

흉부 CT촬영에서 저선량 프로토콜의 선량과 화질: 표준선량 프로토콜과 비교

이원정*, 안봉선†, 박영선†

*근로복지공단 직업성폐질환연구소, †대전보건대학교 방사선과

2012년 3월 16일 접수 / 2012년 5월 22일 1차 수정 / 2012년 6월 3일 2차 수정 / 2012년 6월 5일 채택

임상에서 사용하고 있는 흉부 CT촬영의 저선량 프로토콜과 표준선량 프로토콜 간의 선량과 화질을 비교 분석하였다. 흉부 저선량 프로토콜(120 kVp, 30 mAs)과 표준선량 프로토콜(120 kVp, 180 mAs)로 촬영(Brilliance™ CT 16slice, PHILIPS)한 61명의 조영제를 사용하지 않은 영상에서 기관 분기부 위치의 종격동 영상을 본 연구를 위해 사용하였다. 상행대동맥과 가시아래근에서 CT number와 잡음을 측정하였고, Back-ground 잡음을 측정하여 신호대잡음비(signal-to-noise ratio, SNR)와 대조도잡음비(contrast-to-noise ratio, CNR)를 구하였다. 두부 아크릴 팬텀을 이용하여 선량을 측정하였고, 워터 팬텀으로 얻은 영상에서 CT number와 잡음을 측정하였다. 모든 측정은 3회 실시하여 평균값을 SPSS 프로그램(version 14.0)으로 분석하였고, 그래프는 시그마 플롯 프로그램(version10.0)을 사용하였다. 결과: 상행대동맥과 가시아래근에서 저선량 프로토콜 영상이 표준선량 프로토콜 영상 보다 유의하게 높은 잡음을 보였고, SNR과 CNR은 유의하게 낮았다. 두 영상에서 비만지수에 대한 잡음은 양의 관련성을 보였지만, SNR과 CNR은 음의 관련성을 보였다. 팬텀 결과에서 저선량 프로토콜의 선량이 표준선량 프로토콜 보다 유의하게 낮았지만(0.35 mGy vs. 1.95 mGy, p=0.008), 잡음은 저선량 프로토콜에서 유의하게 높았다(p=0.029). 저선량 프로토콜이 표준선량 프로토콜 보다 유의하게 낮은 선량을 보였지만, 화질 평가도 유의하게 낮은 결과를 보임으로서 임상에서 사용하는 저선량 프로토콜의 노출 선량은 화질을 고려하여 상향 조정할 필요가 있다.

중심어: 흉부 저선량, 방사선 선량, 화질, 신호대잡음비, 대조도잡음비

1. 서론

영상의학분야에서 컴퓨터 단층촬영(computed tomography, CT)은 정밀 검사 방법으로 사용 빈도가 점점 증가하고 있지만[1], 다른 검사 방법에 비해 높은 환자 피폭 선량을 수반한다[2].

그 동안 지속적인 CT장치의 기술 개발로 수년 전부터 도입되고 있는 나선형 다중 검출기 CT (spiral multi-detector CT)의 연속적인 주사(continuous scan)는 검사 시간 단축과 얇은 절편(thin slice)검사로 고식적인 CT (conventional CT)에서 해결되지 못했던 공간 분해능과 시간 분해능의 향상을 가져와 해상력(high resolution)이 높은 영상을 얻을 수 있고, 다양한 영상 재구성(multiplanar reformed image)이 가능하여 진단적 가치는 더욱 향상되었으나[3] 환자에 대한 방사선 피폭 선량은 오히려 증가 시킬 수 있다[4].

CT촬영에서 방사선에 의한 환자 피폭을 감소 시킬 수 있는 방법으로는 관전압(tube voltage, kVp)과 관전류

(tube current, mA), 피치(pitch) 등의 방법들이 소개 되었고[2, 5-7], 비교적 일찍부터 관심을 가져 온 흉부 CT촬영[8]에서는 노출 선량(mAs, mA×sec)을 감소시키는 방법이 주로 사용되어 왔다[9-12].

흉부 CT에서 화질(image quality)은 여러 가지 요인들과 관련이 있는데 그 중에서도 선량은 화질과 유의한 양의 관련성을 보이는 것으로 알려져 있다[6, 7]. 하지만, 질병(diseases) 진단의 민감도를 높이기 위한 선량 증가는 환자의 피폭도 증가시키기 때문에 화질을 고려해서 노출 선량이 적정하게 이루어질 필요가 있다.

또한, 현재 임상에서 사용되고 있는 표준선량 프로토콜(standard-dose protocol)은 표준화 되어 있지 않고, 환자 피폭 선량 감소를 위한 저선량 프로토콜(low-dose protocol)의 최적의 선량에 대해서도 연구자 마다 이견이 있다[8,9,13,14].

이와 같은 배경하에, 본 연구에서는 임상에서 흉부 진단에 선량 감소를 위해 사용하고 있는 저선량 프로토콜과 표준선량 프로토콜의 노출 조건에서 선량을 측정하고, 객관적으로 평가한 화질 결과를 비교함으로써 민감도를 고려한 적정한 선량 감소가 이루어지고 있는지에 대해 알아 보았다.

책임저자 : 이원정, atomlwj@yahoo.co.kr
(426-858) 경기도 안산시 상록구 구룡로 87번지
근로복지공단 직업성폐질환연구소 임상연구부

2. 대상 및 방법

2.1 영상 획득과 화질 평가

임상에서 사용하는 흉부 저선량 프로토콜(120 kVp, 30 mAs, 2-mm thickness)과 표준선량 프로토콜(120 kVp, 180 mAs, 1.2-mm thickness)로 촬영(Brilliance™ CT 16slice, PHILIPS, Netherland)한 61명의 조영제를 사용하지 않은 영상(non-contrast image)에서 기관 분기부 위치(level of carina bifurcation)의 종격동 영상(mediastinal image)을 본 연구를 위해 사용 하였다. 본 연구에서는 자체연구과제 수행으로 얻은 영상(기관연구윤리심의위원회에서 승인과 대상자로부터 검사 동의서 받았음)을 후향적으로 분석하였다.

연구 대상자의 평균 나이는 65.9±8.6세(범위, 49-81세)였고, 평균 비만지수(body mass index)는 23.8±3.1 kg/m² (범위, 16.4-29.1)이었다. 비만지수는 다시 2개 그룹(25 kg/m² 미만, 25 kg/m² 이상)으로 분류하였고, 각 그룹의 대상자 수는 39명(63.9%)과 22명(36.1%) 이었다.

저선량 프로토콜과 표준선량 프로토콜로 얻은 영상의 상행대동맥(ascending aorta)과 가시아래근(infrapinnatus muscle)에서 CT number (HU, hounsfield unit)와 잡음(noise)을 측정하였고(Fig. 1), 신호대잡음비(signal-to-noise ratio, SNR)와 대조도잡음비(contrast-to-noise ratio, CNR)를 구하기 위해서 back-ground 잡음을 측정(영상 앞쪽 1 cm 위치 공기 중)하였다. 측정에서 관심 영역(region of interest)은 모두 100~110 cm² 범위였고, 3회 측정하여 평균값을 구하였다. 관심 영역내의 잡음은 CT number의 표준 편차(HU, standard deviation)로 정의하였다. 두 프로토콜로 얻은 영상을 2개의 관독용 모니터(5M)에 각각 나타낸 후 표준선량 프로토콜 영상에서 먼저 위치를 확인 및 측정하였고, 이어서 저선량 프로토콜 영상을 측정하였다. SNR과 CNR은 관련 문헌을 참고(6)로 다음과 같은 공식으로 계산하였다: SNR=상행대동맥(또는 가시아래근) CT number/back-ground noise. CNR=(가시아래근 CT number-상행대동맥 CT number)/back-ground noise.

2.2 팬텀을 이용한 선량 측정 및 화질 평가

영상 획득과 동일한 장치와 노출 조건에서 한국의료영상품질관리원 가이드라인을 참조(15) 하여, 선량과 화질 평가용 팬텀을 sequence 모드에서 자동 노출을 사용하지 않고 스캔하였다. 선량 측정은 CT 장치 테이블 위에 직경 16 cm의 두부 아크릴 팬텀(10S5-3CT, RADCAL, USA)을 올려 놓고 겐트리 중심부에서 10cm 길이의 연필형 이온 챔버(ion-chamber, 3 cc)를 선량 측정계(Unfors Multi-O-Meter, RADCAL, USA)에 연결한 후, 중심부와 가장 자리 구멍(총 5군데)에 번갈아 위치시킨 후 3회 반복 측정하였다. 화질 평가를 위해서는 선량 측정과 같은 방법으로 워터 팬텀(AAPM CT Performance Phantom, 76-410-4130, USA)을 스캔하여 얻은 영상의 4군데를 동일한

면적(1062.1 mm²)으로 하여 3회 반복하여 CT number와 잡음을 측정하였다.

2.3 통계 분석

팬텀을 이용한 두 프로토콜 간에 선량, CT number 및 잡음 비교는 Mann-Whitney U test 를 실시하여 통계적인 유의성을 검증하였다. 두 프로토콜로 얻은 모든 연구대상자 각각 영상에서 측정된 CT number 및 잡음으로부터 SNR 과 CNR을 구하였고, 평균을 Pared t-test로 비교하였다. 연구 대상자의 비만지수 그룹 간에 CT number 및 잡음, SNR 과 CNR 비교는 Student t-test로 분석하였고, 비만지수에 대한 상행대동맥의 잡음 및 SNR, CNR의 관련성은 Pearson 상관분석을 실시하였다. 모든 통계분석은 SPSS (version 19.0)를 이용하였고, 그래프는 시그마 플롯 프로그램(version 10.0)을 사용하였다.

3. 결과

3.1 저선량 프로토콜과 표준선량 프로토콜 영상 간의 화질 비교

상행대동맥과 가시아래근에서 잡음은 저선량 프로토콜 영상이 표준선량 프로토콜 영상 보다 유의하게 높았고, 두 영상 모두 상행대동맥 보다는 가시아래근에서 높은 잡음을 보였다(Table 1). 저선량 프로토콜 영상과 표준선량 프로토콜 영상의 잡음 차이는 상행대동맥과 가시아래근에서 비슷하였다. 상행대동맥과 가시아래근에서의 SNR 은 저선량 프로토콜 영상 보다 표준선량 프로토콜 영상이 유의하게 높았고, CNR도 표준선량 프로토콜 영상이 유의하게 높았다(Fig 1). 두 영상 모두 상행대동맥 보다 가시아래근에서 높은 SNR을 보였다.

Table 1. Comparison of Parameters Related to Image Quality between Low-dose and Standard-dose Protocol.

	Parameter	Low-dose	Standard-dose	P-value
AA	CT number (HU)	37.31(6.01)	43.22(4.66)	<0.001
	Noise (HU)	42.32(7.83)	25.25(4.31)	<0.001
	SNR	1.80(0.51)	3.17(0.92)	<0.001
IM	CT number (HU)	47.28(4.77)	53.75(4.47)	<0.001
	Noise (HU)	46.38(9.83)	28.35(5.83)	<0.001
	SNR	2.30(0.63)	3.92(1.07)	<0.001
	Back-ground noise	22.69(9.58)	16.23(10.79)	<0.001
	CNR	0.49(0.40)	0.74(0.46)	<0.001

Data are expressed as the mean with standard deviation. Noise was defined as standard deviation of CT number. Statistical analysis was performed by Paired t-test. AA=Ascending aorta, IM=Infrapinnatus muscle, HU=hounsfield unit, SNR=Signal-to-noise ratio, CNR=Contrast-to-noise ratio.

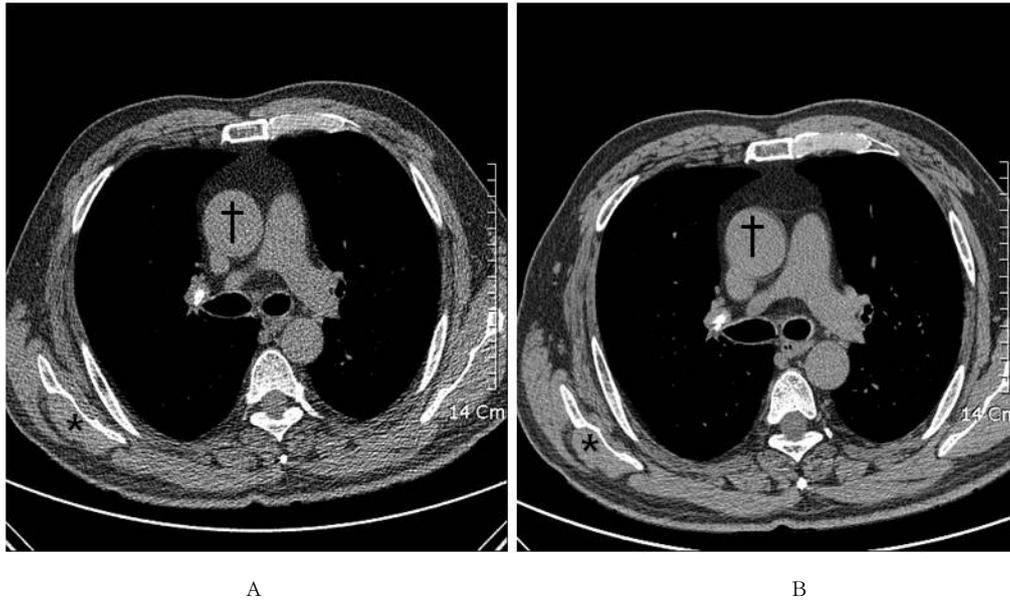


Fig. 1. Non-contrast mediastinal images of low-dose (A, 120 kVp, 30 mAs, 2-mm thickness) and standard-dose protocol (B, 120 kVp, 180 mAs, 1.2-mm thickness) on a subject with 66-year-old man (Body mass index=29.1 kg/m²). CT number and noise were measured each at infraspinatus muscle (*) and ascending aorta (†). (A) Signal-to-noise ratio (SNR) at ascending aorta and contrast-to-noise ratio (CNR) were 1.80, 0.04, respectively. (B) SNR at ascending aorta and CNR were 3.15, 0.30, respectively.

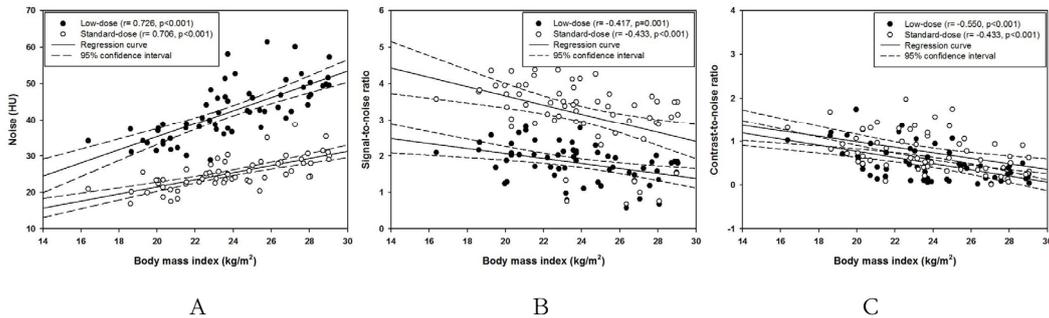


Fig. 2. Scatter plots of body mass index on subject versus parameters related to image quality (A, noise; B, signal-to-noise ratio; C, contrast-to-noise ratio) in low-dose and standard-dose protocol. Noise, signal-to-noise ratio and contrast-to-noise ratio were significantly correlated with body mass index of subjects. Noise and signal-to-noise ratio were measured at ascending aorta.

3.2 연구 대상자의 비만지수에 대한 잡음 및 SNR, CNR의 관련성

비만지수를 두 그룹으로 나누어 상행대동맥에서의 CT number와 잡음, SNR과 CNR을 비교한 결과를 Table 2에서 보여 주고 있다. 두 영상에서 CT number는 유의한 차이를 보이지 않았다. 두 영상 모두 비만지수가 25 이상 그룹이 25 미만 그룹 보다 잡음이 통계적으로 유의하게 높았고, SNR과 CNR은 유의하게 낮았다. 비만지수 두 그룹 간에 잡음의 차이는 저선량 프로토콜 영상이 표준선량 프로토콜 영상 보다 컸다. 또한, 두 그룹 간에 SNR은 표준선량 프로토콜 영상에서 크게 나타났지만, CNR은 비슷한 차이를 보였다.

연구 대상자의 비만지수에 대한 상행대동맥에서 측정

한 잡음과 SNR과 CNR의 상관 관계를 분석한 결과(Fig 2), 저선량 프로토콜 영상과 표준선량 프로토콜 영상에서 비만지수가 증가함에 따라 잡음도 증가하는 의미 있는 양의 관련성을 보였지만, SNR과 CNR은 두 영상 모두에서 비만지수가 증가함에 따라 감소하는 유의한 음의 관련성을 보였다. 잡음은 비만지수가 증가할 수록 두 영상 간에 상관성 차이가 컸지만, SNR은 비만지수가 증가할 수록 두 영상 간에 차이가 적어졌다. 비만지수에 대한 잡음과 CNR의 상관성은 저선량 프로토콜 영상이 표준선량 프로토콜 영상 보다 더 크게 나타났지만 SNR은 표준선량 프로토콜 영상에서 더 큰 것으로 나타났다.

Table 2. Comparison of Parameters Related to Image Quality between Groups Stratified by Body Mass Index in Low-dose and Standard-dose Protocol.

Protocol		Body Mass Index (kg/m ²)		P-value
		less than 25 (39, 63.9%)	25 or greater (22, 36.1%)	
Low-dose	CT number (HU)	36.90(6.97)	38.05(3.80)	0.404
	Noise (HU)	38.96(6.68)	48.28(6.03)	<0.001
	SNR	1.97(0.49)	1.51(0.41)	<0.001
	Back-ground noise	19.72(6.51)	27.95(11.85)	0.005
	CNR	0.60(0.43)	0.30(0.23)	0.001
Standard-dose	CT number (HU)	43.41(4.90)	42.88(4.29)	0.670
	Noise (HU)	23.30(3.00)	28.70(4.15)	<0.001
	SNR	3.47(0.75)	2.65(0.97)	0.001
	Back-ground noise	13.68(7.12)	20.76(14.40)	0.040
	CNR	0.87(0.44)	0.52(0.40)	0.004

Data are expressed as the mean with standard deviation. Subjects were divided into two groups according to the body mass index. CT number, noise and SNR were measured at ascending aorta. Noise was defined as standard deviation of CT number. Statistical analysis was performed by Student t-test. HU=Hounsfield units, SNR=signal-to-noise ratio, CNR=contrast-to-noise ratio.

3.3 팬텀을 이용한 저선량 프로토콜과 표준선량 프로토콜 간의 선량 및 화질 비교

저선량 프로토콜과 표준선량 프로토콜의 노출 조건에서 팬텀을 이용한 선량과 화질 평가에 관련된 CT number와 잡음을 비교한 결과(Table 3)에서 선량은 저선량 프로토콜이 표준선량 프로토콜 보다 유의하게 낮았지만(0.35 mGy vs. 1.95 mGy, p=0.008), 잡음은 오히려 저선량 프로토콜 영상에서 유의하게 높은 결과를 보였다(p=0.029).

Table 3. Comparison of Radiation Dose, CT Number and Noise between Low-dose and Standard-dose Protocol using Phantom.

Parameter	Low-dose	Standard-dose	P-value
Radiation dose (mGy)	0.35(0.1)	1.95(0.5)	0.008
CT number (HU)	0.4(0.94)	-0.9(0.26)	0.029
Noise (HU)	99.6(10.3)	40.1(4.3)	0.029

Data are expressed as the mean with standard deviation. Radiation dose was measured at 5-point using acrylic-phantom. CT number and noise were measured at 4-point using water-phantom. Noise was defined as standard deviation of CT number. Statistical analysis was performed by Mann-Whitney U test.

4. 고찰 및 결론

흉부 CT영상이 폐질환 진단에 영상의학분야 검사에서

가장 민감도가 높은 것은 이미 알려져 있다. 하지만, 다른 검사에 비해 환자에게 조사되는 선량은 매우 높아 선량 감소를 위한 방법들이 연구되어 왔다. 흉부 CT촬영에서 선량을 감소시키기 위한 방법으로는 해부학적으로 관전류의 적응(anatomy-adapted tube current modulation) [16,17], 관전압[6,18]과 관전류를 감소 시키는 방법[8-12] 등이 사용되고 있다. 환자 피폭 선량 감소를 위한 낮은 노출 조건(관전류와 관전압)으로 얻은 영상은 잡음을 증가시켜 화질을 떨어뜨릴 수 있기 때문에 진단의 민감도에 영향을 적은 영상을 얻기 위해서는 적절한 노출 조건 설정이 필요하다[6,18].

임상에서 흉부 CT촬영 시 환자 피폭 선량 감소를 위해 노출 선량 조절에 의한 저선량 프로토콜 사용이 증가하고 있지만 표준선량 프로토콜에 비해 낮은 화질로 인해 민감도를 떨어뜨릴 수 있어 논란의 여지가 있다[10,13,19]. 흉부 CT영상의 화질 평가를 위한 객관적 평가와 주관적 평가는 높은 일치도를 보이지만[6,18], 주관적 평가는 평가자 간에 차이를 보일 수 있어[12,20] CT number와 잡음을 측정하여 구한 SNR과 CNR의 객관적인 평가가 더 신뢰성을 보장할 수 있다[4,18,19]. 따라서, 임상에서 흉부 저선량 프로토콜을 위해 사용되는 노출 선량으로부터 얻은 영상의 객관적 평가를 실시하여 노출 선량의 적정성 여부를 알아 볼 필요가 있었다.

흉부 CT영상에서 객관적인 화질 평가를 위해 CT number나 잡음은 기관 분기부 위치의 상행 또는 하행대동맥에서 주로 측정되는데[11-13,17], 이러한 이유는 다른 부위에 비해 측정 부위가 넓으면서 혈액으로만 구성되어 있어 비교적 균일한 측정 결과를 얻을 수 있기 때문이다. 우리 연구에서도 저선량 프로토콜과 표준선량 프로토콜에서 기관 분기부 위치의 상행대동맥과 가시아래근에서 동일한 면적으로 CT number와 잡음을 측정할 후 SNR과 CNR을 구하였고, 연구 대상자의 영상에서 저선량 프로토콜 영상이 표준선량 프로토콜 영상 보다 높은 잡음을 보인 결과는 팬텀 영상의 결과와도 일치하였다.

실제 임상에서는 저선량 프로토콜과 표준선량 프로토콜의 노출 선량은 다양하게 사용하고 있고[8,9,13,14,20], Prasad 등 [20]의 연구에서 표준선량(220-280 mAs)을 50%로 감소(110-140 mAs)하고도 흉부 영상의 주관적인 해부학적 구조물평가에서 유의한 차이를 보이지 않았다. 또 다른 연구에서는 변조전달함수(modulation transfer function)를 이용한 객관적 평가와 주관적 평가에서 관전압을 120 kVp로 설정했을 때 적어도 노출 선량은 40 mAs 이상은 되어야 했고[9], 관전압을 일정(보통 120 kVp)하게 유지하고 노출 선량을 30~50 mAs 정도로 낮추어 촬영하면 잡음의 증가로 민감도에 영향을 줄 수 있다는 연구 결과[13]를 참고로 할 때, 우리 연구에서 30 mAs를 사용한 저선량 프로토콜이 표준선량 프로토콜 보다 82%의 높은 선량 감소를 보였지만, 팬텀 영상과 연구 대상자 영상에서 두 프로토콜 간에 유의한 화질 차이를 보여 실제 임상에서는 민감도를 고려하지 않은 너무 낮은 선량이 사용되고 있음을 알 수 있었다.

흉부는 다른 부위에 비해 뼈, 공기 등의 방사선 감약

계수 차이가 큰 물질로 구성되어 있고, 폐 구역(upper, middle, lower) 마다 병변을 발견하기 위해 요구되는 선량이 다르기 때문에[14] 환자의 두께나 조직에 따라 선량 노출이 자동 조절되는 방법(auto tube current modulation)이 피폭 선량 감소 효과가 크다[2,5,16]. Prakash 등 [12]의 연구 결과에서 연구 대상자의 체중을 고려한 선량 자동 노출은 주관적 화질 평가에서 유의한 차이 없이 17-43% 선량 감소를 보였다.

연구 대상자의 비만지수는 잡음을 증가시켜 화질을 떨어뜨리는 요인으로 알려져 있는데[11], 환자 상태(두께 등)에 관계없이 관전류가 일정한 (fixed mA) 프로토콜에서는 비만지수가 증가함에 따라 영상 잡음도 증가하는 양의 상관관계를 보임으로써 작은 환자일수록 과 노출 (over-exposure)되고, 큰 환자에게는 노출이 부족 (under-exposure) 되는 현상을 보였다. 환자의 상태에 따라 관전류가 조절되는 (adaptive mA) 프로토콜에서는 비만지수가 변화하더라도 영상 잡음은 평균값에서 크게 벗어나지 않아 비만지수가 노이즈에 영향을 미치지 않았다. 또한, 환자 상태에 따라 관전류가 조절되는 프로토콜이 관전류가 일정한 프로토콜 보다 측정된 잡음은 통계적으로 유의하게 높았지만 주관적인 화질 평가 결과에는 영향을 미치지 않았고, 30%의 선량 감소 효과를 가져왔다[17].

우리 연구는 저선량 프로토콜과 표준선량 프로토콜 모두 관전류가 일정한 프로토콜을 사용하여 비만지수에 대한 잡음, SNR과 CNR이 유의한 상관성을 보였는데, 비만지수에 따른 화질의 영향을 피하고 일정한 영상 위해서는 자동 노출을 사용할 필요가 있었다. 또한, 비만지수가 낮아질수록 두 영상 간에 잡음 차이가 줄어들면서 SNR은 더 커지는 결과를 보임으로서 비만지수가 낮아질수록 선량이 화질에 미치는 영향이 크게 작용했다.

본 연구는 두 프로토콜 간에 선량 차이에 따른 영상의 화질 차이를 비교하고자 하였지만 후향적으로 설계된 연구로 영상의 두께 차이가 화질에 미친 영향을 배제할 수 없었다. 즉 영상의 두께가 증가할수록 잡음이 감소하여 더 높은 SNR과 CNR을 얻을 수 있기 때문에 동일한 두께의 영상을 비교 했다면 저선량 프로토콜 영상과 표준선량 프로토콜 영상 간에는 더 큰 차이를 보였을 것이다.

흉부 CT촬영에서 높은 방사선 노출로 인한 환자의 위해성을 감소 시킬 목적으로 시행하는 저선량 프로토콜과 표준선량 프로토콜 간의 선량과 화질을 비교한 본 연구 결과에서 저선량 프로토콜의 선량이 유의하게 낮았지만, 잡음 증가로 객관적인 화질 평가 결과는 표준선량 프로토콜 영상 보다 유의하게 낮았다. 따라서, 질병 진단의 민감도를 고려한 국제방사선방호위원회(International Commission on Radiological Protection, ICRP)에서 제시한 정당화(justification)와 최적화(optimization)에 근거[2]하여 현재 임상에서 사용하는 저선량 프로토콜의 노출 선량은 상향 조정할 필요가 있다. 또한, 선량과 화질을 고려한 최적의 노출 선량 선정을 위해서는 단계적인 노출 선량을 설정한 전향적인 팬텀 연구가 필요하다.

감사의 글

본 연구에 협조해 주신 근로복지공단 안산산재병원 영상의학팀 CT실 근무자 분들께 감사드립니다.

참고문헌

1. 건강보험심사평가원. CT촬영비용 및 장비설치현황. <http://stat.kosis.kr/nsieu/index.jsp?hOrg=354>.
2. International Commission on Radiological Protection. Managing patient dose in computed tomography. ICRP Publication 87. Oxford; Pergamon Press, 2000.
3. Rydberg J, Buckwalter KA, Caldemeyer KS, Phillips MD, Conces DJ Jr, Aisen AM, Persohn SA, Kopecky KK. Multisection CT: scanning techniques and clinical applications. Radiographics. 2000; 20(6):1787-1806.
4. Tzedakis A, Damilakis J, Perisinakis K, Stratakis J, Gourtsoyiannis N. The effect of z overscanning on patient effective dose from multidetector helical computed tomography examinations. Med. Phys. 2005;32(6):1621-1629.
5. McCollough CH, Bruesewitz MR, Kofler(Jr) JM. CT dose reduction and dose management tools: Overview of available options. Radiographics. 2006; 26(2):503-512.
6. Heyer CM, Mohr PS, Lemburg SP, Peters SA, Nicolas V. Image quality and radiation exposure at pulmonary CT angiography with 100- or 120-kVp protocol: Prospective randomized study. Radiology. 2007;245(2):577-583.
7. Goo HW. CT radiation dose optimization and estimation: an update for radiologists. Korean. J. Radiol. 2012;13(1):1-11.
8. Naidich DP, Marshall CH, Gribbin C, Arams RS, McCauley DI. Low-dose CT of the lungs: preliminary observations. Radiology. 1990;175(3):729-731.
9. Johkoh T, Honda O, Yamamoto S, Tomiyama N, Koyama M, Kozuka T, Mihara N, Hamada S, Narumi Y, Nakamura H, Kudo M. Evaluation of image quality and spatial resolution of low-dose high-pitch multidetector-row helical high-resolution CT in 11 autopsy lungs and a wire phantom. Radiat. Med. 2001;19(6):279-284.
10. Fasola G, Belvedere O, Aita M, Zanin T, Follador A, Cassetti P, Meduri S, De Pangher V, Pignata G, Rosolen V, Barbone F, Grossi F. Low-dose computed tomography screening for lung cancer and pleural mesothelioma in an asbestos-exposed population: baseline results of a prospective, non-randomized feasibility trial--an Alpe-adria Thoracic Oncology Multidisciplinary Group Study (ATOM

- 002). *Oncologist*. 2007;12(10):1215-1224.
11. Stolzmann P, Leschka S, Betschart T, Desbiolles L, Flohr TG, Marincek B, Alkadhi H. Radiation dose values for various coronary calcium scoring protocols in dual-source CT. *Int. J. Cardiovasc. Imaging*. 2009;25(4):443-451.
 12. Prakash P, Kalra MK, Gilman MD, Shepard JAO, Digumarthy SR. Is weight-based adjustment of automatic exposure control necessary for the reduction of chest CT radiation dose? *Korean. J. Radiol*. 2010;11(1):46-53.
 13. Kubo T, Lin PJ, Stiller W, Takahashi M, Kauczor HU, Ohno Y, Hatabu H. Radiation dose reduction in chest CT: a review. *AJR. Am. J. Roentgenol*. 2008;190(2):335-343.
 14. Itoh S, Ikeda M, Arahata S, Kodaira T, Isomura T, Kato T, Yamakawa K, Maruyama K, Ishigaki T. Lung cancer screening: minimum tube current required for helical CT. *Radiology*. 2000;215(1): 175-183.
 15. 한국의료영상품질관리원. 전산화단층촬영장치 품질 관리 검사. <http://www.ikiami.or.kr/info/KMI417QD.aspx>
 16. Huda W, Ogden KM, Khorasani MR. Converting dose-length product to effective dose at CT. *Radiology*. 2008;248(3):995-1003.
 17. Qi W, Li J, Du X. Method for automatic tube current selection for obtaining a consistent image quality and dose optimization in a cardiac multi-detector CT. *Korean J Radiol*. 2009;10(6):568-574.
 18. Park EA, Lee W, Kang JH, Yin YH, Chung JW, Park JH. The Image Quality and Radiation Dose of 100-kVp versus 120-kVp ECG-Gated 16-Slice CT Coronary Angiography. *Korean. J. Radiol*. 2009; 10(3): 235-243.
 19. Takahashi M, Maguire WM, Ashtari M, Khan A, Papp Z, Alberico R, Campbell W, Eacobacci T, Herman PG. Low-dose spiral computed tomography of the thorax comparison with the standard-dose technique. *Invest. Radiol*. 1998; 33(2): 68-73.
 20. Prasad SR, Wittram C, Shepard JA, McLoud T, Rhea J. Standard-dose and 50%-reduced-dose chest CT: comparing the effect on image quality. *AJR. Am. J. Roentgenol*. 2002;179(2):461-465.

Radiation Dose and Image Quality of Low-dose Protocol in Chest CT: Comparison of Standard-dose Protocol

Won-Jeong Lee*, Bong-Seon Ahn†, and Young-Sun Park†

*Occupational Lung Diseases Institute, KCOMWEL,

†Department of Radiological Technology, Daejeon Health Science College

The purpose of this study was to compare radiation dose and image quality between low-dose (LDP) and standard-dose protocol (SDP). LDP (120 kVp, 30 mAs, 2-mm thickness) and SDP (120 kVp, 180 mAs, 1.2-mm thickness) images obtained from 61 subjects were retrospectively evaluated at level of carina bifurcation, using multi-detector CT (Brilliance 16, Philips Medical Systems). Signal-to-noise ratio (SNR) and contrast-to-noise ratio (CNR) were calculated at ascending aorta and infraspinatus muscle, from CT number and back-ground noise. Radiation dose from two protocols measured at 5-point using acrylic-phantom, and CT number and noise measured at 4-point using water-phantom. All statistical analysis were performed using SPSS 19.0 program. LDP images showed significantly more noise and a significantly lower SNR and CNR than did SDP images at ascending aorta and infraspinatus muscle. Noise, SNR and CNR were significantly correlated with body mass index ($p < 0.001$). Radiation dose, SNR and CNR from phantom were significant differences between two protocols. LDP showed a significant reduction of radiation dose with a significant change in SNR and CNR compared with SDP. Therefore, exposure dose on LDP in clinical applications needs resetting highly more considering image quality.

Keywords : Chest low-dose, Contrast-to-noise ratio, Image quality, Radiation dose, Signal-to-noise ratio