

어깨관절 컴퓨터 단층 검사 시 발생하는 노이즈 및 줄무늬 인공물 감소에 대한 융합 연구

장현철¹, 조평곤^{2*}

¹수성대학교 방사선과 교수, ²대구가톨릭대학교 방사선학과 교수

A Convergence Study on the Reduction of Noise and Streak Artifacts in Shoulder Joint Computed Tomography

Hyon-Chol Jang¹, Pyong-Kon Cho^{2*}

¹Professor, Department of Radiological Technology, Suseong University

²Professor, Department of Radiological Science, Daegu Catholic University

요약 어깨관절 컴퓨터 단층 검사 시 발생하는 노이즈 및 줄무늬 인공물에 있어 Boost3D 알고리즘 적용을 통해 노이즈 및 줄무늬 인공물 감소 효과를 알아보고자 하였다. 어깨관절이 포함된 흉부팬텀을 이용한 팬텀 연구와 2020년 9월부터 2020년 10월까지 어깨관절 컴퓨터단층검사를 실시한 35명에 대한 어깨관절 영상을 통해 임상 평가를 하였다. 평가는 Boost3D 알고리즘 적용 전 그룹과 후 그룹으로 나누어 노이즈 값, 신호 대 노이즈 비, 평균 대 표준편차 비 값을 분석하였다. 팬텀 영상 평가 및 임상 영상 평가에서 분석한 노이즈 값 및 평균 대 표준편차 비 값 모두 Boost3D 적용 후 그룹에서 통계적으로 유의하게 낮게 나타났다($p < 0.05$). 본 연구를 통해 Boost3D 적용을 통해 노이즈 및 줄무늬 인공물이 감소됨을 알 수 있었으며, 평균 대 표준편차 비 값이 높게 나타나 우수한 영상으로 판단할 수 있다. 어깨관절 컴퓨터 단층 검사 시 Boost3D 알고리즘을 이용한다면 어깨관절 부위에서 발생할 수 있는 노이즈 및 줄무늬 인공물을 감소시킨 우수한 영상을 얻을 수 있을 것으로 생각된다.

주제어 : 컴퓨터단층검사, 어깨관절, 알고리즘, 노이즈, 줄무늬 인공물

Abstract The purpose of this study was to investigate the effect of reducing noise and streaking artefacts by applying the Boost3D algorithm in the case of noise and streaking artifacts generated during computed tomography of the shoulder joint. A phantom study using a thoracic phantom including shoulder joint and clinical evaluation were conducted through shoulder joint images of 35 patients who underwent computed tomography of the shoulder joint from September 2020 to October 2020. The evaluation was divided into groups before and after the application of the Boost3D algorithm, and the noise values, signal to noise ratio, and mean to standard deviation ratio values were analyzed. Both noise values and mean to standard deviation ratio values analyzed in phantom image evaluation and clinical image evaluation were statistically significantly lower in the group after Boost3D was applied ($p < 0.05$). Through this study, it was found that noise and streak artifacts were reduced through the application of Boost3D, and the mean to standard deviation ratio was high, which can be judged as an excellent image. If the Boost3D algorithm is used for computed tomography of the shoulder joint, it is thought that excellent images can be obtained with reduced noise and streaking artifacts that may occur in the shoulder joint area.

Key Words : Computed tomography, Shoulder joint, Algorithm, Noise, Streak artifact

*Corresponding Author : Pyong-Kon Cho(jjpkcho@cu.ac.kr)

Received May 10, 2021

Accepted July 20, 2021

Revised July 2, 2021

Published July 28, 2021

1. 서론

컴퓨터 단층 검사(Computed Tomography, CT) 의료기기는 지속적인 발전을 통해, 기술적인 성능과 함께 임상에서 질병을 정확하게 진단하는데 있어 필요로 하는 장비이다.

다중절편검출기 CT(Multi-detector Computed Tomography, MDCT)의 새로운 기술보급으로 인해 영상처리 시간 단축, 3차원 재구성 영상 개선 등을 통한 우수한 분해능을 제공하고 있다[1,2].

Shoulder CT는 골절의 형태 및 탈구의 정도, 골결손을 동반한 불안정성 환자에 대한 치료계획을 정확하게 평가하는데 있어 필요한 검사이며, CT 검사를 통한 횡단면 영상, 관상면 영상, 시상면 등의 영상과 3차원 재구성 영상을 통한 골절, 관절연골, 관절와순 등의 구조물을 평가하는데 있어 유용하게 사용하고 있다[3,4]. 그러나, CT 검사는 장비, 금속물, 환자 등에 의해 검사 목적과 상관없는 인공물이 발생되어 영상의 질을 저하시킨다.

Shoulder CT 검사 시 어깨뼈와 위팔뼈의 해부학적 구조 때문에 광자가 피사체를 통과할 때 피사체의 여과 작용으로 평균에너지가 증가하게 된다. 이로 인해 선 감약계수가 변화되는 선속경화 효과에 의해 영상 잡음이 발생하여 영상 화질을 저하시킬 수 있다[5,6].

이러한, 선속경화 현상은 뼈, 금속 등과 같이 원자번호가 큰 물질에서 발생되며, 흰색과 검은색 밴드형태의 선이 발생되면서 영상의 질을 저하시킨다[3].

CT 의료기기 회사들은 CT 검사 시 검사 부위에 맞는 적절한 인자(Parameter) 등을 활용하여 불필요한 잡음 및 인공물을 감소시켜 질환을 정확하게 판단할 수 있는 영상을 얻을 수 있도록 기술개발을 하고 있다. 여러 가지 인자(Parameter)들을 적용하여 획득된 CT 영상은 목적 부위에 맞는 적절한 대조도 및 알고리즘 설정, 개발된 소프트웨어 적용으로 영상의 화질을 높일 수가 있다[7-9].

CT에서의 영상 화질(Image Quality)은 검사하는 부위에서의 해부학 구조를 정확하게 나타낼 수 있느냐에 따라 좌우가 된다. 영상의 화질을 결정하는 요소로는 재구성 알고리즘(Algorithm), 노이즈(Noise), 인공물(Artifact), 저 대조도 분해능(Low contrast resolution) 등이 있다. CT 의료기기 회사들은 지속적으로 CT 영상의 화질을 개선 시키기 위해 다양한 재구

성 알고리즘 방법, 소프트웨어 프로그램 등이 개발되고 있으며, 이로 인해 선량 및 노이즈, 인공물(Artifact)을 감소시켜 진단적으로 가치가 있는 영상을 획득하고 있다[10,11].

특히, CT 의료기기 회사 중 C사에서는 어깨 및 골반 부위의 CT 검사 시 높은 X선 감쇠 차이로 인해 발생하는 노이즈 및 줄무늬 인공물을 감소시키는 Boost3D 알고리즘이 소개되었다. Boost3D 알고리즘은 원시 데이터(Raw data) 기반의 3D 데이터처리 기법으로 어깨, 골반과 같은 부위에서의 감약 차이가 높은 영역에서 줄무늬 인공물을 제거한다. 또한, 어깨 및 골반 부위에서의 흡수 차이에 의해 발생하는 광자 결핍과 관련된 양자 노이즈 상승의 보상에 이용되고 있다[12].

이에 본 연구에서는 감약 차이가 높은 영역에서의 줄무늬 인공물을 제거하는 특징을 가진 Boost3D 알고리즘을 적용하여 어깨관절 검사 시 발생하는 노이즈 및 줄무늬 인공물 감소 방안에 대해 알아보고자 하였다.

2. 대상 및 방법

2.1 검사대상

2.1.1 팬텀연구

어깨관절이 포함된 흉부팬텀(chest phantom, RS-310, FLUKE, USA)을 이용하여 팬텀 영상 평가를 하였다.

2.1.2 임상연구

2020년 9월부터 2020년 10월까지 경북 소재 G 영상의학과에서 어깨관절 CT 검사를 위해 방문한 35명의 성인을 대상으로 환자 동의하에 후향적으로 임상 영상 평가를 하였다.

2.2 검사방법

CT 기기는 128-MDCT(Aquilion CX, Canon Medical System, Japan)을 사용하였고, 어깨관절 CT 검사 시 적용된 인자는 관전압 120 kVp, 관전류 350 mA, 슬라이스두께 3mm, Rotation time 0.75 sec 조건으로 팬텀연구 및 임상연구를 하였다. 검사 범위는 봉우리빗장관절 등 어깨관절 전체가 포함될 수 있도록 하였다. Boost3D를 적용전 그룹과 Boost3D를 적용후 그룹으로 나누어 검사하였다.

2.3 영상 평가

정량적인 영상 평가를 위해 팬텀 영상 평가와 임상 영상 평가를 실시하였다. 검사방법에서 제시된 조건으로 Boost3D 알고리즘 적용 전 그룹(Boost3D(-))과 Boost3D 알고리즘 적용 후 그룹(Boost3D(+))으로 나누어 스캔된 어깨관절 CT 전체 영상 중 줄무늬 인공물이 가장 많이 일어나는 영상을 택하여 CT 기기 워크스테이션에서 직접 노이즈 값을 측정하였다.

팬텀 영상 평가는 Fig. 1과 같다. 관절오목 뒤 1 cm에서 30 mm²의 관심영역(Region of interest, ROI)을 설정하여 CT 값과 노이즈(Noise) 값을 분석하였다. Back-ground Noise는 오른쪽 아래 모서리 부분에 30 mm²의 관심영역을 설정하여 측정하였다.

임상 영상 평가는 Fig. 2와 같다. 정량적으로 어깨 세모근(Deltoid muscle)에서 30 mm²의 관심영역(Region of interest, ROI)을 설정하여 CT 값과 노이즈(Noise) 값을 분석하였다. Background Noise는 오른쪽 아래 모서리 부분에 30 mm²의 관심영역을 설정하여 측정하였다.

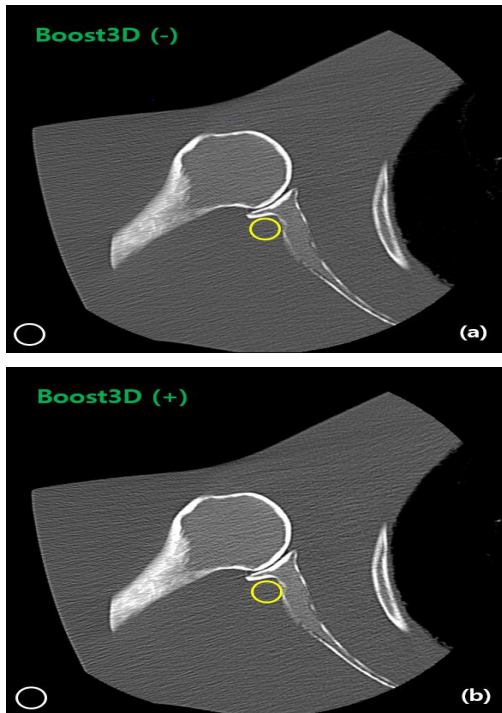


Fig. 1. Phantom image evaluation method
(a) Boost3D(-), (b) Boost3D(+)

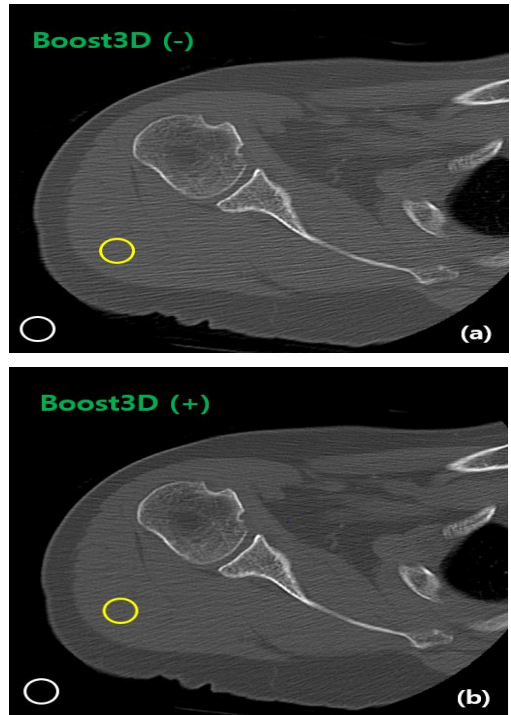


Fig. 2. Clinical image evaluation method
(a) Boost3D(-), (b) Boost3D(+)

2.4 분석방법

2.4.1 신호 대 노이즈 비

신호 대 노이즈 비(Signal to Noise Ratio: SNR)는 신호와 노이즈 비를 의미한다. 영상에서 나타난 신호 및 노이즈, 신호의 부정확도를 평가하는 인자이다. SNR 값은 식 (1)을 이용하여 산출하였다.

$$SNR = \text{Mean(DROI)} / \text{SD(BKG)} \quad (1)$$

DROI : Desired Region of Interest

SD(BKG) : Standard Deviation Background

2.4.2 평균 대 표준편차 비

평균 대 표준편차 비(Mean to Standard Deviation Ratio; MSR)는 영상 품질을 평가하는 인자이며, 우수한 영상일수록 MSR 값이 높다. MSR 값은 식 (2)을 이용하여 산출하였다.

$$MSR = \text{Mean(DROI)} / \text{SD(DROI)} \quad (2)$$

DROI : Desired Region of Interest
 SD : Standard Deviation Background

2.4.3 통계적 분석방법

수집된 자료의 통계분석은 SPSS 18.0을 이용하여 분석하였다. 동일한 그룹에서의 Boost3D 적용 전과 Boost3D 적용 후의 노이즈 값, 신호 대 노이즈비, 평균 대 표준편차비의 차이를 알아보기 위해 대응표본검정 (Paired T-test)을 이용하였다. p값이 0.05이하일 때 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 간주하였다.

3. 결과

3.1 팬텀 영상 평가 결과

3.1.1 팬텀 영상 노이즈 분석

팬텀 영상 노이즈 값 결과는 Table 1과 같다. Boost3D 적용 전, 후의 영상을 30회 측정하여 분석하였다. Boost3D 적용 전 그룹의 노이즈 값은 105.32 ± 6.32 HU, Boost3D 적용 후 그룹의 노이즈 값은 104.46 ± 7.15 HU로 측정되었다.

비교해본 결과, 팬텀 영상에서의 Boost3D 적용 전, 후의 노이즈 값은 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며, Boost3D를 적용한 그룹의 노이즈 값이 낮게 나타났다($p < 0.05$).

Table 1. Phantom images noise analysis (n=30)

Group	Mean	SD	t	p-value
Boost3D (-)	105.32	6.32	2.976	0.006
Boost3D (+)	104.46	7.15		

3.1.2 팬텀 영상 SNR 분석

팬텀 영상 SNR 결과는 Table 2와 같다. Boost3D 적용 전 그룹의 SNR 값은 0.59 ± 0.28 , Boost3D 적용 후 그룹의 SNR 값은 0.48 ± 0.28 로 측정되었다.

비교해본 결과, 팬텀 영상에서의 Boost3D 적용 전, 후의 SNR 값은 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며, Boost3D를 적용한 그룹의 신호 대 노이즈 비 값이 낮게 나타났다($p < 0.05$).

Table 2. Phantom images signal to noise ratio analysis(n=30)

Group	Mean	SD	t	p-value
Boost3D (-)	0.59	0.28	89.620	0.000
Boost3D (+)	0.48	0.28		

3.1.3 팬텀 영상 MSR 분석

팬텀 영상 MSR 결과는 Table 3과 같다. Boost3D 적용 전 그룹의 MSR 값은 1.02 ± 0.08 , Boost3D 적용 후 그룹의 MSR 값은 1.12 ± 0.09 로 측정되었다.

비교해본 결과, 팬텀 영상에서의 Boost3D 적용 전, 후의 MSR 값은 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며, Boost3D를 적용한 그룹의 평균 대 표준편차 비 값이 높게 나타났다($p < 0.05$).

Table 3. Phantom images mean to standard deviation ratio analysis (n=30)

Group	Mean	SD	t	p-value
Boost3D (-)	1.02	0.08	-22.63	0.000
Boost3D (+)	1.12	0.09		

3.2 임상 영상 평가 결과

3.2.1 임상 영상 노이즈 분석

임상 영상 노이즈 결과는 Table 4와 같다. 어깨세모근에서의 Boost3D 적용 전 그룹의 노이즈 값은 112.94 ± 61.60 HU, Boost3D 적용 후 그룹의 노이즈 값은 68.07 ± 18.54 HU로 측정되었다.

비교해본 결과, 어깨세모근에서의 Boost3D 적용 전, 후의 노이즈 값은 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며, Boost3D를 적용한 그룹의 노이즈 값이 낮게 나타났다($p < 0.05$).

Table 4. Clinical images noise analysis (n=35)

Group	Mean	SD	t	p-value
Boost3D (-)	112.94	61.60	5.037	0.000
Boost3D (+)	68.07	18.54		

3.2.2 임상 영상 SNR 분석

임상 영상 SNR 결과는 Table 5와 같다. Boost3D 적용 전 그룹의 SNR 값은 0.77 ± 0.32 , Boost3D 적

용 후 그룹의 SNR 값은 1.06 ± 0.30 로 측정되었다.

비교해본 결과, 팬텀 영상에서의 Boost3D 적용 전, 후의 SNR 값은 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며, Boost3D를 적용한 그룹의 신호 대 노이즈 비 값이 높게 나타났다($p < 0.05$).

Table 5. Clinical images signal to noise ratio analysis(n=35)

Group	Mean	SD	t	p-value
Boost3D (-)	0.77	0.32	-8.95	0.000
Boost3D (+)	1.06	0.30		

3.2.3 임상 영상 MSR 분석

임상 영상 MSR 결과는 Table 6과 같다. Boost3D 적용 전 그룹의 MSR 값은 0.62 ± 0.26 , Boost3D 적용 후 그룹의 MSR 값은 1.06 ± 0.20 로 측정되었다.

비교해본 결과, 팬텀 영상에서의 Boost3D 적용 전, 후의 MSR 값은 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며, Boost3D를 적용한 그룹의 평균 대 표준편차 비 값이 높게 나타났다($p < 0.05$).

Table 6. Clinical images mean to standard deviation ratio analysis (n=35)

Group	Mean	SD	t	p-value
Boost3D (-)	0.62	0.26	-13.42	0.000
Boost3D (+)	1.06	0.20		

4. 고찰

어깨관절 CT 검사 시 다색 방사선이 어깨부위를 통과할 때 어깨부위의 두께 차이에 따른 흡수 차이에 의해 저에너지 부분에서 주로 줄무늬 인공물이 자주 발생하게 된다[2, 6]. 줄무늬 인공물로 인해 어깨관절 부분의 해부학적 부위 관찰 및 골절 등의 진단에 있어 정확하게 판단하기가 어렵다.

최근 CT 의료기기는 장비사별로 다양한 알고리즘 개발로 인해 화질이 향상된 영상을 얻음으로써 진단에 있어 정확도를 높이고 있는 실정이다. 알고리즘은 CT 영상의 화질에 많은 영향을 미치고 있으며, CT 영상 획득 시 검사부위에 따른 알고리즘을 잘 적용하여야 진단에 있어 보다 더 정확한 판단을 할 수가 있다[13]. 본 연구에서는 CT 의료기기 중 “C”사에서 개발된

Boost3D 알고리즘을 적용 전, 후 영상을 비교 분석하였다. Boost3D 알고리즘은 어깨 및 골반부위에서의 방사선 흡수 차이에 의해 발생하는 노이즈 및 줄무늬 인공물감소를 위해 적용할 수 있는 알고리즘이다[14]. 본 연구에서는 Boost3D 알고리즘을 어깨관절 부위에 적용해 봄으로 인해 어깨부위에서 발생하는 노이즈 및 줄무늬 인공물을 감소시켜 어깨관절 진단 시에 좀 더 정확하게 판단할 수 있는 영상을 획득할 수 있었다.

본 연구의 팬텀 영상 평가 및 어깨관절 임상영상 평가에서 분석한 노이즈 값 및 평균 대 표준편차 비 값 모두 Boost3D 적용 후 그룹에서 통계적으로 유의하게 낮게 나타났다. 본 연구를 통해 Boost3D 적용을 통해 노이즈 및 줄무늬 인공물이 감소됨을 알 수 있었으며, 평균 대 표준편차 비 값이 높게 나타나 우수한 영상으로 판단할 수 있다.

N. S. Paul 등은 흉부 CT 검사 시 Boost3D 알고리즘을 적용함으로써 폐첨부 및 종격동 부위에서 발생하는 노이즈 및 줄무늬 인공물을 감소 시킬 수 있었다고 보고 하였다[12].

어깨관절에서의 진단적으로 우수한 영상은 노이즈가 적으며, 줄무늬 인공물이 개선된 영상이라고 할 수 있다. 따라서, 어깨관절 CT 검사 시 Boost3D 알고리즘을 적용하여 검사한다면 영상에서의 노이즈 감소 및 줄무늬 인공물이 개선된 영상을 획득할 수 있을 것으로 생각한다.

본 연구의 제한점은 Boost3D 알고리즘이 C사 의료기기 회사에 국한되어 있는점과 어깨관절 부위만을 적용하여 검사한 점이다.

추후에는 골반, 어깨뼈 부위 등 다양한 부위를 대상으로 Boost3D 알고리즘을 적용하여 연구를 해 볼 필요가 있을 것으로 생각된다.

5. 결론

어깨관절 CT 검사 시 Boost3D 알고리즘을 이용한다면 어깨관절 부위에서 발생할 수 있는 노이즈 및 줄무늬 인공물을 좀 더 감소시킨 우수한 영상을 얻을 수 있을 것으로 판단된다.

REFERENCES

- [1] C. H. Lim, J. K. Cho & M. K. Lee. (2007). A Study

- on Radiation Dose in Computed Tomographic Examinations. *J Radiological Science and Technology*, 30(4), 381-389.
DOI : <http://www.riss.kr/link?id=A76487184>
- [2] M. Y. Yoo, S. Park, H. J. Jang, J. W. Lee & D. C. Kweon. (2014). Comparison of Image Quality and Dose According to the Arm Positioning in the Chest CT. *J Korean Society of Radiology*, 8(2), 75-79.
DOI : 10.7742/JKSR.2014.8.2.75
- [3] B. U. Joo, D. W. Seo, K. B. Im, S. H. Kang & J. S. Lim. (2015). Evaluation of Image Quality and the Usefulness with-without Opposite Upper Extremity Elevation During a One-Sided Shoulder CT Scan. *J Korean Society of Computed Tomographic Technology*, 17(1), 117-124.
- [4] R. J. Neviasser, T. J. Neviasser & J. S. Neviasser. (1993). Anterior dislocation of the shoulder and rotator cuff rupture. *Clinical Orthopaedics Related Research*, 291, 103-106.
DOI : 10.1097/00003086-199306000-00012
- [5] M. Chabior et al. (2011). Beam hardening effects in grating-based x-ray phase-contrast imaging. *Medical physics*, 38(3), 1189-1195.
DOI : 10.1118/1.3553408
- [6] M. J. Kim et al. (2013). Evaluation of Clinical Availability for Shoulder Forced Traction Method to Minimize the Beam Hardening Artifact in Cervical-spine CT. *J Korean Society of Radiology*, 7(1), 37-44.
DOI : 10.7742/jksr.2013.7.1.037
- [7] C. H. Lee, M. Goo & H. J. Ye. (2008). Radiation dose modulation techniques in the Multidetector CT Era: from basics to practice. *RadioGraphics*, 28(5), 1451-1459.
DOI : 10.1148/rg.285075075
- [8] A. B. Smith, W. P. Dillon & B. C. Lau. (2008). Radiation dose reduction strategy for CT Protocols: successful implementation in neuro radiology section. *Radiology*, 247(2), 499-506.
DOI : 10.1148/radiol.2472071054
- [9] H. C. Jang, K. K. Kim, J. H. Cho, J. M. Seo & H. K. Lee. (2012). Evaluation of Image Noise and Radiation Dose Analysis In Brain CT Using ASIR. *J Korean Society of Radiology*, 6(5), 357-363.
DOI : 10.7742/JKSR.2012.6.5.357
- [10] Y. H. Ko, D. C. Kwon & K. K. Kim. (2017). *Textbook of Computed Tomography*. Seoul : Chung-gu Publishing.
- [11] W. C. Jeong, G. S. Lee, H. K. Kang, S. H. Lee, C. N. Kim & K. W. Kim. (2013). Study on the influence of kVp for Metal Artifact in the Brain CTA Scan. *J Korean Society of Computed Tomographic Technology*, 15(1), 181-189.
- [12] N. S. Paul et al. (2010). The reduction of image noise and streak artifact in the thoracic inlet during low dose and ultra low dose thoracic CT. *Physics in Medicine & Biology*, 55, 1363-1380.
DOI : 10.1088/0031-9155/55/5/007
- [13] P. K. Cho. (2017). Comparative Evaluation of Image after Applying Quantum Denoising System Algorithm to Brain Computed Tomography. *Journal of Radiological Science and Technology*, 4(4), 589-594.
DOI : 10.17946/JRST.2017.40.4.08
- [14] M. Kazama M. S. Tsukagoshi & M. Okumura. (2006). Image quality improvement and exposure dose reduction with the combined use of X-ray modulation and Boost3D. *Physics of Medical Imaging*, 61422G.
DOI : 10.1117/12.653092

장 현 철(Hyon-Chol Jang)

[정회원]



- 2012년 3월 ~ 현재 : 수성대학교 방사선과 교수
- 관심분야 : 의료방사선, 의료정보
- E-Mail : jhc@sc.ac.kr

조 평 곤(Pyong-Kon Cho)

[정회원]



- 2011년 3월 ~ 현재 : 대구가톨릭대학교 방사선학과 교수
- 관심분야 : 의료방사선, 정도관리
- E-Mail : jjpkcho@cu.ac.kr