

# Accuracy Evaluation of Pre- and Post-treatment Setup Errors in CBCT-based Stereotactic Body Radiation Therapy (SBRT) for Lung Tumor

Eun-Sung Jang<sup>1</sup>, Ji-Hoon Choi<sup>2,\*</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiation Oncology Kosin University Gospel Hospital

<sup>2</sup>Department of Radiation Oncology Kosin University Gospel Hospital

Received: October 13, 2021. Revised: November 26, 2021. Accepted: November 30, 2021

## ABSTRACT

Since SBRT takes up to 1 hour from 30 minutes to treatment fraction once or three to five times, there is a possibility of setup error during treatment. To reduce these set-up errors and give accurate doses, we intend to evaluate the usefulness of pre-treatment and post-treatment error values by imaging CBCT again to determine postural movement due to pre-treatment coordinate values using pre-treatment CBCT. On average, the range of systematic errors was 0.032 to 0.17 on the X and Y,Z axes, confirming that there was very little change in movement even after treatment. Tumor centripetal changes ( $\pm$ SD) due to respiratory tuning were 0.11 ( $\pm$ 0.12) cm, 0.27 ( $\pm$ 0.15) cm, and 0.21 cm ( $\pm$ 0.31 cm) in the X, Y and Z directions. The tumor edges  $\pm$ SD were 0.21 ( $\pm$ 0.18) cm, 0.30 ( $\pm$ 0.23) cm, and 0.19 cm ( $\pm$ 0.26) cm in the X, Y and Z directions. The ( $\pm$ SD) of tumor-corrected displacements were 0.03 ( $\pm$ 0.16) cm, 0.05 ( $\pm$ 0.26) cm, and 0.02 ( $\pm$ 0.23) cm in RL, AP, and SI directions, respectively. The range of the 3D vector value was 0.11 to 0-1.8 cm on average when comparing pre-treatment and CBCT, and it was confirmed that the corrected set-up error was within 0.3 cm. Therefore, it was confirmed that there were some changes in values depending on some older patients, condition on the day of treatment, and body type, but they were within the significance range.

Keywords: Stereotactic Body Radiation Therapy (SbRT), Image Matching, Setup Error, PTV

## I. INTRODUCTION

정위체부방사선치료(Stereotactic Body Radiation Therapy, SBRT)는 외과적 수술이 불가능한 환자를 위한 치료방법으로 흉부,복부 또는 원발성 암이나 전이된 암 치료에 효과적인 방법이다<sup>[1-4]</sup>. SBRT는 5 cm 미만 종양에 적용되며 계획표적체적(Planning Target Volume, PTV)에 방사선을 조사할 수 있다. 또한, PTV는 내부종양체적에 5 mm 마진을 기준으로 하였다<sup>[5]</sup>. 이는 정확한 마진과 타겟을 요구하는 정밀한 치료방법이기 때문에 SBRT 치료에 있어 정확한 선량계산과 방사선량은 필수적이다. 그러나 SBRT는 1회 또는 3~5회에 걸쳐 치료 Fraction이 30

분에서 최대 1시간 걸리므로 치료 중 자세오차가 발생할 가능성이 있다.

폐의 장기 특성으로 인한 타겟의 부정확한 위치는 치료 중 호흡 및 내부장기의 불규칙한 움직임에 대한 기하학적 오차가 발생하여 종양에 계획된 선량을 주지 못하면 종양에 충분한 선량이 전달되지 못하여 치료가 제대로 안된다<sup>[6-8]</sup>. 이러한 set-up의 오차를 줄이고 정확한 선량을 주기위해 매 치료 시마다 kV-kV, CBCT(Cone Beam Computed Tomography)를 사용하여 종양의 위치를 촬영하여 확인한다<sup>[9]</sup>.

본 연구는 SBRT의 대상이 되는 폐암환자 20명에서 분할치료 시 치료 전 CBCT를 사용하여 보정 후

\* Corresponding Author: Choi Ji Hoon

E-mail: 1stdr@naver.com

Tel: 051-990-6394

좌표 값들을 적용하여 치료한 값과 치료 후 자세 움직임 여부를 확인하기 위해 다시 CBCT를 촬영하여 치료 전, 후 오차 값들을 비교하고 체적마진의 적절성과 치료 후 CBCT의 유용성을 평가하고자 한다.

## II. MATERIAL AND METHODS

### 1. Patient Selection and CT Simulation

폐암환자 중 정위체부방사선치료를 시행한 환자 20명을 대상으로 하였다. 환자는 Head first, supine 자세로 3차원 모의치료 장비인 GE사의 CT로 모의치료 과정을 진행하여 환자의 흉부 영상을 5 mm 간격으로 스캔하였다. 또한, 4차원 전산화단층영상을 획득하기 위해 규칙적인 호흡에 대한 훈련을 받은 후, 실시간 환자호흡 추적장치(RPM)를 사용하여 각각 호흡의 위상에 따라서 종양의 위치, 크기 및 움직임 등 Fig. 1와 같이 4D CT 영상을 스캔하였다. 호흡동조치료 시 치료 위상구간은 30~70%로 설정하였다.

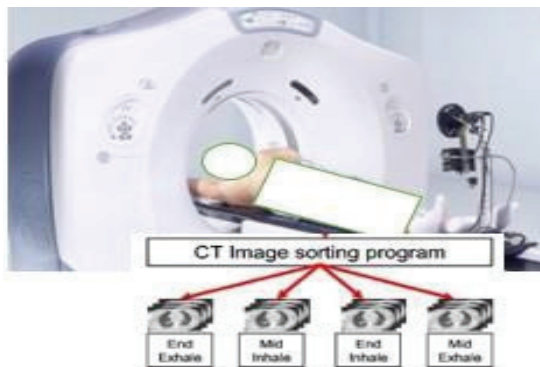


Fig. 1. Image Acquisition using 4D-CT during Breathing Synchronization.

### 2. Radiation Treatment Plan

방사선치료계획프로그램 Eclipse Treatment Planning System(Varian Medical Systems, version 13.6, USA)과 치료장비 TrueBeam STX(Varian Medical system, USA)을 사용하였다. 이는 Fig. 2와 같다.



Fig. 2. The Rotation Coordinates for a Varian Linear Accelerator. 180° is a Reached through a Counterclockwise Rotation it is indexed as 180°E.

치료용적은 육안적으로 보이는 종양체적(gross tumor volume, GTV), 계획용 표적체적(planning target volume, PTV)으로 설정하였다. 처방선량이 PTV의 95%, 최대선량(Dmax) 110% 이하 되도록 계획하였다. 폐암환자의 SBRT 치료 시 1회 Fraction 당 처방선량은 4 ~ 34 Gy로 이는 IMRT 치료 처방선량(1.8 ~ 2.0 Gy/Fraction)보다 상당히 높고 처방선량 분포가 표적 부피와 일치하는 특성 때문에 본원에서는 총 분할횟수와 처방선량은 4 - 5회 분할하여 총선량 48 Gy부터 50 Gy 로 치료하였다.

세기조절 방사선치료기법(IMRT)과 체적변조회전치료계획(VMAT)에 의한 치료계획을 수립 후 정상장기(Organ At Risk, OAR) 와 종양에 주어지는 선량을 확인하였다.

### 3. Setup Margin, Image Acquisition

기하학적 오차는 치료시스템과 관련된 계통오차와 임의로 발생하는 통계오차로 나누며 치료 셋업 오차를 고려한 van Herk의 Eq (1), (2)와 같다

$$\Sigma = \frac{M}{2.5}(ststematicerror) \quad (1)$$

$$\sigma = \frac{M}{0.64}(randomerror) \quad (2)$$

M(평균값): 치료횟수에 걸쳐 발생한 오차의 평균값

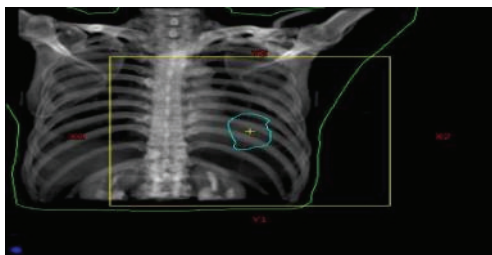
Σ(계통오차): M의 분포에 대한 표준편차

σ(통계오차): 환자 당 치료횟수에서 발생하는 오차의 표준편차

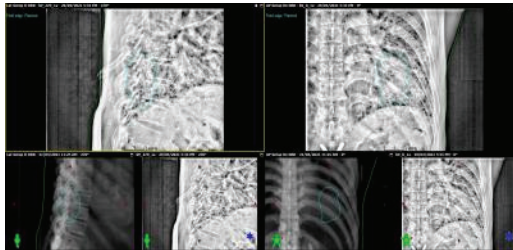
계획표적체적은 환자 셋업 오차는 육안중양체적(PTV)으로부터 5 mm 마진을 기준으로 하였다. 하지만 본 기관에서는 정밀한 치료를 위해 3 mm 범위를 초과하면 다시 환자를 셋업하여 3 mm를 기준으로 마진을 설정하였다. 따라서 PTV에 처방선량을 조사하면 더 큰 용적에 선량이 전달되어 기하학적 오차를 보상하게 된다.

정위체부 방사선치료 전 종양의 위치를 확인하기 위해 선형가속기에 장착된 온보드 영상장치(On-Board Imager, OBI)를 촬영하여 전면과 측면의 영상을 획득하였다.

치료계획에서 획득한 디지털화 재구성 영상(Digital Reconstructed Radiography, DRR)과 환자 setup 영상을 2D-2D 정합 후 좌표값들을 보정하였다. Fig. 3과 같다.



(A)



(B)

Fig. 3. (A) DRR(Digital Reconstructed Radiographs), (B) Online Matching of 2D-2D Orthogonal KV Image from OBI with DRR Image.

보정 후 3D 영상을 획득하기 위해 CBCT를 182도에서 178도 각도로 설정하여 촬영하였다. 촬영한 CBCT 영상은 표적과 움직이지 않는 척추를 기준으로 Planning CT 영상과 3D-3D 정합하였다. Fig. 4와 같다. 따라서 발생한 오차 수치만큼 6DoF couch를 사용하여 X, Y, Z 에 따른 자세 오차를 교정하였다. 또한 각 분할 치료에서 긴 치료 시간으로 인

한 환자의 움직임을 확인하기 위해 치료 후 CBCT를 촬영하여 얻은 X, Y, Z 값들과 치료 전 CBCT 값들을 비교 하였다.

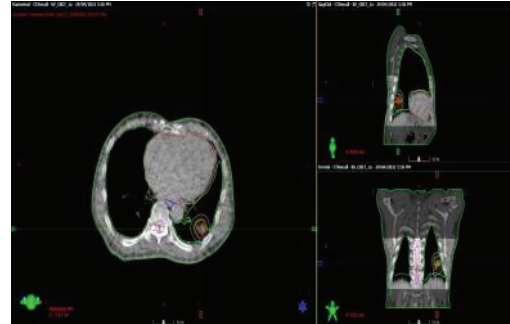


Fig. 4. Computed Tomographic Image of the Normal Organs Around Tumor in Lung Cancer.

#### 4. Set-up Error Analysis

치료 전.후 환자의 setup 오차는 CBCT 촬영 후 교정 된 X, Y, Z,값들을 기준으로 비교하였으며 다음 식을 사용하여 분석하였다.

x축 방향 :  $i^{\wedge}$  , y축 방향 :  $j^{\wedge}$  , z축 방향 :  $k^{\wedge}$  라고 하면 3차원 벡터의 합 계산

두 벡터  $A = a1i^{\wedge} + a2j^{\wedge}$  ,  $B = b1i^{\wedge} + b2j^{\wedge} + b3k^{\wedge}$  에 대하여

$$A + B = (a1 + b1)i^{\wedge} + (a2 + b2)j^{\wedge} + (a3 + b3)k^{\wedge} \quad (3)$$

### III. RESULTS

#### 1. Evaluation of Setup Error Before and After

##### Treatment

치료 전 환자 setup 영상을 2D-2D 정합 후 좌표값들을 보정하였다. 보정 후 3D 영상을 획득하기 위해 CBCT 영상 정합 후 X, Y, Z 방향의 보정한 값들을 기준으로 하였다. 치료 후 촬영한 CBCT 값들의 셋업 오차는 Eq. (1)을 사용하여 계통오차 범위는 평균적으로 X, Y Z 축에서 0.032~ 0.17으로 나타나 치료 후에도 움직임의 변화가 매우 적음을 확인하였다. 그러나 일부 고연령 환자, 치료 당일 전신상태 저하, 다양한 체형에 따라 값의 변화가

다소 있으나 치료 전, 후 측정된 오차는 유의범위 내에 있음을 확인하였다.

Eq. (3)을 사용하여 3차원 벡터 값의 범위는 치료 전과 CBCT를 비교했을 때 평균적으로 0.11~ 0.18 cm 교정된 셋업 오차는 0.3 cm 이내에 있음을 확인하였다. Fig. 5는 호흡동조에 의한 종양 중심체 변화 ( $\pm$ SD)는 X, Y 및 Z 방향에서 0.11( $\pm$ 0.12) cm, 0.27( $\pm$ 0.15) cm, 0.21( $\pm$ 0.31) cm 였다. 종양 예지 ( $\pm$ SD)은 각각 X, Y 및 Z 방향에서 0.21( $\pm$ 0.18) cm, 0.30( $\pm$ 0.23) cm, 0.19( $\pm$ 0.26) cm이었다. 종양 교정된 변위의 ( $\pm$ SD)은 각각 RL, AP 및 SI 방향에서 0.03( $\pm$ 0.16) cm, 0.05( $\pm$ 0.26) cm, 0.02( $\pm$ 0.23) cm이었다.

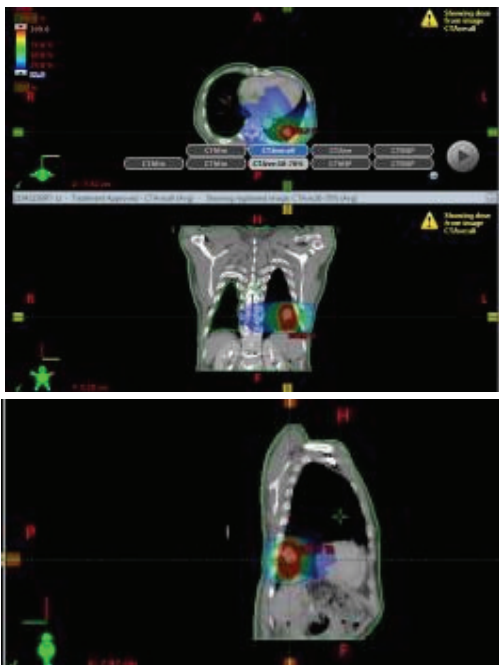


Fig. 5. Axial and Coronal and Sagittal Views of the Dose with Motion of Patient.

#### IV. DISCUSSION

폐암의 정위체부방사선치료 시 종양 위치의 정확성을 향상시키기 위해 고정기구를 사용하고 있으며 OBI나 CBCT를 통해 확인하고 있다<sup>[9-14]</sup>. 본 연구에서는 OBI를 사용하여 정면과 측면 영상을 획득하고 DRR 영상과 비교 후 오차를 수정하였다. 이후 추가로 CBCT를 촬영하여 2차원이 아닌 3차원으로 직접비교하여 보정하였다. 긴 치료시간으로

인해 치료 중 자세의 움직임 또는 호흡에 따른 움직임 여부를 확인하기 위해 분할치료종료 후 다시 CBCT를 촬영하여 확인하였다. 치료계획을 GTV로부터 5 mm 마진을 두어 PTV에 처방선량이 포함되게 설정하였다. IMRT, VMAT를 시행한 SBRT 환자의 치료 전 CBCT에서의 셋업 오차는 치료 후 CBCT 촬영한 값들과 비교해 대부분 0-3 mm 범위 내에 있음을 확인하였다. 호흡치료에 따른 치료 전, 후 셋업의 오차는 Y축 방향으로 평균적으로 0.29 cm의 셋업 오차를 보였다. 기하학적인 오차가 선량에 미치는 영향과 체부정위방사선치료의 방사선독성의 확률을 줄이기 위해 셋업오차의 범위와 계획용 표적체적 마진크기의 타당성에 대한 확인이 필요하다<sup>[15-20]</sup>.

#### V. CONCLUSION

3DCT는 정적인 영상만을 보여주기 때문에 4DCT를 사용하여 호흡에 따른 종양의 모양과 움직임을 확인한다<sup>[21]</sup>. 본 연구에서는 치료자세의 재현성이 확보되지 않는 환자와 호흡의 패턴이 안정되지 않은 환자를 모두 포함하여 분석 하였다. 자세 오차에 대한 보정했음에도 SBRT 환자의 움직임은 긴 치료시간으로 인해 잔류 오차(Residual Error)가 있는 것으로 나타났으나 계획용 표적체적의 마진크기는 적절한 것으로 판단된다. 본 연구에서 시행한 치료 전 후 셋업의 오차를 확인하기 위한 치료 후 CBCT 촬영의 유용성이 있다고 사료된다.

#### Reference

- [1] R. Timmerman, R. Paulus, J. Galvin, J. Michalski, W. Straube, J. Bradley, A. Fakiris, A. Bezjak, G. Videtic, D. Johnstone, J. Fowler, E. Gore, H. Choy, "Stereotactic body radiation therapy for inoperable early stage lung cancer", JAMA oncology, Vol. 303, No. 11, pp. 1070-1076, 2010.
- [2] H. Onishi, H. Shirato, Y. Nagata, M. Hiraoka, M. Fujino, K. Gomi, Y. Niibe, K. Karasawa, K. Hayakawa, Yoshihiro Takai, T. Kimura, A. Takeda, A. Ouchi, M. Hareyama, M. Kokubo, R. Hara, J. Itami, K. Yamada, T. Araki, "Hypofractionated stereotactic radiotherapy (HypoFXSRT) for stage I

- non-small cell lung cancer: updated results of 257 patients in a Japanese multi-institutional study", *Journal of Thoracic Oncology*, Vol. 2, pp. 94-100, 2007. <https://doi.org/10.1097/jto.0b013e318074de34>
- [3] G. M. M. Videtic, K. L. Stephans, N. M. Woody, N. A. Pennell, M. Shapiro, C. A. Reddy, T. Djemil, "Stereotactic body radiation therapy-based treatment model for stage I medically inoperable small cell lung cancer", *Practical Radiation Oncology*, Vol 3, No. 4, pp. 301-306, 2013. <https://doi.org/10.1016/j.prro.2012.10.003>
- [4] I. S. Grills, A. J. Hope, M. Guckenberger, L. L. Kestin, M. Werner-Wasik, D. Yan, J. J. Sonke, J. P. Bissonnette, J. Wilbert, Y. Xiao, J. Belderbos, "A Collaborative Analysis of Stereotactic Lung Radiotherapy Outcomes for Early-Stage Non-Small-Cell Lung Cancer Using Daily Online Cone-Beam Computed Tomography Image-Guided Radiotherapy", *Journal of Thoracic Oncology*, Vol. 7, No. 9, pp. 1382-93, 2012. <http://dx.doi.org/10.1097/JTO.0b013e318260e00d>
- [5] International Commission on Radiation Units and Measurements, Report No. 62: Prescribing, recording and reporting photon beam therapy (supplement to ICRU report 50). Bethesda: ICRU. 1999.
- [6] R. Timmerman, R. McGarry, C. Yiannoutsos, L. Papiez, K. Tudor, J. DeLuca, M. Ewing, R. Abdulrahman, C. DesRosiers, M. Williams, J. Fletcher, "Excessive Toxicity When Treating Central Tumors in a Phase II Study of Stereotactic Body Radiation Therapy for Medically Inoperable Early-Stage Lung Cancer", *Journal of Clinical Oncology*, Vol. 24, No. 30, pp. 4833-39, 2006. <http://dx.doi.org/10.1200/JCO.2006.07.5937>
- [7] Feng-Ming (Spring) Kong, K. C. Cuneo, L. Wang, J. A. Bonner, L. E. Gaspar, R. Komaki, A. Sun, D. E. Morris, H. M. Sandler, B. Movsas, "Patterns of practice in radiation therapy for non-small cell lung cancer among members of the American Society for Radiation Oncology", *Practical Radiation Oncology*, Vol. 4, No. 2, pp. 133-41, 2014. <http://dx.doi.org/10.1016/j.prro.2013.05.002>
- [8] M. N. Corradetti, A. R. Haas, R. Rengan, "Central-airway necrosis after stereotactic body-radiation therapy", *New England journal of medicine*, Vol, 366, No. 24, pp. 2327-39, 2012. <http://dx.doi.org/10.1056/NEJMc1203770>
- [9] J. P. Bissonnette, K. N. Franks, T. G. Purdie, D. J. Moseley, J. J. Sonke, D. A. Jaffray, L. A. Dawson, A. Bezjak, "Quantifying interfraction and intrafraction tumor motion in lung stereotactic body radiotherapy using respiration-correlated cone beam computed tomography", *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, Vol. 75, No. 3, pp. 688-695, 2009. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijrobp.2008.11.066>
- [10] Ueda Yoshihiro, Miyazaki Masayoshi, Nishiyama Kinji, Suzuki Osamu, Tsujii Katsutomo, Miyagi Ken, "Cranio-caudal Safety Margin Calculation Based on Interfractional Changes in Tumor Motion in Lung SBRT Assessed With an EPID in Cine Mode", *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, Vol. 83, No. 3, pp. 1064-1069, 2012. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijrobp.2011.07.043>
- [11] S. R. Kim, "Cone beam computed tomography (CBCT) dosimetry: measurements and Monte Carlo simulations", Ph.D. thesis, Dissertation, Duke University, 2010.
- [12] E. Spezi, P. Downes, E. Radu, R. Jarvis, "Monte carlo simulation of an x-ray volume imaging cone beam ct unit", *Medical physics*, Vol. 36, No. 1, pp. 127-136, 2009. <https://doi.org/10.1118/1.3031113>
- [13] P. Downes, R. Jarvis, E. Radu, I. Kawrakow, E. Spezi "Monte Carlo simulation and patient dosimetry for a kilovoltage cone-beam CT unit", *Medical physics*, Vol. 36, No. 9, pp. 4156-4167, 2009. <https://doi.org/10.1118/1.3196182>
- [14] G. X. Ding, P. Munro, J. Pawlowski, A. Malcolm, C. W. Coffey, "Reducing radiation exposure to patients from kV-CBCT imaging", *Radiotherapy and Oncology*, Vol. 97, No. 3, pp. 585-592. 2010. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2010.08.005>
- [15] A. J. Uselmann, B. R. Thomadsen, "On effective dose for radiotherapy based on doses to nontarget organs and tissues", *Medical Physics*, Vol. 42, No. 2, pp. 977-982, 2015. <https://doi.org/10.1118/1.4906190>
- [16] L. Wang, S. Feigenberg, J. Fan, L. Jin, A. Turaka, L. Chen, C. M. C. Ma "Target repositioning accuracy and PTV margin verification using three-dimensional cone-beam computed tomography (CBCT) in

stereotactic body radiotherapy (SBRT) of lung cancers", *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Vol. 13, No. 2, pp. 3708, 2012.  
<https://doi.org/10.1120/jacmp.v13i2.3708>

<http://dx.doi.org/10.1118/1.4907956>

- [17] W. Li, T. G. Purdie, M. Taremi, S. Fung, A. Brade, J. Cho, A. Hope, A. Sun, D. A. Jaffray, A. Bezjak, J. P. Bissonnette, "Effect of Immobilization and Performance Status on Intrafraction Motion for Stereotactic Lung Radiotherapy: Analysis of 133 Patients", *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, Vol. 81, No. 5, pp. 1568-1575, 2011.  
<http://dx.doi.org/10.1016/j.ijrobp.2010.09.035>
- [18] E. Rietzel, G. T. Y. Chen, N. C. Choi, C. G. Willet, "Four-dimensional image-based treatment planning: target volume segmentation and dose calculation in the presence of respiratory motion", *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, Vol. 61, No. 5, pp.1535-1550, 2005.  
<http://dx.doi.org/10.1016/j.ijrobp.2004.11.037>
- [19] K. Matsugi, Y. Narita, A. Sawada, M. Nakamura, Y. Miyabe, Y. Matsuo, M. Narabayashi, Y. Norihisa, T. Mizowaki, M. Hiraoka, "Measurement of interfraction variations in position and size of target volumes in stereotactic body radiotherapy for lung cancer", *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, Vol. 75, No. 2, pp. 543-548, 2009.  
<https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2008.12.091>
- [20] A. M. Romero, R. Th. Zinkstok, W. Wunderink, R. M. van Os, H. Joosten, Y. Seppenwoolde, P. J. C. M. Nowak, R. P. Brandwijk, C. Verhoef, J. N. M. IJzermans, P. C. Levendag, B. J. M. Heijmen, "Stereotactic body radiation therapy for liver tumors: impact of daily setup corrections and day-to-day anatomic variations on dose in target and organs at risk", *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, Vol. 75, No. 4, pp. 1201-1208, 2009. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2008.12.020>
- [21] M. Descovich, C. McGuinness, D. Kannarunimit, J. Chen, D. Pinnaduwaage, J. Pouliot, N. Kased, A. R. Gottschalk, S. S. Yom, "Comparison between target margins derived from 4DCT scans and real-time tumor motion tracking: insights from lung tumor patients treated with robotic radiosurgery", *Medical Physics*, Vol. 42, No. 3, pp. 1280-1287, 2015.

# CBCT 기반 폐 종양 정위 신체 방사선 요법(SBRT)에서 치료 전·후 set up 에러의 정확도 평가

장은성, 최지훈\*

고신대학교복음병원 방사선종양학과

## 요 약

SBRT는 1회나 또는 3~5회에 걸쳐 치료 Fraction이 30분에서 최대 1시간 걸리므로 치료 중 자세오차가 발생할 가능성이 있다. 이러한 set-up의 오차를 줄이고 정확한 선량을 주기위해 SBRT 환자 치료 시 치료 전 CBCT를 사용하여 보정 후 좌표 값들을 적용하여 치료한 값과 치료 후 긴 치료시간으로 인해 자세 움직임 여부를 확인하기 위해 다시 CBCT를 촬영하여 치료 전, 후 오차 값들의 유용성을 평가하고자 한다. 계통오차 범위는 평균적으로 X, Y, Z축에서 0.032~ 0.17 cm으로 나타나 치료 후에도 움직임의 변화가 매우 적음을 확인하였다. 호흡동조에 의한 종양 중심체 변화 ( $\pm$ SD)는 X, Y 및 Z 방향에서 0.11( $\pm$ 0.12) cm, 0.27( $\pm$ 0.15) cm, 0.21cm( $\pm$ 0.31cm)였다. 종양 에지 ( $\pm$ SD)은 각각 X, Y 및 Z 방향에서 0.21( $\pm$ 0.18) cm, 0.30( $\pm$ 0.23) cm, 0.19 cm( $\pm$ 0.26) cm이었다. 종양 교정된 변위의 ( $\pm$ SD)은 각각 RL, AP 및 SI 방향에서 0.03( $\pm$ 0.16) cm, 0.05( $\pm$ 0.26) cm, 0.02( $\pm$ 0.23) cm이었다. 3차원 벡터 값의 범위는 치료 전과 CBCT를 비교했을 때 평균적으로 0.11~ 0.18 cm 교정된 셋업 오차는 0.3 cm 이내에 있음을 확인하였다. 따라서, 일부 나이가 많은 환자, 치료 당일 컨디션, 체형에 따라 다소 값들의 변화가 있었지만 유의 범위 내에 있음을 확인하였다.

중심단어: 정위체부방사선치료, 영상 정합, 셋업 오차, 계획표적체적

## 연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	장은성	고신대학교복음병원 방사선종양학과	주임/연구원
(교신저자)	최지훈	고신대학교복음병원 방사선종양학과	교수