

Comparison of Practical Usefulness of Respirational Radiation Treatment Using Geant 4 Simulation Code

Eun-Sung Jang,¹ Hyo-Yeong Lee^{2,*}

¹Department of Radiation Oncology Kosin University Gospel Hospital

²Department of Radiological Science, Dongeui University

Received: May 13, 2019. Revised: August 08, 2019. Accepted: August 31, 2019

ABSTRACT

To verify internal movements of the body, a DICOM file obtained from CT and a Geant4 code were used to simulate lung cancer patients. In addition, the method is applied to measure the movement of tumor when the movement of the tumor is located inhale and exhale by creating a virtual tumor in the self-produced moving phantom, and to check the distribution of dose in the treatment plan and the accuracy of tumor in PTV for respiratory and lung cancer patients. It was confirmed that 97% or more respiratory control radiation therapy was effective even if the moving area was more than 3cm, in the 40% to 70% range. Dose distribution with respiratory radiation therapy applied to moving targets, measured by film in the actuation phantom, was shown to be within a 3mm margin of error for dose distribution containing 90%. It was confirmed that for actual patient breathing curves, the treatment time may be shorter than that due to the longer expiratory time.

Keywords: Geant4 code, moving phantom, patient breathing

I. INTRODUCTION

호흡에 따른 장기의 움직임은 흉부 및 복부에 위치한 종양의 방사선치료를 시행함에 있어 중요한 문제로 인식되어 왔다.^[1-3] 폐의 경우 호흡에 따른 움직임영역은 최대 5.5 cm 이며, 흉부뿐 아니라 복부에 위치한 췌장이나 신장과 같은 장기들도 호흡에 따라 4 cm 이상 움직일 수 있다고 보고하고 있다.^[4] 따라서 방사선 치료 중 호흡 등에 의한 종양의 움직임은 ICRU보고서 62에 정의된 ITV(internal Target Volume)의 개념으로 설명 가능하며^[5], ITV는 치료하고자 하는 종양의 개념인 CTV(Clinical Target Volume)에 종양의 움직임인 internal Margin을 고려한 개념으로 전통적으로 PTV(Planning Target Volume)를 정의할 때 고려되어 왔었다.^[6] 따라서 방사선 치료에서는 환자호흡에 의한 치료부의 움직임 영향을 줄이기 위해 환자복부에 배치

한 적외선, 반사체 표식자의 호흡에 따른 주기적 움직임을 분석하여 안정된 일정영역에서만 방사선이 조사되도록 하는 호흡동조방사선치료방법이 임상에서 활용되고 있다.^[7]

대부분 내부 장기의 움직임에 관한 연구에서는 CT 영상을 기본으로 얻고 있으며, 이는 환자의 호흡을 멈춘 상태에서 CT 스캔 기법을 사용한다. 4D-CT 스캔은 환자의 호흡이 자유호흡법 상태에서 내부 장기의 움직임을 나타낼 수 있는 장점이 있다.^[8-10] 또한 4D-CT와 호흡동조 시스템인 RPM(Real time Position Management)을 동조하여 CT스캔할 경우 환자의 호흡 cycle을 얻어 내부 장기의 움직임을 알 수 있어 방사선 치료에서 내부 장기의 피폭을 줄이고, 종양부위에 충분히 방사선량을 조사할 수 있다.^[4] 또한, DICOM (standard of digital Imaging and Communication in Medicine) 은 환자의 획득된 영상 데이터와 환자의 개인적인 정

* Corresponding Author: Lee Hyo Yeong

E-mail: lhy250@deu.ac.kr

Tel: +82-51-890-2679

보 데이터를 처리하고 저장하는데 사용되는 데이터 형식이다. 이러한 DICOM 파일을 이용하면 필요한 데이터를 용이하게 획득할 수 있고 이미 존재하는 진단, 치료 시스템과도 쉽게 통합할 수 있다.[5] 본 연구에서는 인체 내부의 움직임을 확인하기 위해서 CT에서 얻은 DICOM 파일과 Geant4 코드를 이용하여 폐암환자를 모사하였다.

또한, 자체 제작한 Moving Phantom에 가상의 종양을 만들어 종양의 움직임이 호기와 흡기에 위치했을 때 종양의 움직임을 측정하는 방법과 이것을 적용하여 Moving Phantom을 통한 치료계획시의 선량분포와 호흡동조 폐암환자 PTV내의 종양의 정확도를 확인하고자 한다.

II. MATERIAL AND METHODS

1. Alderson Rando phantom

몬테카를로 시뮬레이션에 CT 자료를 이용하려는 시도는 오래전부터 있어왔다. 다양한 코드에서 CT 영상을 사용하고자 하지만 그다지 간단한 문제는 아니었다. 방사선 치료에서 환자의 선량분포를 직접 측정하는 것은 거의 불가능하며, 따라서 선량분포 데이터는 팬텀으로 측정된다.

인간 팬텀은 임상 환경에서 선량을 측정하기 위해 자주 사용된다. Geant4 기하학을 위해 Alderson Rando 팬텀을 사용하여 인체 내부를 표시한다.^[11-14]

Alderson Rando 팬텀은 조직등가 물질로 구성되어 있으며, 모든 장기의 조직 내용 및 특성은 ICRU 44 표준을 따른다. 두께가 25 mm 인 34개의 슬라이스가 연결되어 인체의 Head& Neck, Lung, Abdomen, Pelvis을 형성한다. Geant4에서는 DicomHandler라는 파일을 사용 dicom 파일에서 매트릭스의 크기, 슬라이스 정보, 픽셀 크기, 픽셀의 HU값 등Ehgs셀 값은 밀도로 변환한 다음 일 밀도에 해당하는 물질로 할당하여 전산모사에 사용할 텍스트 파일을 Table 1과 같이 만든다.^[15-16]

환자의 모델링은 월드 좌표내에 CT의 픽셀 크기의 복셀을 구성하여 CT와 일대일로 대응하는 방식으로 Fig. 1으로 나타내었다.

Table 1. Types of material corresponding to density range

Density Range (g/cm ³)	Material
0.000 ~ 0.207	Air
0.207 ~ 0.481	Lung(inhale)
0.481 ~ 0.919	Lung(exhale)
0.919 ~ 0.979	Adipose tissue
0.979 ~ 1.004	Breast
1.004 ~ 1.043	Water
1.043 ~ 1.109	Muscle
1.109 ~ 1.113	Liver
1.113 ~ 1.496	Trabecular Bone
1.496 ~ 1.654	Dense Bone

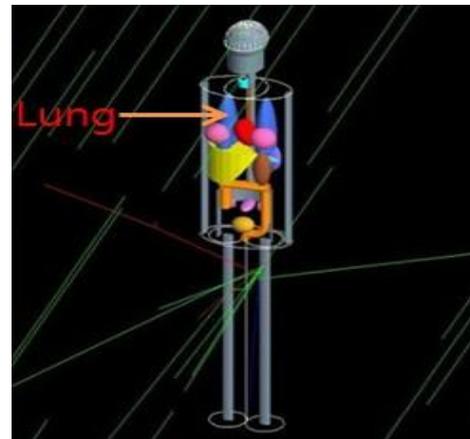
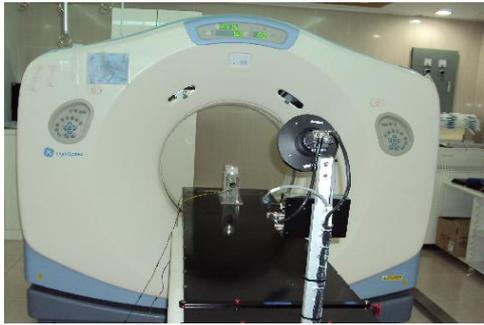


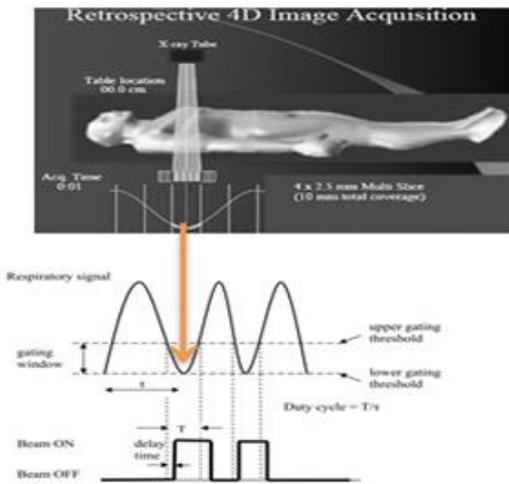
Fig. 1. Geant4 anthropomorphic phantom.

2. 4D-CT & Breathing motion visualization with image

자체 제작한 구동 팬텀 및 폐암 환자 중 호흡에 의한 종양의 움직임이 0.5cm 이상인 10명에 대하여 4D-CT 모의치료 영상을 획득하였고 Fig. 2(a)와 같다. 영상획득에 사용된 CT 장치는 BrightSpeed CT Scanner (GE, USA)이며, 4D-CT 영상 재구성을 위한 환자호흡 신호 획득 장치는 RPM Gating System (Varian, USA)을 Fig. 2(a)와 같이사용하였다. 인체 팬텀 그리고 방사선량을 평가하기 위하여 GATE 시뮬레이션을 사용하였다. 4D-CT 스캔하여 재구성한 영상을 분석하였으며 RPM 시스템을 이용하여 환자의 호흡 사이클을 10단계의 위상으로 나누어 영상을 획득하였다.



(a)



(b)

Fig. 2. Illustration of (a) 4D-CT acquisition and (b) Gating window and duty cycle for amplitude-based gating, the duty cycle is calculated as the ratio of the beam on time T to the breathing period.

3. 자체 제작 Moving phantom & 환자 치료

종양의 움직임을 재현하기 위해 이차원적 움직이는 팬텀을 Fig. 3과 같이 제작하였다. 구동 팬텀의 움직임은 위.아래 방향(SI) 각각 5 cm 왕복운동, 상.하 방향 2 cm 으로 속도조절(1~5 단계)로 1 초~ 8초의 호흡주기를 갖도록 제작하였다.^[17]

자체 제작한 구동팬텀 위에 아크릴 슬라이스를 5cm으로 쌓은 뒤 F.S 5×5 cm, 1.5cm 깊이에 Gafchromic EBF 필름을 삽입한 후, 적외선 카메라를 비롯한 RPM system을 이용하여 사전에 설정한 호흡시간 변화에 따른 호흡주기를 이용하여 정적인상태, 동적인 상태, Gating 상태에서 각각 3 Gy

조사하였다. 또한 실제 폐암환자의 호흡에 의한 종양의 움직임 영역 모두를 고려한 PTV 설정을 위해 위상 T의 4D-CT에서 CTV를 설정하고, 10개 위상에서 설정된 것들을 Sorting하여 ITV를 설정하였다. 최종적인 PTV는 호흡연동 방사선치료 방법을 적용한 것과 같이 4 mm 오차를 고려하여 설정하였다.^[18-19]

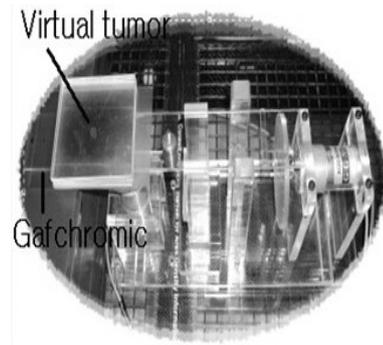


Fig. 3. Schematic diagram for 6 MV beam gantry head of VARIAN linear accelerator.

RESULTS

Fig. 4는 Table 1.에서 제공된 값을 이용하여 Geant4 배포판의 예제에서 제공된 파일을 이용하여 특히, 가로, 세로 2개씩의 픽셀을 합하여 하나의 픽셀 값으로 변환하였다. 이렇게 변환한 파일을 환자를 모델링하는데 이용하였다. 또한 환자의 모델링은 CT로 스캔하여 파일을 획득하였고, 이파일을 시뮬레이션 구동에 필요한 g4dcm파일로 변환한 영상이다.

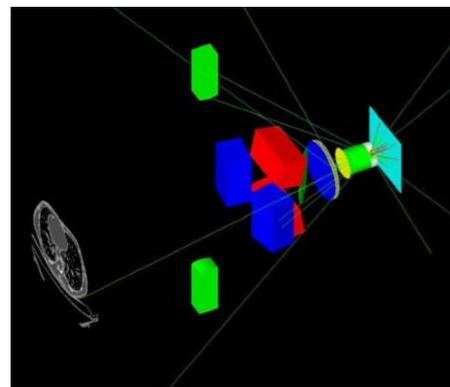


Fig. 4. g4dcm file converted to GEANT4 geometry.

Fig. 5는 호흡 운동영역 1-7 cm 중에서 4 cm 영역 방사선치료 적용 여부와 주기의 선량분포를 보여 준다. Fig. 5-(a)는 정지해 있을 때 이상적인 선량분포이며, Fig. 5-(b)는 움직이는 경우이며, Fig. 5-(c)는 움직이는 표적에 호흡동조방사선치료를 적용한 선량분포인데 이는 구동팬텀 내 필름으로 측정된 것으로 90 %가 포함되는 선량분포의 오차범위 3mm 이내에 분포됨을 알 수 있었다. 또한 움직이는 영역이 3 cm 이상이라도 40 ~70 % 구간에서 호흡동조 방사선치료를 시행 할 경우 97% 이상 효과적임을 확인하였다. 그러나 Fig. 2의 사인곡선 운동을 가정하였기 때문에 호기 상태에서 상대적으로 긴 실제 환자의 호흡운동에서는 주기를 30 ~ 70%를 선택하더라도 결과가 더 좋을 수 있음을 확인하였다.

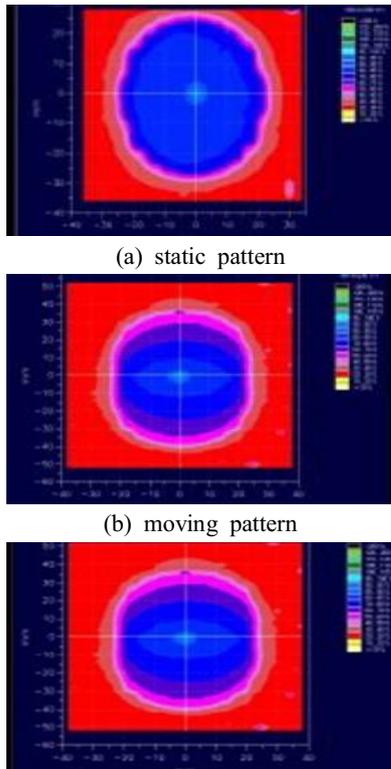


Fig. 5. Gafchromic films of the patterns.

Fig. 6는 4D-CT 모의치료 영상을 획득한 후, 호흡에 의한 움직임을 평가하기 위한 결과, superior 방향에서 full phase 0~90% 평균 1.13 mm에서 gating phase 40~70% 평균 1.72 mm로 1~4mm,

Inferior방향에서 환자의 경우 full phase 0~90% 평균 3.04mm이었다. gating phase 40~70%에서 4.6 mm로 full phase 0~90%에 비해 상당히 작은 움직임이 있다는 것을 확인하였다. 움직임이 큰 차이를 보이는 환자의 경우는 폐하엽에 종양이 위치하여 호흡에 의한 움직임이 영향을 많이 받는 것으로 확인되었다.

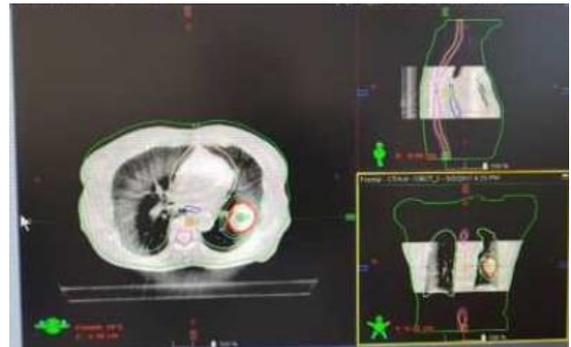


Fig. 7. Dose distributions of four-dimensional treatment plans lung cancer.

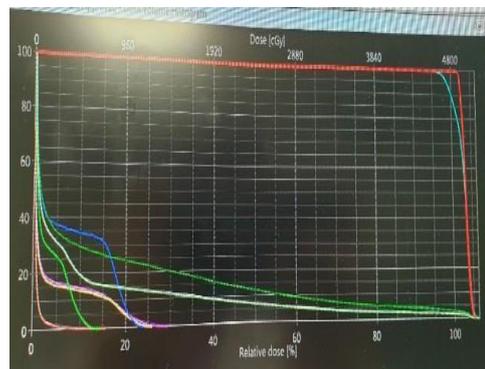


Fig. 8. Dose-volume histogram (DVH) for Lung between free-breathing.

Fig. 8은 폐암 환자의 종양과 중요 장기의 선량-체적 히스토그램을 분석하여 종양체적 포함률, PTV의 92.2% 부피를 포함하는 최소선량, 최대선량 106.3%선량비율 등을 나타내었다. Lt lung Mean dose(%)는 2.8%, Esophagus Mean dose(%) 6.9%, Heart 0.6 %, Spinal cord 3.1% 특히, 종양에서의 D95 및 처방선량에 포함된 종양의 부피가 크게 줄어들었다. 이는 낮은 밀도의 폐를 통과한 X선이 종양에서 새롭게 build-up되기 때문인데 GTV가 폐에 고립되어 있을수록 또한 GTV의 체적이 작을수록

PTV 포함률은 4.7%. 또한 치료계획에 대하여 중앙 체적의 95%를 포함하는 선량이기 때문이다.

IV. DISCUSSION & CONCLUSION

본 연구에서는 전산모사 방법을 호흡동조방사선 치료에 적용 할 수 있도록 Geant4 시뮬레이션을 사용하여 인체부분을 모사하였다[20]. 환자의 모델링은 전산모사에서 인체 내 물질에 대한 변환 문제는 많은 어려움을 가지고 있다. 이는 여러 가지 다른 구성 성분일지라도 같은 픽셀값 혹은 밀도 값을 갖게 되기 때문인데 이는 계속 연구해야 할 부분이라고 사료된다. 자체 제작한 구동팬텀의 방법에서 호흡동조방사선치료를 시행함으로써 늘어나는 치료 시간은 구간 40 ~60%의 경우 호흡동조방사선치료를 시행하지 않은 경우보다 운동영역에 관계없이 약 4배가 늘어났고, 30~70%의 경우 약 2.4배가 늘었다. 다만 실제 환자 호흡곡선의 경우 호기 상태의 시간이 사인곡선에 비하여 길기 때문에 치료시간이 이보다 짧을 수 있음을 확인하였다.

Reference

- [1] A. M. Aleen, K. M. Siracuse, J. A. Hayman, Evaluation of the influence of breathing on the movement and modeling of lung tumors, *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics.*, Vol. 58, No. 4, pp. 1251-1257, 2004.
- [2] S. Lim, S. Park, S. Ahn, et al., Guiding curve based on the normal breathing as monitored by thermocouple for regular breathing, *Medical Physics.*, Vol. 34, No. 11, pp. 4514-4518, 2007.
- [3] T. Arugr, J. Ltami, M. Arygr, "Target volume definition for upper abdominal irradiation using CT scans obtained during inhale and exhale phases, *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics.*, Vol. 48, No. 2, pp. 465-469, 2000.
- [4] I. Surmo, M. Paivansalo, V. Myllyla, Cranio-caudal movements of the liver, pancreas and kidneys in respiration, *Acta Radiologica Diagnosis(Stockh.)*, Vol. 25, No. 2, pp. 129-131, 1984.
- [5] ICRU-62, Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (supplement to ICRU report 50): International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda., MD. 1999.
- [6] J. J. Gordon, J. V. Siebers, "Convolution method and CTV-to PTV margins for finite fractions and small systematic errors," *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 52, No. 7, pp. 1967-1990, 2007.
- [7] R. Colgan, J. McClelland, D. McQuaid, et al., Planning lung radiotherapy using 4D CT data and a motion model, *Physics in Medicine & Biology.*, Vol. 53, No. 20, pp. 5815-5830, 2008.
- [8] T. Zhang, N. P. Orton, W. A. Tome, On the automated definition of mobile target volumes from 4D-CT images for stereotatic body radiotherapy, *Medical .Physics.*, Vol. 32. No. 11, pp. 3493-3502, 2005.
- [9] D. W. Rogers, O. and A.F. Bielajew Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units, *Medical Physics.*, Vol. 22, No. 5, pp. 503-524, 1995
- [10] 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.
- [11] F. Verhaegen, Monte Carlo modeling of external radiotherapy photon beams, *Physics in Medicine & Biology*. Vol. 48, No. 21, pp. 107-164, 2003
- [12] Nederlandse Commissie Voor Stralings dosimetrie, Monte Carlo Treatment Planning: An introduction NCS Delft the Netherlands, Report 16, 2006.
- [13] S. Agostinelli, J. Allison, K. Amako, A. Jpostolakis, H. Araujo, P. Arce, GEANT4 A Simulation toolkit, *Nuclear Instrument and Method in Physics Research*, Vol. 506, pp. 250-303, 2003.
- [14] J. Allison, K. Amako, J. Apostolakis, H. Araujo, P. A. Asai, Geant4 developments and applications, *IEEE transactions on nuclear science*, Vol. 53, No. 1, pp. 270-278, 2006.
- [15] J. K. Kang, D. J. Leem, Development of Monte Carlo Code for the Dose Calculation of the Stereotatic Radiosurgery, *Progress in Medical Physics*. Vol. 23, No. 4, pp. 303-308, 2012.
- [16] P. Mildemberger, M. Eichelberg, E. Martin,

Introduction to the DICOM standard, European Radiology, Vol. 12, No. 4, pp. 920-927, 2002.

- [17] E. S. Jang, Accuracy Evaluation of Tumor Therapy during Respiratory Gated Radiation Therapy. Korean Society for Radiotherapeutic Technology. Vol. 22, No. 2, pp. 113-122, 2010.
- [18] J. Wulf, U. Haedinger, U. Oppitz, W. Thiele, G. Mueller, Stereotatic radiotherapy for primary lung cancer and pulmonary metastases : a noninvasive treatment approach in medically inoperable patients, International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics., Vol. 60, No. 1, pp. 186-196, 2004.
- [19] Y. Seppenwoolde, R. I. Berbeco, S. Nishioka, H. Shirato, Accuracy of tumor motion compensation algorithm from a robotic respiratory tracking system: a simulation study, Medical Physics., Vol. 34, No. 7, pp. 2774-2784, 2007.
- [20] M. Van Herk, P. Remeijer, C. Rasch, et al., "The probability of correct target dosage : dose population histograms for deriving treatment margins in radiotherapy, International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics., Vol. 47, No. 4, pp. 1121-1135, 2000.

Geant 4 시뮬레이션 코드를 이용한 호흡 동조 방사선치료의 유용성 비교

장은성,¹ 이효영^{2,*}

¹고신대학교 복음병원 방사선종양학과

²동의대학교 방사선학과

요 약

인체 내부의 움직임을 확인하기 위해서 CT에서 얻은 DICOM 파일과 Geant4 코드를 이용하여 폐암환자를 모사하였다. 자체 제작한 Moving Phantom에 가상의 종양을 만들어 종양의 움직임이 호기와 흡기에 위치했을 때 종양의 움직임을 측정하는 방법과 이것을 적용하여 Moving Phantom을 통한 치료계획시의 선량분포와 호흡동조 폐암환자 PTV내의 종양의 정확도를 확인하고자 한다. 움직이는 영역이 3cm 이상이라도 40~70% 구간에서 호흡 동조 방사선치료를 시행 할 경우 97% 이상 효과적임을 확인하였다. 움직이는 표적에 호흡 연동 방사선치료를 적용한 선량 분포인데 이는 구동 팬텀 내 필름으로 측정한 것으로 90%가 포함되는 선량분포의 오차범위 3mm이내에 분포됨을 알 수 있었다. 실제 환자 호흡곡선의 경우 호기 상태의 시간이 사인곡선에 비하여 길기 때문에 치료시간이 이보다 짧을 수 있음을 확인하였다.

중심단어: 불감층, 고순도 게르마늄 검출기, PENELOPE, 점선원

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	장은성	고신대학교 복음병원 방사선종양학과	방사선사
(교신저자)	이효영	동의대학교 방사선학과	교수