

## MDCT의 관전압, 관전류, 슬라이스 두께 변화에 따른 팬텀의 선량 분포 측정

\*연세대학교 방사선학과, 연세대학교 보건과학연구소 †원주기독병원 영상의학과

이창래\* · 김희중\* · 전성수<sup>†</sup> · 남소라\* · 조효민\* · 정지영\*

본 연구는 MDCT (multi-detector computed tomography) 파라미터 변화에 따른 환자선량을 측정하고 평가 하고자 하였다. MDCT 파라미터의 다양한 변화에 의한 환자선량은 MDCT (GE light speed plus 4 slice, USA)와 model 2026C electrometer (RADICAL 2026C, USA), 그리고 head와 body의 CT선량 표준팬텀(standard polymethylmethacrylate)을 사용하여 측정 하였다. 그 결과 환자선량 CTDI<sub>w</sub> 값은 관전압과 관전류가 증가할수록 선형적으로 증가하였고 beam collimation이 증가 할수록 감소하였다. 따라서 관전압, 관전류는 환자의 피폭선량에 직접적인 영향을 주고 슬라이스 두께는 영향이 적은 것을 알 수 있었다. 임상적 전형적인 MDCT 복부 scan에서 120 kVp, 180 mAs, 20 mm collimation과 0.75 pitch의 조건하에 CTDI<sub>w</sub>와 CTDI<sub>vol</sub>의 측정값은 각각 20.2 mGy, 26.9 mGy이었고 스캔 길이가 271.3 mm인 환자의 DLP와 유효선량은 각각 729.1 mGy · cm, 10.9 mSv였다.

**중심단어:** MDCT, 관전압, 관전류, Beam collimation, CTDI<sub>w</sub>

### 서 론

최근 국민의 경제능력 향상과 함께 건강에 대한 관심이 증가됨에 따라 양질의 진단 검사를 요구하게 되었고, 넓은 진단 검사 부위와 빠른 검사 시간과 함께 보험 수혜가 적용되면서 CT의 이용이 증가하고 있다. 그러나 많은 병원에서 검사 부위의 증가와 영상의 질 향상을 위해 CT로 인해 환자가 받는 방사선 피폭은 간과되고 있으며 중요한 문제로 인식되고 있지 않다.<sup>1)</sup>

CT검사의 수는 총 방사선 검사에서 적은 비율을 차지하지만 CT검사로 인한 방사선 피폭은 총 방사선 검사에서 상당한 비중을 차지하고 있다. 또한 고식적 CT에 비해 SDCT (single-detector CT)나 MDCT (multi-detector CT)는 검사시간의 단축으로 환자의 움직임에 의한 아티팩트의 발생을 감소시켜 영상의 질을 향상시킬 수 있다.<sup>1)</sup> 그러나 해상능을 향상시키기 위해 얇은 슬라이스 두께를 사용하고 인체의 단면영상을 다방면 또는 3차원의 입체영상으로 재구

성하기 위해서 촬영단면 수가 증가되었으며, 조영제 주입 후 동맥 및 정맥상 그리고 지연상을 획득하기 위해 동일 부위를 2~3회 노출시키는 경우가 많아졌다. 이로 인해 환자가 받는 방사선 노출은 더욱 증가되고 있는 추세이다. 이와 같이 국내에서도 CT장치의 보급과 이용이 증가되고 있고 CT 검사가 방사선 영상 검사에서 중요한 위치를 차지하고 있는 상황에서 CT로 인한 방사선 피폭은 반드시 고려되어야 한다.<sup>2,3)</sup>

이에 본 연구에서는 MDCT선량의 중요한 파라미터인 관전압, 관전류, 슬라이스 두께의 변화에 따른 선량을 측정하여 환자의 피폭선량을 분석하고자 하였다.

### 재료 및 방법

#### 1. 장비

본 실험에 사용한 CT는 원주 기독병원에 설치된 GE사의 Light Speed Plus를 사용하였다. 4슬라이스 MDCT로써 matrix 타입의 multi-detector는 Z-축 방향으로 1.25 mm의 동일한 두께로 16열로 배열되어 있으며 총 14,592개의 elements로 구성되어 있다. 영상획득에서 이 모델은 1회의 회전으로 1.25 mm, 2.5 mm, 3.75 mm, 5 mm두께의 영상을 4개씩 획득할 수 있다.<sup>3)</sup>

선량측정으로는 Radical사의 조사선량 표시 모니터인

이 논문은 2007년 6월 6일 접수하여 2007년 9월 10일 채택되었음.  
 책임저자 : 김희중, (220-710) 강원도 원주시 흥업면 매지리 234번지  
 연세대학교 보건과학대학 방사선학과  
 Tel: 033)760-2475, Fax: 033)760-2815  
 E-mail: hjk1@yonsei.ac.kr

model 2026C electrometer와 10 cm의 긴 관 형태로 부피는 3 cm<sup>3</sup>인 model 20X6-3CT ion chamber를 사용하였다. 또한 피폭선량 측정용 phantom은 감약과 산란특성이 인체조직과 유사하여 조직을 대체할 수 있는 균일 재질의 아크릴로 이루어진 원통형 phantom이다. 직경 16 cm의 head phantom과 32 cm의 body phantom을 사용하였다.

## 2. 실험방법

### 1) 측정 조건 설정

관전압의 변화에 따른 선량을 측정하기 위해서 관전류는

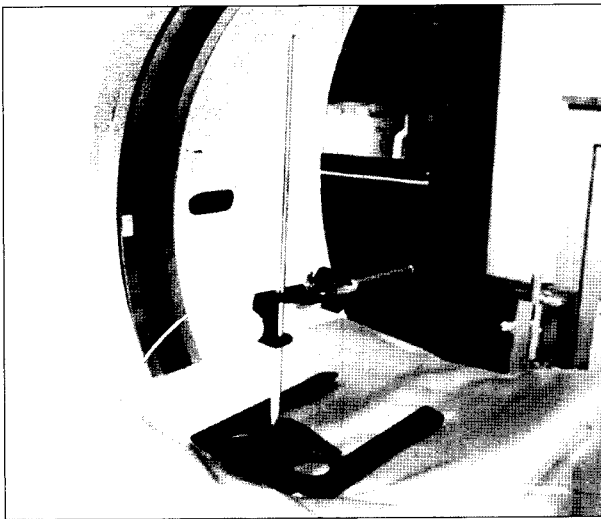


Fig. 1. Arrangement for the measurement of the CTDI<sub>free air</sub>. The chamber is clamped in a specially designed support and aligned so that it is coaxial with the scanner rotation axis and its sensitive volume is bisected by the scan plane.

200 mA, beam collimation은 10 mm, rotation time은 1초의 스캔 조건에서 관전압을 80 kVp, 100 kVp, 120 kVp, 140 kVp로 변화 시켜 측정하였다. 관전류의 변화에 따른 선량 측정은 관전압은 120 kVp, beam collimation은 10 mm, rotation time은 1초의 스캔 조건에서 관전류를 100 mA, 150 mA, 200 mA, 250 mA, 340 mA로 변화시켜 측정하였으며, Beam collimation의 변화에 따른 선량 측정은 관전압 120 kVp, 관전류 200 mA, rotation time 1초의 스캔 조건에서 1.25 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm의 beam collimation을 변화 시켜 측정하였다.

### 2) Free air에서 선량 측정

공기 중에서 선량을 측정하기 위해서 Fig. 1과 같이 couch에 chamber 지지대를 위치시키고 pencil ionization을 couch 끝 부분에 설치한다. clamp에 의한 2차 선량이 실측치에 방해 되어서는 안 되도록 couch 끝에 chamber의 active volume을 정확히 위치시킨다. 그리고 Chamber의 축은 스캐너의 축과 일치하고 chamber의 중앙이 scan plane상에 놓여 지도록 위치하도록 조정한다. 원하는 다양한 파라미터를 적용하여 각각 3회씩 반복 스캔하여 측정한다.

### 3) Head, body phantom에서 선량 측정

CT 피폭선량 측정용 phantom의 중앙부위를 gantry내의 등선량 중심점에 위치시킨다. 이때 Fig. 1과 같이 CT gantry 내의 위치 잡이용 레이저 빔을 사용하여 phantom의 중심부에 정확히 위치시킨다. phantom이 움직일 수 있으므로 고정 시킬 수 있게 선량측정에 영향을 미치지 않는 물질을 사용하여 고정 시킨다.

설정된 조건으로 중앙부의 선량측정을 위해서 중심부위에 ion chamber를 삽입하고 나머지 주변부위에는 phantom

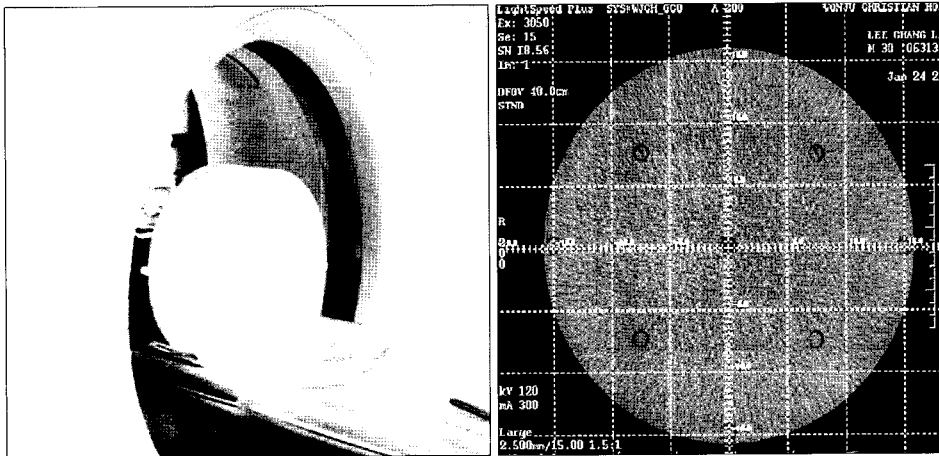


Fig. 2. The localization of phantom using laser beam.

과 같은 재질의 물질을 삽입한다. 계속하여 주변부위(12시, 3시, 6시, 9시 방향)의 선량측정을 위해 각 부위에 차례로 ion chamber를 삽입하고 나머지 부위엔 phantom과 같은 재질의 물질을 삽입하여 hole을 막는다. 위의 방법을 head와 body phantom에 적용하고 측정하여 결과 값을 기록 한다.<sup>4)</sup>

### 3. 선량 계산

선량 계산에 사용한 방법은<sup>5-7)</sup> CTDI, CTDI<sub>w</sub> 그리고 CTDI<sub>vol</sub>, DLP이다. CTDI란 식 (1)에서 보듯이 공칭 슬라이스 두께 T로 분리된 single slice scan에서 dose profile의 Z-축 방향의 적분값이며, pencil형 ion chamber를 사용하여 측정된 실제 선량이다. 즉, ion chamber가 스캔축에 수직으로 스캔되어 얻어지는 모니터 측정값에 chamber의 길이(10 cm)와 acryl의 conversion factor (F), chamber correction factor (tp), chamber calibration factor (cf)를 곱하고 슬라이스 수(n)와 슬라이스 두께(T)로 나눈 값이다.

$$CTDI = \frac{M \times Chamber\ length\ (cm) \times F \times tp \times cf}{n \times T} \quad (1)$$

M: measured value (R)

F: exposure to dose conversion factor (0.78 cGy/R in acryl)

$$tp: correction\ factor = \left( \frac{273.2 + t}{273.2 + t_0} \right) \left( \frac{P_0}{P} \right)$$

cf: chamber calibration factor

n: number of slices

T: slice thickness (cm)

CT실 내부 온도와 압력은 각각 26°C, 100.2 kpa로 correction factor는 1.03이고 ionization chamber의 calibration factor는 1.032이다. 위의 관계식을 이용하여 공기중에서 측정된 CTDI 값을 계산하고, phantom의 각 부위에서 측정한

CTDI값을 사용하여 CTDI<sub>w</sub> 값을 계산하였다.

CTDI<sub>w</sub>는 환자 선량의 평가를 더욱 정확히 하기 위해 도입되어 사용되는 스캔축(동일 단면축 또는 X, Y-축)에서의 선량지표이다. 중앙부에서의 1/3 CTDI<sub>w</sub>와 주변부에서의 2/3 CTDI<sub>w</sub>를 합한 평균선량의 개념이다.

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_c + \frac{2}{3} CTDI_p \quad (2)$$

식 (2)에서 CTDI<sub>c</sub>는 중심부의 선량이고 CTDI<sub>p</sub>는 주변부 4곳 선량의 평균값이다.

CTDI<sub>vol</sub>은 식 (3)에서와 같이 Z-축에서의 노출의 변동을 감안하는 값으로 다음과 같이 나타낸다.

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch} \quad (3)$$

DLP (dose length product)는 일련의 모든 영상에 대한 총 선량의 측정값으로 식 (4)와 같이 나타낸다.

$$DLP = CTDI_{vol} \times irradiated\ length \quad (4)$$

각기 계산된 흡수선량 값을 유효선량(effective dose, E) 값으로 환산하기 위하여 식(5)를 이용하였다. 식 (5)에서 E<sub>DLP</sub>는 각 인체 부위별 유효선량의 비로써 복부의 유효선량은 DLP 당 유효선량비 0.015 (mSv · mGy<sup>-1</sup> · cm<sup>-1</sup>)를 적용하여 계산한다.<sup>7)</sup>

$$E = E_{DLP} \times DLP \quad (5)$$

## 결 과

GE사의 MDCT인 Light Speed Puls를 사용하여 head와 body phantom에서 측정된 CTDI<sub>w</sub>값을 측정된 결과 관전압이 증가 할수록 CTDI<sub>w</sub>값은 Head Mode에서는 y=0.53 \* x - 34.60 (선형도 R=1.00)과 Body Mode에서는 y=0.31 \* x - 20.95 (선형도 R=1.00)의 관계식에 의해 거의 선형적으로

Table 1. Experimental conditions for various combinations of MDCT parameters.

EN*	TV <sup>†</sup> (kVp)	TC <sup>‡</sup> (mA)	BC <sup>§</sup> (mm)	Pitch	Phantom
1	80, 100, 120, 140	200	10	N/A	Free air
2	80, 100, 120, 140	200	10	N/A	Head
3	80, 100, 120, 140	200	10	N/A	Body
3	120	100, 150, 200, 250, 340	10	N/A	Free air
4	120	100, 150, 200, 250, 340	10	N/A	Head
	120	100, 150, 200, 250, 340	10	N/A	Body
5	120	200	5, 10, 15, 20	N/A	Free air
6	120	200	5, 10, 15, 20	N/A	Head
	120	200	5, 10, 15, 20	N/A	Body

\*Experimenta number, <sup>†</sup>Tube voltage, <sup>‡</sup>Tube current, <sup>§</sup>Beam collimation.

Table 2. CTDI<sub>free air</sub> values of experimental results.

Experimental number	CTDI <sub>free air</sub> (mGy)	Varying parameter
1	19.13, 32.66, 48.65, 70.25	Tube voltage
2	24.35, 36.50, 48.57, 64.17, 87.28	Tube current
3	60.63, 48.72, 47.98, 43.65	Beam collimation

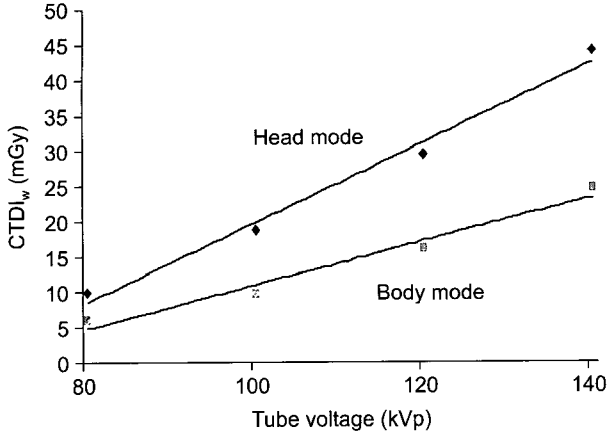


Fig. 3. Radiation dose for various tube voltage [kVp].

증가하였고, 관전류가 증가 할수록 CTDI<sub>w</sub>값이 Head Mode에서는  $y=0.15 * x - 1.80$  (선형도 R=1.00)과 Body Mode에서는  $y=0.08 * x - 0.59$  (선형도 R=1.00)의 관계식에 의거하여 선형적으로 증가하였다. 그리고 beam collimation이 증가함에 따라 Head Mode에서는  $y=0.05 * x^2 - 1.96 * x + 44.54$  (선형도 R=0.94)과 Body Mode에서는  $y=0.02 * x^2 - 0.90 * x + 22.78$  (선형도 R=0.91)의 관계식에 의거하여 CTDI<sub>w</sub>값은 포물선 모양으로 감소하였고 서로 다른 slice number와 slice thickness 이더라도 beam collimation이 같으면 CTDI<sub>w</sub>값은 같았다.

Table 1에 일치하는 CTDI<sub>free air</sub>와 CTDI<sub>w</sub> 값은 Table 2와 Fig. 3, 4, 5에서 확인할 수 있다.

### 고찰 및 결론

CT의 정도관리 항목에서 환자의 피폭선량 측정은 장비의 효율적인 관리뿐만 아니라 환자에 대한 방사선 피폭을 줄일 수 있는 기반을 마련 할 수 있다는 측면에서 매우 중요하게 다루어 져야한다.

본 실험은 GE사의 MDCT인 Light Speed Puls를 사용하여

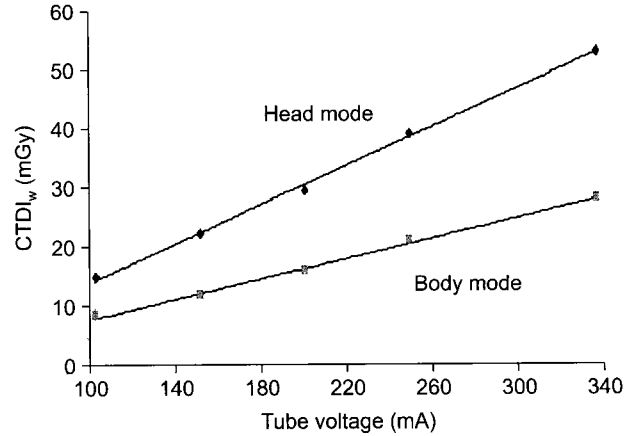


Fig. 4. Radiation dose for various Tube Current [mA].

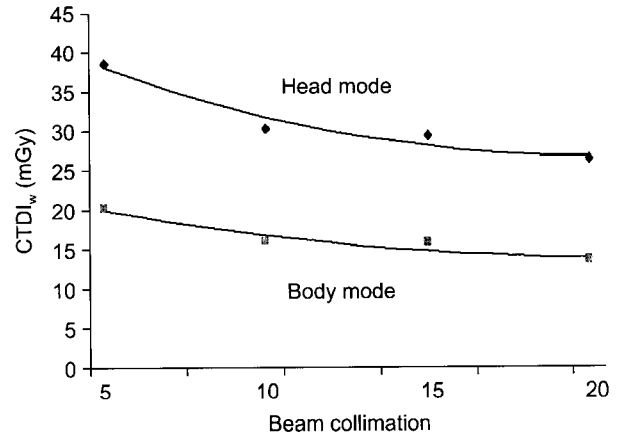


Fig. 5. Radiation dose for various beam collimation.

head, body phantom에서 CTDI<sub>w</sub> 측정값의 결과 관전압과 관전류의 증가에 따른 CTDI<sub>w</sub> 값은 선형적으로 증가하였고, beam collimation의 증가에 따라 CTDI<sub>w</sub> 값은 감소하였다. 결론적으로 관전압, 관전류는 환자의 피폭선량에 직접적인 영향을 주고 슬라이스 두께의 영향은 작은 것을 알 수 있었다. 그리고 임상에서의 전형적인 복부 MDCT scan에서 120 kVp, 180 mAs, 20 mm collimation, 0.75 pitch의 조건에서 CTDI<sub>w</sub>와 CTDI<sub>vol</sub>은 각각 20.2 mGy, 26.9 mGy로 측정되었고 스캔 길이가 271.3 mm인 환자의 DLP와 유효선량은 각각 729.1 mGy·cm, 10.9 mSv였다.

앞으로 환자의 피폭선량을 측정하기 위한 촬영실의 온도와 압력차에 따른 선량 변화와 ion-chamber의 교정 유무에 따른 선량평가 등의 선량측정에 미치는 여러 환경적인 요인들과 정확한 방법이 필요하며 본 실험을 바탕으로

MDCT의 각 파라미터의 변화에 따른 최적의 진단적 가치를 저해하지 않는 범위에서 환자의 피폭선량을 줄일 수 있는 연구와 노력을 계속 해야 할 것이다.

### 참 고 문 헌

1. 김문찬, 임종석, 박형로, 김유현: 컴퓨터 단층촬영시 환자 피폭선량에 관한 연구. 방사선 기술과학 27:21-27 (2004)
2. Kalender WA: *Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications, Munich*, 2nd revised ed, Publicis MCD Verlag, Germany (2005), pp. 154-168
3. The Korean Society of Medical Imaging Technology: *Textbook of Computed Tomography*. 2nd ed, (2005)
4. 김유현, 최종학, 김성수 등: 진단방사선검사에서 환자피폭선량에 관한 연구. 방사선 기술과학 28:241-248 (2005)
5. Hamberg LM, Rhea JT, Hunter GJ, Thrall JH: Multi-detector row CT : radiation dose characteristics. *Radiology* 226:762-772 (2003)
6. McNitt-Gray MF: AAPM/RSNA Physics tutorial for residents: topics in CT, radiation dose in CT. *RadioGraphics* 22:1541-1553 (2002)
7. Report EUR 16262: Quality Criteria for Computed Tomography. Office of Official Publications of the European Communities, Brussels (1999)

## Dose Measurements using Phantoms for Tube Voltage, Tube Current, Slice Thickness in MDCT

Chang-Lae Lee\*, Hee-Joung Kim\*, Seong Su Jeon<sup>†</sup>, So Ra Nam\*, Hyo-Min Cho\*, Ji-Young Jung\*

\*Department of Radiological Science, College of Health Science and Research Institute of Health Science, Yonsei University, <sup>†</sup>Department of Radiology, Wonju Christian Hospital

The purpose of this study was to measure and evaluate radiation dose for MDCT parameters. Patient dose for various combination of MDCT parameters were experimentally measured, using MDCT (GE light speed plus 4 slice, USA), model 2026C electrometer (RADICAL 2026C, USA), standard Polymethylmethacrylate (PMMA) head and body CT dosimetry phantoms. In clinical situations, for a typical abdominal scan performed with MDCT at 120 kVp, 180 mAs, 20 mm collimation, and a pitch of 0.75, CTDI<sub>w</sub>, CTDI<sub>vol</sub> were measured as 20.2 mGy, 26.9 mGy, respectively. When scan length is assumed as 271.3 mm, DLP and measured effective dose of the abdominal would be calculated as 729.1 mGy · cm, 10.9 mSv, respectively.

**Key Words:** MDCT, Tube voltage, Tube current, Beam collimation, CTDI<sub>w</sub>