

방사선치료용 선형가속기를 이용한 Gated Cone-Beam CT의 유용성 연구

서정민^{1,2}, 김찬형¹, 박병석³, 박철수⁴, 장현철⁵, 김정대^{6,7*}

¹한양대학교 원자력공학과, ²대원대학교 방사선과, ³삼성서울병원 방사선종양학과,
⁴한림성심대학교 방사선과, ⁵수성대학교 방사선과, ⁶강원대학교 의과대학 예방의학교실,
⁷한림성심대학교 보건환경과

Study on the Validation of the Gated Cone-Beam Computed Tomography on Radiation Therapeutic Linear Accelerator

Jeong-Min Seo^{1,2}, Chan-Hyeong Kim¹, Byoung-Suk Park³, Cheol-Soo Park⁴,
Hyon-Chol Jang⁵, Joung-Dae Kim^{6,7*}

¹Department of Nuclear Engineering, Hanyang University

²Department of Radiological Science, Daewon University College

³Department of Radiation Oncology, Samsung Medical Center

⁴Department of Radiological Science, Hanlym Polytechnic University

⁵Department of Radiological technology, Suseong College

⁶Dep. of Preventive Medicine, College of Medicine, Kangwon National University

⁷Department of Health & Environment, Hanlym Polytechnic University

요약 환자의 호흡은 방사선치료에서 중요한 인자로 작용한다. 종양을 치료하는 방사선 치료용 선형가속기에서 시행하는 기존의 cone-beam CT에서는 호흡에 의한 움직임이 반영되지 않아 영상에 왜곡이 발생하여 정확하지 못한 영상 정보를 획득하였다. 본 연구는 호흡에 의한 움직임을 고려하고 특정 순간을 포착한 gating을 적용하여 획득한 back projection 영상을 이용하여 cone-beam CT 영상으로 재구성하였으며 기존의 방법과 비교하였다. 기존의 방법은 영상 왜곡도가 400%에 달하였으나, 본 연구에서 시행한 gating을 적용한 cone-beam CT는 약 2%에 불과하였다. 이에 본 연구는 호흡의 움직임을 반영한 영상유도 방사선치료의 방향과 평가 방법을 제시하였다.

Abstract The respiration is one of important factor in the radiation therapy. The existing commercial method of cone-beam computed tomography on LINAC does not consider respiratory motion of patient hence the images are both distorted and inaccurate. In this study, the cone-beam computed tomography images have been reconstructed from back projection radiography of specific phase on breathing cycle which concerned about respiratory movement in radiation therapy. This study investigated how different between cone-beam CT images with and without gating respiratory movement, and this paper provides that guide and implementation of gated cone-beam CT on radiation therapeutic equipment.

Keywords : Cone-beam computed tomography, Gating, Radiation therapy, 4D radiation therapy

*Corresponding Author : Joung-Dae Kim(Kangwon National University)

Tel: +82-33-240-9204 email: kimjd@hsc.ac.kr

Received May 20, 2015

Revised (1st September 11, 2015, 2nd September 15, 2015, 3rd September 21, 2015)

Accepted October 8, 2015

Published October 31, 2015

1. 서론

방사선치료의 궁극적인 목적은 종양부위에 방사선량을 충분히 조사하고, 그 주위의 정상조직에 조사되는 방사선량을 최소화 하는 것이다. 최근의 방사선치료는 3차원방사선치료, 세기변조방사선치료 등 매우 정밀한 치료기술들이 개발되어 임상에 적용되고 있다. 치료기술이 정밀해지면서 종양부위에 대한 정확한 선량조사가 가능해졌으며, 세기변조방사선치료 등으로 종양 주변에 인접한 정상 조직의 보호 효과도 향상 되었다[1,2]. 또한, 4차원 전산화단층촬영으로 종양의 움직임을 파악하여 치료하는 호흡 동조 방사선치료기법에 대해서도 보고가 되고 있다[3,4]. 이러한 방사선치료는 호흡에 따른 종양과 장기의 움직임이 존재하기 때문에 정확한 시점과 정확한 위치에 방사선을 조사하여야 그 장점을 극대화 할 수 있다[5].

종양이 신체의 흉부 또는 복부 부위에 위치하면 종양 위치의 변화가 증가하며 특히 폐의 하엽에 위치한 종양 및 장기의 움직임 범위는 0.9~3.2cm, 간의 경우에는 1~4cm 가량의 움직임이 보고되고 있다[6,7,8]. 이처럼 움직이는 종양을 대상으로 방사선치료를 시행하기 위해서는 정밀하고 정확한 방사선 치료기술이 필요하다. 방사선치료에서 중요한 것 중 하나가 바로 set-up verification이다. 현재 방사선 치료 환자의 set-up 확인을 위하여 electronic portal imaging device(EPID)와 on-board imager(OBI)를 이용한 전후, 좌우 2차원 영상을 사용한다. 더 발전된 방법으로 cone-beam computed tomography (CBCT) image[9], 그리고 Tomotherapy 방사선 치료인 경우에는 mega-voltage computed tomography (MVCT) image를 획득하여 set-up를 확인하고 있다[10].

이와 같은 영상유도방사선치료(Image-Guided Radiation Therapy) 기술의 발전으로 인하여 여러 가지 방법으로 환자의 정확한 자세와 치료 목표물의 정확한 위치를 확인하고 종양 목표물에만 정밀하게 조사하여 종양 주변의 정상조직에 대한 부작용을 줄이려는 노력이 시행되고 있다[11]. 방사선 치료 장비인 선형가속기에서는 이러한 영상유도방사선치료의 실현을 위하여 장비의 갠트리에 장착된 CBCT가 많이 사용되고 있다. 이는 해부학적 위치 정보를 알 수 있는 3차원 체적영상을 얻을 수 있는 장점을 가지고 있다[9]. 그러나 호흡의 특정 순간을 촬영하는 gating을 적용하지 않으므로 폐와 같이 계속 움직

이는 장기에 CBCT를 적용할 경우에는 환자의 호흡을 고려하지 못하는 자유호흡 상태의 영상을 획득하게 된다. 이로 인하여 종양이나 장기의 형태가 왜곡된 영상으로 나타나게 되며 부정확한 위치 정보가 얻어지므로, set-up verification을 시행할 때 오차발생의 가능성이 존재할 수 있다.

이에 본 연구에서는 3차원의 움직임이 가능한 구동팬텀을 이용하여, 특정 순간의 영상을 획득하는 gating을 적용하고, X 선의 에너지에 따른 CBCT 영상을 생성하여, gating을 적용하지 않는 CBCT와 비교 분석함으로써 그 유용성을 연구하였다.

2. 대상 및 방법

2.1 호흡 신호 획득

호흡 신호를 획득하기 위해 연구에 사용된 real-time position management(RPM) gating system(Varian, USA)[Fig. 1]은 환자의 호흡에 따른 영상신호를 획득하는 camera system 과 그 신호를 분석하여 방사선 조사 구간을 설정하는 프로그램으로 구성되어 있다. RPM system의 카메라 부분은 적외선을 조사하는 부분과 반사된 적외선을 감지하는 부분으로 구성되어 있다. 조사된 적외선은 방사선치료 환자의 복부에 올려놓은 작은 플라스틱 블록에 부착되어 있는 작은 원형의 적외선 반사 물질에 반사되고 이를 CCD camera가 감지하여 호흡에 따른 움직임을 모니터링하게 된다[Fig. 2].

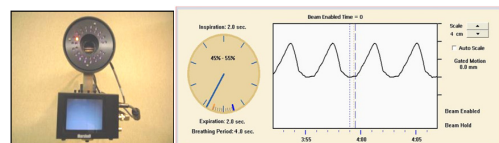


Fig. 1. RPM respiratory gating system

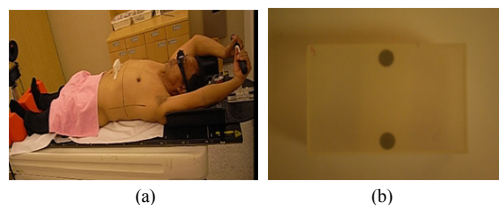


Fig. 2. (a) situation of undergoing CT scan with RPM system (b) the marker block which is the surrogate for respiration of patient

적외선 반사물질이 부착된 블록은 환자의 호흡에 의한 장기의 움직임을 대리자(surrogate) 역할을 한다.

본 연구의 gating은 환자의 호흡이 가장 안정된 순간인 완전호기의 위상에서 영상을 획득하는 것으로 규정하였다.

2.2 3차원 구동 팬텀의 사용

본 연구의 유용성을 검증하기 위해 실제 환자 대신 환자의 호흡을 2차원으로 모사하는 구동팬텀(Varian, US)을 3차원적 움직임을 구현 할 수 있도록 변형하였다[Fig. 3]. 기존의 이 구동 팬텀의 기능은 모터의 속도를 조절하지 못하며, 일정속도로 회전시키면 회전 원판 반경의 변화에 따라 일정한 주기의 상하 움직임만으로 환자의 호흡 움직임을 모사하게 된다.

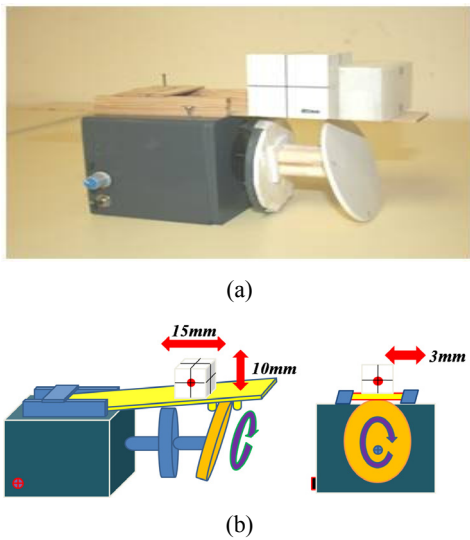


Fig. 3. The modified 3D motion phantom system
 (a) photo of 3D motion phantom
 (b) direction and range of movement of 3D motion phantom

본 연구에서는 팬텀의 움직임 속도를 조절할 수 있도록 개발하였고, 3차원 방향으로 모두 움직이도록 개선하여, 실제 사람의 호흡에 의한 종양의 움직임과 흡사하도록 재현하였다. 구동은 3차원의 세 방향, 즉 상하방향(superior-inferior, SI), 전후방향(anterior-posterior, AP), 좌우방향(right-left, RL)방향으로 동시에 움직이도록 하였으며, 이를 위하여 경사판 캠을 이용한 방법을 적용하였다. 이동 거리는 SI 방향으로 15mm, AP방향 10mm,

RL방향 3mm을 동시에 움직이도록 하였으며, 한 번의 움직임 주기를 정상적인 성인의 호흡주기와 유사한 4초로 설정하였다. 이 구동 팬텀 위에 적외선 반사체가 부착된 플라스틱 블록을 올려놓고, image 획득과 분석을 위하여, 내부 중심에 2mm 지름의 금속 ball이 삽입되어 있는 정육면체 팬텀(ball bearing 팬텀, BB팬텀)을 함께 올려놓았다.

2.3 4차원 전산화단층촬영 영상 획득

본 연구에 기준 영상으로 사용된 영상은 진단용 CT 장비인 GE medical system의 GE light speed RT 16(GE, US)를 이용하여 획득하였으며, GE Advantage Workstation(AW 3.4)를 이용하여 image reconstruction을 시행하였다. 내부 중심에 2mm 지름의 금속 ball이 삽입되어 있는 BB 팬텀을 cine mode로 단층촬영 하였고, slice thickness를 CT장비에서 적용이 가능한 최소두께인 0.625mm로 설정하였다. 이렇게 획득한 CT 영상들은 cone-beam CT와 대조하는 기준으로 사용되었다.

2.4 Cone-Beam CT 영상획득 및 재구성

본 연구에 사용되는 선형가속기 장비는 iX(Varian, US)[Fig. 4]로 방사선 치료에 사용되는 Mega-Voltage 강도의 X선을 사용하여 EPID를 통해 radiography를 촬영할 수 있다. 또한 치료용 방사선을 발생시키는 gantry와는 수직으로 위치하여 beam이 교차하는 구조적 위치에 장착된 OBI를 이용하여 kilo-voltage 강도의 X선으로 single shot radiography, 투시촬영 및 CBCT 영상을 얻을 수 있다.

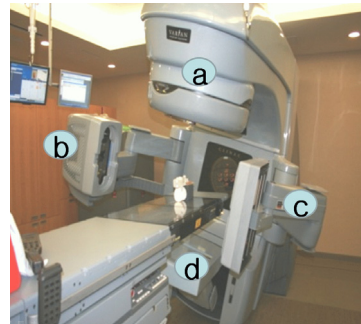


Fig. 4. The linear accelerator iX series(Varian, US)
 (a) gantry head
 (b) X-ray source arm of OBI
 (c) Detector arm of OBI
 (d) Detector arm of EPID

기존의 CBCT 촬영 방법은 OBI를 이용하여 자유호흡 상태에서 영상을 획득한다. 즉, 특정 호흡 순간의 영상을 얻지 못한다. 따라서 본 연구에서는 RPM을 이용한 gating 기술을 적용하며 OBI와 EPID를 이용해 각각의 back projection 영상을 획득 하였다[Fig. 5]. 조사면은 10×10cm, gantry는 0 ~ 180°까지 1°간격으로 회전하면서 back projection 영상을 획득하였다. 이렇게 획득한 back projection 영상들을 Matlab(MathWorks, US)을 이용하여 filtered back projection 알고리즘으로 각각의 CBCT영상으로 단면영상을 재구성하였다.

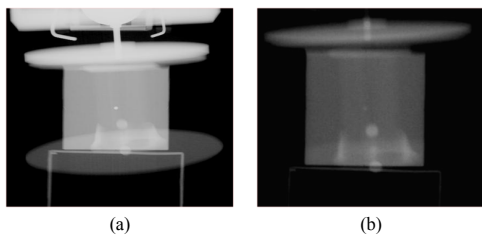


Fig. 5. Samples of back projection images for reconstruction axial images of CBCT
(a) sample image using OBI with kV-CBCT
(b) sample image using EPID with MV-CBCT

사용한 X선의 에너지에 따라 영상의 질이 크게 다르게 나타나는데, OBI를 이용하여 kilo-voltage 에너지를 사용하는 경우에는 광전효과가 지배적으로 발생하며, EPID mega-voltage의 에너지를 사용한 영상에서는 compton scattering의 발생이 지배적이므로, 방사선과 물질과의 상호작용의 차이가 영상의 질에 영향을 미치고 있다[12,13,14]. 즉 kilo-voltage의 영상에서 선예도와 대조도가 우수한 back projection 영상을 얻을 수 있었다. Back projection 영상의 상태가 재구성한 CBCT의 영상에도 영향을 미치며 kilo-voltage 에너지를 사용한 OBI로부터 얻은 영상으로 재구성한 kV-CBCT가 MV-CBCT에 비하여 선예도와 대조도가 우수함을 보여 주고 있다[Fig. 6].

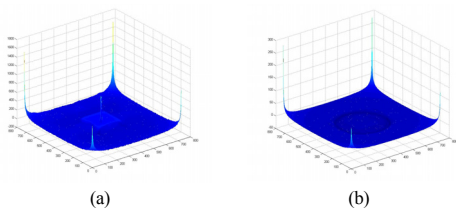


Fig. 6. Analysis CBCT images with evaluating pixel values (a) kV-CBCT (b) MV-CBCT

2.5 영상의 종류

진단용 CT 장치에서는 BB 팬텀이 움직이지 않는 상태의 기준 영상과 구동팬텀을 함께 사용하여 4초주기로 움직이는 상태의 두 가지 시리즈로 CT 촬영을 실시하였다. 선형가속기에서는 3차원 구동팬텀과 BB 팬텀을 함께 사용하여 호흡주기 4초의 구동 팬텀에 대하여 gating을 적용하지 않은 kV-CBCT, gating을 적용한 kV-CBCT와 mega-voltage CBCT(MV-CBCT)를 촬영하였다. 이렇게 모두 다섯 종류의 이미지 시리즈를 획득하여 분석하였다[Table 1, Fig. 7].

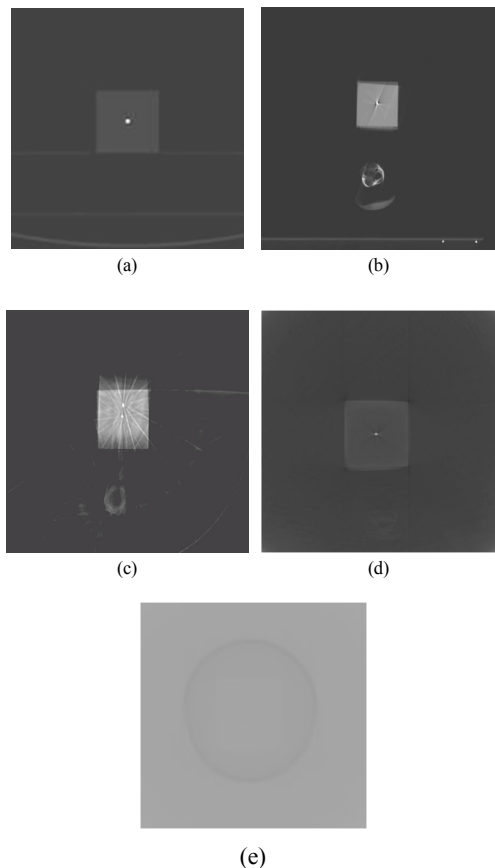


Fig. 7. Sample of each image series
(a) Reference series from diagnostic CT
(b) Gated 4D CT from diagnostic CT
(c) Not-gated kV-CBCT from OBI (originally from commercial product of CBCT system)
(d) Gated kV-CBCT reconstructed from OBI images
(e) Gated MV-CBCT reconstructed from EPID images

3. 분석 및 결과

3.1 진단용 CT를 이용한 기준영상과 gating을 적용한 4차원 진단용 CT 영상의 분석

BB 팬텀이 움직이지 않고 정지된 상태에서 진단용 CT로 촬영된 영상이 기준 영상이다. 이 기준 영상에서 BB 팬텀의 ball의 size는 SI, AP, RL 방향 모두 2.4mm로 나타났으며 이는 partial volume effect로 인하여 실제 크기인 2mm보다 조금 크게 보이는 것으로 판단된다. 호흡을 완전히 내쉬고 상태와 같은 위상인 완전호기 위상 4차원 진단용 CT 영상에서 ball size는 SI 3.3mm, AP 2.9mm, LR 2.7mm로 정지영상에서의 ball size와는 그 차이가 1mm 이내로 나타났다.

Gating을 적용한 4차원 진단용 CT 영상을 기준 영상과 비교하였을 때 BB 팬텀의 중심 ball의 위치 오차는 0.7mm(SI방향), 0.3mm(AP방향), 0.1mm(RL방향)로 모두 1mm 이내로 나타났다.

3.2 Gating을 적용하지 않은 kV-CBCT 영상의 분석

기존의 상품으로 사용되고 있는 kV-CBCT는 gating을 적용하지 않고 있으며 기준 영상과 비교하였을 때 BB팬텀의 중심 ball의 위치 오차는 13.2mm(SI방향), 9.1mm(AP방향), 1.2mm(RL방향)로 큰 차이를 보였다 [Fig. 8]. 이는 gating을 적용하지 않은 상태에서 kV-CBCT 영상은 gating을 적용한 영상보다 영상의 왜곡이 매우 심하게 나타남을 의미한다. 이러한 상황은 임상 현장에서 부정확한 영상의 획득으로 치료부위의 부정확한 위치정보를 얻어 set-up의 오차가 발생하는 원인이 된다.

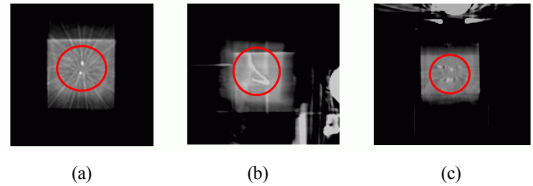


Fig. 8. Not-gated kV-CBCT series, circle : distortion of inner ball in the BB phantom

- (a) transverse plane image
- (b) sagittal plane image
- (c) coronal plane image

3.3 영상의 왜곡도 분석

영상의 왜곡 정도를 비교하기 위하여, gating이 적용된 3개의 이미지 시리즈와 gating이 적용되지 않은 기존의 kV-CBCT 이미지 시리즈를 비교 분석하였다.

BB 팬텀의 중심단면에서 팬텀의 가로방향과 세로방향의 중간비율을 구하였으며, 그 왜곡도는 기준영상에서 0%, 4차원 진단용 CT에서 4.7%, gating이 적용된 kV-CBCT 2.1%, gating이 적용된 MV-CBCT 2.21% 정도로 양호한 수준을 보이고 있다. 그러나 기존의 방법인 gating을 적용하지 않은 kV-CBCT에서는 400%로 나타났다[Table 1].

3.4 CBCT gating 정확도 분석

Gating이 적용된 각 CBCT 영상의 gating 정확도를 확인하기 위하여, 기준영상과 gating이 적용된 각 CBCT에 촬영된 BB 팬텀 중심 ball의 위치를 pixel 단위로 그 중첩정도를 확인하였다. 기준 영상과의 일치도는 kV-CBCT 80.33%, MV-CBCT 79.6%로 매우 양호하게 나타났다[Table 1, Fig. 9].

Table 1. Image series on this study and results of evaluation

Images series	Equipment	X-ray energy level	Beam shape	Gating	Category	Image distortion (%)	Gating accuracy (%)
A	GE RT16	kilo-voltage	fan beam	Non-gating	existing, references	reference	reference
B	GE RT16	kilo-voltage	fan beam	4D gated	existing	4.7	n/a
C	LINAC OBI	kilo-voltage	cone beam	Non-gating	existing, commercial	400	n/a
D	LINAC OBI	kilo-voltage	cone beam	4D gated	on this study	2.1	80.33
E	LINAC EPID	mega-voltage	cone beam	4D gated	on this study	2.21	79.6

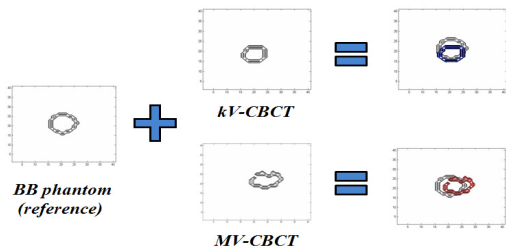


Fig. 9. Evaluation diagram of gated accuracy for gated CBCT

4. 고찰 및 결론

방사선치료를 계획하고 시행하는 전 과정에서 영상 획득은 치료의 계획 및 치료부위 확인, 환자 자세 보정 등 여러 목적을 충족하기 위하여 여러 단계에서 시행된다 [15,16]. 특히 호흡에 의한 움직임을 고려한 4D CT영상의 획득은 일반적으로 방사선치료계획을 수립하기 위한 전단계인 CT simulation에서 진단용 CT장비 등을 이용하여 획득한다[17,18]. 그러나 방사선치료를 시행하는 선형가속기의 영상유도 방사선치료를 위한 CBCT에서는 4D의 개념이 상용화되지 않은 상황이다. 아직 국내에서는 영상유도방사선치료용 선형가속기에서 gating을 적용한 CBCT기능이 일반화되지 않았으므로, set-up 확인의 오차 발생의 가능성이 크게 존재한다고 볼 수 있다.

본 연구에서 gating을 적용하지 않은 기존 상용화 되어 있는 kV-CBCT에서는 영상왜곡이 400% 수준으로 나타났다. 그러나 본 연구에서 시도한 gating을 적용한 CBCT에서는 영상의 왜곡을 약 2% 수준으로 줄이고 gating 정확도는 약 80%이상이었다. 이로 인하여 인체 내부의 장기 묘사의 정확도가 높아지고 기존에 사용 중인 gating을 적용하지 않은 kV-CBCT에 비하여 탁월한 치료부위 확인평가를 제공하였다.

본 연구를 통하여 확인 한 4차원 gating을 적용한 3차원 체적영상 기술의 가능성을 통하여, 치료부위와 그 주변 장기의 위치를 정확히 파악한 더욱 세밀한 set-up 및 치료계획을 가능하게 할 수 있으며, gating을 시행 하는 system의 정확성 분석에도 본 연구의 실험방법을 적용할 수 있을 것으로 사료된다.

References

- [1] Lars Dietrich, Thomas Tucking, Simeon Nill and Uwe Oelfke, "Compensation for respiratory motion by gated radiotherapy", Phys. Med. Biol., Vol. 50, pp. 2405-2414, 2005.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/50/10/015>
- [2] Siewerdsen JH, Daly MJ, Bakhtiar B, Moseley DJ, Richard S, Keller H and Jaffray DA, "A simple, direct method for x-ray scatter estimation and correction in digital radiography and cone-beam CT", Med. Phys., Vol. 33, No.1, pp. 187-197, 2006.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1118/1.2148916>
- [3] Jan-Jakob Sonke, Lambert Zijp, Peter Remeijer and Marcel van Herk, "Respiratory correlated cone beam CT", Med. Phys. Vol.32, No.4, pp. 1176-1186 , 2005.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1118/1.1869074>
- [4] Ma C.-M. and Paskalev, K., "In-room CT technique for image guided radiation therapy", Med. Dosim. Vol. 31, pp. 30-39, 2006.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.meddos.2005.12.010>
- [5] Wong, J.R., Cheng, C.W. and Grimm, L., "Clinical implementation of the world's first Primatom a combination of CT scanner and linear accelerator for precise tumor targeting and treatment", Med. Phys., Vol. 17, pp. 271-276, 2001.
- [6] Rohini George, Theodore D. Chung, Sastry S. Vedam, Viswanathan Ramakrishnan, Radhe Mohan, Elisabeth Weiss and Paul J. Keall, "Audio-visual biofeedback for respiratory-gated radiotherapy", Int.J.Radiation Oncol. Biol. Phys., Vol. 65, pp. 924-933, 2006.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijrobp.2006.02.035>
- [7] Swindell, W., Simpson, R.G., Oleson, J.R., "Computed tomography with a linear accelerator with radiotherapy applications", Med. Phys. Vol. 10, pp. 416-420, 1983.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1118/1.595391>
- [8] Paul J. Keall, Gig S. Mageras, et al., American Association of Physicists in Medicine, "The Management of Respiratory Motion in Radiation Oncology, Report of AAPM Task Group 76", pp. 7-15, American Association of Physicists in Medicine, 2006.
- [9] J. Daniel Bourland, "Image-Guided Radation Therapy", pp. 71-130, CRC Press, 2012
- [10] J. Daniel Bourland, "Image-Guided Radation Therapy", pp. 43-70, CRC Press, 2012.
- [11] Robert Timmerman, Lei Xing, "Image-Guided and Adaptive Radation Therapy", pp. 3-40, Wolters Kluwer, 2010.
- [12] Steven F. Petit, Wouter J. C. van Elmpt, Philippe Lambin, Andre L.A.J. Dekker, "Dose recalculation in megavoltage cone-beam CT for treatment evaluation : Removal of cupping and truncation artefacts in scans of the thorax and abdomen", Radiotherapy and Oncology, Vol 94, pp.359-366, 2010.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.radonc.2009.12.001>
- [13] Oliver Morin, Amy gillis, Josephine Chen, "Megavoltage Cone-Beam CT : System Description and Clinical Applications", Medical Dosimetry, Vol 31, No. 1, pp.51-61, 2006.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.meddos.2005.12.009>

- [14] Spies L, Ebert M, Groh BA, Hesse BM, Bortfeld T., "Correction of scatter in megavoltage cone-beam CT", *Phys Med Biol*, Vol. 46, pp. 821-833, 2001.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/46/3/316>
- [15] Verellen D, Ridder MD, Linthout N, Tournel K, Soete G, Storme G., "Innovations in image-guided radiotherapy", *Nat Rev Cancer*, Vol. 7, pp. 949-960, 2007.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1038/nrc2288>
- [16] Jeong-Ho Kim, Seok-Hwan Bae, Ki-Jin Kim, Se-Jong Yu, Jee-Yoon Kim, "Analysis of setup error at rectal cancer radiotherapy technique", *Journal of the Korea Academia-Industrial cooperation Society*, Vol 14, No. 12, pp.6346-6352, 2013.
DOI: <http://dx.doi.org/10.5762/KAIS.2013.14.12.6346>
- [17] Paul J. Keall, Gig S. Mageras, et al., *American Association of Physicists in Medicine*, "The Management of Respiratory Motion in Radiation Oncology, Report of AAPM Task Group 76", pp. 24-25, American Association of Physicists in Medicine, 2006.
- [18] Robert Timmerman, Lei Xing, "Image-Guided and Adaptive Radiation Therapy", pp. 191-201, Wolters Kluwer, 2010.

서 정 민(Jeong-Min Seo)

[정회원]



- 2001년 3월 ~ 2011년 8월 : 삼성서울병원 방사선종양학과
- 2011년 8월 : 한양대학교 대학원 원자력공학과 박사수료
- 2011년 9월 ~ 현재 : 대원대학교 방사선과 교수

<관심분야>

의학물리, 방사선공학, 방사선종양학, 방사선치료학

김 찬 형(Chan-Hyeong Kim)

[정회원]



- 1988년 2월 : 한양대학교 대학원 원자력공학과 (공학석사)
- 1998년 12월 : 미국 Texas A&M University 원자력공학과 (공학박사)
- 2003년 9월 ~ 현재 : 한양대학교 원자력공학과 교수

<관심분야>

방사선계측 및 영상, 몬테카를로 전산모사, 인체전산모델개발

박 병 석(Byoung-Suk Park)

[정회원]



- 2010년 9월 ~ 현재 : 삼성서울병원 방사선종양학과
- 2014년 9월 : 고려대학교 의용과학대학원 의학물리학과 (이학석사)

<관심분야>

의학물리, 방사선치료, 방사선치료계획

박 철 수(Cheol-Soo Park)

[정회원]



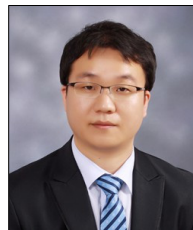
- 2000년 2월 ~ 2006년 6월 : 서울아산병원 방사선종양학과
- 2006년 6월 ~ 2007년 2월 : 경주동국대병원 방사선종양학과 팀장
- 2007년 9월 ~ 2009년 2월 : 강릉아산병원 방사선종양학과 팀장
- 2007년 2월 : 한서대학교 대학원 방사선학과 (방사선학석사)
- 2012년 8월 : 영남대학교 대학원 물리학과 (이학박사)
- 2009년 3월 ~ 현재 : 한림성심대학교 방사선과 교수

<관심분야>

방사선치료, 방사선방어, 방사선물리, 방사선종양학

장 현 철(Hyon-Chol Jang)

[정회원]



- 2010년 8월 : 순천향대학교 의료공학과 (공학석사)
- 2014년 8월 : 한양대학교 보건학과 (보건학박사)
- 2012년 3월 ~ 현재 : 수성대학교 방사선과 교수

<관심분야>

방사선영상학, 의료영상정보학, 보건학

김 정 대(Joung-Dae Kim)

[정회원]



- 1992년 2월 : 건국대학교 대학원
환경공학과 (공학석사)
- 2002년 2월 : 건국대학교 대학원
환경공학과 (공학박사)
- 2000년 3월 ~ 현재 : 한림성심대
학교 보건환경과 교수

<관심분야>

환경예방의학, 환경보건, 폐기물재활용, 의학물리