

## MDCT 선량측정에서 온도와 압력에 따른 보정과 Ionization Chamber의 Calibration 전후 선량의 비교평가

\*연세대학교 보건과학대학 방사선학과, †연세대학교 보건과학연구소, ‡원주기독병원 영상의학과,  
§지이헬스케어코리아, ||광주보건대학 방사선과

이창래\*<sup>†</sup> · 김희중\*<sup>†</sup> · 전성수<sup>†</sup> · 조효민\*<sup>†</sup> · 남소라<sup>§</sup> · 정지영\*<sup>†</sup> · 이영진\*<sup>†</sup> · 이승재\* · 동경래<sup>||</sup>

본 연구는 MDCT에서 선량을 측정하는데 사용되는 ionization chamber의 calibration 전과 후의 calibration factor에 따른 선량과 촬영실의 온도, 기압의 보정(correction factor) 적용 유무에 따른 CTDI<sub>w</sub>를 비교 분석하는데 있다. 2007년 3월 21일에 교정된 Model 2026C electrometer (RADICAL 2026C, USA)를 이용한 MDCT (GE light speed plus 4 slice, USA)와 head and body CT dosimetry phantom을 사용하여 측정된 값을 비교 분석 하였다. 결과는 calibration factor와 주변 온도, 압력의 correction factor를 보정 해 준 CTDI<sub>w</sub> 값이 보정을 하지 않고 계산된 값보다 0.479~3.162 mGy의 범위만큼 더 많은 선량 값이 계산되었고 실제 병원에서 사용하는 복부 일반 CT (abdomen routine CT) 조건에서의 환자선량을 측정할 결과 factor 적용 전과 후의 유효선량 차는 최고 0.7 mSv의 차이가 남을 확인 할 수 있었다. 이러한 결과는 ionization chamber의 calibration과 촬영실 주변 온도와 압력이 환자선량의 측정과 계산에 중요한 요소임을 알 수 있다. 따라서 정확한 환자선량 측정을 위해서는 촬영실 주변 온도와 압력뿐만 아니라 습도 및 recombination factor, x-ray beam quality 특성, 촬영 조건(exposure conditions), 측정부위(scan region) 등에 대한 보정 factor들의 정확한 정보를 알아야 한다.

**중심단어:** MDCT, 전리조 선량계, CTDI<sub>w</sub>, 교정, 보정

### 서 론

CT는 1990년대 말까지 다소 침체기에 있었으나 그 후 스캔 속도와 영상처리 속도의 향상, 3D 영상처리의 기능의 강화로 CT의 임상적 응용범위가 확대되면서 CT 시장의 규모는 급격히 증가하는 추세이다. 2007년 06월 현재 국내에서 설치 운영 중인 전산화 단층 촬영장치의 보유현황은 총 1,663대 인 것으로 집계되고 있다(건강보험 심사 평가원). MDCT (multi-detector computed tomography)의 도입과 함께 CT의 검사 건수가 증가되면서 보다 빠른 스캔 속도와 더 나은 image quality에 대한 관심이 집중되는 반면 그로 인한 환자의 피폭선량의 문제점은 간과 해 왔다.<sup>1,2)</sup> 최근 들어 CT 검사에서 노출조건이나 검사 파라미터들을 변화시켜

영상의 질적인 변화에 관련된 연구와 피폭선량에 관한 정량적인 정보나 연구들이 진행되고 있다. 또한 직접적으로 환자를 대상으로 한 환자 선량을 측정할 수 없는 한계성에 따른 여러 인체형 팬텀을 이용한 실험들이 진행되고 있다. 하지만 그 정확성에 있어 서로간의 결과의 차가 발생되고 있으며 그에 따른 실험의 정확성과 계산 방식 및 사용되는 factor들의 적용 유무에 따른 선량 차이를 비교 한 정확한 환자 선량 측정이 필요하다.

본 연구에 앞서 CTDI (Computed Tomography Dose Index) 개념<sup>3)</sup>을 이용하여 MDCT 선량의 중요한 파라미터인 관전압, 관전류, 슬라이스 두께 변화에 따른 선량 분포 측정의 연구를 진행 해 왔다.<sup>1)</sup> 추가적으로 이번 실험에서는 서로 다른 환자의 스캔범위에 따른 선량 측정과 그 선량 계산에 사용되는 ionization chamber의 calibration 전과 후의 calibration factor들의 적용유무에 따른 선량의 차이와 MDCT의 주변 온도와 압력의 보정 유무에 따른 선량 변화 값을 비교하여 MDCT의 환자선량 측정에서 ionization chamber의 calibration 중요성과 촬영실 환경조건에 따른 선량 차를 분석하는데 있다.

본 연구는 보건복지부 보건과학기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임(02-PJ3-PG6-EV08-0001).

이 논문은 2007년 11월 19일 접수하여 2008년 2월 17일 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

## 재료 및 방법

### 1. 장비

본 실험에 사용한 Radical사의 조사선량 표시 모니터인 model 2026C electrometer와 10 cm의 긴 관 형태로 부피가 3 cm<sup>3</sup>인 model 20X6-3CT ion chamber는 2007년 3월 21일 식약청에 의뢰하여 교정을 받았다. CT장비는 GE사의 Light Speed Plus인 4 슬라이스 MDCT를 사용하였으며 phantom은 감약과 산란 특성이 인체조직과 유사하여 조직을 대체할 수 있는 균일 재질의 원통형 polymethylmethacrylate (PMMA) phantom으로 직경 16 cm의 head phantom과 32 cm의 body phantom (RADICAL, USA)을 사용하였다. 추가적으로 온도와 압력을 측정 할 수 있는 model BA-888 다기능 기압계 (OREGON SCIENTIFIC, USA)를 촬영실 내부에 비치하였다.<sup>1)</sup>

### 2. 실험방법

1) 측정 조건 설정: MDCT 관전압의 변화에 따른 선량을 측정하기 위해서 관전류는 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 관전압이 120 kVp, beam collimation은 10 mm, rotation time은 1초의 스캔 조건에서 관전류를 100 mA, 150 mA, 200 mA, 250 mA, 300 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 mm, 20 mm의 beam collimation을 변화시켜 측정하였다.<sup>5,6)</sup> 본 실험에서의 선량 측정은 데이터 값의 정확성을 높이기 위해 동일한 영상획득 조건에서 3회를 측정하여 평균한 값을 적용 하였다. 또한 실험을 시행한 병원에서 사용하는 복부 일반 CT (abdomen routine CT) 조건으로 환자의 키와 몸무게에 따라 스캔 범위가 서로 다른 10명의 환자선량을 측정하여 최종 유효선량 계산에 사용하는 factor의 적용 전(before)과 후(after)의 선량 차이를 비교하였다.

### 3. 선량 계산

최종적인 유효선량(Effective dose, E)을 구하기 위하여 계산에 사용한 방법은<sup>7,8)</sup> CTDI, CTDI<sub>w</sub>와 CTDI<sub>vol</sub>, DLP이다. CTDI는 식 (1)에서 공칭 슬라이스 두께 T로 분리된 single slice scan에서 dose profile의 Z-축 방향의 적분값이며, pencil

형 ion chamber를 사용하여 측정 된 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.

$$CTDI = \frac{M \times \text{Chamber length (cm)} \times F \times TP \times CF}{N \times T} \quad (1)$$

여기서,

M : measured value (R),

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

$$TP : \text{correction factor} = \left( \frac{273.2 + t}{273.2 + t_0} \right) \left( \frac{p_0}{p} \right),$$

CF : chamber calibration factor,

N : number of slices,

T : slice thickness (cm).

Ionization chamber의 교정조건은 선질 X-ray (ISO narrow spectrum series), 조사야 Φ 20 cm, SCD 100 cm, 기준환경 (온도=22.00°C, 기압=101.325 kPa), 측정환경(온도=20.89±0.39°C, 기압=0.022 kPa) 이다. 실험을 위한 CT실 내부 온도와 압력은 각각 26°C, 100.2 kPa로 ionization chamber의 calibration factor는 1.03이고 correction factor는 1.03이었다. 위의 관계식을 이용하여 공기 중에서 측정된 CTDI 값을 계산하고, phantom의 각 부위에서 측정된 CTDI 값을 사용하여 CTDI<sub>w</sub> 값을 계산하였다.<sup>3)</sup>

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

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

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

CTDI<sub>vol</sub>는 슬라이스 당 노출된 선량의 측정값으로 CTDI<sub>w</sub> 값에 pitch로 나눈 값이 된다.

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

DLP (Dose Length Product)는 일련의 모든 영상에 대한 총 선량의 측정값으로 CTDI<sub>w</sub>에 스캔된 거리를 곱한 값으

로 나타낸다.

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

유효선량(Effective dose, E)은 등가선량에 조직 가중치를 도입한 양으로 조직간 선량분포에 따른 위험 정도를 하나의 양으로 나타낸 선량이다. 즉, 방사선에 노출된 특정 부위의 방사선 예민도(specific radio-sensitivity)를 표현하는 가중치(organ weighting factor,  $W_T$ )를 감안하여 확률적 위험의 관점을 포함한 조직이나 기관의 선량이다. 또한 ICRP Report No. 90에서는 유효선량을 방사선 위험을 반영하는 지표라고 정의하고 있다. 실제로 대부분의 환자들은 검사로 인해 받게 되는 방사선의 양 보다는 피폭으로 인한 위험에 더 많은 관심을 갖는다. 피폭에 의한 위험이 제대로 평가되려면 노출된 조직이나 기관의 방사선 예민도(radiation sensitivity)가 고려되어야 한다. 그러므로 유효선량은 각 조직에서 정의되는 선량이므로 조사된 부위가 다른 경우 각 부위에서의 선량을 단순히 비교하는 것은 적절하지 못하다.<sup>5)</sup>

본 실험에서의 유효선량은 아래 식 (5)와 같이 DLP와  $E_{DLP}$ 를 이용하여 계산이 가능하고 복부에 대한  $E_{DLP}$ 는 European Guidelines on quality criteria for CT에서 제시한 0.015를 적용하였다.<sup>3)</sup>

$$E = \sum_T (W_T \cdot W_R \cdot D_{T \cdot R}) = DLP \cdot E_{DLP} \quad (5)$$

여기서,

$E$  = effective dose,

$W_T$  = tissue-weighting factor,

$W_R$  = radiation-weighting coefficient,

$D_{TR}$  = average absorbed dose to tissue T,

T = subscript for each radiosensitive tissue,

R = subscript for each type of radiation,

$E_{DLP}$  = normalized effective dose,

### 결 과

GE사의 multi-detector CT (Light Speed Puls)에 Model 2026C electrometer (RADICAL 2026C, US)를 사용하여 공기 중에서 CTDI를 측정된 결과 Table 1~3에서 알 수 있듯이  $CTDI_{air}$  값은 관전압의 증가에 따라 비선형적으로 증가하였고, 관전류의 증가에 따라 선형적으로 증가하였으며, beam collimation 증가에 따라 감소됨을 확인할 수 있었다.

Table 4~6에서 볼 수 있듯이 head와 body phantom에서 측정된  $CTDI_w$  값의 결과 공기 중에서도 마찬가지로  $CTDI_w$  값은 관전압의 증가에 따라 비선형적으로 증가하였고, 관전류의 증가에 따라 선형적으로 증가하였으며, beam col-

Table 1.  $CTDI_{air}$  in air as a function of beam energy (kVp).

Beam energy (kVp)	Dosimeter reading in air (mGy)	$CTDI_{air}$ in air (mGy)
80	245.2	20.31
100	418.7	34.68
120	623.7	51.66
140	900.7	74.60

All other factors were fixed at 200 mA, 1 sec, and 10 mm slice thickness.

Table 2.  $CTDI_{air}$  in air as a function of beam current (mAs).

Beam current (mAs)	Dosimeter reading in air (mGy)	$CTDI_{air}$ in air (mGy)
100	312.2	25.86
150	468.0	38.76
200	622.7	51.58
250	822.7	68.14
340	1,119.3	92.69

All other factors were fixed at 120 kVp, 1 sec, and 10 mm slice thickness.

이창래 외 8인 : MDCT 선량측정에서 온도와 압력에 따른 보정과 Ionization Chamber의 Calibration 전후 선량의 비교평가

**Table 3. CTDI<sub>air</sub> in air as a function of beam collimation.**

Beam collimation (mm)	Dosimeter reading in air (mGy)	CTDI <sub>air</sub> in air (mGy)
1.25	106.2	66.35
5	388.7	60.63
10	624.7	48.72
15	923.3	48.01
20	1,119.3	43.65

All other factors were fixed at 120 kVp, 200 mA, 1 sec.

**Table 4. CTDI<sub>w</sub> in head and body phantoms as a function of beam energy (kVp).**

Beam energy (kVp)	CTDI <sub>w</sub> in head phantom (mGy)	CTDI <sub>w</sub> in body phantom (mGy)
80	10.03	6.15
100	18.85	9.96
120	29.56	16.14
140	44.33	24.83

All other factors were fixed at 200 mA, 1 sec, and 10 mm slice thickness.

**Table 5. CTDI<sub>w</sub> in head and body phantoms as a function of beam current (mAs).**

Beam current (mAs)	CTDI <sub>w</sub> in head phantom (mGy)	CTDI <sub>w</sub> in body phantom (mGy)
100	14.84	8.09
150	22.26	11.87
200	29.59	15.78
250	39.33	20.96
340	53.39	28.07

All other factors were fixed at 120 kVp, 1 sec, and 10 mm slice thickness.

**Table 6. CTDI<sub>w</sub> in head and body phantoms as a function of beam collimation.**

Beam collimation (mm)	CTDI <sub>w</sub> in head phantom (mGy)	CTDI <sub>w</sub> in body phantom (mGy)
1.25	43.32	23.22
5	38.77	20.27
10	30.21	15.88
15	29.30	15.79
20	26.24	13.40

All other factors were fixed at 120 kVp, 200 mA, and 1 sec.

limation 증가에 따라 감소됨을 확인할 수 있었다.

본 실험에서 ion chamber의 calibration factor는 1.03이고 MDCT의 주변온도, 압력의 correction factor는 1.03이었다. 이 두 가지 factor는 적용전과 후의 실제선량에 대해 6% 오

차가 발생함을 알 수 있다. Fig. 1에서 CTDI<sub>w</sub> 값을 비교해 본 결과 calibration factor와 주변 온도, 압력의 correction factor를 보정 해 준 선량 값이 보정을 하지 않고 계산된 값보다 최소 0.48 mGy (Fig. 1B, head mode)와 최대 3.16

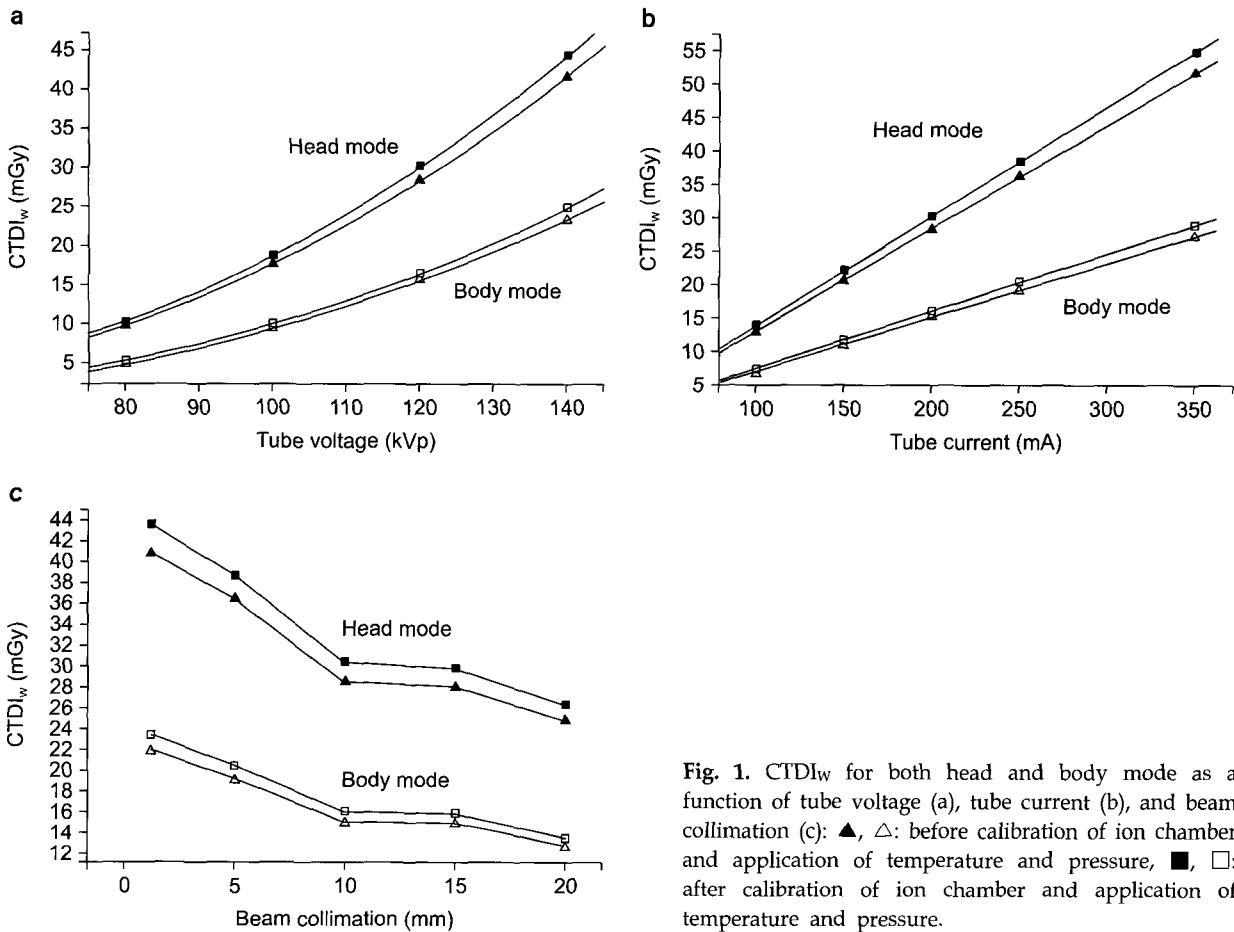


Fig. 1. CTDI<sub>w</sub> for both head and body mode as a function of tube voltage (a), tube current (b), and beam collimation (c): ▲, △: before calibration of ion chamber and application of temperature and pressure, ■, □: after calibration of ion chamber and application of temperature and pressure.

mGy (Fig. 1C, body mode)의 선량 차이를 확인할 수 있었다.

본 실험을 시행한 병원에서 사용하는 복부 일반 CT (abdomen routine CT) 영상획득 조건으로 환자의 키와 몸무게에 따라 스캔 범위가 다른 10명의 환자선량을 측정하였다(Table 7). 그 결과 최종 유효선량에서 factor의 적용 전 (before)과 후(after)의 최소 선량 차이는 0.5 mSv였고, 175 cm/68 kg 환자의 경우 factor의 적용 전(11.2 mSv)과 적용 후(11.9 mSv)의 선량 차이는 최대 0.7 mSv 발생함을 확인할 수 있었다.

### 고찰 및 결론

1981년 미국 BRH (Bureau of radiological health, 현재는 Center for Devices and Radiological Health로 변경됨)에서 최초로 CTDI의 개념을 제안한 이후, CTDI는 CT장치 제조회

사가 1984년 이후로 미국의 식품의약청(FDA)과 장치 구매자에게 사용된 관전압의 피크치와 mAs와 함께 제공되도록 제도화되어 있으며, 두부와 전신용 아크릴(lucite) 팬텀과 ion chamber 시스템을 사용하고 일정한 검사조건 하에서 팬텀의 중앙부와 몇 개의 주변부에서 측정된 일반적인 선량 지표이다.<sup>4)</sup> 우리나라에서도 한국의료영상품질관리원이나 식품의약품안전청 승인 하의 측정기관에서 시행하는 CT장치의 성능검사 시 CTDI 값을 이용하여 판정하고 있다. 하지만 같은 실험에서 시술자에 따라 서로 다른 결과를 보여주고 있으며 이는 ion chamber의 calibration 유무 또는 측정, 계산 방법의 차이로 이해 할 수 있다. 한국인정기구 (Korea Laboratory Accreditation Scheme, KOLAS)에서는 12개월에 1회씩 ion chamber의 calibration 시행을 권고하고 있다. 하지만 사용자의 주변 환경과 기기의 특성에 따른 chamber의 calibration 주기를 따르지 않은 경우가 많다. 따라서 정확한 환자선량 측정을 위해 calibration 뿐만 아니라

Table 7. Measurements on patients.

Examination part	Patient length/weight (cm/kg)	Total tube loading (mA·s)	Total scan length (mm)	CTDI <sub>w</sub> (mGy)		CTDI <sub>vol</sub> (mGy)		DLP (mGy·cm)		Effective dose (mSv)	
				Before	After	Before	After	Before	After	Before	After
Abd.	175/68	3,600	295.1	18.98	20.16	25.31	26.88	746.85	793.10	11.2	11.9
Abd.	141/38	3,060	256.4	18.98	20.16	25.31	26.88	648.91	689.09	9.7	10.3
Abd.	110/18	360	194.9	6.66	7.08	4.44	4.72	493.26	91.94	7.4	7.9
Abd.	146/49	2,880	241.1	18.98	20.16	25.31	26.88	610.19	647.97	9.2	9.7
Abd.	165/74	2,880	231.8	18.98	20.16	25.31	26.88	586.65	622.98	8.8	9.3
Abd.	155/61	2,880	246.6	18.98	20.16	25.31	26.88	624.11	662.76	9.4	9.9
Abd.	168/69	2,700	221.5	18.98	20.16	25.31	26.88	560.58	595.30	8.4	8.9
Abd.	177/73	3,400	283.1	18.98	20.16	25.31	26.88	716.48	760.85	10.7	11.4
Abd.	172/76	2,520	209.9	18.98	20.16	25.31	26.88	531.22	564.12	8.0	8.5
Abd.	169/62	3,060	260	18.98	20.16	25.31	26.88	658.02	698.77	9.9	10.5

Note: All other factors were fixed at 120 kVp, 180 mAs, 0.75 pitch, 5 mm slice thickness, 15 mm couch movement per rotation, (Child: 140 kVp, 60 mAs, 1.5 pitch, 30 mm couch movement per rotation).

측정에 필요한 요소와 방법들에 대한 정확한 가이드라인이 필요하다.

CT의 정도관리 항목에서 환자의 피폭선량의 정확한 측정은 장비의 효율적인 관리뿐만 아니라 환자에 대한 방사선 피폭을 줄일 수 있는 기반을 마련 할 수 있다는 측면에서 매우 중요하게 다루어 져야한다. 본 실험은 ion chamber와 phantom을 이용한 MDCT의 환자선량을 측정할 때 ion chamber의 calibration과 온도와 압력의 correction factor 적용 유무에 따른 선량 차를 비교함으로써 좀 더 정확한 환자선량을 계산하는 데 있다. 실제 복부 CT 촬영에서 factor 적용 전과 후의 유효선량 차이는 최소 0.5 mSv에서 최대 0.7 mSv의 선량 차를 보였으며 보통 복부 일반 CT는 pre-contrast study와 post-contrast study를 겹하기 때문에 환자 1인이 받는 피폭의 차이는 0.7의 두 배인 1.4 mSv가 된다. 이러한 결과는 ion chamber의 calibration과 촬영실 주변 온도와 압력은 환자선량의 측정과 계산에 중요한 요소임을 확인할 수 있었다.

본 실험 환경의 온도는 26°C로 여름에 실험을 하였다. 하지만 가을과 겨울의 온도는 26°C 이하로 오차는 더욱 작아질 수 있을 것이다. 그리고 더욱 더 정확한 환자선량 측정을 위해서는 촬영실 주변 온도와 압력뿐만 아니라 습도 및 recombination factor, x-ray beam quality 특성, 촬영조건 (exposure conditions), 측정부위(scan region) 등에 대한 보정 factor들의 정확한 정보들에 대한 연구가 필요할 것으로 생

각된다. 본 실험 결과는 국내외 표준기반 선량측정 장치의 calibration의 필요성과 선량측정 방법 및 가이드라인으로써 활용될 수 있을 것이다.

### 참 고 문 헌

1. Lee CL, Kim HJ, Jeon SS, et al: Dose measurements using phantoms for tube voltage, tube current, slice thickness in MDCT. Kor J Med Phys 18:139-143 (2007)
2. 김문찬, 임종석, 박형로, 김유현: 컴퓨터 단층촬영시 환자 피폭 선량에 관한 연구. 방사선 기술과학 27:21-27 (2004)
3. Report EUR 16262: Quality Criteria for Computed Tomography, Office of Official Publications of the European Communications, Brussels (1999)
4. Kalender WA: Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications, Munich. 2nd revised ed, Publicis MCD Verlag, Germany (2005), pp. 154-168
5. The Korean Society of Medical Imaging Technology: Textbook of Computed Tomography. 2nd ed, Chung-Ku Publishing Co., Seoul (2005), pp. 599-645
6. 김유현, 최종학, 김성수 등: 진단방사선검사에서 환자피폭선량에 관한 연구. 방사선 기술과학 28:241-248 (2005)
7. Hamberg LM, Rhea JT, Hunter GJ, Thrall JH: Multi-detector row CT: radiation dose characteristics. Radiology 226:762-772 (2003)
8. McNitt-Gray MF: AAPM/RSNA Physics tutorial for residents: topics in CT, radiation dose in CT. RadioGraphics 22:1541-1553 (2002)

## Comparison of Radiation Dose in the Measurement of MDCT Radiation Dose according to Correction of Temperatures and Pressure, and Calibration of Ionization Chamber

Chang-Lae Lee\*<sup>†</sup>, Hee-Joung Kim\*<sup>†</sup>, Seong Su Jeon<sup>†</sup>, Hyo-Min Cho\*<sup>†</sup>, Sora Nam<sup>§</sup>, Ji-Young Jung\*<sup>†</sup>,  
Young-Jin Lee\*<sup>†</sup>, Seung-Jae Lee\*, Kyung-Rae Dong<sup>||</sup>

\*Department of Radiological Science, College of Health Science,  
<sup>†</sup>Research Institute of Health Science, Yonsei University, <sup>‡</sup>Department of Radiology,  
Wonju Christian Hospital, <sup>§</sup>GE healthcare Korea, Seoul,  
<sup>||</sup>Department of Radiological Technology, Gwangju Health College

This study aims to conduct the comparative analysis of the radiation dose according to before and after the calibration of the ionization chamber used for measuring radiation dose in the MDCT, as well as of CTDI<sub>w</sub> according to temperature and pressure correction factors in the CT room. A comparative analysis was conducted based on the measured MDCT (GE light speed plus 4 slice, USA) data using head and body CT dosimetric phantom, and Model 2026C electrometer (RADICAL 2026C, USA) calibrated on March 21, 2007. As a result, the CTDI<sub>w</sub> value which reflected calibration factors, as well as correction factors of temperature and pressure, was found to be the range of 0.479~3.162 mGy in effective radiation dose than the uncorrected values. Also, under the routine abdomen routine CT image acquisition conditions used in reference hospitals, patient effective dose was measured to indicate the difference of the maximum of 0.7 mSv between before and after the application of such factors. These results imply that the calibration of the ion chamber, and the correction of temperature and pressure of the CT room are crucial in measuring and calculating patient effective dose. Thus, to measure patient radiation dose accurately, the detailed information should be made available regarding not only the temperature and pressure of the CT room, but also the humidity and recombination factor, characteristics of X-ray beam quality, exposure conditions, scan region, and so forth.

**Key Words:** MDCT, Ionization chamber, CTDI<sub>w</sub>, Calibration, Correction