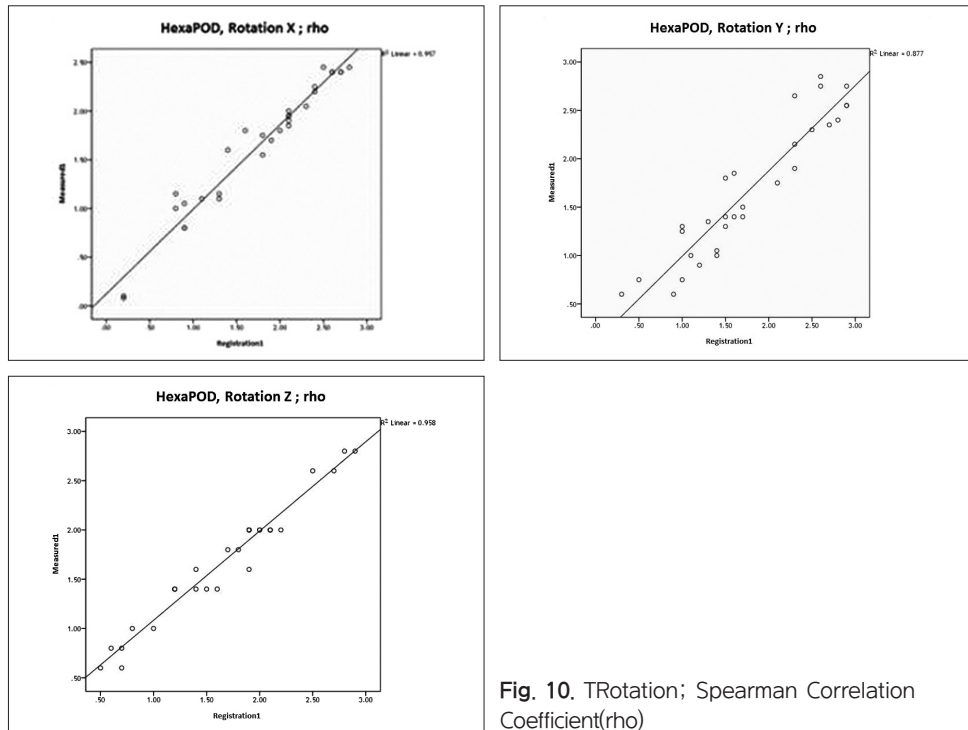


Fig. 10. TRotation; Spearman Correlation Coefficient(rho)

Table 7. Rotation; Spearman Correlation Coefficient(rho)

	HexaPOD		
	RX	RY	RZ
Correlation(rho)	0,974	0,936	0,965

### 고안 및 결론

본 연구는 회전방향에 대한 요소가 포함된 경우 이동 정확성을 검증하기 위해 제작된 YCC QA Set을 이용한 6DoF Couch의 Daily IGRT QA를 통해 유용성을 평가 하였으며 각 실험 방법에 대한 결과는 다음과 같다.

첫째, 모든 값들이 높은 상관성을 보였음에도 불구하고, 그래프에서 Pixel 간격의 차이를 볼 수 있는데, 이것은 Sykes 등<sup>(16)</sup> 이 언급한 희미한 영역(Blurring area)으로서, 선명하게 나타나지 않는 원인으로 볼 수 있다(Fig. 7).

둘째, 회전방향에서는 임의의 값을 준 뒤 그것을 실측하여 보정 값과 비교해 볼 수 있지만, 수평수직방향에서는 회전방향에 대한 요소가 포함되어 있으므로, 실측할 수 없었다. 그래서 회전방향의 요소가 포함되지 않는 경우와 포함

된 경우로 나누어 실험을 진행하였다. 전자는 실측된 값, 후자는 이동 값에 대한 오차를 구하였고, 대부분 1 mm 이하의 오차를 확인하였으나, 회전방향에 포함된 TY방향의 한 경우에 대해 1.2 mm로 가장 높은 값이 측정되었다. 이때 같은 조건의 다른 장비와 오차가 0.5 mm이었으며, 다른 모든 경우에서 허용오차 이하의 값을 확인한 것으로 미루어 보았을 때 무시할만한 수준이나, 지속적인 관찰을 통해 문제점의 유무를 파악하는 것이 좋을 것으로 판단된다.

셋째, TG-142의 허용오차는 단순히 각 방향에 대한 값으로 규정되어있으며, 회전방향의 요소가 포함되어있을 경우에는 이 허용오차 보다 더 많은 값으로 표현이 될 수 있다. 그래서 3D Vector를 이용하여 최대 허용오차를 Formula 1을 이용하여 재설정하였고, 이는 1.7 mm이다. 회전방향의 요소를 포함한 수평수직방향 일치성 확인 실험에서 확인된 두 번째 보정 값을 이용하여 계산하였으며, 모두 허용오차 안에 포함되었다.

넷째, 수평계와 XVI상의 보정 값으로 비교했던 회전방향 역시 모든 경우에서 TG-142의 허용오차보다 작거나 근사한 값의 차이를 보여주었다.

마지막으로, 같은 환경에서 두 개의 장비를 비교했을 때,

모두 허용오차 이내의 근사한 값을 구현 하였으며, 이는 YCC QA Set이 다른 장비에서도 좋은 재현성을 보여준다고 할 수 있다.

본 연구에 사용된 HexaPOD Couch는 회전방향에 대한 보정 제한이 2.9°이며, 이 값 이상의 각도가 설정되면 보정이 불가능하다는 제한점이 있기 때문에, QA시 제한 각도 이상의 값을 설정하면 안 된다.

Wang 등은 Spine SBRT시 회전방향에 대한 Setup이 2° 이상 차이나지 않을 것을 권고하였다<sup>(17)</sup>. 그리고 Ngar 등은 본 연구와 같이 6DoF Couch를 위한 IGRT QA Set를 제작하였고, 50번의 실험을 통하여 1 mm/1°의 허용오차에 포함되는 유용성 평가를 하였다.<sup>(18)</sup> 이 연구들 및 본 연구를 통해 미루어 보았을 때, 6DoF Couch를 사용할 경우 회전방향에 대한 영상유도방사선치료 정도관리도 같이 시행되어야 한다. 그리고 선형가속기뿐만 아니라 사이버나이프(Cyber Knife), 양성자치료(Proton Therapy) 장비에 설치된 6DoF Couch에서도 회전방향의 검증이 가능한 QA Device를 이용한 연구가 이루어지고, 보편적으로 사용되길 기대한다.

결론적으로, 본원에서 제작한 YCC QA Set은 기존의 QA Phantom을 이용하여 경제적이고, 간단한 방법으로 손쉽게 조작할 수 있으며, 높은 정확성을 구현하여 6DoF Couch에서 일일 영상유도방사선치료 정도관리(Daily IGRT QA)시 장비의 경향성 확인 및 정도 관리에 있어 유용하다고 사료된다.

### 참고문헌

- Jennifer De Los Santos, Richard Popple, Nzhde Agazaryan, et al.: Image Guided Radiation Therapy (IGRT) Technologies for Radiation Therapy Localization and Delivery. *Int J Radiation Oncol Biol Phys*. 2013;87(1):33-45
- C. Clifton Ling, Ellen Yorke, Zvi Fuks: From IMRT to IGRT: Frontierland or Neverland?. *Radiotherapy and Oncology*. 2006;78:119-122
- Thomas Bortfeld: IMRT: a review and preview. *Phys. Med. Biol*. 2006;51:R363-R379
- A Brahme, J-E. Ross, I. Lax : Solution of an integral equation encountered in rotation therapy. *Phys. Med. Biol*. 1982;27(10):1221-1229
- Christoph Oehler, Stephanie Lang, Peter Dimmerling, et al.: PTV margin definition In hypofractionated IGRT of localized prostate cancer using cone beam CT and orthogonal image pairs with fiducial markers. *Radiation Oncology*. 2014;9-229
- BS The, C Bloch, M Galli-Guevara, L Doh, et al.: The treatment of primary and metastatic renal cell carcinoma (RCC) with image-guided stereotactic body radiation therapy (SBRT). *Biomed Imaging Interv J*. 2007;3(1):6
- Akihiro Takemura, Shinichi Ueda, Kimiya Noto, et al.: Comparison of the Motion Accuracy of a Six Degrees of Freedom Radiotherapy Couch with and without Weights. *International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology*, 2013;2:69-75
- Daniel Schmidhalter, M. K. Fix, M. Wyss, et al.: Evaluation of a new six degrees of freedom couch for radiation therapy. *Med. Phys*. 2013;40:111710
- C Y Shang, T R Williams, M Kasper: Clinical Efficacy of Using KV-CBCT Imaging Guided 6D Robotic Couch in Lung SBRT. *Med. Phys*. 2011;38:3473
- Takakura, T Mizowaki, M Nakata, et al.: The geometric accuracy of frameless stereotactic radiosurgery using a 6D robotic couch system. *Phys. Med. Biol*. 2010;55:1-10
- Thierry Gevaert, Dirk Verellen, Benedikt Engels, Tom Depuydt, et al. : Clinical evaluation of a robotic 6-degree of freedom treatment couch for frameless radiosurgery. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2012;83(1):467-474

12. Sewuk Jang, Kangchul cho, Sangkyu Lee, et al.: Evaluation of the accuracy of the HexaPOD evo RT system using Non-coplanar beams in lung cancer. The journal of the korean society for radiotherapeutic technology. 2015;27(2): 115-122
13. Eric E. Klein, Joseph Hanley, John Bayouth, et al.: Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. Med. Phys. 2009;36(9):4197-4212
14. Paul Scovanner, Saad Ali, Mubarak Shah: A 3-Dimensional SIFT Descriptor and its Application to Action Recognition, MM'2007;Sep:23-28
15. KR MATTHEWS: ELEMENTARY LINEAR ALGEBRA, University of Queensland. 1991;8:149-187
16. J R Sykes, R Lindsay, C J Dean, et al.: Measurement of cone beam CT coincidence with megavoltage isocentre and image sharpness using the QUASARTM Penta-Guide phantom. Phys. Med. Biol. 2008;53:5275-5293
17. He Wang, Almon Shiu, Congjun Wang, et al.: DO-SIMETRIC EFFECT OF TRANSLATIONAL AND ROTATIONAL ERRORS FOR PATIENTS UNDERGOING IMAGE-GUIDED STEREOTACTIC BODY RADIOTHERAPY FOR SPINAL METASTASES. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 2008;71(4):1261-1271
18. Dennis Yuen-Kan Ngar, Michael Lok-Man Cheung, Michael Koon-Ming Kam, et al.: A novel compound 6D-offset simulating phantom and quality assurance program for stereotactic image-guided radiation therapy system. JOURNAL OF APPLIED CLINICAL MEDICAL PHYSICS. 2013;14(6):100-116

# Verify Image-Guided Shifts for 6DoF Couch using Yonsei Cancer Center QA Set

Department of Radiation Oncology, Yonsei Cancer Center, Seoul, Korea

**Dongmin Jung, Hyokuk Park, Jongwon Yoon, Sangkyu Lee, Jooho Kim, Jeonghee Cho**

**Purpose:** A QA Set was established to verify the movement accuracy of image-guided 6DoF Couch and to evaluate its usefulness.

**Materials and Methods:** Two sets of linear accelerators equipped with 6DoF Couch and CBCT were used. Using the established QA Set, each CBCT image was obtained over 15 times through the Penta-Guide Phantom installed with off-set shift values along six translational (Translation; TX, TY, TZ) and rotational (Rotation, Pitch; RX, Roll; RY, Yaw; RZ) directions. Using this method, we compared the reference image and the registration image, and we analyzed the error calculated by measuring the positional accuracy of the modified 6DoF Couch.

**Results:** The Air Cavity corresponding to the Pixel of the reference image and the registration image were all contained between 30 and 66, and the revealing high registration accuracy. Error between the modified off-set value of 6DoF Couch and the measured value along translational directions were  $0.25 \pm 0.18$  mm in the TX direction,  $0.25 \pm 0.25$  mm in the TY direction, and  $0.36 \pm 0.2$  mm in the TZ direction. Misalignments along the rotational axis were  $0.18 \pm 0.08^\circ$  in the RX direction,  $0.26 \pm 0.09^\circ$  in the RY direction, and  $0.11 \pm 0.08^\circ$  in the RZ direction, it was corrected precisely for any value.

**Conclusion:** Using the YCC QA Set, we were able to verify the error of 6DoF Couch along both the translational and rotational directions in a very simple method. This system would be useful in performing Daily IGRT QA of 6DoF Couch.

► **Key words:** YCC Daily QA Set, 6DoF Couch, Penta-Guide Phantom, Tilt Plate, IGRT QA