Journal of Radiation Industry 11(3) : 131~137(2017)

유리선량계를 이용한 관전류자동조절기법과 고정관전류기법에서 저선량 및 고해상 흉부CT의 노이즈 및 선량 비교

박태석[1] · 한준희[1] · 조승연[1] · 이은임[1] · 조규원[1] · 권대철[1,*]

[1]신한대학교 보건과학대학 방사선학과

Comparison of Noise and Doses of Low Dose and High Resolution Chest CT for Automatic Tube Current Modulation and Fixed Tube Current Technique using Glass Dosimetry

Tae Seok Park[1], Jun Hee Han[1], Seung Yeon Jo[1], Eun Lim Lee[1], Kyu Won Jo[1] and Dae Cheol Kweon[1,*]

[1]*Department of Radiological Science, College of Health Science, Shinhan University, 95, Hoam-ro, Uijeongbu-si, Gyeonggi-do 11644, Republic of Korea*

Abstract - To compare the radiation dose and image noise of low dose computed tomography (CT) and high resolution CT using the fixed tube current technique and automatic tube current modulation (CARE Dose 4D). Chest CT and human anthropomorphic phantom were used the RPL (radiophotoluminescence) dosimeters. For image evaluation, standard deviation of mean CT attenuation coefficient and CT attenuation coefficient was measured using ROI analysis function. The effective dose was calculated using CTDIvol and DLP. CARE Dose 4D was reduced by 74.7% and HRCT by 64.4% compared to the fixed tube current technique in low dose CT of chest phantom. In CTDIvol and DLP, the dose of CARE Dose 4D was reduced by fixed tube current technique. For effective dose, CARE Dose 4D was reduced by 47% and HRCT by 46.9% compared to the fixed tube current method, and the dose of CARE Dose 4D was significantly different ($p<.05$). Noise in the image was higher than that in the fixed tube current technique. Noise difference in the image of CARE Dose 4D in low dose CT was significant ($p<.05$). The low radiation dose and the noise difference of the CARE Dose 4D were compared with the fixed tube current technique in low dose CT and HRCT using chest phantom. The radiation doses using CARE Dose 4D were in accordance with the national and international dose standards. CARE Dose 4D should be applied to low dose CT and HRCT for clinical examination.

Key words : Automatic exposure control, Automatic tube current modulation, Computed tomography, Fixed tube current, Radiation dose

서 론

CT (computed tomography) 검사는 임상의 유용성 및 임상에서 진단을 신뢰할 수 있는 검사로 영상진단 및 방사선

* Corresponding author: Dae Cheol Kweon, Tel. +82-31-870-3416, Fax. +82-31-870-3419, E-mail. dckweon@shinhan.ac.kr

치료 영역에서 정확도가 높아 의료에서 많이 이용되고 있다(Yoo *et al*. 2007). 흉부질환에 대한 검사는 MDCT (multi-detector row computed tomography)의 기술의 발달로 폐기종, 폐암 및 폐질환의 진단에 유익한 저선량CT 검사가 증가하고 보편화되고 있다. MDCT는 영상의 질을 유지하고 검사시간을 고식적인 검사에 비해 단축시킬 수 있고 환자의 움직임의 인공물을 감소하여 영상을 획득하는 장점을 가지고 있다. 이러한 MDCT 검사는 많은 장점에도 불구하고 환자들이 방사선 피폭에 대한 우려를 가지고 있는 것이 현실이다. 이러한 높은 피폭선량을 줄이기 위한 연구에 의해서 개발된 AEC (automatic exposure control)는 관전압과 관전류를 고정한 상태에서 조사시간을 자동적으로 조절하여 영상의 농도를 조절하는 기법이다. 그러나 CT에서는 인체의 부위에 따른 방사선 흡수량 차이로 CT 기기 제조사들은 환자의 크기, 엑스선관 회전각도의 피사체 두께, z-축 방향으로 3가지 종류의 기본방법과 이를 종합하여 적용하는 시스템으로 최적의 자동노출기법을 적용하여 개발하고 있다(Lee *et al*. 2008).

환자의 두께에 따라 적절하게 관전류를 조절하여 방사선 선량을 변동하는 기법인 AEC는 CT 기계 제조사에서 다양하게 개발하여 임상에서 적용하고 있다. GE사 AutomA 3D, Philips사 DoseRight 및 Siemens사 CARE Dose 4D가 현재 이용되고 있다. CT 검사는 조건 설정에 따라 영상의 질 및 방사선 선량에 영향을 준다. AEC는 CT 검사에서 영상을 묘출하는 최적의 관전류를 피사체의 두께에 따라 자동으로 변동하여 방사선의 피폭을 최대한 낮게 하여 영상을 재구성하는 방법이다. 영상에서 질적인 변화를 줄이고 CT 영상의 질을 일정하게 유지하며 적절한 노출시간을 통해 환자의 피폭선량을 감소시킨다(Tsapaki *et al*. 2006). CT 검사에서 환자의 피폭선량 최적화를 위해 CT 검사 방사선사는 영상 진단가치가 높은 영상의 질을 유지하는 범위 안에서 진단참고준위를 참고하여 CT 검사를 해야 한다. 많은 장점이 있는 CT 검사에서 발생하는 피폭선량 문제점에 대한 보고에 따르면 CT 검사의 방사선 피폭은 환자에게서 발생할 수 있는 위험성을 무시할 수 없다는 보고가 있어, 많은 과학자들이 선량 감소를 위해 노력하고 있다(Yoshinaga *et al*. 2004). CT는 피사체를 투과하여 감약된 엑스선 정보를 이용하여 gray-scale의 영상을 획득하고 있다. CT 선량의 표시는 CTDI (computed tomography dose index) 및 DLP (dose length product)가 있다(Kweon *et al*. 2009). 최근에는 두 가지 새로운 CT 선량 감소 기술이 도입되었다. 첫 번째 기술은 관전압자동조절기법(CARE kV, Siemens Healthcare, Forchheim, Germany)이며, 두 번째 기술은 관전류자동조절기법(CARE Dose 4D)으로 Siemens의 SOMATOM 스캐너는 환자에게 방사선 노출을 줄이기 위한 다양한 기술을 제공한다. 관전류를 환자의 크기와 체형으로 조정할 때 최대 68%의 선량 감소가 가능하다(Greess *et al*. 2004). CT 검사에서 특정 부위 환자에 권장되는 최적의 관전압 설정을 위해 자동화된 선량의 최적화 기술인 엑스선의 관전압 선택기술을 적용하여 이용되고 있다(Hwang *et al*. 2012).

본 연구는 기존 연구에서 유리선량계(radiophotoluminescence glass dosimeter)를 이용해 AEC와 고정관전류기법을 적용한 연구에 대한 보고가 전무하여, 방사선 계측선량 범위가 저선량에서 고선량을 포함하고, 안정성이 높아 퇴행현상이 거의 없으며, 고에너지에서 에너지의존성이 낮은 장점이 있는 유리선량계를 이용하였다(Rah *et al*. 2006). 인체등가형 흉부팬텀으로 Siemens사의 관전류자동조절기법(CARE Dose 4D)과 고정관전류기법을 적용하여 저선량(low dose) CT 및 고해상(HR)CT에서 유리선량계를 이용해 선량을 측정하여 영상의 노이즈와 방사선 선량을 비교 분석하였다.

재료 및 방법

CT 검사에서 AEC는 자동으로 관전류를 변동하는 기술로 x-y 평면(각도 변동)에서 튜브 전류의 스캐닝 방향(z-축; 길이 방향 변동), 또는 두 가지를 모두 적용(조합된 변동)한 기술이다. 변동은 환자의 크기와 체형 및 환자의 감약으로 스캔 중에 적절하게 선택하여 스캔한다. 화질은 시스템의 관전류를 조정하여 미리 결정하여 향상된 영상으로 선량을 효율적으로 유지하여 영상의 품질을 보장하고 있다(Kalra *et al*. 2005).

1. 재료 및 기기

흉부 검사를 위해 AEC를 적용한 관전류자동조절기법과 고정관전류기법의 선량과 영상을 비교하기 위하여 Siemens 128 Channel Single Source CT (SOMATOM Definition AS, Siemens, Erlangen, Germany) (Fig. 1a)와 인체등가형 흉부 Rando 팬텀(Model RS-109, Radiation Management Services, Fluke Biomedical, USA)을 이용하였다(Fig. 1b). CT 스캔의 방사선 선량을 측정하기 위해서 ^{137}Cs 표준선원을 이용하여 6 mGy로 조사된 유리소자로 calibration을 시행하여 방사선 선량을 측정하였다. 유리선량계는 체내의 흡수선량 평가에 이용되고 있으며, 선질에 대한 균일성, 재판독 등 여러 특성 측면에서 유용한 방사선량계 기기로 활용되고 있다. 방사선 선량은 CT 스캔 전에 유리선량계 소자를 annealing 과정을 통해 400°C에서 1시간 가열 후 냉각을 거쳐 자연방사선 선량을 측정하고 스캔 후의 선량에서 감산해 선량을 측정하였다. 인체등가형 흉부팬텀에서 CT 스캔한 소자를 pre-heating으로 70°C로 1시간을 가열하고 냉각하여 조사된 선량을 판독기로 평균값과 표준편차를 측정하였다(Jung *et al*. 2009).

유리선량계를 이용하여 CT 스캔하기 전에 산출한 자연방

(a) (b)

Fig. 1. MDCT equipment (a) and chest phantom (b).

Table 1. CARE Dose 4D and fixed tube current of parameters for low dose CT

AEC	Tube current (mA)	Tube voltage (kV)	Scan time (s)	Delay (s)	Slice (mm)	Pitch	Rotation time (s)	FOV (cm)
CARE Dose 4D	N/A	100	7.04	6	4.0	0.9	0.33	32
Fixed tube current	40	120	7.12	6	4.0	0.9	0.33	32

Table 2. CARE Dose 4D and fixed tube current of parameters for HRCT

AEC	Tube current (mA)	Tube voltage (kV)	Scan time (s)	Delay (s)	Slice (mm)	Pitch	Rotation time (s)	FOV (cm)
CARE Dose 4D	N/A	100	4.19	6	1.0	1.0	0.33	32
Fixed tube current	120	120	4.19	6	1.0	1.0	0.33	32

사선량을 흉부팬텀에 부착시켜 측정한 방사선량에서 제하여 산출하였으며, 유리선량계는 흉부팬텀에 유리선량계를 부착하여 스캔하고 선량은 평균값과 표준편차를 산출하였다(Fig. 1b).

2. 방법

MDCT를 이용하여 스캔은 관전류자동조절기법과 고정관전류기법을 적용하여 저선량CT와 고해상CT 스캔의 파라매터를 적용하여 4번 스캔하였다(Table 1, 2). 유리소자(GD-352M, Chiyoda Technol, Tokyo, Japan)를 사용하였고, 선량판독기(FGD-1000, AGC, Techno Glass, Shizuoka, Japan)를 이용하여 흡수선량(Gy)을 판독하였다. 흉부팬텀 영상에서 해부학적 위치인 폐에 20.25 mm 원형의 ROI 분석 기능으로 평균 CT감약계수와 표준편차를 측정하였다(Fig. 2). CT에서 선량리포트는 관전류자동조절기법과 고정관전류기법에서 CTDIvol 및 DLP를 측정하였다.

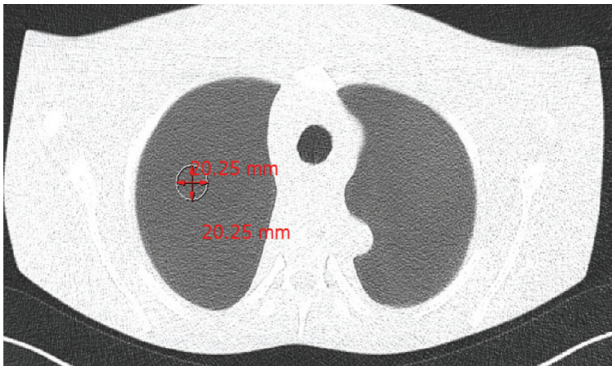


Fig. 2. HU and noise (SD) of CT were measured by HRCT image using ROI analysis function.

3. CTDI (computed tomography dose index)

공칭 슬라이스 두께 T로 분리된 single slice 스캔에서 dose profile의 z-축 방향의 적분 값이며 연필형 전리함(pencil ionization chamber)를 사용하여 측정된 실제 선량은 CTDI=

면적 T(mGy)$^{-1}$이다. CTDIvol은 z-축에서의 노출의 변동을 감안하는 값으로 슬라이드당 노출된 선량의 측정값이다.

$$\text{CTDIvol} = \text{CTDIw}\,\text{Pitch}^{-1} \quad (1)$$

DLP (dose length product)는 CT 1회 촬영에서 촬영 부위 전체에서 환자가 받는 총 선량, 선량길이의 곱으로 표시하며, CTDIw에 스캔된 거리 (length)를 곱하여 나타내며 단위는 mGy·cm가 사용된다. 일정한 해부학적 부위에서 high pitch 나선형 스캔을 적용하면 revolution의 수가 줄어들게 되며 DLP가 감소된다. 유효선량은 CT 검사의 parameter를 기반으로 수학적 계산을 이용하는 팬텀으로 예측선량을 계산하여 CTDIvol과 DLP에 방사선가중치를 곱하여 산출하였다. 성인의 흉부CT의 변환인자 0.017 mSv mGy·cm^{-1}를 곱하여 유효선량을 구하였다 (Huda *et al*. 2008). 방사선 선량은 관전류자동조절기법과 고정관전류기법을 적용하여 산출하였다. 선량의 감소율은 아래와 같은 식을 적용하였다.

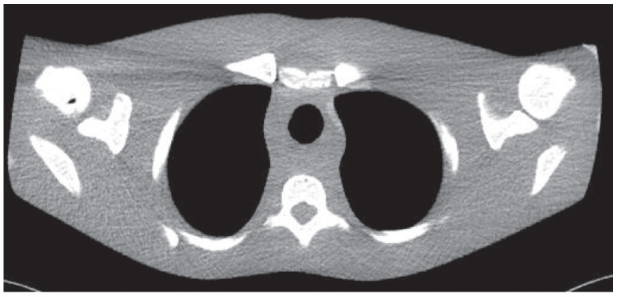
$$\text{Dose reduction} = \frac{\text{Fixed tube current} - \text{CARE Dose 4D}}{\text{Fixed tube current}} \times 100\% \quad (2)$$

4. 노이즈 및 선량의 통계적 처리

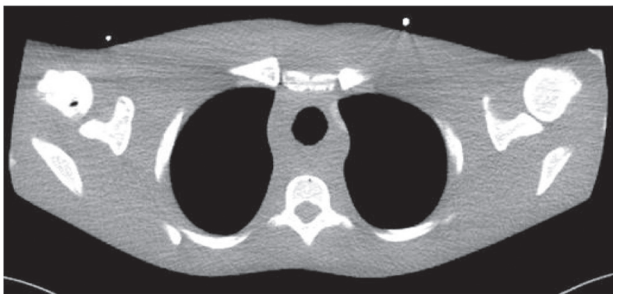
흉부팬텀의 저선량CT 및 고해상CT의 관전류자동조절기법 및 고정관전류기법의 영상의 노이즈 및 선량을 통계적으로 비교하였다. 영상의 노이즈와 방사선 선량을 통계분석하기 위해 비모수적 평균치 비교인 Wilcoxon signed rank test를 시행하였고, 통계적 프로그램 SPSS (Version 18, IBM, NY, USA)로 통계처리를 시행하였고, 통계적 유의수준은 $p < .05$로 설정하였다.

결 과

관전류자동조절기법과 고정관전류기법을 적용하여 흉부의 저선량CT (Fig. 3)와 고해상CT로 스캔하여 선량을 비교하였다 (Fig. 4). 흉부의 저선량CT에서 관전류자동조절기법은 0.536 mGy, 고정관전류기법은 2.122 mGy로 선량이 74.7 % 감소하였고, HRCT에서 CARE Dose 4D는 4.528 mGy, 고정관전류기법은 12.745 mGy로 64.4% 감소하였다 (Table 3). 흉부 저선량CT에서 관전류자동조절기법은 0.536 mGy, 고정관전류기법은 2.122 mGy로 선량이 74.7% 감소하였고, 고해상CT에서 관전류자동조절기법은 4.528 mGy, 고정관전류기법은 12.745 mGy로 64.4% 감소하였다 (Table 3). CTDIvol 및 DLP에서는 저선량CT에서 관전류자동조절기법은 CTDIvol 1.45 mGy, DLP 66 mGy·cm, 고정관전류기법은 CTDIvol 2.7 mGy, DLP 124.7 mGy·cm, 고해상CT의 관전류자동조절기법은 CTDIvol 4.3 mGy, DLP 198.4 mGy·cm, 고정관전류기법은 CTDIvol 8.09 mGy, DLP 373.7 mGy·cm이었다. 유효선량은 저선량CT에서 관전류자동조절기법 0.924 mSv mGy·cm^{-1}, 고정관전류기법 1.745 mSv mGy·

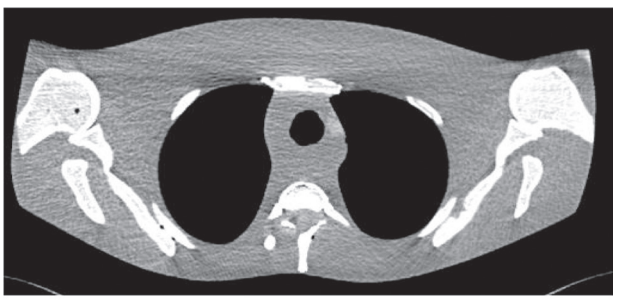


(a)



(b)

Fig. 3. Low dose CT with CARE Dose 4D (a) and fixed tube current (b).



(a)

(b)

Fig. 4. HRCT with CARE Dose 4D (a) and fixed tube current (b).

Table 3. Radiation dose of the CARE Dose 4D and fixed tube current (unit: mGy)

CT	AEC	Average	SD	Average dose reduction (%)	*p*-value
Low dose CT	CARE Dose 4D Fixed tube current	0.536 2.122	0.00198 0.00105	74.7	$p<.05$
HRCT	CARE Dose 4D Fixed tube current	4.528 12.745	0.00335 0.01248	64.4	$p<.05$

Table 4. CTDIvol, DLP effective dose with the CARE Dose 4D and fixed tube current

CT	AEC	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy·cm)	Effective dose (mSv mGy·cm^{-1})	Effective dose reduction (%)	*p*-value
Low dose CT	CARE Dose 4D Fixed tube current	1.45 2.70	66 124.7	0.924 1.745	47	$p<.05$
HRCT	CARE Dose 4D Fixed tube current	4.30 8.09	198.4 373.7	2.777 5.231	46.9	$p<.05$

Table 5. ROI analysis of the CARE Dose 4D and fixed tube current of low dose and HRCT (unit: HU)

CT	AEC	Average	SD	*p*-value
Low dose CT	CARE Dose 4D Fixed tube current	−672.76 −664.78	105.62 85.11	$p<.05$
HRCT	CARE Dose 4D Fixed tube current	−665.10 −670.73	124.40 103.01	$p<.05$

cm^{-1}로 관전류자동조절기법이 47% 감소하였고, 고해상CT에서 관전류자동조절기법은 2.777 mSv mGy·cm^{-1}, 고정관전류기법은 5.231 mSv mGy·cm^{-1}로 46.9% 감소하였다(Table 4).

선량리포트의 CTDIvol 및 DLP에서 관전류자동조절기법을 적용한 모든 스캔에서 선량 감소 효과를 확인하였다. 흉부팬텀 스캔 영상의 저선량CT와 고해상CT에서 고정관전류기법과 관전류자동조절기법의 선량은 통계학적으로 유의한 차이가 있다($p<.05$).

고해상CT 및 저선량CT에서 관전류자동조절기법과 고정관전류기법으로 스캔하여 CT 워크스테이션 모니터에서 흉부팬텀 영상의 해부학적 위치의 폐에 20.25 mm 원형의 ROI 분석 기능을 이용하여 cursor 내에서 평균인 CT감약계수(HU)와 노이즈의 표준편차(SD)를 측정하였다(Fig. 2). 저선량CT에서 관전류자동조절기법은 105.62 HU, 고정관전류기법은 85.11 HU로 관전류자동조절기법에서 높은 수치를 보였다. 고해상CT에서 관전류자동조절기법은 124.4 HU, 고정관전류기법은 103.01 HU로 관전류자동조절기법이 높게 산출되었다(Table 5). 흉부팬텀의 저선량CT와 고해상CT에서 관전류자동조절기법과 고정관전류기법의 노이즈는 통계적으로 유의한 차이가 있다($p<.05$).

고 찰

흉부의 저선량CT와 고해상CT는 MDCT가 개발되어 임상에서 검사하게 되면서 촬영 후 영상을 재구성하여 입체적인 3D 영상을 획득하고 있다. 고해상CT는 얇은 단면 두께로 영상을 획득하여 고식적 흉부CT에 비해 폐의 해부학적 구조 및 정밀한 폐질환의 진단에 이용되고 있다. 흉부의 저선량CT는 기존 CT에 비해 엑스선 노출량을 줄이면서 폐를 진단하는 검사로 사용되고 있다. CT 검사에서 환자의 선량을 자동으로 변동하는 AEC는 모든 기기회사에서 여러 다른 이름으로 출시하여 임상에서 사용하고 있다. CT 기기의 제조사별로 다양한 AEC가 개발되어 있지만 주된 목적은 피사체의 감약 정도에 따라 방사선 선량을 조절함으로써 영상의 진단적 가치를 유지하면서 전체적으로 환자가 받는 피폭선량을 감소하는 것이다.

Siemens사의 128 CT의 CARE Dose 4D는 z-축 AEC의 동시작용이 가능하며 엑스선관이 회전하는 동안 실시간으로 피사체의 크기와 체형에 따라 자동으로 관전류가 조절된다. 검사환자의 z-축을 따라 topogram을 기준으로 AP (anterior-posterior) 또는 측면(lateral) 방향의 감약 정보를 이용하여 스캔되는 환자 횡단면의 크기를 평가하고 기준값 대비 관전류를 조절하는 references mAs에 기초해 영상잡음비를 결정하는 방식으로, 필요로 하는 영상의 질을 일정하게 유지시키는 방법이다. AEC의 사용으로 흉부 검사에서는 고정관전류기법을 사용할 때와 비교해도 영상의 질 저하 없이 10~30%의 방사선 선량 감소 효과를 얻을 수 있다.

관전류자동조절기법과 고정관전류기법을 적용한 기존의 연구보고에서 흉부CT는 CTDIvol 35.2%, DLP 49.3%, 복부CT에서는 CTDIvol 5.9%, DLP 3.2% 방사선 선량의 감소 효과를 보고하였다(Lee *et al*. 2009). 유리선량계를 이용

한 흡수선량은 저선량CT 및 고해상CT에서 관전류자동조절기법이 고정관전류기법에 비해 74.7%와 64.4%, DLP를 변환한 유효선량은 저선량CT 및 고해상CT에서 관전류자동조절기법이 47%와 46.9%가 감소하였다. 기존 연구에서 관전류자동조절기법은 43~44% 감소(Söderberg *et al*. 2010)로 선량 감소 효과를 보고하였다(Mulkens *et al*. 2005; Rizzo *et al*. 2006). 이번 연구에서는 기존 연구의 유효선량에 비해 유리선량계의 조사선량이 많이 감소하는 결과가 있다. 최신 CT 검사에서 적용되고 있는 AEC 시스템은 환자의 방사선 피폭을 크게 줄이는 데 기여하고 있으며 영상의 노이즈를 균일하게 한다. 유효선량에서는 저선량CT 검사의 관전류자동조절기법은 0.924 mSv mGy·cm^{-1}, 고정관전류기법은 1.745 mSv mGy·cm^{-1}로 관전류자동조절기법이 47%가 감소하였고, 고해상CT에서 관전류자동조절기법은 2.777 mSv mGy·cm^{-1}, 고정관전류기법은 5.231 mSv mGy·cm^{-1}로 46.9% 감소하였다. 고해상CT가 가장 높은 유효선량 2.777 mSv mGy·cm^{-1}는 기존 보고의 7 mSv에 비해 적은 선량이었고, 국내의 보고에 비해서도 적은 선량이었다(Table 6) (Mettler *et al*. 2008). 국내 CT의 환자선량에 대한 식품의약품안전처(Korea Food and Drug Administration 2012)의 실태조사와 비교하면 본 연구의 CTDIvol 및 DLP는 저선량CT에서 AEC를 적용하였을 때 CTDIvol 값은 1사분위보다 적었고, DLP는 평균보다 적었다. 또한 고정관전류기법이 CTDIvol 및 DLP는 3사분위보다 높았다. 흉부팬텀의 고해상CT에서 관전류자동조절기법의 CTDIvol 및 DLP 모두가 1사분위보다도 적었고, 고정관전류기법은 CTDIvol이 중앙값보다 적었고, DLP는 3사분위보다 적게 측정되었다(Table 7). 영상의 질의 노이즈를 표준편차로 비교하였을 때 저선량CT에서 관전류자동조절기법이 높게 측정되었고, 고해상CT 영상에서도 동일하였다. 영상의 차이는 기존 보고에서도 고정관전류기법에 비해 관전류자동조절기법이 높게 보고되었다(Söderberg *et al*. 2010). 따라서 관전류자동조절기법을 사용하여 검사하는 경우에서 CT 영상의 차이는 거의 나타나지 않으며, 환자의 피폭선량을 줄이기 위해서는 관전류자동조절기법을 이용하는 것이 효과적이다. 관전류자동조절기법을 적용하여 스캔하는 CT 검사가 고정관전류기법에 비해 방사선 선량이 20~60% 정도 감소되는 기존 연구의 보고를 확인하였다. CT 검사는 방사선 피폭이 있더라도 진단에서 신뢰할 수 있고, 검사의 의존도가 증가하고 있으나 방사선 피폭을 줄이도록 해야한다. 흉부CT는 ALARA (as low as reasonably achievable) 원리를 적용하여 방사선 피폭을 수반하는 행위로 사회적, 경제적 이득의 손실을 비교하여 순이익을 얻을 수 있는 경우에 한하여 합리적으로 획득 가능한 범위 내에서 피폭선량을 낮게 유지하고 이익이 위험보다는 많아서 환자의 방사선 피폭을 감소하는 노력이 필요하다(Kalra *et al*. 2004).

Table 6. Typical effective doses for CT examinations (Mettler *et al*. 2008)

Examination	Average effective dose (mSv)	Valued reported in literature (mSv)
Head	2	0.9~4.0
Neck	3	
Chest	7	4~18
Chest for pulmonary embolism	15	13~40
Abdomen	8	3.5~25
Pelvis	6	3.3~10

본 연구를 통해 관전류자동조절기법과 고정관전류기법과 비교하여 선량 감소를 확인하였지만 실제 임상에서 적용하기에는 여러 가지 연구의 제한점이 있다. 첫째는 CTDI와 DLP는 CT 선량을 나타내는 수치로 중요하게 이용되지만, 표준 팬텀을 가지고 측정하는 수치로 검사 환자가 실제로 받는 선량을 정확히 측정할 수는 없다. 두 번째는 유리선량계를 표면에 위치하여 인체등가형 팬텀(anthropomorphic phantom)에 유리선량계 소자를 내부에 삽입하여 조직선량을 측정하여 표면의 선량과 비교하는 추가적인 연구가 필요하다. 세 번째는 Siemens사의 관전류자동조절기법인 CARE Dose 4D를 이용하여 선량과 영상의 질을 비교하였으나 추가적으로 다양한 제조회사의 CT 기기를 이용하여 비교할 필요성이 있다. 네 번째는 임상에서 환자를 대상으로 정성적이고 정량적이고 후향적으로 방사선 선량 및 영상의 질을 평가하는 연구가 필요하다.

결 론

흉부팬텀 및 유리선량계를 실험적으로 이용한 저선량CT 및 고해상CT에서 고정관전류기법에 비해 관전류자동조절기법을 적용하여 검사하는 경우에 방사선 선량 감소 및 노

Table 7. Protocols studied at 12 university hospitals in Korea in 2010 patient dose (Korea Food and Drug Administration 2012)

Indication	Mean CTDIvol (mGy)			Total DLP (mGy·cm)		
	1st quartile	Median	3rd quartile	1st quartile	Median	3rd quartile
Routine chest CT	6.15	8.03	9.80	358.40	446.00	626.00
HRCT	6.00	7.60	8.70	213.00	275.00	378.80
Low dose CT	1.56	2.16	2.34	60.63	77.91	89.00

이즈 차이를 알 수 있었다. CTDIvol 및 DLP에서도 관전류자동조절기법을 적용하는 모든 스캔에서 선량 감소 효과를 확인하였다. 관전류자동조절기법을 적용하여 촬영한 방사선 선량은 국내 및 국외의 선량기준과 비교했을 때도 선량기준에 적합하였다. 관전류자동조절기법을 적용하여 저선량CT 및 고해상CT를 임상에서 유용하게 적용할 수 있다.

참 고 문 헌

Greess H, Lutze J, Nömayr A, Wolf H, Hothorn T, Kalender WA and Bautz W. 2004. Dose reduction in subsecond multislice spiral CT examination of children by online tube current modulation. *Eur Radiol*. **14**(6):995-999.

Huda W, Ogden KM and Khorasani MR. 2008. Converting dose length product to effective dose at CT. *Radiology* **248**(3):995-1003.

Hwang HJ, Seo JB, Lee JS, Song JW, Kim SS, Lee HJ and Lim CH. 2012. Radiation dose reduction of chest CT with iterative reconstruction in image space-Part I: studies on image quality using dual source CT. *Korean J. Radiol*. **13**(6):711-719.

Jung MY, Kweon DC and Kwon SI. 2009. Effectiveness of bismuth shield to reduce eye lens radiation dose using the photoluminescence dosimetry in computed tomography. *J. Korean Soc. Radiol. Technol*. **32**(3):307-312.

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.

Kalra MK, Naz N, Rizzo SM and Blake MA. 2005. Computed tomography radiation dose optimization: scanning protocols and clinical applications of automatic exposure control. *Curr. Probl. Diagn. Radiol*. **34**(5):171-181.

Korea Food and Drug Administration. 2012. Validation and optimization guidelines for CT medical imaging.

Kweon DC, Dong KR, Jung JE and Ryu YH. 2009. Comparison radiation dose with upper and lower Limbs of automated injection of contrast media with a bolus tracking system in pulmonary embolism MDCT. *J. Radiat. Indt*. **3**(4):323-328.

Lee CH, Goo JM, Ye SJ, Park EJ and Im JG. 2008. Radiation dose modulation techniques in the multidetector CT era: from basics to practice. *Radiographics* **28**:1451-1459.

Lee JS, Kweon DC and You BG. 2009. Radiation dose reducing effect during the AEC system in the chest and abdomen of the MDCT scanning. *J. Korea Contents Assoc*. **9**(3):225-231.

Mettler FA, Huda A, Yoshizumi TT and Mahesh M. 2012. Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: A catalog. *Radiology* **248**(1):254-263.

Mulkens TH, Bellinck P, Baeyaert M, Ghysen D, Van Dijck X, Mussen E, Venstermans C and Termote JL. 2005. Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimization in multi-detector row CT examinations: clinical evaluation. *Radiology* **237**(1):213-223.

Rah JE, Shin DO, Hong JY, Kim HS, Lim CI, Jeong HG and Suh TS. 2006. Study on dosimetric properties of radiophotoluminescent glass rod detector. *J. Korea Asso. Radiat. Prot*. **31**(4):181-186.

Rizzo S, Kalra M, Schmidt B, Dalal T, Suess C, Flohr T, Blake M and Saini S. 2006. Comparison of angular and combined automatic tube current modulation techniques with constant tube current CT of the abdomen and pelvis. *Am. J. Roentgenol*. **186**(3):673-679.

Söderberg M and Gunnarsson M. 2010. Automatic exposure control in computed tomography-an evaluation of systems from different manufacturers. *Acta. Radiol*. **51**(6):625-634.

Tsapaki V, Aldrich JE, Sharma R, Staniszewska MA, Krisanachinda A, Rehani M, Hufton A, Triantopoulou C, Maniatis PN, Papailiou J and Prokop M. 2006. Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence, diagnostic reference levels at routine head, chest, and abdominal CT-IAEA-coordinated research project. *Radiology* **240**(3):828-834.

Yoo BG, Kweon DC, Lee JS, Jang KJ, Jeon SH and Kim YS. 2007. Comparison radiation dose of Z-axis automatic tube current modulation technique with fixed tube current multidetector row CT scanning of lower extremity venography. *J. Radiat. Prot*. **32**(3):123-133.

Yoshinaga S, Mabuchi K, Sigurdson AJ, Doody MM and Ron E. 2004. Cancer risks among radiologists and radiologic technologists review of epidemiologic studies. *Radiology* **233**(2):313-321.

Received: 14 June 2017
Revised: 17 August 2017
Revision accepted: 2 September 2017