

## Evaluation of Set-up Accuracy for Frame-based and Frameless Lung Stereotactic Body Radiation Therapy

Yunseo Ji, Kyung Hwan Chang, Byungchul Cho, Jungwon Kwak,  
Si Yeol Song, Eun Kyung Choi, Sang-wook Lee

Department of Radiation Oncology, Asan Medical Center,  
University of Ulsan College of Medicine, Seoul, Korea

The purpose of this study was to evaluate the set up accuracy using stereotactic body frame and frameless immobilizer for lung stereotactic body radiation therapy (SBRT). For total 40 lung cancer patients treated by SBRT, 20 patients using stereotactic body frame and other 20 patients using frameless immobilizer were separately enrolled in each group. The setup errors of each group depending on the immobilization methods were compared and analyzed. All patients received the dose of 48~60 Gy for 4 or 5 fractions. Before each treatment, a patient was first localized to the treatment isocenter using room lasers, and further aligned with a series of image guidance procedures; orthogonal kV radiographs, cone-beam CT, orthogonal fluoroscopy. The couch shifts during these procedures were recorded and analyzed for systematic and random errors of each group. Student t-test was performed to evaluate significant difference depending on the immobilization methods. The setup reproducibility was further analyzed using F-test with the random errors excluding the systematic setup errors. In addition, the ITV-PTV margin for each group was calculated. The setup errors for SBF were  $0.05 \pm 0.25$  cm in vertical direction,  $0.20 \pm 0.38$  cm in longitudinal direction, and  $0.02 \pm 0.30$  cm in lateral direction, respectively. However the setup errors for frameless immobilizer showed a significant increase of  $-0.24 \pm 0.25$  cm in vertical direction while similar results of  $0.06 \pm 0.34$  cm,  $-0.02 \pm 0.25$  cm in longitudinal and lateral directions. ITV-PTV margins for SBF were 0.67 cm (vertical), 0.99 cm (longitudinal), and 0.83 cm (lateral), respectively. On the other hand, ITV-PTV margins for Frameless immobilizer were 0.75 cm (vertical), 0.96 cm (longitudinal), and 0.72 cm (lateral), indicating less than 1 mm difference for all directions. In conclusion, stereotactic body frame improves reproducibility of patient setup, resulted in 0.1~0.2 cm in both vertical and longitudinal directions. However the improvements are not substantial in clinic considering the effort and time consumption required for SBF setup.

**Key Words:** Stereotactic body radiation therapy, Stereotactic body frame, Frameless immobilizer, Interfraction motion, lung cancer

### 서 론

폐암의 효과적인 치료 방법으로, 정위체부방사선치료

This work was supported by the Radiation Technology R&D program (2013M2A2A7043506) through the National Research Foundation of Korea funded by the Ministry of Science, ICT & Future Planning. Received 19 December 2015, Revised 21 December 2015, Accepted 23 December 2015

**Correspondence:** Byungchul Cho (cho.byungchul@gmail.com)  
Tel: 82-2-3010-4437, Fax: 82-2-3010-6950

© This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

(SBRT: Stereotactic Body Radiation Therapy) 기법은 정상장기에 전달되는 방사선량을 최소화 하는 동시에 종양에 전달되는 방사선량을 최적화 할 수 있기 때문에 최근에 사용률이 빠르게 증대되고 있다.<sup>1,2)</sup> 1회 치료 시 고 선량이 전달되는 정위체부방사선치료 기법은 치료결과를 증대시키기 위해 정확한 종양의 위치결정(localization)과 환자 셋업 및 고정기구가 필요하다.<sup>3)</sup> 이러한 목적으로 정위체부고정기구(stereotactic body frames, SBF)가 개발되어 정위체부방사선 치료에 이용되어 오고 있다. 하지만 종양의 위치를 직접 확인할 수 있는 kV영상장치기 치료기에 부착되어 사용되면서 광학방식에 의존한 정위체부고정기구의 이용에 따른 불편함 및 시간 지연등을 이유로 환자셋업에 대한 효용성이 감

소하고 있는 것이 사실이다. 현재, 본 기관에서는 폐암 정위체부방사선치료 시 종양의 위치, 종류, 크기에 상관없이 방사선종양학과 의사에 따라서 frame이 장착된 SBF (Elekta AB, Stockholm, Sweden)와 frame이 없는 Immobilizer (CIVCO Medical Solutions, Orange City, Iowa, USA) 시스템을 혼용하여 사용하고 있다.

현재 정위체부방사선치료 시 종양 위치결정을 하기 위한 표준절차로는, 치료 전에 2차원 직각영상(orthogonal image)을 획득한 후 반드시 3차원 원뿔형빔전산화단층촬영(CBCT, cone beam computed tomography) 영상을 획득하여 종양의 위치결정을 보다 더 정확하게 하고 있다.<sup>4,5)</sup> 다수의 연구자들은 정위체부방사선치료시 고정기구 사용유무에 따른 종양 위치결정(localization)의 정확성 및 고정기구의 효용성에 대해서 연구를 진행하였다.<sup>6-17)</sup> Li 등<sup>6)</sup>은 폐암 정위체부방사선치료 시 2차원 직각영상 및 3차원 체적 영상을 이용하여 frame이 없는 세 종류의 고정기구(VacLok, 복부압박 및 chest board)를 이용하였을 때의 셋업 재현성, 치료중, 및 셋업 여유분(margin)를 계산하여 비교, 평가하였다. Foster 등<sup>7)</sup>은 폐, 간, 척추 및 전립선암에서, 환자고정기구로 이용되는 stereotactic body frame을 평가하였고 치료 전 종양 위치 결정과 치료중 움직임을 평가하고 여유분(margin)을 계산하였다. Sonke 등<sup>12)</sup>은 frameless 폐 정위체부방사선치료에서 치료 전(pretreatment)과 치료중 움직임에 대해서 보고하였다. 저자들은 어떠한 환자고정기구를 사용하지 않았고 또한 추가적으로 복부 압박을 하지 않았고, 4차원 원뿔형빔전산화단층촬영(4D CBCT) 영상을 획득하여 평균 종양 위치(mean tumor position)의 치료중 변동성에 대해서 평가하였다. Han 등<sup>14)</sup>은 폐암 정위체부방사선치료에서 복부압박판(ACP, abdominal compression plate, Medical Intelligence, Elekta, Schwaabmunchen, Germany)와 Bodyfix system (Medical Intelligence, Elekta, Schwaabmunchen, Germany)의 차이점을 보고하였다.

하지만, 폐암 정위체부방사선치료에서 두 가지의 시스템, 즉 SBF (Elekta AB, Stockholm, Sweden)와 frameless immobilizer (Klarity Medical Products, Newark, Ohio, USA) 시스템을 이용하였을 때 셋업 정확성 및 분할치료 간 오차에 대해서 직접적으로 비교 및 평가한 연구는 없었다. 따라서, 본 연구의 목적은 폐암 정위체부방사선치료 시 고정기구 사용 유무에 따른 치료 전 셋업 오차를 평가하고, 셋업 오차를 보상하기 위해서 계통(systematic)오차와 랜덤(random) 오차 결과로부터 여유분을 계산하여 비교 및 평가하는 것이다.

## 재료 및 방법

### 1. 환자 특성

본 연구는 40명의 폐암 진단을 받은 환자를 대상으로 하였다. 2014년 11월부터 2015년 11월까지 본 기관의 폐암의 정위체부방사선치료 프로토콜에 따라 치료를 진행했던 환자를 대상으로 하였고, 4차원 전산화단층촬영 영상, 2차원 직각영상, 투시영상(fluoroscopy image) 및 3차원 원뿔형빔전산화단층촬영 영상 등을 이용하여 후향연구를 진행하였다. 대상 환자들은 2군, 즉 SBF를 사용한 군과 frameless immobilizer를 사용한 군으로 나누어서 실험을 진행하였다. 대상 환자들의 특성은 Table 1에서 나타낸다. 정위체부고정기구 사용 여부에 따른 2군간에 특이한 차이점으로는 종양이 좌측하엽에 위치한 환자가 Frameless immobilizer군에서 특히 많았다.

### 2. 환자고정, 4차원 전산화단층촬영 모의치료, 정위체부방사선치료계획

폐암의 정위체부방사선치료 환자에 대해서 첫 번째 과정

Table 1. Patient characteristics.

	Group	
	Stereotactic body frame	Frameless immobilizer
Patients	n=20	n=20
Age (year)		
Range	50~84	49~83
Mean/median	69.45/71.5	67.95/68.5
Gender		
Male	17	15
Female	3	5
Tumor location		
Right upper lobe (RUL)	2	4
Right middle lobe (RML)	1	0
Right lower lobe (RLL)	6	6
Left upper lobe (LUL)	9	1
Left lower lobe (LLL)	2	9
Tumor size		
Mean/median (cc)	9.64/6.04	5.04/1.06
Range (cc)	0.42~62.21	0.22~33.7
Average diameter (cm)	2.21	1.57
Dose/fractionation		
48 Gy/4 fx	3	1
50 Gy/5 fx	1	6
54 Gy/4 fx	0	2
60 Gy/4 fx	16	11

은 고정기구를 이용하여 환자의 움직임이 가장 적고, 치료 받을 수 있는 가장 편안한 자세로 위치시키는 것이다. 이를 위해, 본 연구에서는 SBF (Fig. 1(a))와 frameless immobilizer (Fig. 1(b)), 종류의 고정기구를 이용하였다. 첫 번째로, SBF를 사용한 대상 환자들의 경우, 환자는 vacuum bag이 장착된 body frame내에 앙와위 자세(supine position)로 눕는다. SBF는 전산화 단층 촬영 영상에서 확인 할 수 있는 3차원 좌표 시스템이 있고, 이러한 좌표시스템을 이용하여 종양 체적 및 치료 중심점(isocenter)을 정의한다. 두 번째, frameless immobilizer을 이용한 경우, 앙와위 자세로 환자를 눕히고, 환자의 팔을 위로 올려 wing board (CIVCO Medical Solutions, Orange City, Iowa, USA)의 손잡이를 잡도록 하여 환자를 고정하였다.

정위 체부 방사선치료 대상 환자들은 자유호흡(free breathing) 상태에서 4차원 전산화 단층촬영 프로토콜에 따라서 4차원 전산화 단층 촬영장비(16 slices, LightSpeed, GE healthcare, Waukesha, WI, USA)를 이용하여 4차원 영상을 획득하였다. 환자들의 자유호흡 패턴은 실시간 위치관리(Real-time Position Management, RPM, Varian Medical Systems, Palo Alto, USA) 시스템을 이용하여 획득하였다. 획득한 모든 4차원 전산화 단층 촬영 영상을 호흡위상별 영상 분류 소프트웨어(Advantage Workstation, GE healthcare, Waukesha, WI, USA)를 이용하여, 0% 위상(end of inhale phase) 영상부터 90% 위상 영상까지, 총 10개의 위상 영상으로 분류하였다. 분류된 영상을 치료계획시스템(Treatment planning system, Eclipse V 13.0, Varian Medical Systems, Palo Alto, USA)으로 전송한 후 정상장기 및 종양의 윤곽(con-

touring) 그리기와 치료계획은 최대호흡배기위상(환자에 따라 50% 또는 60% 위상)영상에서 수립하였다. 환자 별 호흡 크기를 평가하여 호흡동조치료 여부를 결정하였으며, 호흡동조치료 시 치료 위상구간은 대부분 30~70%로 설정하였다. 치료 시 호흡에 따른 종양의 움직임을 고려하기 위해 내부종양체적(ITV, internal target volume)을 최대강도투사(MIP, maximum intensity projection) 영상 또는 호흡동조 구간에 해당하는 위상의 CT영상에서 종양의 변위를 평가하여 결정하였다. 치료계획표적용적(PTV, planning target volume)은 내부종양체적에 3차원적으로 5 mm 여유분을 추가함으로써 정의하였다.선량계산은 비등방성분석알고리즘(AAA, Anisotropic Analytical Algorithm)을 사용 하였다. 총 처방선량은 48 Gy부터 60 Gy까지 처방하였고, 4회 혹은 5회 분할 간격으로 선형가속기(TrueBeam STx, Varian Medical Systems, Palo Alto, USA)를 이용하여 방사선량을 전달하였다.

### 3. 환자 셋업 correction protocol (치료 테이블 이동 값 획득 과정, Image-guidance)

본 기관에서는 폐암의 정위 체부 방사선치료 시 종양 위치결정을 하기 위해 두 종류의 환자고정기구를 이용할 경우, 본 기관의 환자 셋업 보정 절차에 따라서 치료를 진행한다(Fig. 2). 치료 전 셋업 오차를 확인하기 위해 선형가속기에 부착된 on board imager (OBI)를 이용하여 2차원 킬로볼테이지 엑스레이 영상을 전면과 측면에서 획득하였다. 첫 번째로, 두 방향에서 획득한 2차원 영상을 치료계획에서 사용되는 디지털로 재구성한 방사선사진(DRRs, Digital Reconstructed Radiographs)과 2차원-2차원 뼈 정합(matching)



Fig. 1. Stereotactic Body Frame (a) with a vacuum cushion and Wing board (b) for stereotactic body radiation therapy in lung cancer.

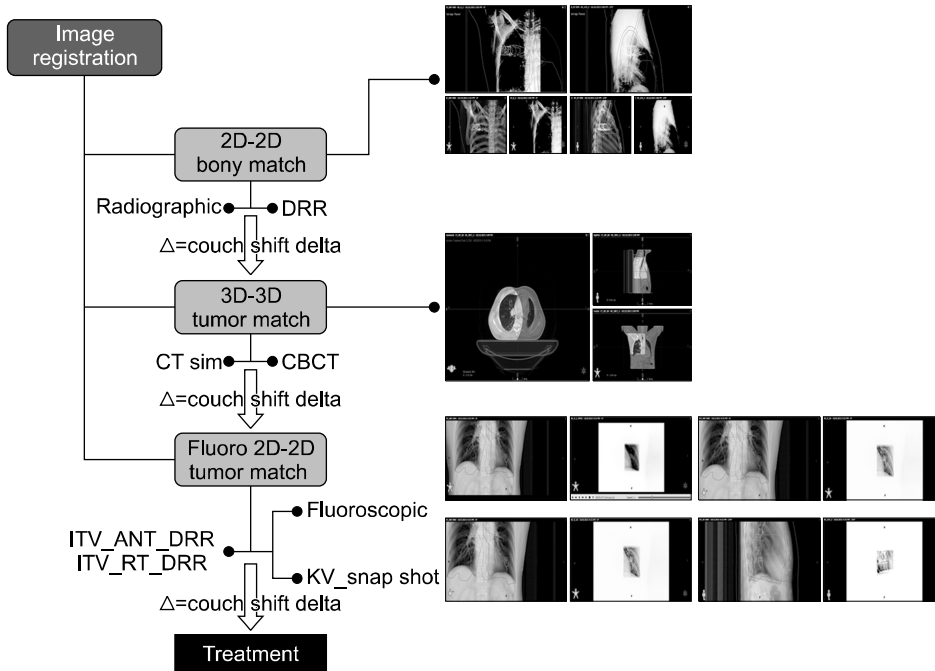


Fig. 2. Schematic diagram of patient setup correction protocol for lung stereotactic body radiation therapy.

후 발생하는 치료 테이블의 이동 값을 세 방향(vertical, longitudinal, and lateral direction), 회전(yaw) 각도 및 3차원 벡터 이동 값을 획득하였다. 그 이후, 종양의 위치결정을 보다 더 정확하게 하기 위하여 3차원 원뿔 형 빔 전산화 단층촬영 영상을 획득하여, 치료계획용 전산화 단층촬영 영상과 3차원-3차원 정합을 한 후 2차원-2차원 정합과 마찬가지로 치료 테이블 이동 값을 획득하였다. 최종적으로, 정위체부 방사선치료 전에 환자가 자유 호흡하는 동안 투시영상을 획득하여 종양이 치료계획시스템에서 contouring 된 곳에 위치하는지를 방사선종양학과 의사의 판단으로 치료 테이블 이동 여부 및 치료 진행을 결정하게 된다. 위에서 설명한대로, 치료 전에 3번의 영상획득과정 동안 이동한 치료 테이블의 값을 모든 환자, 매 분할 치료에 대해 기록하였다. 총 얻은 치료 횟수는 정위체부프레임을 사용한 경우와 고정기구 없이 Immobilizer를 사용한 경우 각각 81회 이었다. 각 영상획득과정에서 테이블 이동이 수행될 수 있지만, 본 연구에서는 3번의 영상획득 과정에서 이루어진 총 테이블 이동치를 분석에 사용하였다.

#### 4. 통계 분석

셋업 오차는 고정기구의 사용 유무에 따라 각 방향으로 부터 오차를 분석하였다. 각각 수평방향(RL), 길이 방향(SI), 수직 방향(AP)방향에서의 x, y, z를 이용하여 다음의

공식을 이용하여 3D 벡터값을 구하고, 치료일정에 따른 각 환자 별 이동 값에 대하여 4차원적으로 각각 평균값을 구하였다.

$$(x^2 + y^2 + z^2)^{1/2} \tag{1}$$

이를 이용하여 최종적으로 고정기구 사용여부에 따른 수평방향, 길이방향, 수직방향과 회전방향에서의 평균값(M), 계통오차( $\Sigma$ ), 랜덤오차( $\sigma$ )를 구하였다. 여기서 평균값은 총 20명, 81회 치료에 걸쳐 발생한 오차의 평균값이며, 계통오차는 환자 별 평균오차의 분포에 대한 표준편차, 랜덤오차는 환자 별 평균 오차를 제외하고 남은 분할치료간 오차의 분포에 대한 표준편차이다.

고정기구 사용 유무에 따른 셋업 정확성을 비교하기 위하여, 각 방향에서의 환자 별 치료테이블의 이동 값의 평균에 대해 두 모집단의 평균을 비교하는 t-test 방법을 통하여 유의수준 5%에 의한 계통 오차의 유의성을 검증하였다. 나아가서, 고정기구장치의 사용이 분할치료간 위치 재현성을 높여주는지를 확인하기 위해 고정기구 사용여부에 따른 랜덤오차에 대하여 F-검정을 통해 유의성을 평가하였다.

#### 5. 여유분(Margin) 계산

치료 셋업 오차를 고려한 여유분 결정은 van Herk<sup>18,19)</sup> 공

식에 의해 계통오차와 랜덤 오차로부터 식 (1)과 같이 구할 수 있다.  $\Sigma$ 는 계통오차로써, 3 방향에 대하여 각 환자의 평균오차에 대한 표준편차로써 구하였고,  $\sigma$ 는 랜덤오차로써 각 환자당 모든 치료횟수에서 발생하는 오차의 표준편차 값으로써 정의된다. 이때 랜덤오차는 반응영에 대한 영향을 포함하여 계산하였으며, 폐의 경우 낮은 밀도를 반영하여 반응영  $\sigma_p$ 는 0.64 cm를 적용하였다. 또한 전체환자의 90%에서 임상표적체적(CTV, clinical target volume)이 적어도 처방선량의 95%를 받을 수 있도록 설정하였을 때, 계수  $\beta=1.64$ 를 대입하여 여유분을 계산하였다.

$$M_{PTV} = 2.5 \Sigma + \beta(\sigma^2 + \sigma_p^2)^{\frac{1}{2}} - \beta\sigma_p \quad (2)$$

## 결 과

### 1. 치료 전 셋업 오차

SBF와 Frameless immobilizer를 이용했을 때, 대상 환자의 치료 전 3 방향, 회전 및 3차원 벡터 방향의 셋업 오차는 Table 2에서 나타내고 있다. Frameless immobilizer를

사용했을 시, SBF 사용했을 때보다 수직 방향에서 셋업 오차는 증가함을 보였으나, 길이 방향, 수평 방향, 회전방향에 대해서는 결과값이 비슷한 것을 확인 할 수 있다. SBF를 이용한 셋업 시 치료테이블의 이동 값의 계통오차의 범위는 0.25~0.63 cm이고, Frameless immobilizer의 계통오차는 0.25~0.56으로 환자에 따른 셋업 오차는 비슷하였다. 반면 SBF시 랜덤오차는 0.26~0.36이고, Frameless immobilizer의 랜덤오차는 0.37~0.49로 증가하였다.

고정기구 사용 유무에 따라 계통오차와 랜덤오차에 대하여 각각 통계적 검증을 한 결과는 Table 3에 나타나 있다. 첫째, SBF를 사용했을 때와 Frameless immobilizer의 사용 시, 계통오차는 길이방향, 수평방향, 회전방향에서 t-test 결과, 통계적 유의성이 없음을 알 수 있다. 둘째, 랜덤오차에 대해서 F-test 검증한 결과 수직 방향과, 길이 방향에서는 SBF를 사용했을 때의 이동 값에서의 랜덤오차가 Frameless를 사용했을 때의 랜덤오차와 같다는 가설은 기각되었다.

### 2. Margin

Van Herk 공식에 의해 Table 4에 나타나 있는 결과값을 이용하여 각 방향에서의 여유분을 구한결과 SBF 사용 시,

Table 2. Setup errors for SBF (stereotactic body frame) and frameless immobilizer system.

Patient immobilization	Setup error				
	Vertical (cm)	Longitudinal (cm)	Lateral (cm)	Rotation (°)	3D (cm)
SBF (Stereotactic Body Frame)	0.05±0.25	0.20±0.38	0.02±0.30	0.08±0.63	0.50±0.27
Frameless immobilizer	-0.24±0.25	0.06±0.34	-0.02±0.25	0.01±0.56	0.50±0.21

Table 3. Results of significant differences pairs of mean and variation setup error using T-test and F-test.

	Mean setup errors (T-test)				Variation of setup errors (F-test)			
	Vertical (cm)	Longitudinal (cm)	Lateral (cm)	Rotation (°)	Vertical (cm)	Longitudinal (cm)	Lateral (cm)	Rotation (°)
SBF (Stereotactic Body Frame)	0.05	0.20	0.02	0.08	0.28	0.26	0.36	0.72
Frameless immobilizer	-0.24	0.06	-0.02	0.01	0.49	0.44	0.37	0.80
p-value	3.2E-04	0.12	0.35	0.35	1.1E-06	1.1E-06	0.26	0.22

Table 4. Margins calculated from systematic ( $\Sigma$ ) and random ( $\sigma$ ) errors for all patients (N=40).

	SBF (Stereotactic Body Frame)			Frameless immobilizer		
	Vertical (cm)	Longitudinal (cm)	Lateral (cm)	Vertical (cm)	Longitudinal (cm)	Lateral (cm)
$\Sigma$	0.25	0.38	0.30	0.25	0.34	0.25
$\sigma$	0.28	0.26	0.36	0.49	0.44	0.37
$M_{PTV}$	0.72	1.03	0.91	0.89	1.07	0.80

AP방향, SI방향, RL 방향에서 각각 0.67, 0.99, 0.83 cm이고, Frameless immobilizer을 이용해 align을 맞췄을 때에는 수직 방향에서 0.75 cm, SI방향에서 0.96 cm, RL방향에서 0.72 cm이다.

## 토 의

폐암 정위체부방사선치료 시 종양의 위치 결정의 정확성을 향상 시키기 위해 영상장치 및 고정기구를 사용하고 있다. 하지만 정위체부 환자 고정기구의 사용으로 인해 치료 준비 단계에서 작업 부하 및 치료 시간의 지연을 수반하는 단점이 있다. 본 연구에서는 폐암 정위체부방사선 치료 환자에 대하여 고정장치 사용의 유무에 따른 셋업의 정확도를 비교 평가하였다. 이를 위해 초기의 치료 테이블의 이동 값에서 치료 전 까지 테이블 이동 값의 변화량을 구하고, 이를 기반으로 계산된 여유분을 계산하였다. 고정기구 사용 유무에 따른 셋업 오차는 모든 방향에 대하여 0~0.5 cm 범위 내에 있다(Table 2). SBF를 사용한 모든 환자에서, 길이방향으로 0.23 cm의 최대 셋업 오차를 확인하였다. 반면에, Frameless immobilizer 사용시에는 수직방향으로 -0.24 cm의 최대 셋업 오차를 확인하였다. 3차원 vector 값의 범위는 SBF시 0.14~1.04 cm, Frameless immobilizer시 0.27~1.13 cm로써 약 0.1 cm 증가하였다. Li<sup>4</sup>에 의해 발표된 폐암 정위체부방사선치료 시 2차원 직각영상 및 3차원 체적 영상을 이용하여 frame이 없이 VacLok을 이용하였을 때의 셋업 오차는 수평방향과 수직방향에서 각각 최대 0.52, 0.46 cm로 보고하였다. 하지만 본 연구는 VacLok을 이용하지 않고, Wing board만을 이용하여 셋업을 하는 것으로, 위의 연구 결과와 비교하였을 때, VacLok을 사용하지 않았음에도 불구하고 측정된 셋업 오차가 약 0.1~0.2 cm 작은 것으로 나타났다.

고정기구 사용 유무와 셋업의 정확도의 상관관계를 비교 평가하기 위해 고정기구를 사용했을 때의 셋업 오차를 대조군으로 설정하였다. 계통오차와 랜덤오차에 대해 각각 통계적 검증 결과, 계통오차에 대해서는 수직 방향에서 통계적으로 유의성이 있지만, 길이, 수평, 회전 방향에 대해서는 고정기구를 사용하지 않더라도 통계적 유의성이 없다고 판단하였다. 그러나 Table 3에서, Frameless immobilizer 이용 시 SBF사용했을 때의 랜덤오차에 대해 수직, 길이 방향에서 통계적으로 유의함을 알 수 있다. 이는 대상군인 Frameless immobilizer의 경우, 호흡에 따른 움직임이 큰 좌측 하엽에 종양이 위치해 있는 환자가 다수 포함되어있기

때문에 셋업 오차에 영향을 줄 수도 있을 것으로 판단된다. 또한 랜덤오차의 유의성이 수직 길이 방향에서 모두 나타나는 것으로 보아 환자의 특성보다는 각각의 치료간의 랜덤 오차가 셋업의 정확성에 더 영향을 주는 것으로 판단된다. 이러한 계통오차와 랜덤오차는 여유분의 크기를 결정하는데 있어 영향을 주는 요인으로 여유분의 크기를 비교하여 고정기구 사용의 유무가 여유분의 크기 결정에 영향을 주는지에 대해서 확인한 결과, 두 가지 방식 모두 1.00 cm보다 작은 여유분을 가짐을 확인하였다(Table 4). 두 방식의 셋업 오차를 비교 분석하였을 때, 수직 방향에 대하여 약 0.2 cm 증가된 차이만 있을 뿐, 수평방향과 회전 방향에 대해서는 0.1 cm 이내로 비슷하였다. 따라서 고정기구의 사용유무가 셋업의 정확성으로 인한 여유분 결정에 미치는 영향에는 큰 차이가 없음을 알 수 있다.

그러나 본 연구는 초기 값에 대하여 최종 이동 값에 대한 셋업 오차 평가로 OBI를 이용한 2D~2D, 3D~3D 정합 이후 종양의 위치 결정에 미치는 각각의 인자에 대하여 각 방향에서 세분화 된 분석이 필요하며, 또한 여유분 결정에 있어 치료 중 오차 및 종양의 크기 또는 위치에 따른 셋업 오차 값에 대하여는 추가 분석이 필요하다 하겠다.

또한, 본 연구에서 구한 여유분은 본 연구의 영상유도 정위체부방사선치료의 경우와 같이 매 치료 전 kV 2D 및 3D 영상을 획득하여 즉각적으로 오차에 대한 보정을 시행하는 경우에는 해당되지 않으며, 오히려 동일한 immobilization 방식으로 광학식 셋업만을 시행하는 기존 방식의 치료를 했을 경우에 해당된다. 즉, SBF는 정위체부방사선치료에만 사용하는 고정기구이기 때문에 SBF를 사용한 경우의 셋업 여유분은 적용 가능하지 않다.

## 결 론

본 연구에서는 고정기구 사용 유무에 따른 셋업 오차 및 그에 따른 계산된 여유분의 크기를 비교 분석해봄으로써 셋업의 정확성을 평가하였다. Frameless immobilizer 사용했을 때의 셋업 오차는 고정기구를 사용했을 때의 셋업 오차보다 수직 방향으로 통계적 유의성이 있는 것으로 나타났다. 그러나 시간과 노력이 요구되는 고정기구를 사용한 치료 셋업이 모든 방향에서 더 효과적으로 정확하지는 않았으며, 고정기구를 사용하지 않고 immobilizer만을 이용하여 종양의 위치 결정하는 치료 셋업이 비슷한 정확성을 가짐을 확인하였다.

## References

1. **Timmerman R, Paulus R, Galvin J, et al.**: Stereotactic body radiation therapy for inoperable early stage lung cancer. *JAMA*. 303:1070–6 (2010)
2. **Iyengar P, Timmerman RD**: Stereotactic ablative radiotherapy for non-small cell lung cancer: rationale and outcomes. *J Natl Compr Canc Netw*. 10:1514–20 (2012)
3. **F. Zimmermann, J. Wulf, I. Lax, et al.**: Stereotactic body radiation therapy for early non-small cell lung cancer. *Front Radiat Ther Oncol*, 42: 94–114 (2010)
4. **Barney BM, Lee RJ, Handrahan D, et al.**: Image-guided radiotherapy (IGRT) for prostate cancer comparing kV imaging of fiducial markers with cone beam computed tomography (CBCT). *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 80:301–5 (2011)
5. **Moseley DJ, White EA, Wiltshire KL, et al.**: Comparison of localization performance with implanted fiducial markers and cone-beam computed tomography for on-line image-guided radiotherapy of the prostate. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 67: 942–53(2007)
6. **Li W, Purdie TG, Taremi M, et al.**: Effect of immobilization and performance status on intrafraction motion for stereotactic lung radiotherapy: analysis of 133 patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 81:1568–75 (2011)
7. **Foster R, Meyer J, Iyengar P, et al.**: Localization accuracy and immobilization effectiveness of a stereotactic body frame for a variety of treatment sites. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2087:911–6 (2013)
8. **Han Z, Bondeson JC, Lewis JH, et al.**: Evaluation of initial setup accuracy and intrafraction motion for spine stereotactic body radiation therapy using stereotactic body frames. *Pract Radiat Oncol*. 2015 15:S1879–8500 (2015)
9. **Peguret N, Dahele M, Cuijpers JP, et al.**: Frameless high dose rate stereotactic lung radiotherapy: intrafraction tumor position and delivery time. *Radiother Oncol*. 107:419–22 (2013)
10. **Josipovic M1, Persson GF, Logadottir A, et al.**: Translational and rotational intra- and inter-fractional errors in patient and target position during a short course of frameless stereotactic body radiotherapy. *Acta Oncol*. 51:610–7 (2012)
11. **Murray B, Forster K, Timmerman R**. Frame-based immobilization and targeting for stereotactic body radiation therapy. *Med Dosim*. 32:86–91 (2007)
12. **Sonke JJ, Rossi M, Wolthaus J, et al.**: Frameless stereotactic body radiotherapy for lung cancer using four-dimensional cone beam CT guidance. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 74: 567–74 (2009)
13. **Wulf J, Hädinger U, Oppitz U, et al.**: Stereotactic radiotherapy of extracranial targets: CT-simulation and accuracy of treatment in the stereotactic body frame. *Radiother Oncol*. 2000 Nov;57(2):225–36.
14. **Han K, Cheung P, Basran PS, et al.**: A comparison of two immobilization systems for stereotactic body radiation therapy of lung tumors. *Radiother Oncol*. 95:103–8 (2010).
15. **Hansen AT, Petersen JB, Høyer M**. Internal movement, set-up accuracy and margins for stereotactic body radiotherapy using a stereotactic body frame. *Acta Oncol*. 45:948–52 (2006)
16. **Shah C, Grills IS, Kestin LL, et al.**: Intrafraction variation of mean tumor position during image-guided hypofractionated stereotactic body radiotherapy for lung cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 82:1636–41 (2012)
17. **Guckenberger M, Meyer J, Wilbert J, et al.**: Intra-fractional uncertainties in cone-beam CT based image-guided radiotherapy (IGRT) of pulmonary tumors. *Radiother Oncol*. 83:57–64 (2007)
18. **van Herk M**. Errors and margins in radiotherapy. *Semin Radiat Oncol*. 14:52–64 (2004)
19. **van Herk M, Remeijer P, Rasch C, et al.**: The probability of correct target dosage: dose-population histograms for deriving treatment margins in radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 47:1121–35 (2000)

## 폐암 정위체부방사선치료 시 고정기구(frame) 사용 유무에 따른 셋업 정확성 평가

울산대학교 의과대학 서울아산병원 방사선종양학과

지윤서 · 장경환 · 조병철 ·곽정원 · 송시열 · 최은경 · 이상욱

본 연구의 목적은 폐암의 정위체부방사선 치료 환자에 대하여 정위체부고정기구 사용 유무에 따른 셋업 정확성을 비교 평가하고자 한다. 본원에서 정위체부방사선치료를 받은 총 40명의 환자를 대상으로, 정위체부고정기구를 기반으로 한 셋업 방식의 환자군 20명과 고정기구 없이 Wing board를 사용한 환자군 20명으로 구분하여 각 셋업오차를 비교, 분석 하였다. 폐암의 정위체부방사선치료는 총 4~5회에 걸쳐 48~60 Gy 조사되었다. 매 치료 전, 먼저 레이저를 이용하여 환자를 치료중심점에 위치시킨 후 On-board kV 영상장치를 이용하여 2차원 직각영상을 얻어 척추를 기준으로 환자의 위치를 조정 한 다음, 3차원 체적 영상을 획득 하여 종양의 위치를 치료중심점에 일치시키고, 마지막으로 호흡에 의한 종양의 위치 확인 및 조정을 위해 2차원 직각 투시영상을 이용하였다. 각 과정에서 얻은 테이블 이동 및 회전 값을 조사하여, 셋업 군별로 계통오차 및 랜덤오차를 구하였다. 고정기구 사용유무에 따른 통계적 유의성을 검증하기 위하여 계통오차에 대한 t-test 시행을 하였고, 셋업의 재현성의 차이를 보기위해 랜덤오차에 대한 F-test를 시행하였다. 나아가 이러한 셋업 방식의 차이가 셋업 여유분의 크기 결정에 영향이 있는지 여부를 평가하기위해 치료계획체적의 여유분을 계산하여 두 방식의 차이를 비교하였다. 정위체부 고정기구를 사용했을 때의 셋업 오차는 수직방향, 길이방향, 수평방향으로 각각  $0.05 \pm 0.25$  cm,  $0.20 \pm 0.38$  cm,  $0.02 \pm 0.30$  cm이었다. 반면에, Frameless immobilizer을 사용한 단순 고정방법을 사용했을 때의 셋업 오차는 수직방향에서만 통계적으로 유의하게  $-0.24 \pm 0.25$  cm으로 증가함을 보였으나, 길이방향, 수평방향에 대해서는 각각  $0.06 \pm 0.34$  cm,  $-0.02 \pm 0.25$  cm의 작거나 비슷한 결과값을 보였다. 정위체부 고정기구를 사용했을 경우, 수직방향, 수직방향 및 길이방향으로의 여유분은 각각, 0.67 cm, 0.99 cm, 0.83 cm였고, Frameless immobilizer시 수직방향으로 0.75 cm, 길이방향으로 0.96 cm, 수평방향으로 0.72 cm로써 수평방향에서 최대 0.11 cm 차이가 남을 알 수 있었다. 결론적으로 정위체부고정기구를 사용하는 것이 환자 자세 재현성을 향상시켜 셋업 오차를 환자의 전후, 위아래 방향으로의 약 0.1~0.2 cm씩 줄일 수 있을 것으로 평가하였다. 다만 정위체부 고정기구 사용에 따른 시간 소요 및 치료절차의 복잡성에 비해 그 효과는 그리 크지 않았다.

**중심단어:** 정위체부방사선치료, 정위체부고정기구, 셋업 오차, 분할간 움직임, 폐암