

방사선치료 시 C-Rad system을 이용한 셋업의 평가

Evaluation of Setup When Using C-Rad System in Radiotherapy

박은태*, 고성진**, 최석윤**, 김정훈**, 김창수**, 김동현**, 강세식**
인제대학교 부산백병원 방사선종양학과*, 부산가톨릭대학교 보건과학대학 방사선학과**

Eun-Tae Park(linacpet@paik.ac.kr)*, Seong-Jin Ko(sjko@cup.ac.kr)**,
Seok-yoon Choi(image@cup.ac.kr)**, Jung-Hoon Kim(donald@cup.ac.kr)**,
Chang-soo Kim(cszzim@cup.ac.kr)**, Dong-Hyun Kim(dhkim@cup.ac.kr)**,
Se-Sik Kang(sskang@cup.ac.kr)**

요약

방사선 치료에 있어서 정확한 환자 포지셔닝과 셋업은 치료의 성패를 좌우할 수 있는 중요한 인자이다. 기존의 방사선 치료실내에 장착된 3-laser system을 이용한 셋업에서, 최근에는 체표면 윤곽 스캐닝 시스템(C-Rad system)의 사용이 시도되고 있다. 체표면 윤곽 스캐닝 시스템의 유용성을 평가하기 위하여 C-Rad system과 3-laser system을 이용한 셋업 오차의 정확도를 비교, 평가함으로써 임상에서의 유용성을 확인하고자 하였다. 인체부위는 내부적인 움직임이 없고, 고정용구의 적용이 간편한 두경부로 한정하였으며, Alderson Rando anthropomorphic phantom과 두경부에 병변이 있는 방사선 치료 환자 10명을 대상으로 하였다. Phantom을 대상으로 한 C-RAD system의 셋업 에러 평균과 표준편차는 X축 0.55 ± 0.51 mm, Y축 -0.2 ± 0.523 mm, Z축 -0.85 ± 0.587 mm로 나타났으며, 환자를 대상으로 한 실험에서는 X축 -0.05 ± 0.621 mm, Y축 0.075 ± 0.755 mm, Z축 -1.025 ± 0.617 mm로 산출되어, 전반적으로 3-laser system에 비해 셋업의 정확도가 우수하였으나, Z축의 에러 발생률은 C-RAD system이 약간 높게 나타났다. 체표면 윤곽 스캐닝 시스템은 두경부의 방사선 치료 시에 정확한 포지셔닝을 유도함으로써 셋업오차를 최소화 시키는데 기여할 것으로 사료된다.

■ 중심어 : | 방사선 치료 | 환자 포지셔닝 | 3-laser System |

Abstract

In radiotherapy, accurate patient positioning and set up are important factor that treatment can influence success. In generally, the 3-laser system is used when the patient set up. But today the body surface scanning system(C-Rad system) is trying to use. Compare and evaluate the C-Rad system and the 3-laser system to check availability. Head and neck that are no movement of internal organs and easy to apply fixation device are limited. Alderson Rando anthropomorphic phantom and 10 patients who have lesions of head and neck are targeted. C-RAD system's setup error mean and standard deviation are the X axis(0.55 ± 0.51 mm), Y axis(-0.2 mm \pm 0.523 mm), Z axis(-0.85 ± 0.587 mm) in the phantom study, and in the patient study X axis(-0.05 ± 0.621 mm), Y axis(0.075 ± 0.755 mm) Z axis(-1.025 ± 0.617 mm). So C-RAD system is better than 3-laser system mostly, but C-RAD system's error rate is a little worse than 3-laser system in the Z axis. When radiation treatment of head and neck, body surface contour scanning system contribute to correct positioning and minimize the set up error.

■ keyword : | Radiotherapy | Patient Positioning | 3-laser System |

I. 서론

방사선을 이용한 암 치료 과정은 통상적으로 모의치료 과정을 거쳐 치료계획이 끝나면 방사선 치료실로 이동하게 된다. 이때 방사선 치료실에서는 모의치료 과정 때와 동일한 자세가 유지되어야 하므로, 정확한 환자의 위치잡이는 필수적이다[1]. 특히 근래의 3차원 입체조형치료(3-Dimensional Conformal Radiation Therapy, 3D CRT)와 세기변조 방사선치료(Intensity Modulated Radiation Therapy, IMRT) 같은 치료방법들은 약간의 오차에도 선량의 변화가 발생하기 때문에 정확한 환자의 위치잡이와 고정기 치료의 성적에 큰 영향을 미친다[2]. 그러므로 방사선 치료 직전에 시행하는 정확한 치료부위 위치잡이 기술인 환자 셋업에 대한 정확성이 요구되는 것은 당연한 결과이며 이러한 불확실성을 줄여 셋업의 정확도를 극대화하기 위한, 특별한 고정용구와 확인장치 또한 발전되어 왔으며, 기존의 3-laser system에 체표면 윤곽 스캐닝을 결합시켜 치료개시 전 보다 더 정확한 환자 위치잡이에 관한 연구가 활발히 진행되고 있다[3-9].

본 연구에서는 두경부 중앙 치료 시 3-laser system과 C-RAD system을 이용한 셋업을 비교, 분석함으로써 두경부를 대상으로 한 방사선치료 시 체표면 윤곽 스캐닝 시스템의 재현성을 통하여 임상에서의 유용성에 관한 연구를 하고자 한다.

II. 연구대상 및 방법

3D 체표면 윤곽 스캐닝 시스템인 C-RAD system (C-RAD AB, Uppsala, Sweden)을 대상으로 하였으며, Phantom은 Alderson Rando anthropomorphic phantom (Victoreen Co., USA)을 사용하였다. C-RAD system의 하드웨어는 line scanning laser와 CCD 카메라로 구성되어 있으며, 치료 테이블에 대해 약 45도도의 경사로 gantry 앞쪽 천장에 장착된다[그림 1]. 이 레이저 스캐너와 CCD 카메라를 사용하여 환자 외부의 체표면을 재구성하며, 스캐너는 4D 소프트웨어가 구동되는 PC에

연결된다. 레이저가 환자의 머리쪽에서 발쪽 방향으로 여러 회 이동하면서 환자의 체표면을 카메라가 기록하며, 얻어진 데이터로부터 환자의 삼차원 체표면은 삼각측량법(triangulation)을 사용하여 재구성 되어진다.

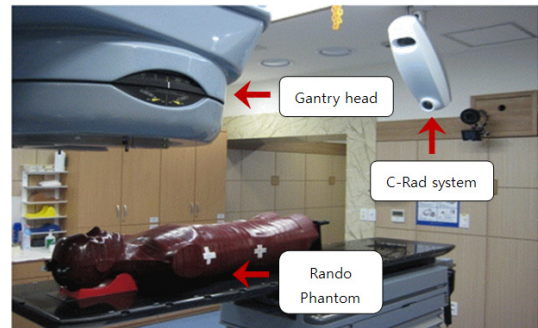


그림 1. The schematic of the hardware setup for C-RAD system in the treatment room

1. Phantom study

Phantom의 영상을 획득하기 위해 CT 촬영을 시행하였다. 치료용 베개를 사용하여 supine 자세로 촬영하였으며 2 mm 간격으로 두개 정점에서 흉추 2번까지 스캔하였다. Phantom의 스캔 중앙으로서 안와 천장부에 동중심점(iso-center)을 위치시켜 양 측면과 전면부 한 곳에 포지션 확인을 위한 X축, Y축, Z축의 위치잡이용 라인을 마킹하였다. 이렇게 얻어진 Dicom 3 format을 가지는 CT 영상은 치료 계획 시스템으로 전송하였다. 치료 계획 시스템으로 전송되어진 CT 영상은 체표면의 contouring을 통해 3차원 체표면 영상을 만들고 이렇게 얻어진 체표면 영상을 C-RAD system으로 전송하였다. 또한 치료실에서의 셋업 오차 평가를 위해 On Board Imager(OBI)용 setup field를 만들어서 디지털화 재구성영상(Digitally Reconstructed Radiograph, DRR)을 치료장비로 전송하였다. 이때 사용되어진 gantry 각도는 0°와 90°이며, CT 촬영 시 사용되어진 동중심점을 영상의 근원으로 플래닝하였다. 3-laser system의 셋업 오차를 평가하기 위해 치료실에서 phantom에 마킹된 위치잡이용 라인을 치료실의 레이저에 맞춰서 셋업하였다. 위치 확인은 OBI로 두 직교 이미지를 촬영하여 치료계획시스템으로부터 추출된 DRR 이미지와 비교하

였다[그림 2].

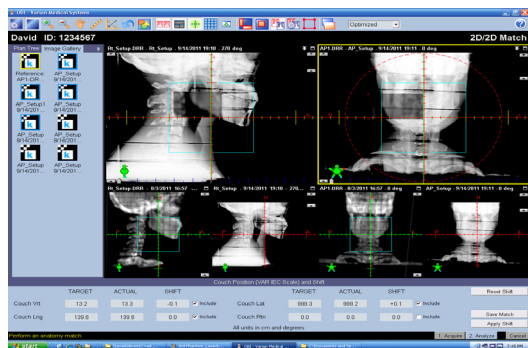


그림 2. The acquired image of OBI when using 3-laser system

두 영상 matching의 차이는 bony anatomy에 기초하였으며, 각 축에 대한 셋업 에러가 ± 2 mm를 초과하는 경우에는 다시 셋업을 시행하여 셋업 에러가 ± 2 mm 이내로 오차가 발생할 때까지 반복적으로 OBI를 촬영하였다.

C-RAD system의 경우에는 C-RAD system으로 스캔하여 각 축의 relative 값이 ± 2 mm 미만일 경우에만 OBI를 이용한 두 직교 이미지를 촬영하였다. C-RAD system의 기준 영상은 CT 영상으로부터 치료 계획시스템에 의해 구성된 3차원 체표면 영상을 기준으로 하였다. 이 기준 영상을 기초하여, X, Y, Z축에 대해 개별적으로 OBI 영상과의 조정을 통해 C-RAD system의 셋업 오차를 기록하였다. 각각 20회(일 4회, 5일)를 측정하여 포지셔닝 에러 발생률을 비교하였으며 X, Y, Z축 에러의 평균과 표준편차를 산출하였다.

2. Patient study

두경부에 병변이 있는 방사선치료 환자 중 10명을 대상으로 시행하였으며, 참여한 모든 환자는 본 연구의 목적을 숙지하였고 실험에 동의하였다. 모든 환자는 CT simulation을 실시하는 과정에서 환자에 기인한 움직임의 방지와 셋업 재현성을 용이하게 하기 위하여 두경부 고정용구인 optimold를 씌워 환자의 두경부를 고정시켰다[그림 3]. 셋업 에러의 허용오차는 ± 2 mm를

선택하였는데 이는 실제 임상에서 일반적으로 입체조영 방사선치료의 경우 $\pm 3\sim 5$ mm의 허용오차를 사용하고 있으나 IMRT의 경우에는 $\pm 1\sim 2$ mm의 허용오차를 권고하고 있으므로, 두경부를 대상으로 하는 치료 임을 감안하여 ± 2 mm를 기준으로 설정하였다[2].

이후 과정은 앞서 언급한 phantom study와 동일한 방식으로 진행하였으며, 임상에서의 시간적인 제약으로 인해 각 환자의 C-RAD system의 스캔은 주당 1회씩 4주 동안 시행하였다.



그림 3. The patient setup position who is using optimold

III. 결과

1. Phantom study

3-laser system과 C-RAD system을 이용하여 phantom의 X, Y, Z축에서의 포지셔닝 오차측정을 위하여 20회 측정된 결과를 [표 1]에 나타내었다. X축에서 3-laser system 결과는 1 mm 17회, 2 mm 2회, 0 mm 1회로 측정 되었으며, C-RAD system의 결과는 1 mm 11회, 0 mm 9회로 측정 되었다. Y축의 경우 3-laser system의 결과는 1 mm 12회, 0 mm 7회, 2 mm 1회로 측정 되었으며, C-RAD system의 결과는 0 mm 14회, -1 mm 5회, 1 mm 1회로 측정 되었다. Z축에서 3-laser system의 결과는 1 mm 8회, 0 mm 6회, 2 mm 6회로 측정 되었으며, C-RAD system의 결과는 -1 mm 13회, 0 mm 5회, -2 mm 2회로 측정 되었다[표 1].

위에서 측정된 자료를 기초로 하여 3-laser system과 C-RAD system 각 축의 오차에 대한 평균과 표준편차

는 1명으로 나타났다. Z축에서 3-laser system 결과는 1 mm 초과 2 mm 이하에서는 0명, 0 mm 초과 1 mm 이하에서는 2명, 0 mm 값에서는 1명, 0 mm 초과 -1 mm 이하에서는 5명, -1 mm 초과 -2 mm 이하에서는 2명으로 나타났으며, C-RAD system 결과는 1 mm 초과 2 mm 이하에서는 0명, 0 mm 초과 1 mm 이하에서는 0명, 0 mm 값에서는 1명, 0 mm 초과 -1 mm 이하에서는 4명, -1 mm 초과 -2 mm 이하에서는 5명으로 나타났다[표 2].

측정된 자료를 기초로 하여 3-laser system과 C-RAD system 각 축의 오차에 대한 평균과 표준편차를 산출하였다. 3-laser system X축에서는 -0.025 ± 0.953 mm, Y축에서는 0.225 ± 0.967 mm, Z축에서는 -0.525 ± 0.740 mm로 나타났으며, C-RAD system의 X축에서는 -0.05 ± 0.621 mm, Y축에서는 0.075 ± 0.755 mm, Z축에서는 -1.025 ± 0.617 mm로 나타났다. 3-laser system의 각 축에서의 오차발생률은 X축 60%, Y축 73%, Z축 70%를 보였으며, C-RAD system에서는 X축 53%, Y축 65%, Z축 83%를 보였다[그림 5].

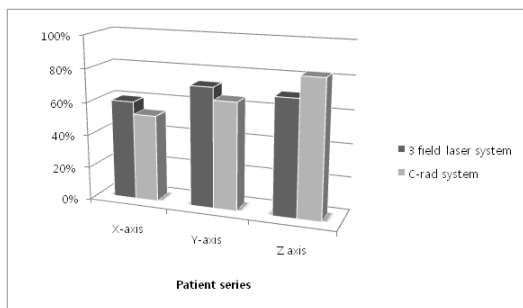


그림 5. The comparison of patient series positioning error rate between 3-laser system and C-RAD system

IV. 고 찰

Phantom study X축에서는 3-laser system과 C-RAD system 모두 X축이 +방향으로 동일한 방향성을 보였으며, 수정없이 정확하게 일치한 경우에는 C-RAD system이 우수하게 나타났다[표 1]. 오차 발생률에서

3-laser system은 95%로 나타났으나[그림 4], 표준편차는 거의 일정한 값 1 mm로 측정되면서 C-RAD system보다 낮은 ± 0.394 의 값을 보였다. 이는 셋업 오차는 크지만 오차간의 편차는 작은 것으로 사료되며, 두 시스템 모두 편중된 방향성을 보인 것은 CT와 simulation 과정 전반에 걸친 systematic error로 보는 것이 타당하다고 사료된다.

Y축에서 3-laser system은 +Y축 방향으로 동일한 방향성을 보였으나, C-RAD system은 일정한 방향성을 보이지는 않았다[표 1]. 그러나 수정 없이 정확하게 일치한 경우에 있어서 C-RAD system이 70%를 보이며 오차 발생률이 30%로 나타난 반면, 3-laser system에서는 65%의 오차 발생률을 보이며 현저한 차이가 났고[그림 4], 표준편차의 경우에는 비슷한 결과를 보였다. 이 측정값은 X축과 Z축에 비해 좋은 결과를 보였는데 그 이유는 rigid body인 Rando phantom을 사용함으로써 치료대의 처짐이나 rolling에 관계된 오차에 비해 상대적으로 Y축에서 안정성이 두드러지게 나타난 것으로 사료된다.

Z축의 경우 3-laser system은 +Z축으로의 일관된 방향성을 보이고, C-RAD system은 -Z축으로의 일관된 방향성을 보이면서 상이하게 나타났다[표 1]. 수정 없이 정확하게 일치한 경우는 3-laser system이 근소한 차이로 우수하게 나타났지만, 전체적인 에러의 평균과 표준편차 값은 C-RAD system이 더 낮은 값을 보였다.

환자를 대상으로 한 patient study의 결과를 분석해 보면 phantom study와는 상이하였다. X축의 경우 오차 발생률에서는 C-RAD system이 7%의 근소한 차이로 더 낮게 나타나는 결과를 보였지만[그림 5], 두 시스템 모두 동일한 방향성을 보이지는 않았다[표 2]. 이것은 두 시스템 모두 +X축으로 동일한 방향성을 보인 phantom study와는 다른 결과이지만, 환자를 대상으로 한 Marco Krengli 등의 논문과 유사한 결과를 나타내고 있다[7]. 이런 차이는 CT scan, simulation 등의 치료 과정 전반에 걸친 systematic error로 보아야 할 것이며, 또한 환자에게 고정용으로 제작한 optimold의 제작 과정이나 제작 후 시간의 경과에 따른 수축 정도, 그리고 얼굴의 붓기 변화 등의 환자측 인자가 복합된 결과

로 사료된다.

Y축에서는 두 시스템이 비슷한 결과를 보였는데[표 2], 오차 발생률을 비교해보면 C-RAD system이 8% 차이로 더 낮은 결과를 나타내었다[그림 5]. 하지만, 두 시스템 모두 일관된 방향성을 나타내지는 않았으며 phantom study Y축에서 3-laser system이 +Y 방향으로 일관되게 나타난 것과는 다른 결과를 보였다. 또한 결과에서 보여지듯이, C-RAD system의 표준편차 값이 Y축에서 가장 높게 측정이 되었는데, 이와 달리 Ploeger 등의 연구 논문에서는 X축에서 표준편차 값이 가장 크게 나타났다고 보고하였다[9].

Z축을 살펴보면, 3-laser system의 경우 동일한 방향성을 나타내지 않았으며[표 2], 오차 발생률에 있어서 C-RAD system보다 13% 더 낮은 결과를 보였다[그림 5]. 이 결과는 C-RAD system이 X축과 Y축에서 에러 발생률이 조금 더 높게 나온 것과는 상반되는 것이며, 특히 눈여겨 볼 부분은 C-RAD system의 Z축 실험에 있어서 phantom study와 patient study 모두 -Z축으로 일관된 방향성을 보였다는 것이다[표 1][표 2]. 이것은 C-RAD system이 gantry 쪽이 아닌, 치료대 아래쪽(Y축 -방향) 천장에 장착되어 있으므로 인해, 기하학적으로 3-laser system 보다 Z축에 있어서 더 민감한 반응을 나타내는 것으로 추정된다. 그러므로 이 측정값을 C-RAD system의 전체 영상 획득 절차에 따른 systematic error로 보는 것이 타당하다고 사료된다. 그리고 Z축에서 C-RAD system의 평균 에러가 -1.025 mm로 가장 높게 나타났는데, 이 결과 값은 최근 Kupelian 등의 연구에서 helical tomotherapy로 치료 받은 74명의 환자를 대상으로 한 실험에서도 Z축이 가장 큰 셋업오차를 보였다[10]. 이러한 차이는 환자의 무게로 인한 치료대의 처짐(1~2 mm) 현상에 의해 영향이 있는 것으로 추측되며, 이는 Ploeger 등이 비디오 체표면 시스템을 사용 시 발생하는 에러가 환자의 과제중과 환자의 협조, 순응도에 따라 달라진다고 보고하였는데, 이 중 환자의 과제중에 기인한 것이라는 부분과 부합된다고 사료된다[9].

V. 결론

현재의 방사선 치료는 3차원 입체조영치료, 세기변조 방사선치료(IMRT), 아크 세라피(Arc therapy) 등의 도입으로 종양의 실제적인 국소제어율의 증가와 함께 부작용 감소를 기대할 수 있게 되었으며, 최근 저분할(hypo-fraction) 방사선 치료 및 방사선 수술에 대한 관심이 높아져 고정밀 방사선 치료의 중요성이 더욱 커지고 있으며, 동시에 환자 셋업의 정확도에 대한 부분도 매우 중요시 하게 되었다. 본 연구에서는 방사선치료 시 셋업에 이용되고 있는 체표면 윤곽 스캐닝 시스템의 임상적인 유용성을 확인하기 위하여 phantom과 두경부 암 환자를 대상으로 X, Y, Z축의 셋업 에러를 분석하여, 그 정확도를 평가하였다. 체표면 윤곽 스캐닝 시스템은 각 축에서 비교군에 비하여 발생된 셋업오차의 크기가 적었으며, 오차의 발생률도 적게 나타났다. 그러므로 비교군 장비에 비하여 정확도가 유지되어 치료계획과 일치되는 방사선 치료가 실시되고 있음을 확인할 수 있었다. 이는 기계적, 시스템적인 에러 발생이 최소화된 셋업 장비로서 임상적 유용성이 증명되었다고 사료된다. 체표면 윤곽 스캐닝 시스템은 앞서 언급한 장점과 함께 환자 셋업 조절을 분석하는 장래성 있는 방법일 것이며, 두경부의 방사선 치료 시에 정확한 포지셔닝을 유도함으로써 셋업오차 마진을 최소화 시키는 데 기여할 것이다.

참고 문헌

- [1] F. M. Khan, *The Physics of Radiation Therapy 4/E*, Lippincott Williams & Wilkins, 2009.
- [2] T. S. Hong, W. A. Tome, and R. J. Chappell, et al, "The impact of daily setup variations on head-and-neck intensity-modulated radiation therapy," *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, Vol.61, No.3, pp.779-788, 2005.
- [3] J. L. Peng, D. Kahler, and J. G. Li, et al, "Characterization of a real-time surface

image-guided stereotactic positioning system," Med Phys, Vol.37, No.10, pp.5421-5433, 2010.

[4] A. Brahme, P. Nyman, and B. Skatt, "4D laser camera for accurate patient positioning, collision avoidance, image fusion and adaptive approaches during diagnostic and therapeutic procedures," Med Phys, Vol.35, No.5, pp.1670-1681, 2008.

[5] P. J. Schöffel, W. Harms, and G. Sroka-Perez, et al, "Accuracy of a commercial optical 3D surface imaging system for realignment of patients for radiotherapy of the thorax," Phys Med Biol, Vol.52, No.13, pp.3849-3863, 2007.

[6] C. Bert, K. G. Metheany, and K. P. Doppke, et al, "Clinical experience with a 3D surface patient setup system for alignment of partial-breast irradiation patients," Int J Radiat Oncol Biol Phys, Vol.64, No.4, pp.1265-74, 2006.

[7] M. Krenkli, S. Gaiano, and E. Mones, et al, "Reproducibility of patient setup by surface image registration system in conformal radiotherapy of prostate cancer," Int J Radiat Oncol, Vol.4, No.9, 2009.

[8] C. Bert, K. G. Metheany, and K. Doppke, et al, "A phantom evaluation of a stereo-vision surface imaging system for radiotherapy setup," Med Phys, Vol.32, No.9, pp.2753-2762, 2005.

[9] L. S. Ploeger, M. Frenay and A. Betgen, et al, "Application of video imaging for improvement of patient setup," Radiother Oncol, Vol.68, No.3, pp.277-284, 2003.

[10] P.A. Kupelian, C. Lee, and K. M. Langen, et al, "Evaluation of image-guidance strategies in the treatment of localized prostate cancer," Int J Radiat Oncol Biol Phys, Vol.70, No.4, pp.1151-1157, 2008.

저 자 소 개

박 은 태(Eun-Tae Park)

정회원



- 2012년 2월 : 부산가톨릭대학교 방사선학과(이학석사)
- 2012년 3월 ~ 현재 : 부산가톨릭대학교 보건과학대학 방사선학과(박사과정)
- 2000년 5월 ~ 현재 : 인제대학교 부산백병원 방사선종양학과

<관심분야> : 방사선치료선량 및 측정

고 성 진(Seong-Jin Ko)

정회원



- 1997년 8월 : 경성대학교 생물학과(이학박사)
- 1982년 3월 ~ 현재 : 부산가톨릭대학교 보건과학대학 방사선학과 교수

<관심분야> : 방사선생물학, 방사선계측학

최 석 윤(Seok-yoon Choi)

정회원



- 2008년 5월 : 고려대학교 의공학협동(박사수료)
- 2002년 10월 ~ 2008년 12월 : 삼성생명과학연구소
- 2010년 3월 ~ 현재 : 부산가톨릭대학교 보건과학대학 방사선학과 조교수

<관심분야> : 컴퓨터비전, 편미분방정식(PDE), 영상분할, 수치해석(Large scale problem)

김 정 훈(Jung-Hoon Kim)

정회원



- 2000년 8월 : 경원대학 물리학과(이학사)
- 2003년 2월 : 경희대학교 원자력공학과(공학석사)
- 2007년 2월 : 경희대학교 원자력공학과(공학박사)

- 2009년 3월 ~ 현재 : 부산가톨릭대학교 보건과학대학 방사선학과 조교수

<관심분야> : 방사선량 평가, 문항개발 및 분석

김 창 수(Chang-soo Kim)

정회원



- 2001년 2월 : 동명대학교 정보통신공학과(공학사)
- 2003년 2월 : 한국해양대학교 전자통신공학과(공학석사)
- 2006년 2월 : 한국해양대학교 전자통신공학과(공학박사)

- 2005년 3월 ~ 현재 : 부산가톨릭대학교 보건과학대학 방사선학과 조교수

<관심분야> : 의료영상신호처리, 의료정보표준, Computer Aided Detection(CAD), U-Healthcare

김 동 현(Dong Hyun Kim)

정회원



- 2009년 2월 : 부산대학교 의공학과(공학박사)
- 1994년 ~ 2011 2월 : 부산대학교 병원 영상의학과
- 2011년 3월 ~ 현재 : 부산가톨릭대학교 보건과학대학 방사선

학과 조교수

<관심분야> : 자기공명영상학, 방사선관리학

강 세 식(Se-Sik Kang)

정회원



- 1991년 2월 : 원광대학교 농화학과(농학박사)
- 1982년 3월~1994년 8월 : 원광보건대학 방사선과 교수
- 1997년 3월 ~ 현재 : 부산가톨릭대학교 보건과학대학 방사선

학과 교수

<관심분야> : 방사선치료선량, 방사선기기