

## &lt;원저&gt;

## 흉부 전산화단층촬영검사를 위한 최적의 저선량 프로토콜에 관한 팬텀연구

김영근<sup>1)</sup>·양숙<sup>2)</sup>·왕태욱<sup>3)</sup>·김은혜<sup>4)</sup><sup>1)</sup>광주보건대학교 방사선과·<sup>2)</sup>쥬커스메디 기업부설연구소·  
<sup>3)</sup>화순전남대학교병원 영상의학과·<sup>4)</sup>고려대학교 보건안전융합학과

## A Phantom Study for the Optimal Low-dose Protocol in Chest Computed Tomography Examination

Young-Keun Kim<sup>1)</sup>·Sook Yang<sup>2)</sup>·Tae-uk Wang<sup>3)</sup>·Eun-Hye Kim<sup>4)</sup><sup>1)</sup>Dept. of Radiologic Technology, Gwangju Health University<sup>2)</sup>Industrial Researcher of Cusmedi Co. Ltd<sup>3)</sup>Dept. of Radiology, Chonnam National University Hwasun Hospital<sup>4)</sup>Department of Health Safety Convergence Science, Korea University

**Abstract** The purpose of this study was to evaluate optimal CT scan parameters to minimize patient dose to the irradiation and maintain satisfactory image quality in low-dose chest computed tomography (CT) scans. In a chest anthropomorphic phantom, chest CT scans were performed at different kVp and mA within reference of 3.4mGy in volume CT Dose Index (CTDI<sub>vol</sub>). The following quantitative parameters had been statistically evaluated: image noise, signal-to-noise ratio (SNR), contrast-to-noise ratio (CNR), and figure of merit (FOM). Nine radiographers conducted the blind test to select the optimal kVp-mA combination. Results indicated that the kVp-mA combination of 80kVp-90mA, 100kVp-50mA, 120kVp-30mA and 140kVp-30mA were obtained high SNR and CNR. The 120kVp-30mA combination offered good compromise in the FOM, which showed the quality and dose performance. In the blind test, an image of 80kVp-90mA obtained a high score with 4.7 points, and 120kVp-10mA or 140kVp-10mA with a low tube current were observed severe noise and poor image quality, thus resulting in decreased diagnostic accuracy. On the other hand, in the combination of high kVp and high mA(140kVp-90mA), the image quality was improved, but the radiation dose was also increased, the FOM value of 140kVp-90mA was lower than 120kVp-30mA. The application of appropriate scan parameters in low-dose chest CT scans produced satisfactory results in dose and image quality for the accuracy of the clinical diagnosis.

**Key Words:** Low-dose CT, Contrast-to-noise ratio, Effective dose, Figure of merit, Signal-to-noise ratio

**중심 단어:** 저선량 CT, 대조도 대 잡음비, 유효선량, 성능지수, 신호 대 잡음비

## I. 서 론

1970년대 의료영상의학 분야에서 전산화단층촬영(Computed Tomography; CT)가 상용화된 이래 비약적인 기술적인 발전은 임상적 측면에서 폭넓은 활용이 가능하게 되었고, 다

중검출능력을 갖춘 장비에 의해 짧은 촬영 속도로 매우 신뢰성이 향상된 영상정보를 획득할 수 있게 되었다. 건강보험심사평가원의 통계에 의하면 2012년부터 2016년 사이 검사환자 수는 꾸준히 증가하여 연평균 5.7%의 증가율을 나타냈다. 이처럼 CT 검사는 진단 분야에서 점점 높은 비중을

This research was supported by the research grant of the Gwangju Health University in 2019(2019014).

Corresponding author: Sook Yang, Industrial Researcher of Cusmedi Co. Ltd, Rm 605, Innoplex No. 3, 304 Sinwon-ro, Yeongtong-gu, Suwon-si, Gyeonggi-do, 16675, Republic of Korea / Tel: +82-31-732-1190 / E-mail: syang@cusmedi.com

Received 15 April 2021; Revised 23 April 2021; Accepted 28 April 2021

Copyright ©2021 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

차지하고 있으나, CT검사서 제공되는 높은 선량에 의한 방사선 피폭은 사회적인 문제로 꾸준히 제기되고 있다[1].

CT검사서 방사선에 의한 환자 피폭을 감소시키는 방법으로는 기본적인 방법으로 관전압(tube voltage; kVp)과 관전류를 조절하는 방법들이 연구되어왔고, 흉부 CT검사서서는 노출선량을 감소시키는 방법이 주로 사용되어왔다[2]. 최근 CT 분야에서는 표준선량 CT에 비해 1/6로 방사선량이 적은 저선량 CT를 임상에 적용하고 있으며, 2019년 개정된 [특수의료장비의 설치 및 운영에 관한 규칙]에서는 저선량 흉부 CT검사의 방사선 피폭관리에 대해 표준크기의 환자에서 120 kVp 이하 관전압(tube voltage), 40~60 mAs 이하와 CT 선량지수(CTDI<sub>vol</sub>)가 3 mGy 이하로 자체 항목을 설정하여 관리하도록 권고하고 있다[3]. 저선량 CT검사는 단순 흉부 CT검사서서서 기본 프로토콜로 각 의료기관에서 널리 사용하고 있지만 낮은 영상 화질에 의한 진단의 정확도를 저하시킬 수 있는 우려가 존재하고 있다[4].

본 연구에서는 임상에서 사용되고 있는 저선량 CT의 검사조건에서 선량과 화질에 직접적인 영향을 미치는 관전압과 관전류의 값을 변화시켜 저선량 CT 촬영을 위한 최적의 노출변수에 대해 알아보고, 그 유용성을 평가하고자 한다.

## II. 대상 및 방법

### 1. 연구대상

본 연구에서는 저선량 CT검사조건인 CT 선량지수(CTDI<sub>vol</sub>)가 3 mGy 이하를 얻는 범위 내에서 관전압과 관전류를 변화시켜 스캔프로토콜을 설정하였다. 영상을 획득하기 위해 인체흉부팬텀(the Alderson RANDO phantom, RSD, USA)를 Table 1과 같이 설정된 프로토콜을 적용하여 CT검사를 진행하였다. 검사조건은 방사선피폭관리에 의해 권고된 저선량 CT검사 조건(CT 선량지수(CTDI<sub>vol</sub>)이 3 mGy 이하)의 범위 내에서 관전압과 관전류를 변화시켰고, 획득된 영상 중 팬텀의 슬라이스에 의한 아티팩트의 영향을 최소화하기 위해 각 팬텀 슬라이스 당 중간영상을 선별하여 20장의 샘플 영상을 선정하였다.

**Table 1.** CT scan protocol in 64 Channel MDCT

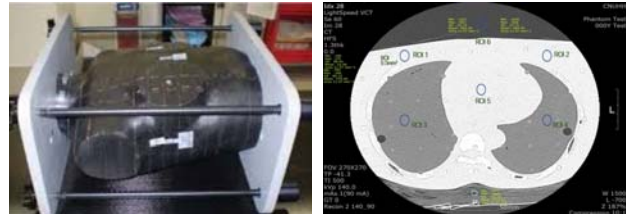
Scan parameter	Value	Scan parameter	Value
Tube Voltage (kVp)	80, 100, 120, 140	Slice thickness (mm)	1.5
Current (mA)	10, 30, 50, 70, 90	Detector Coverage (mm)	40.0
Rotation time (sec)	0.5	Pitch (mm&rot)	0.984

### 2. 영상화질의 정량적 평가

#### 1) 분석방법

##### (1) 흉부 팬텀영상에서 CT값의 측정

팬텀을 구성하고 있는 각 조직에 동일한 관심영역(region of interest; ROI)을 지정하여 CT 값을 측정하였다. 각 스캔 프로토콜에서 얻은 영상에서 연부조직(ROI 1, 2), 심장(ROI 5), 폐 조직(ROI 3, 4)에 0.5 cm<sup>2</sup>의 관심영역을 선정하여 픽셀 평균의 CT 값(CT hounsfield unit; HU)과 표준편차(standard deviation)를 측정하였고, 관심영역 내의 잡음은 CT 값의 표준편차로 하였다. 또한, 대조도 대 잡음비(contrast-noise ratio; CNR)를 산출하기 위해 백그라운드 영역에서 동일한 ROI를 설정하고 잡음 값을 측정하였다 (Fig. 1).



**Fig. 1.** Human anthropomorphic Rando phantom and ROI in the image of the phantom

##### (2) SNR, CNR, FOM의 측정

화질의 정량적 비교 평가를 위해 SNR(signal-to-noise ratio)과 CNR(contrast-to-noise ratio)를 지표로 활용하였으며, SNR은 표적 조직의 CT 값을 동일영역에서의 표준편차로 나누어 계산하였고, CNR은 공식 1과 같이 산출하였다. 또한, SNR과 선량 간의 관계를 확인하고, 화질의 최적 지표를 산출하기 위해 공식 2와 같이 FOM(figure of merit)을 산출하였다. FOM 값은 SNR에 비례하고, 선량에 반비례하여 값이 클수록 화질은 우수하고, 선량이 낮아 저선량을 나타내는 프로토콜의 조합에서 최적의 조합을 산출할 수 있는 지표로 사용될 수 있다. CNR은 백그라운드와 ROI의 픽셀값의 차이에 대한 절대값에서 백그라운드의 노이즈값을 나누어 계산할 수 있다[5, 6].

$$CNR = \frac{|MEAN_{BG} - MEAN_{Lung}|}{\sqrt{SD_{BG}^2 + SD_{Lung}^2}} \quad (Eq. 1)$$

$$\text{Figure of Merit} = \text{SNR}^2 / \text{effective dose} \quad (Eq. 2)$$

### 3. 영상화질의 정성적 평가

실무 경력 15년 이상 4명, 10년 이상 3명, 5년 이상 2명의 전문방사선사로 구성된 관찰자를 지정하여 각 프로토콜로 촬영하여 획득된 영상을 대상으로 Blind test를 진행하였다. 영상 화질평가는 5점 평가로, 각 영상에서 연부조직, 심장, 폐와 척추조직의 팬텀 내 구조물의 식별능력을 영상 화질에 대한 점수로서 등급(5점 : 매우 좋음, 4점 : 좋음, 3점 : 보통, 2점 : 나쁨, 1점 : 매우 나쁨)으로 부여하였다. 각 세부 평가항목은 장기와 주변 조직의 경계선이 명확함, 장기와 주변 조직 간의 대조도가 적정함, 잡음이 육안으로 많이 관찰됨, 영상 화질이 전체적으로 우수함으로 하였다.

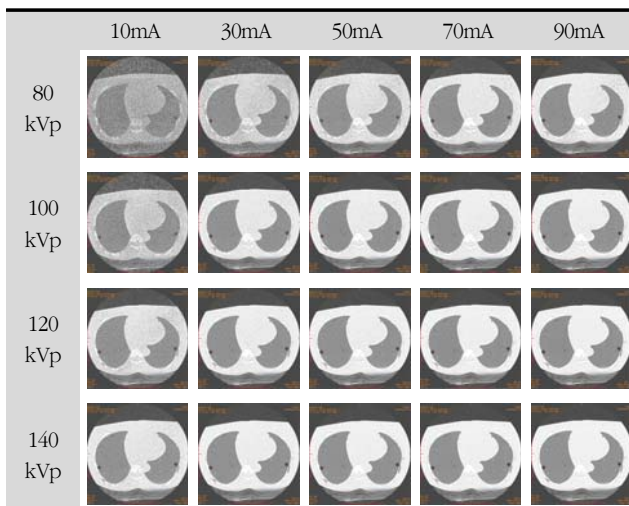


Fig. 2. Phantom CT images evaluated in this study

### 4. DLP를 이용한 선량 평가

선량평가는 먼저 각 검사조건으로 CT 스캔 시 산출된 CTDI<sub>vol</sub>을 이용하여 비교하였고, 저선량 CT 범위 내에 포함되었는지 확인하였다. CTDI<sub>vol</sub>은 슬라이스 당 노출된 선량의 측정값 또한, 유효 선량은 DLP(Dose Length Product)와 성인 흉부의 조직 가중 변환계수 WT<sub>lung</sub>(ICRP 102 가이드라인, 0.014)를 적용해 산출하였다[7, 8].

$$\text{Effective Dose} = \text{DLP} \times \text{WT}_{Lung} \quad (Eq. 3)$$

### 5. 통계분석

획득된 모든 영상은 infinte MARO PACS 프로그램과 Image J프로그램(IJ152-win-java8, NIH, USA)을 이용하여 각 픽셀값을 측정하였고, SPSS 통계프로그램을 이용하여 각 스캔 파라미터 적용에 따른 통계적 유의성을 확인하였다(P-value < 0.05).

## III. 결 과

### 1. 영상화질의 정량적 평가

본 연구에서 저선량 CT검사에서 권고조건인 3 mGy 보다 높은 CTDI<sub>vol</sub>을 가진 조건은 120 kVp-90 mA, 140 kVp-70 mA와 90 mA였고, 해당 영상은 정량적 분석에서 제외하였다. 또한, 최적의 선량 조건으로 1mGy 이상 3 mGy 이하의 CTDI<sub>vol</sub>을 가진 조건은 80 kVp-90 mA, 100 kVp-50 mA, 100 kVp-70 mA, 120 kVp-30 mA, 50 mA과 140 kVp-30 mA로 나타났다[Table 2].

Table 2. CTDI<sub>vol</sub> at kVp-mA combinations [Unit : mGy]

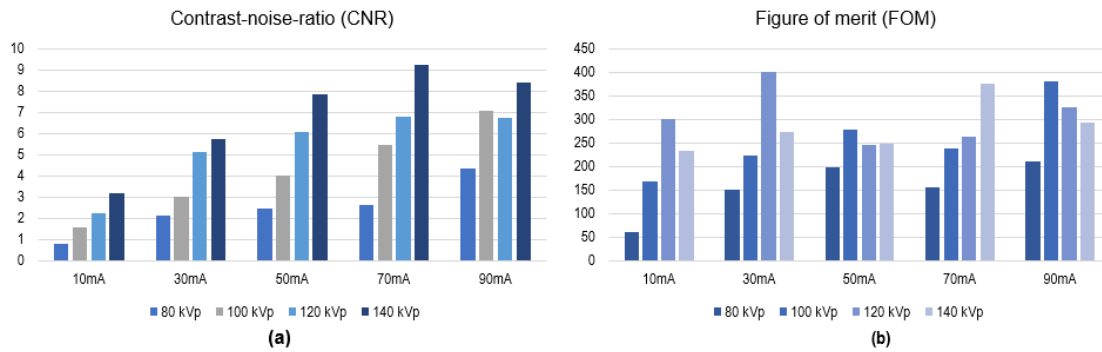
	80 kVp	100 kVp	120 kVp	140 kVp
10 mA	0.13	0.24	0.38	0.54
30 mA	0.59	0.73	1.15	1.63
50 mA	0.64	1.22	1.91	2.71
70 mA	0.9	1.71	2.68	3.8
90 mA	1.16	2.2	3.45	4.89

#### (1) SNR, CNR, FOM의 측정

영상의 화질과 선량 평가를 동시에 만족하는 최적의 노출 조건을 찾기 위해 영상을 비교·분석한 결과는 Table 3와 Fig. 3과 같다. 회전시간을 0.5 sec로 고정하고, 관전압과 관전류를 증가시켰을 때 획득된 영상에서 잡음은 감소하였고, 상대적으로 SNR과 CNR은 비례하여 증가하였다. 화질과 선량의 성능 비교를 위해 Table 3에서 나타낸 DLP와 조직가중 변환계수를 이용하여 공식 2와 같이 FOM을 계산하였다. 스캔 파라미터에서 120 kVp, 30 mA, 0.5 sec에서 획득된 영상의 FOM은 401.1로 가장 높게 나타났다. 관전압이 높은 140 kVp에서는 30 mA에서 FOM이 273.8로 가장 높게 나타났고, 낮은 관전압인 80 kVp에서는 90 mA에서 209.7로 나타났다. 100 kVp 관전압에서는 90 mA에서 380.7로 FOM이 높게 나타났으나, 두 번째로 높은 50 mA의 FOM 역시 140 kVp-50 mA 보다 높은 값이 산출되었다.

**Table 3.** SNR, CNR of lung (ROI 3, 4) and FOM at scan parameters

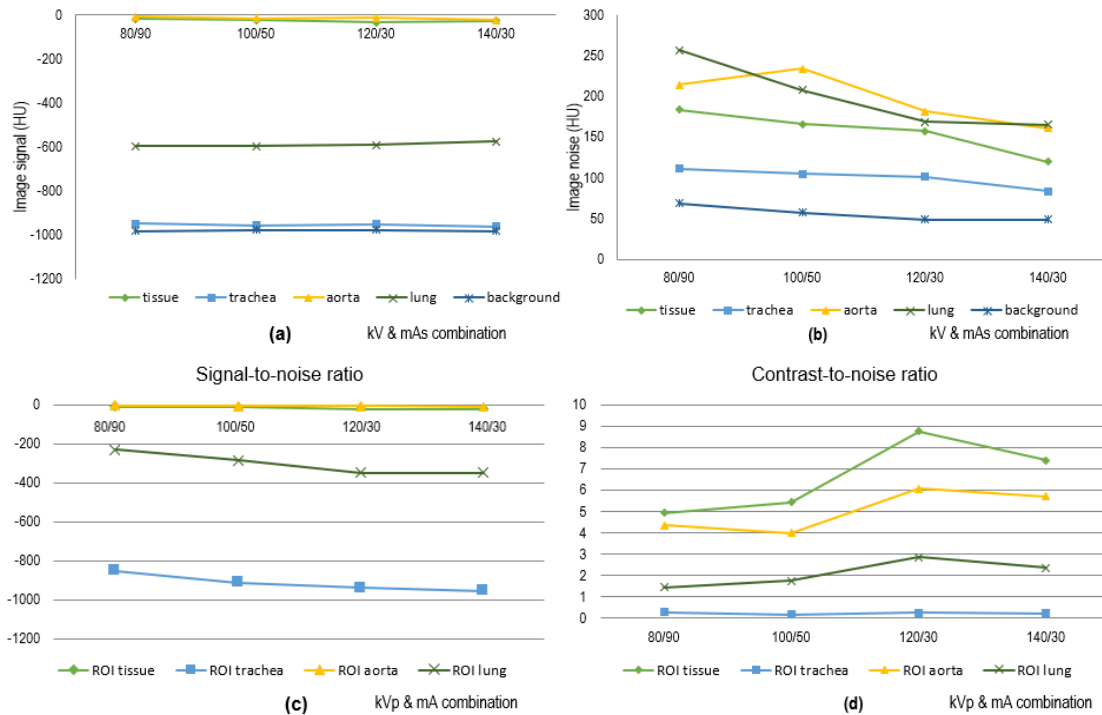
	80 kVp			100 kVp			120 kVp			140 kVp		
	SNR	CNR	FOM	SNR	CNR	FOM	SNR	CNR	FOM	SNR	CNR	FOM
10 mA	15.57	0.79	60.6	36.7	1.55	168.7	60.0	2.20	300.1	62.8	3.15	231.6
30 mA	42.33	2.10	149.3	71.6	3.02	222.6	120.2	5.13	401.1	118.2	5.71	273.8
50 mA	62.91	2.45	197.9	104.1	3.99	277.9	121.6	6.05	246.3	145.2	7.82	248.0
70 mA	65.98	2.63	155.5	112.3	5.47	238.0	148.8	6.76	263.5	210.3	9.24	374.9
90 mA	86.90	4.34	209.7	162.1	7.05	380.7	187.7	6.74	326.4	211.8	8.41	293.1



**Fig. 3.** The result of CNR and FOM calculation (a) CNR, (b) FOM

SNR, CNR과 FOM을 종합하여 본 결과, 우수한 성능을 가진 노출조건 중 가장 낮은 mA를 적용한 노출조합은 80 kVp-90 mA, 100 kVp-50 mA, 120 kVp 30 mA와 140 kVp -30 mA가 선택되었고, 이는 Table 3에서 나타난 1 mGy 이

상 3 mGy 이하의 CTDI<sub>vol</sub>을 가진 조건에 포함됨을 확인하였다. Fig. 3은 각 kVp-최소 mA 조합의 스캔파라미터에서 획득된 영상의 각 ROI 1 ~ 6의 측정값을 비교 분석한 것을 나타낸 것이다. CT HU는 Fig 4(a)과 같이 ROI<sub>tissue</sub> -25.6 ± 6.7,

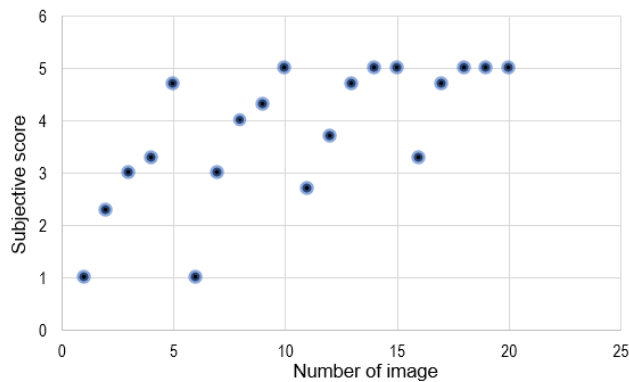


**Fig. 4.** Comparison of image signal, noise, SNR and CNR in kVp&mA combination

ROI<sub>trachea</sub> -953.1 ± 6.1, ROI<sub>aorta</sub> -14.7 ± 6.5, ROI<sub>lung</sub>에서 -589.2 ± 9.6로 측정되었고, 백그라운드는 -979.4 ± 3.3이었다. kVp-최소 mA를 조합한 파라미터에서 표준편차 6.1 ~ 9.6의 범위에서 일정한 CT값이 측정됨을 확인하였다. Fig 4(a)과 3(b)를 바탕으로 산출된 ROI<sub>tissue</sub>와 ROI<sub>aorta</sub>의 SNR은 표준편차 5.7과 4.4로 일정한 값이 산출되었고, ROI<sub>trachea</sub>와 ROI<sub>lung</sub>의 경우 관전압이 높고, mA가 낮은 20 kVp-30 mA와 140 kVp-30 mA에서 각각 46.2와 56.3으로 SNR 값이 다소 감소하였으나 각 조직이 갖는 CT 값의 범위에 존재하였다. 주변 조직과의 구별 정도를 나타내는 CNR의 측정 결과, ROI<sub>trachea</sub>를 제외한 tissue, aorta, lung의 ROI에서 120 kVp-30 mA의 파라미터에서 가장 높은 값을 나타냈고, 140 kVp-30 mA에서는 관전압이 증가하였음에도 불구하고 CNR이 감소하는 추세를 보였다.

2. 영상화질의 정성적 평가

20개의 영상을 블라인드 테스트를 통해 점수를 부여한 후 평균을 산출한 결과, 4점 이상의 높은 점수를 획득한 것은 80 kVp-90 mA, 100 kVp-50, 70, 90 mA, 120 kVp-30, 50, 70 mA와 140 kVp-30, 50, 70, 90 mA의 총 11개의 영상이었다. Fig. 5와 같이 4점 이상 점수를 획득한 영상들은 장기와 주변 조직의 경계선이 명확함, 적정 대조도를 유지하고 있음, 잡음이 육안으로 관찰되지 않음, 영상화질이 전체적으로 우수함의 항목에서 높은 점수가 획득되었다.



Five-point scale: Excellent (5), Good (4), Fair (3), Poor (2), Bad (1)

Fig. 5. subjective image evaluation

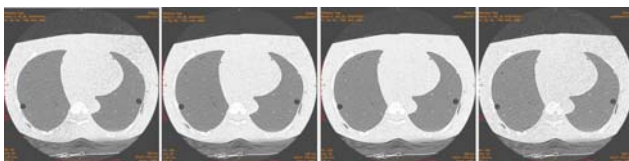


Fig 6. Subjective evaluation of phantom images in different parameters

낮은 kVp인 80에서도 mA를 90으로 증가시켰을 때 4점 이상의 우수한 영상 화질로 평가되었다. 반대의 경우, 낮은 mA를 사용한 120 kVp-10 mA, 140 kVp-10 mA의 조합에서는 높은 관전압이더라도 최소한의 mA가 조사되지 않았을 경우 잡음이 육안으로 관찰되어 영상화질이 저하됨을 확인하였다. 또한, 140 kVp-90 mA의 높은 kVp, 높은 mA의 경우 육안 관찰 시 영상화질이 우수함을 확인하였으나, 30%의 선량을 감소시킨 140 kVp-70 mA과 50%, 70%를 감소시킨 50mA, 70mA에서도 동일한 점수를 획득하였다.

3. DLP를 이용한 선량평가

Table 4는 각 스캔 시 측정된 DLP를 바탕으로 흉부의 조직가중 변환계수 0.014를 적용하여 유효선량(E)을 산출한 것이다. 정량적평가 항목을 바탕으로 kVp-mA의 최적 노출 조합으로 평가된 80 kVp-90 mA, 100 kVp-50mA, 120 kVp-30 mA에서 0.42, 0.45와 0.42 mSv의 유효선량이 각각 산출되었다. 140 kVp-30 mA에서는 영상화질을 고려한 최소의 mA 조합이지만 120 kVp-30 mA보다 40% 높은 0.6 mSv로 나타났다. 120 kVp-30 mA에서 mA를 3배 증가시킨 90 mA에서 유효선량은 3배가 비례하여 증가되었고, 최대 1.26 mSv로 나타났다.

Table 4. Calculation of effective dose based Dose-Length Product (DLP)

	10 mA		30 mA		50 mA		70 mA		90 mA	
	DLP	ED	DLP	ED	DLP	ED	DLP	ED	DLP	ED
80 kVp	3.57	0.05	10	0.14	16.43	0.23	23.57	0.33	30	0.42
100 kVp	6.43	0.09	19.29	0.27	32.14	0.45	44.29	0.62	57.14	0.8
120 kVp	10	0.14	30	0.42	50	0.7	70	0.98	90	1.26
140 kVp	14.29	0.2	42.14	0.6	70.71	0.99	98.57	1.38	127.14	1.78

Effective dose(ED) : mSv, Dose-Length Product (DLP) : mGycm

IV. 고 찰

저선량 CT 프로토콜은 진단 가능한 영상 화질을 유지하면서 환자에게 최소한의 방사선량의 노출을 위해 100 mAs 미만의 관전류를 사용하는 것을 말한다. 일반적으로 저선량 CT검사는 120 kVp의 관전압과 40~80 mA의 관전류를 사



용하며, 폐결절이나 암과 같은 질환의 추적검사 등 적응증에 따라 선량 최적화를 이루기 위한 가이드라인에 의해 진행된다[9].

일반적으로 방사선량은 관전압과 슬라이스 두께를 고정시켰을 때 관전류-조사시간에 비례하여 증가한다. 그러므로 관전류를 감소시킴으로 피폭선량을 감소시키는 것은 예측할 수 있는 가장 단순한 방법이다[10]. 120 kVp의 관전압을 고정시키고, 30 mA에서 mA를 3배 증가시킨 90 mA의 유효선량은 비례하여 증가하였고, 영상의 화질도 우수하게 평가되었다. 또한, 관전류를 30 mA에서 120 kVp와 140 kVp에서는 영상 화질을 고려한 최소의 mA 조합이지만 140 kVp 에서 40%가 높게 나타났다.

환자 선량과 영상의 화질 간의 관계는 FOM 값을 산출하여 그 성능을 확인하였다. 환자 선량을 나타내는 유효선량은 CT스캔 시 산출되는 DLP와 조직 가중변환계수를 이용하여 산출하였다. CT검사에서 환자 선량을 측정할 수 있는 DLP는 특정 스캔 입력에서 총 에너지 흡수량을 반영하기 때문에 환자 선량에 대한 직접적인 척도는 아니지만, 개별 스캐너 특성과 무관하게 DLP와 전환계수를 적용하여 단순 계산으로 유효선량을 평가할 수 있어서 본 연구에서는 FOM을 산출하기 위해 적용하였다[11,12].

본 실험에서 사용한 장비의 제조사에서 제공하는 저선량 프로토콜은 Table 5와 같이 120 kVp-50 mA에서 CTDI<sub>vol</sub> 값은 1.96 mGy였다. 실험결과, 120 kVp-50 mA의 검사조건에서 화질평가는 우수하였으나, 영상 화질 분석 항목인 SNR과 CNR이 우수한 120 kVp-30 mA의 조건에서 FOM 값이 상대적으로 높게 나타났다. 이와같이 스캐너에 따른 가이드라인 이외에도 검사환경에 따라 더 낮은 관전류 값을 가진 조사조건을 선택하여 임상에서 진단에 유용하게 사용될 수 있음을 확인하였다. 마찬가지로, 140 kVp-90 mA의 높은 kVp, 높은 mA의 경우 육안 관찰 시 영상 화질이 우수함을 확인하였으나, 30%의 선량을 감소시킨 140 kVp-70 mA와 50%, 70%를 감소시킨 50mA, 70mA에서도 같은 점수를 획득하였다.

영상의 화질과 선량은 CT검사 시 조사조건 뿐만 아니라 회전속도, 슬라이스두께, 검출기 범위, 피치 등의 스캔파라

미터에 의존한다. 본 연구에서는 저선량 CT검사조건의 유용성을 평가하는데 초점을 두고 있어, 표준선량프로토콜에서 획득된 영상과의 비교를 수행하지 못하였다. 또한, 방사선량의 노출에 대한 우려로 인체 팬텀을 활용한 실험을 진행하였기 때문에 임상에서 적응증에 따른 저선량 CT검사의 가이드라인으로 활용하기에 한계가 있고, 다양한 스캐너에서 환자에 의해 발생하는 변수를 적용하지 못한 제한점을 가지고 있다.

## V. 결 론

후부 CT검사에서 방사선관리에 대한 가이드라인의 권고와 함께 제조사별 저선량 프로토콜을 기반으로 조사조건을 임상에 적용하여 사용하고 있다. 본 연구에서는 임상에서 사용되는 노출조건에 대한 유용성을 확인하기 위해 인체모사팬텀을 이용하여 선량최적화에 대한 객관적, 주관적 지표를 이용하여 평가하였다.

첫째, 3mGy 이하의 노출조건에서 80kVp-90mA, 100kVp-50mA, 120kVp-30mA, 140kVp/30mA의 관전압-관전류의 조합은 SNR, CNR이 높게 나타났고, 전문가들의 주관적 평가에서도 높은 점수를 획득하여 진단에 적절한 화질로 평가되었다.

둘째, DLP에 조직가중 변환계수를 적용하여 산출된 유효선량의 비교에서는 최적 노출조합으로 평가된 조건 중 80 kVp-90 mA, 120 kVp-30 mA에서 0.42 mSv의 가장 낮은 선량이 산출되었다. 140 kVp-30 mA에서는 영상화질이 우수하였으나, 120 kVp-30 mA보다 40% 높은 유효선량이 산출되었고, 주관적 화질평가에서는 4.7점의 동일한 스코어로 평가되었다.

종합적으로 성능지표인 FOM의 비교에서, 최적의 노출조합 중 120 kVp에서 최소 관전류를 적용한 120kVp-30mA의 노출조건에서 영상의 화질과 선량에서 우수한 결과가 산출되었다.

이를 바탕으로, 관전압이나 관전류와 같은 노출조건 외에 슬라이스두께, 피치, 스캔속도 등의 스캔파라미터를 적절히

**Table 5.** Index of Low-dose protocols by manufacturers

Name	kVp	mAs	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	DLP (mGycm)	Conversion factor	mSv	slice thickness
SIEMENS (SOMATOM Definition Flash)	120	40(72mA)	2.74	116	0.014	1.62	3/1.5
GE (Revolution HD)	120	25(50mA)	2.04	86.19	0.014	1.20	3.75/1.25
GE (LightSpeed VCT)-this study	120	25(50mA)	1.96	89.87	0.014	1.25	3.75/1.25

고려한다면 흉부 CT검사에서 저선량 프로토콜은 선량최적화를 위해 유용하게 적용할 수 있을 것이라 사료된다.

## REFERENCES

- [1] Kubo T, Ohno Y, Takenaka D, Nishino M, Gautam S, et al. Standard-dose vs. low-dose CT protocols in the evaluation of localized lung lesions: Capability for lesion characterization-iLEAD study. *European Journal of Radiology Open*. 2016;3:67-73.
- [2] Lee WJ, Ahn BS, Park YS. Radiation dose and image quality of low-dose protocol in chest CT: Comparison of standard-dose protocol. *Journal of Radiation Protection*. 2012;37(2):84-89.
- [3] Kim HJ, Cho JH, Park CS. Evaluation of image quality in low tube-voltage chest CT scan. *Journal of Radiation Protection*. 2010;35(4):135-141.
- [4] Kim KN, Lee KN, Yang DK, Lee SK. Detection of pulmonary metastatic nodules: Usefulness of low-dose multidetector CT in comparison with chest radiograph. *Journal of the Korean Radiol Soc*. 2006;55(3):239.
- [5] Kraemer A, Kovacheva E, Lanza G. Projection based evaluation of CT image quality in dimensional metrology. *Digital Industrial Radiology and Computed Tomography*. 2015;22-25.
- [6] Verdun FR, Racine D, Ott JG, Tapiovaara MJ, et al. Image quality in CT: From physical measurements to model observers. *Physica Medica*. 2015; 31(8):823-843.
- [7] Valentin J, International Commission on Radiation Protection. Managing patient dose in multi-detector computed tomography(MDCT). ICRP Publication 102. *Ann ICRP*. 2007;37(1):1-79, iii.
- [8] Lee WJ, Ahn BS, Park YS. Radiation dose and image quality of low-dose protocol in chest CT: Comparison of standard-dose protocol. *Journal of Radiation Protection*. 2012;37(2):84-89.
- [9] Bhalla AS, Das A, Naranje P, Irodi A, Raj V, Goyal A. Imaging protocols for CT chest: A recommendation. *Indian J Radiol Imaging*. 2019;29(3):236-246.
- [10] Zhu X, Yu J, Huang Z. Low-dose chest CT: Optimizing radiation protection for patients. *American Roentgen Ray Society*. 2004;183:809-816.
- [11] Christner JA, Kofler JM, McCollough CH. Estimating effective dose for CT using dose-length product compared with using organ doses: Consequences of adopting international commission on radiological protection publication 103 or dual-energy scanning. *Medical Physics and Informatics*. 2010;194:881-889.
- [12] ME1, European Communities. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images. Brussels, Belgium: European Commission; 1997.

구분	성명	소속	직위
제1저자	김영근	광주보건대학교	정교수
공동저자	왕태욱	화순전남대학교병원	방사선사
공동저자	김은혜	고려대학교	대학원생(박사)
교신저자	양숙	(주)커스메디	책임연구원