Journal of Radiation Industry 12(1) : 97~102(2018)

복부 팬텀영상에서 장비별 피폭선량 및 노이즈 비교

문일봉[1] · 신지윤[1] · 곽종길[2,3] · 장상현[4] · 류영환[5] · 동경래[1,*]

[1]광주보건대학교 방사선과, [2]동신대학교 보건의료학과, [3]KS 병원 종합건진센터,
[4]구자성정형외과의원, [5]서울의료원 영상의학과

A Noise and Quantity of Exposed Ray for Abdominal Phantom Image

Il-Bong Moon[1], Ji-Yun Shin[1], Jong-Gil Kwak[2,3], Sang-Hyun Jang[4], Young-Hwan Ryu[5] and Kyung-Rae Dong[1,*]

[1]*Department of Radiological Technology, Gwangju Health University, 73, Bungmun-daero 419 Beon-gil, Gwangsan-gu, Gwangju 62271, Republic of Korea*
[2]*Department of Public Health and Medicine, Dongshin University Graduate School, 185, Geonjae-ro, Naju-si, Jeollanam-do 58245, Republic of Korea*
[3]*Comprehensive Medical Examination Center, KS Hospital, 220, Wangbeodeul-ro, Gwangsan-gu, Gwangju 62248, Republic of Korea*
[4]*Department of Radiology, Dr. Koo's Orthopaedic & Sportsclinic, 179, Eungam-ro, Eunpyeong-gu, Seoul 03485, Republic of Korea*
[5]*Department of Radiology, Seoul Medical Center, 156, Sinnae-ro, Jungnang-gu, Seoul 02053, Republic of Korea*

Abstract - This research is to compare noise and quantity of exposed ray at abdomen with two medical equipment company, GE and Siemens. As well as figuring out which one has high or low quantity of exposed ray and advantages of each equipment in certain areas. This research used SIEMENS (Somatom Definition Flash, Germany) and GE (Discovery CT 750 HD, USA) in 'C' University as CT equipments. For dummy, this research used Rando phantom (Art-20x fluke biomedical, USA) in condition of care dose 4D and care Kv System with Siemens and GE respectively. For slice thickness, this research used 3 mm for Siemens and 3.75 mm for GE and scanned abdomen 4 times with same FOV 38 cm and 80, 100, 120, 140 kVp. This research is to figure out correlation between noise and quantity of rays from changes of tube voltage in each company's equipment for abdominal phantom. Also this paper got the results that average value of noise decreases and values of CTDIvol and DLP increases by increasing tube voltage to 80, 100, 120, 140 kVp respectively. From above research, there is a difference in quantity of ray for patients by type of equipment, even scanning same area. Therefore, there should be appropriate management criteria. With this perception, the limitation of this research used only two different companies' equipment and used standardized phantom that excludes different characteristics by each patient. To increase quality of image with decreasing unnecessary quantity of rays, there should be additional technology development.

Key words : CT, Rando phantom, CTDIvol, DLP

* Corresponding author: Kyung-Rae Dong, Tel. +82-62-958-7668, Fax. +82-62-958-7669, E-mail. krdong@hanmail.net

서 론

컴퓨터 단층촬영(Computed tomography; CT) 검사는 환자의 진단과 치료에 도움을 주는 반면에 방사선 조사에 따른 위험을 내포하고 있다. 1990년대 후반에 등장한 MDCT (Multi-detector computed tomography)는 기존의 CT 장비에 비하여 검사시간을 대폭 단축시키고 환자의 움직임에 의한 허상을 감소시키며, 종축의 해상도가 증가하는 장점이 있었다(Hu *et al*. 2000). 그러나 MDCT에서 높은 해상력을 가진 영상을 구현하기 위해서는 매우 얇은 절편과 많은 절편의 수가 필요한데 이는 선량의 증가로 이어지는 단점이 있다(Dawson 2004; Yates *et al*. 2004). 따라서 CT 검사의 진단적 이득에 대한 이해와 함께 검사에 의한 위험도를 함께 숙지하고 있어야 한다(Goo 2005). CT 검사에서 환자선량은 전체 방사선검사에서 차지하는 비율은 낮은 반면, 전체 방사선량에서 차지하는 비율은 상대적으로 높다(Kalra *et al*. 2004).

이러한 CT는 의심받는 질병을 밝히는 데 자주 사용되는데 CT 검사로 얻어진 정보가 방사선 노출로 인한 위험보다 훨씬 더 가치가 있겠지만 정확한 진단뿐 아니라 위험을 최소화하는 것도 중요하다(Lee *et al*. 2004). 이에 합리적으로 달성 가능한 피폭선량을 낮게 유지하여 최대한 환자 피폭을 줄이려는 노력이 필요하고 영상의 최적화를 위해 적정 피폭선량의 기초 자료나 피폭 선량 감소 방법을 마련해야 한다(ICRP 2006; Wang *et al*. 2013). 방사선량과 관련된 CT 영상 변수에는 스캐너 구조, 관전압, 관전류 rotation time, collimation, pitch, scan length, 검출기 효율, 필터, 그리고 차폐 등이 있다. 영상 질을 결정하는 데도 관련이 있는 이 변수들은 최소한의 방사선량으로 진단적 가치가 있는 CT 검사를 시행하는 영상기법의 최적화를 이해하고 계획하는데 중요하다(Kwon *et al*. 2010). CT에서 영상의 질은 인체의 미세구조를 명료하고 정확하게 영상으로 나타낼 수 있느냐에 따라 좌우된다. 영상의 질을 결정하는 중요한 요소로는 공간분해능과 대조도 분해능, Pixel, 노이즈 등이 있다(Schaller *et al*. 2003).

과거에는 흉부 CT 검사에서는 많은 검사시간을 소요하였으나 최근에는 같은 정보를 1회의 호흡시간 내에 얻을 수 있게 되었다(Moon *et al*. 2017). 이처럼 혁신적인 CT 기술 발전으로 인한 진단적 가치의 향상으로 검사건수가 크게 증가하여 전체 방사선 검사에서 CT 검사의 비중이 크게 증가하고 있다. 이로 인한 방사선 피폭 또한 중요한 문제로 대두되고 있으나 여전히 대부분의 병원에서는 CT 검사로 인해 환자가 받는 방사선 피폭은 영상 정보량의 확대와 영상의 질 향상이라는 측면에 가리어져 간과되고 있는 실정이다(Moon *et al*. 2016). 이에 본 연구는 복부 팬텀을 이용하여 적정 피폭선량 및 노이즈를 알아보고자 하였다.

연구대상 및 방법

1. 검사방법

CT 장비는 C대학에서 사용되고 있는 S사(Somatom Definition Flash, Germany), GE (Discovery CT 750 HD, USA)를 사용했으며, 인체모형인 Rando phantom (Art-20x fluke biomedical, USA)을 사용하여 각 회사별 노이즈와 선량변화를 측정하였다(Fig. 1).

2. 검사조건

실험을 위해 사용한 장비의 프로토콜은 Table 1과 같다. 노이즈와 선량 측정을 위한 조건으로 slice thinkness는 S사 3 mm, G사는 3.75 mm, Kernel값은 S사는 B40f, G사는 standard, FOV는 38 cm로 동일하게 하고 관전압을 80, 100, 120, 140 kVp로 변화를 주었다.

3. 측정방법

3.1 노이즈 측정

노이즈는 CT 계수(Housfield Unit)의 표준편차로 영상의 ROI (Region of interest)에서 SD (Standard deviation)값은 노이즈이다. 각 장비의 관전압을 80, 100, 120, 140 kVp로 변화시켜 노이즈를 측정하였고, 측정방법은 Calibration의 ROI를 99.70 mm^2로 일정하게 설정하여 각 조건마다 10회 측정하여 평균값으로 타나내었다.

3.2 선량측정

선량측정은 노이즈 측정과 같이 장비의 관전압을 80, 100, 120, 140 kVp로 변화시켜 CTDIvol값과 DLP값으로 나타내었다. CTDI (Computed Tomography Dose Index)는 단일 슬라이스 스캔에서 공기 중 또는 CT선량측정용 팬텀에서 측정된 선량의 Z축 방향의 적분 값을 절편두께로 나눈 값이다. CTDIvol은 환자선량의 평가를 더욱 정확하게 하기 위해 도입되어 사용되는 스캔 축에서의 CTDI로 Z축에서 노출의 변동을 감안한 값으로 다음 식 1, 2로 정의하며 단위로는 mGy를 사용한다.

$$CTDIvol = CTDI * NT/I \quad (1)$$

$$CTDIvol = CTDIw/pitch \quad (2)$$

I = 나선형 CT에서 rotation당 테이블이 움직인 거리

DLP는 모든 영상에 대한 총 선량의 측정값으로 CTDIvol에 스캔한 길이를 곱한 값으로 이 값은 유효선량을 측정하는데 이용되며 단위는 mGy*cm를 사용한다(식 3) (Kim *et al*. 2005).

Fig. 1. CT equipments (Siemens, GE).

Table 1. Comparison of CT parameter by CT scanner equipments

mAs	S equipment				G equipment			
	Care-dose 4D				care KV			
kVp	80	100	120	140	80	100	120	140
Slice thickness (mm)	3	3	3	3	3.75	3.75	3.75	3.75
FOV (cm)	38	38	38	38	38	38	38	38
Kernal	B40f	B40f	B40f	B40f	Standard	Standard	Standard	Standard

$$DLP = CTDIvol * Scan\ length \quad (3)$$

결 과

1. 관전압 변화에 의한 노이즈 평가

Rando phantom의 ROI를 99.70 mm^2로 일정하게 설정하여 각 조건마다 10회의 SD를 측정하여 평균값으로 나타낸 결과는 Table 2와 같다. S사 장치에서 80, 100, 120, 140 kVp의 SD값은 각각 36.33, 25.22, 21.13, 19.03으로 측정되었고, G사에서 80, 100, 120, 140 kVp의 SD값은 각각 32.85, 27.2, 23.578, 21.81로 측정되었다.

80 kVp를 기준으로 100 kVp로 증가 시 S사는 30.6%, G사는 17% 감소, 120 kVp로 증가 시 S사는 41.8%, G사는 28.2% 감소, 140 kVp로 증가 시 S사는 47.6%, G사는 33.6%로 감소하였다(Figs. 2-5).

노이즈측정과 같이 장비의 관전압을 변화시켜 10회 측정하여 선량을 평균값으로 나타낸 결과는 Table 2와 같다. 먼저 CTDIvol값은 80 kVp일 때, S사 2.58 mGy, G사 3.56 mGy, 100 kVp일 때 S사는 5.25 mGy, G사는 3.55 mGy, 120 kVp일 때 S사는 8.44 mGy, G사는 4.32 mGy, 140 kVp일 때 S사는 12.47 mGy, G사는 5.69 mGy로 측정되었고 80 kVp를 기준으로 100 kVp로 증가 시 S사는 203.4%, G사는 0.3% 감소, 120 kVp로 증가 시 S사는 327.1%, G사는 121.3% 증가, 140 kVp로 증가 시 S사는 483.3%, G사는 159.8% 증가하였다. 다음으로 DLP값은 80 kVp일 때 S사는 123 mGy*cm, G사는 184.82 Gy*cm, 100 kVp일 때 S사는 251 Gy*cm, G사는 184.12 mGy*cm, 120 kVp일 때 S사는 404 Gy*cm, G사는 224 mGy*cm, 140 kVp일 때 S사는 597 mGy*cm, G사는 295.25 Gy*cm로 측정되었고 80 kVp를 기준으로 100 kVp로 증가 시 S사는 204.1% 증가, G사는 0.004% 감소하였고, 120 kVp로 증가 시 S사는 328.5%, G사는 121.2% 증가, 140 kVp로 증가 시 S사는 485.3%, G사는 159.8% 증가하였다(Figs. 6-8).

고 찰

CT에서 영상의 질은 인체의 미세한 구조를 정확하게 영상으로 나타낼 수 있는가에 의해 좌우되며, 영상의 질을 결정하는 중요한 요소는 노이즈, 균일도, 공간분해능, 대조도 분해능, 인공물, 선량 등이 있으며 이러한 영상의 질을 결정하는 요소들은 객관적으로 평가되어야 한다. CT 검사 시 영상의 화질과 방사선 피폭선량에 영향을 미치는 기술적인 요소로는 Slice thinkness, kVp, mAs, 조사야, 환자의 위치 등이 해당된다. CT에서 고화질의 영상을 얻기 위해서는 고관

Table 2. Comparison of radiation dose and noise by CT scanner equipments

Equipment / Measurement	80 kVp		100 kVp		120 kVp		140 kVp	
	S	G	S	G	S	G	S	G
CT number	10.4	16.8	7.5	10	3.5	6.8	3	5.2
Noise	36.33	32.85	25.22	27.28	21.13	23.58	19.03	21.81
CTDIvol (mGy)	2.58	3.56	5.25	3.55	8.44	4.32	12.47	5.69
DLP (mGy*cm)	123	184.82	251	184.12	404	224.00	597	295.25
Effective mAs	0.04	0.05	0.08	0.05	0.13	0.07	0.19	0.09

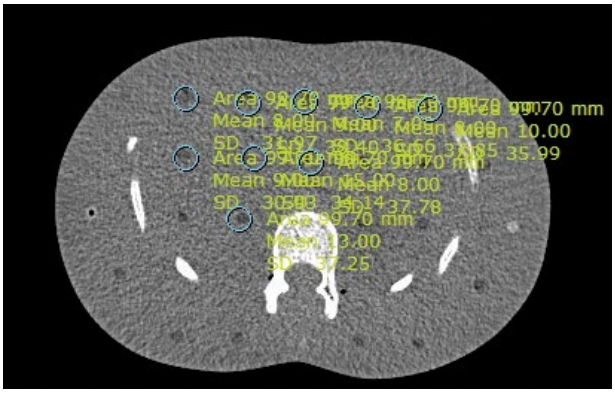

Fig. 2. S company 80 kVp.

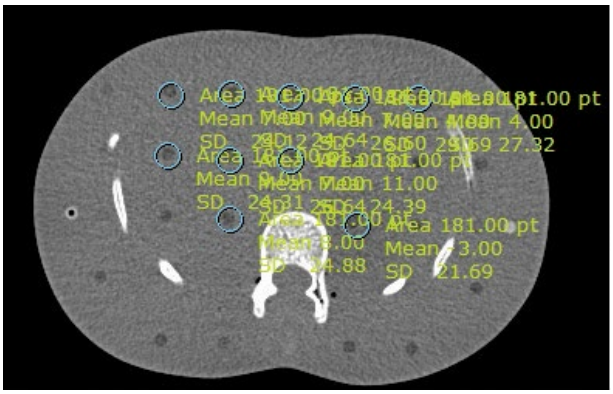

Fig. 3. S company 100 kVp.

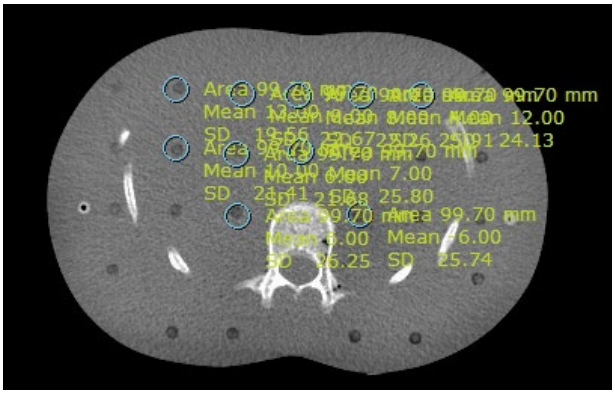

Fig. 4. G company 120 kVp.

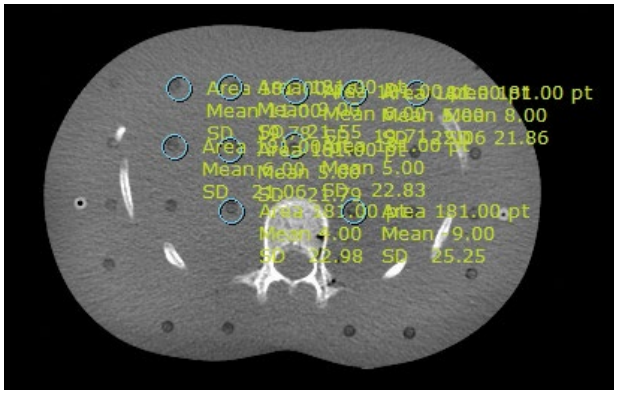

Fig. 5. G company 140 kVp.

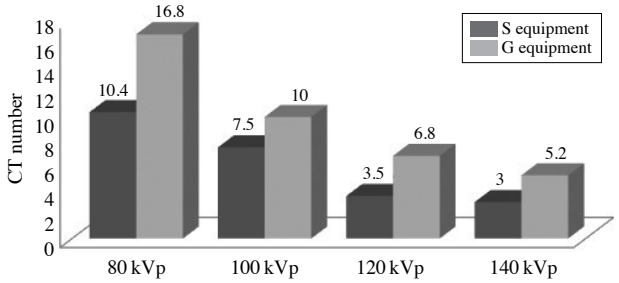

Fig. 6. Comparison of CT number value by CT scanner equipments.

전압이 사용되어야 하는데 최근 피폭선량에 대한 관심이 증가함에 따라 적은 선량으로 보다 정확한 영상정보를 얻는 것에 초점을 맞추고 있다. 고선량 CT는 저선량 CT에 비해 선명한 영상을 얻을 수 있다는 장점이 있지만 진단적인 가치는 유사한 데에 비해 환자선량이 높다는 단점이 있다. 반면에 과도하게 환자선량을 낮추게 되면 진단가치가 떨어지는 영상을 얻게될 수 있다(Yoo *et al*. 2010). 이에 본 연구는 복부팬텀에서 회사 장비별로 관전압의 변화에 따른 노이즈와 선량의 상관관계를 알고자 하였고 C대학의 MDCT 장비 S사(Somatom Definition Flash, Germany)와 G사(Discovery CT 750 HD, USA) 인체모형인 Rando phantom (Art-20x fluke biomedical, USA)을 이용해 관전압의 변화에 따른 노이즈와 선량의 변화를 연구하여 관전압이 80, 100,

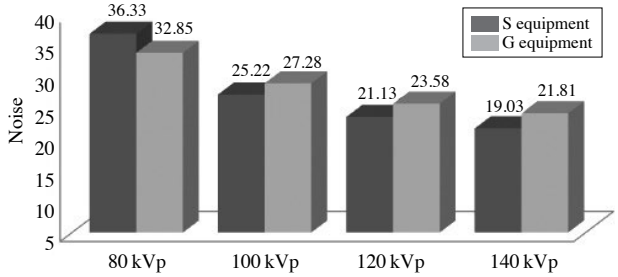

Fig. 7. Comparison of noise by CT scanners.

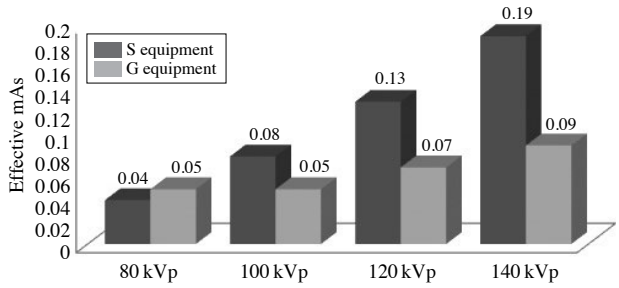

Fig. 8. Comparison of effective mAs by CT scanners.

120, 140 kVp로 증가함에 따라 노이즈의 평균값은 감소하고, CTDIvol, DLP의 값은 증가한다는 결과를 얻었다. 본 연구와 비슷한 사례로 2014년 Moon의 MDCT에서 관전압 변화에 따른 노이즈와 선량의 변화 연구결과에서 관전압의 감소에 의한 Noise 변화는 140 kVp에서 120 kVp는 평균 5.3% 증가하였고, 120 kVp에서 100 kVp는 평균 7% 증가하였다. 관전압의 감소에 의한 선량변화는 140 kVp에서 120 kVp는 평균 31.8%가 감소하였고, 120 kVp에서 100 kVp는 평균 38.2% 감소하여 선량감소 효과에 비해 크게 영상의 질이 감소되지 않은 결과가 나타남으로써 본 연구와 결과가 일치함을 알 수 있다(Moon *et al*. 2014). 사용자는 여러 가지 기술적 인자들의 최적 사용을 통해 진단적 연구와 노력을 계속해야겠다. 이를 위해서는 CT 검사를, 추적검사와 병리학적 특성이 이미 알려져 있는 상황에서 스캔 범위와 필요 이상의 스캔 단면 수를 줄이고 잘못된 검사로 인한 반복 노출을 피해야 할 것이다. 현재 CT 검사의 적용과 수요가 증가 추세에 있기 때문에 피폭선량 감소에 대한 노력이 더욱더 절실할 것이다. 그리고 CT 검사 시 각 의료기관의 장비의 종류에 따라서 동일한 부위를 검사하는 경우라도 환자가 받게 되는 선량에 차이가 발생한다. 그리므로 적절한 관리기준의 설정되어야 한다. 이런 점에서 본 논문의 한계는 현재 임상에서 다른 두 회사의 장비를 각각 사용하였고 환자마다 다른 특징을 제외하고 일정하게 정형화된 팬텀을 사용했다는 점이다. 앞으로 불필요한 선량을 줄이고 영상의 품질을 향상시키기 위한 추가적인 기술개발이 필요하다고 생각된다.

결 론

본 연구 결과, 노이즈는 80 kVp를 기준으로 100 kVp, 120 kVp, 140 kVp로 증가함에 따라 S사는(30.6%, 41.8%, 47.6%) 감소하였고 G사는(17%, 28.2%, 33.6%) 감소하였다. CTDIvol은 80 kVp를 기준으로 100 kVp, 120 kVp, 140 kVp로 증가함에 따라 S사는(203.4%, 327.1%, 483.3%) 증가하였고 G사는(−0.3%, 121.3%, 159.8%) 증가하였다. DLP값은 80 kVp를 기준으로 100 kVp, 120 kVp, 140 kVp로 증가함에 따라 S사는(204.1%, 328.5%, 485.3%) 증가하였고 G사는(−0.004%, 121.2%, 159.8%) 증가하였다. 진단가치가 높은 영상획득을 위해서 적정한 CT 장비와 적정한 노이즈 값과 적정 관전압을 사용해 환자선량을 최소화해야할 것으로 사료된다.

사 사

This work was supported by the Nuclear Safety Research Program through the Korea Radiation Safety Foundation (KORSAFe) and the Nuclear Safety and Security Commission (NSSC), Republic of Korea (Grant No. 1305033).

참 고 문 헌

Dawson P. 2004. Patient dose in multi-slice CT: Why is it increasing and does it matter?. *Br. J. Radiol*. **77**(1):S10-S13.

Goo HW. 2005. Pediatric CT : Understanding of radiation and optimization of imaging technupues. *J. Korean Soc. Radiol*. **52**(1):1-5.

Hu H, He HD, Foley WD and Fox SH. 2000. Four multidetector-row-helical CT: image quality and volume coverage speed. *Radiology* **215**(1):55-62.

ICRP. 2006. Managing Patient Dose in MultiDetector Computed Tomography (MDCT). ICRP Publication 102. Pergamoon Press, Oxpord.

Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Hamberg LM, Blake MA, Shepard JA and Saini S. 2004. Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology* **230**(3):619-628.

Kim YH, Choi JH, Kim SS, Oh YH, Lee CH, Cho OK, Kang DH, Lee YB, Kim HC and Kim CM. 2005. Patient exposure doses from medical x-ray examinations in Korea. *J. Radiol. Sci. Technol*. **28**(3):241-248.

Kwon SO, Dong KR, Kown DC, Goo EH, Choi JW and Chung WK. 2010. Estimate of Radiation Doses in MDCT Using Patient Weight. *Prog. Med. Phys*. **21**(3):246-252.

Lee CI, Haims AH, Monico EP, Brink JA and Forman HP. 2004.

Diagnostic CT scans: assessment of patient, physician, and radiologist awareness of radiation dose and possible risks. *Radiology* **231**(2):393-398.

Moon IB, Dong KR and Kim KC. 2016. The Impact of the AEC Mode of Tube Current on the Dose at CT Scans. *J. Radia. Ind.* **10**(2):49-54.

Moon IB, Dong KR, Kim MH, Choi SH, Kweon DC and Goo EH. 2017. Measurement of the Noise according to the Slice Thickness in MDCT. *J. Radia. Ind.* **11**(3):151-155.

Moon IB, Kim CB and Dong KR. 2014. The Variation of Noise and Radiation Dose according to the Tube Voltage in MDCT. *J. Adv. Eng. Technol.* **7**(4):175-179.

Schaller S, Wildberger JE, Raupach R, Niethammer M, Klingenbeck-Regn K and Flochr T. 2003. Spatial domain filtering for fast modification of the tradeoff between image sharpness and pixel noise in computed tomography. *IEEE Trans. Med. Imaging* **22**(7):846-853.

Wang Q, Zhao X, Song J, Guo N, Zhu Y, Liu J, Qi W, Wu J, Liang Y, Feng S, Hu M, Zhou C, Wang X and Hong N. 2013. The application of automatic tube current modulation (ATCM) on image quality and radiation dose at abdominal computed tomography (CT): A phantom study. *J. Xray Sci. Technol.* **21**(4):453-464.

Yates SJ, Pike LC and Goldstone KE. 2004. Effect of mul-ti-slce scanners on patient dose from routine CT examinations in East Anglia. *Br. J. Radiol.* **77**(918):472-478.

Yoo HJ, Cheong SM and Suh DS. 2010. Radiation Dose and Image Quality in Neck Angiography: Comparison of Dual Source Computed Tomography and Multi-detector Computed. *J. Kor. Soc. Comput. Tomogr. Technol.* **12**(2):27-32.

Received: 6 February 2018
Revised: 10 March 2018
Revision accepted: 17 March 2018