

Evaluation of Radiation Exposure Dose for Examination Purposes other than the Critical Organ from Computed Tomography: A base on the Dose Reference Level (DRL)

Seoyoung Lee*, Kyunglee Kim*, Hyekyoung Ha*, Inchl Im*, Jaeseung Lee*, Hyonghu Park**, Byungjoon Kwak***, Yunsik Yu*

*Department of Radiological Science, Dongeui University**,

*Department of Radiology, Bongseng Memorial Hospital**, Department of Public Health, Daegu Hanny University****

전산화단층촬영에서 촬영 목적 부위와 주변 결정장기에 대한 피폭선량 평가: 선량 권고량 중심으로

이서영*, 김경리*, 하혜경*, 임인철*, 이재승*, 박형후**, 곽병준***, 유윤식*

동의대학교 방사선학과*, 봉생병원 영상의학과**, 대구한의대학교 보건학부***

Abstract

In this study measured patient exposure dose for purpose exposure area and peripheral critical organs by using optically stimulated luminescence dosimeters (OSLDs) from computed tomography (CT), based on the measurement results, we predicted the radiobiological effects, and would like to advised ways of reduction strategies. In order to experiment, OSLDs received calibration factor were attached at left and right lens, thyroid, field center, and sexual gland in human body standard phantom that is recommended in ICRP, and we simulated exposure dose of patients in same condition that equal exposure condition according to examination area. Average calibration factor of OSLDs were 1.0058 ± 0.0074 . In case of left and right lens, equivalent dose was measure in 50.49 mGy in skull examination, 0.24 mGy in chest, under standard value in abdomen, lumbar spine and pelvis. In case of thyroid, equivalent dose was measured in 10.89 mGy in skull examination, 7.75 mGy in chest, 0.06 mGy in abdomen, under standard value in lumber spine and pelvis. In case of sexual gland, equivalent dose was measured in 21.98 mGy, 2.37 mGy in lumber spine, 6.29 mGy in abdomen, under standard value in skull examination. Reduction strategies about diagnosis reference level (DRL) in CT examination needed fair interpretation and institutional support recommending international organization. So, we met validity for minimize exposure of patients, systematize influence about exposure dose of patients and minimize unnecessary exposure of tissue.

Key Words : Exposure dose, Optically stimulated luminescence dosimeters (OSLDs), Diagnosis reference level (DRL), Equivalent dose

요약

최근 다중검출기 CT의 보편화 된 사용으로 환자의 피폭선량이 증가하고 있다. 따라서 광자극발광선량계를 이용해 촬영 목적 부위와 주변 결정장기에 대한 환자의 피폭선량을 측정하고 그에 따른 생물학적 효과를 예측하여 저감화 방안을 제시하고자 하였다. ICRP에서 권고한 표준안을 대상으로 만들어진 인체 모형 표준 팬텀에 교정상수를 부여받은 OSD 선량계를 측정하고자 하는 좌·우 수정체, 갑상선, 촬영의 중심점, 생식선에 부착하여 각 검사 부위별 노출 조건과 동일한 상태에서 환자의 피폭 선량을 조사하였다. OSL 선량계의 평균 교정상수는 1.0058 ± 0.0074 이었으며 검사 부위별 주변 결정장기의 등가선량은 좌·우측 수정체의 경우 직접 피폭이 약 50mGy로 최대였으며 간접 피폭되는 경우 0.24mGy, 원거리에서는 0.005mGy미만의 기준 준위 이하로 측정되었다. 갑상선의 경우 두부 검사에서 10.89mGy로 최대였으며 흉부에서 7.75mGy, 복부 및 요추부, 골반부에서는 기준 미만이었다. 생식선의 경우 골반검사서 21.98mGy로 최대였으며 간접 피폭되는 검사에서 기준 준위 미만에서 6.92mGy까지 피폭되었다. CT 검사에서 DRL에 대한 저감화 방법은 국제기구에서 권고하고 있는 방사선 방어 원칙에 대한 정당한 해석과 제도적 뒷받침이 필요하다. 따라서 환자의 피폭을 최소화하기 위해서는 정당성을 충족하여야 하며 환자의 피폭선량에 미치는 영향들을 체계화하고 조직의 불필요한 피폭을 최소화 하여야 한다.

중심단어: 피폭선량, 광자극발광선량계, 선량 권고량, 유효선량

I. 서론

전산화단층촬영(computed tomography. 이하 CT)은 컴퓨터의 발달과 함께 인체와 같이 복잡한 구조를 재구성하여 3차원적 해부학 구조를 육안으로 확인할 수 있다는 이점 때문에 각종 질병을 진단하는 현대 의학의 중요한 역할을 하고 있으며 적용 범위가 다양화되고 검사 빈도가 급속하게 증가되고 있다^[1]. 그러나 CT 검사는 환자의 방사선 피폭이 수반되며 검사 빈도의 증가와 더불어 환자의 피폭 선량도 증가되고 있다. 국내의 경우 일인당 연간 의료 피폭에 대한 정확한 통계는 없으나 미국 방사선 방호위원회(National Council on Radiation Protection and Measurement. NCRP)보고서에 따르면 미국인 일인당 연간 의료 피폭 선량은 1980년대 0.53mSv에서 2006년 3.0mSv로 약 6배 증가하였다^[2]. 특히 전체 영상의학 검사에서 일반 X선 검사에 의한 의료 피폭 점유율이 11%에 비하여 CT 검사에 의한 의료 피폭 점유율이 48%로 매우 높게 나타났다^[2]. 이러한 환자의 피폭 선량 증가는 CT 검사 빈도의 증가에 의한 영향 뿐 만 아니라 영상의 질적 향상을 위한 사용 방사선량의 증가도 원인이 되고 있다. 2000년 이후 다중검출기 CT(multiple detector CT. 이하 MDCT)의 사용이 보편화되면서 기하학적 반응영 부분에 노출된 방사선이 낭비되고 영상의 질적 향상과 정확한 3차원

적 재구성을 목적으로 더 얇은 두께의 영상을 사용함으로써 사용 방사선량이 점차 증가되고 있다^[3].

최근 미국에서 발생한 전체 암의 1.5% 내지 2.0%는 CT 검사에 의한 방사선 노출이 그 원인이라는 주장이 제기되면서 영상의학 검사에 의한 저선량 영역의 방사선 피폭 위험성에 대한 관심이 높아지고 있다^[4]. 이를 위하여 국제방사선방호위원회(International Commission on Radiological Protection. 이하 ICRP)는 개정된 신권고안을 최종 승인하면서 정당화, 최적화, 선량한도 적용을 유지하고 피폭을 주는 방사선원과 피폭을 받는 개인에게 적용하는 방법을 명료하게 하였다^[5]. 특히 의료 피폭의 주목적이 환자에게 방사선으로 인한 손해보다 이득이 있어 영상의학 검사의 정당화를 달성하였다 할지라도 환자의 피폭선량 저감화를 위하여 환자 선량 권고량(diagnosis reference level. 이하 DRL)을 적용함으로써 의료 피폭에서 방어의 최적화를 달성하도록 권고하고 있다^[5]. DRL은 의료 피폭에 적용하는 방사선 방어의 최적화 결과로서 영상의학 검사에서 환자가 받는 방사선량을 측정하고 평가하여 진단에 참고할 수 있도록 권고하는 선량 준위이다^[6-7]. 다국적으로 CT 검사에 의한 방사선 선량 관리에 대한 관심이 높아지면서 각 나라별 DRL을 정하여 환자의 피폭선량 관리에 도움을 주고 있다. 그러나 DRL의 기준 값들은 환자의 피폭선량을 효율적으로 사용할 수

있는 기술이나 프로토콜의 발달에 따라 변경할 수 있는 참고 준위라 할 수 있다. DRL은 각 나라마다 기준이 다르고 장비와 기술이 발달함에 따라 그 기준이 낮아지는 경향을 보이고 있으며 CT 검사에서 환자의 피폭선량을 경감시키기 위한 표준화된 검사 프로토콜의 제정이 필요하다. 따라서 본 연구는 의료 기관에서 일반적으로 시행되고 있는 방법에 따라 검사 부위별 CT를 시행하고 식품의약품안전청(Korea Food and Drug Administration, KFDA)에서 제안된 CT 검사에서의 DRL을 기준으로 촬영 목적 부위와 주변 결정장기(critical organ)에 대한 환자의 피폭선량을 광자극발광선량계(optically stimulated luminescence dosimeters, 이하 OSLDs)를 이용하여 측정하고자 하였다. 또한 측정된 주변 결정장기의 피폭선량을 근거하여 방사선에 의한 생물학적 효과를 예측하고 CT 검사에서 환자의 의료 피폭선량에 의한 위험성을 제시하고자 하였다.

II. 대상 및 방법

1. 광자극발광선량계의 특성 및 교정

그림 1은 판독기(Microstar reader, LANDAUER, USA)와 $Al_2O_3:C$ 소자가 내장된 $9 \times 9 \times 1.5$ mm 규격의 플라스틱 패키지(Nano DOT, LANDAUER Inc., USA)으로 구성된 OSL 선량계 시스템을 보여준다. 본 연구에 사용된 OSL 선량계는 LED 광원으로부터 540nm의 광자극을 가할 때 방출되는 빛의 파장은 420nm 이었다. 이 영역에서 측정할 수 있는 에너지 범위는 5keV에서 20MeV까지로 비교적 넓은 선량 영역의 측정이 가능하였고 $\pm 2\%$ 미만의 감도변화를 가지고 있었으며 1.6% 이내의 에너지 특성을 가지고 있어 본 연구에서 사용하기에 적합하였다. 그림 2는 OSL 선량계의 교정을 위한 기하학적 구조를 보여준다. 일반적으로 CT 검사에서의 피폭선량 표시는 하나의 스캔 단면적에 대한 피폭선량 지표로서 CT 선량지수(CT dose index, 이하 CTDI)와 모든 횡단면 영상에 대한 총 피폭선량 지표로서 선량 길이의 곱(dose length product, 이하 DLP)을 사용하여 피폭선량을 관리하고 있다^[3]. 또한 국제원자력기구(International Atomic Energy Agency, IAEA)는 OSL 선량계 등 2차 선량계의 정확성을 향상시키기 위

하여 국제 교정 기구에서 교정 받은 기준 선량계를 기준으로 교차교정(cross-calibration)하여 사용할 것을 권고하고 있다^[8]. 따라서 OSL 선량계의 교차교정을 위하여 먼저 OSLD 플라스틱 패키지의 고유번호를 바코드 시스템으로 인식시킨 후 판독기에 삽입하여 각 소자에 따른 배경 선량(background dose, BD)을 다음 식(1)으로 구하였다.

$$BD = \frac{PMT\ counts}{0.84 \times S} \dots\dots\dots (1)$$

여기서 0.84는 CT에 대한 OSL 선량계의 고유한 교정상수이며 S는 OSL 선량계의 감도이다. 그리고 다중검출기 CT(SOMATOM Sensation, SIEMENS, Germany)의 중심점에 CTDI 전용 아크릴 팬텀의 중심을 일치시키고 연필형 이온함과 OSLD 플라스틱 패키지를 각각 번갈아 삽입하면서 각각 측정하였다. 교정에 사용된 노출 조건은 CTDI 검사 조건으로 관전압 120kVp, 관전류 340mAs, 10mm 절편 두께를 고식적 스캔방법으로 1회전하여 CTDI 값을 측정하였다. 이 때 OSL 선량계의 교정상수(calibration factor, CF)는 팬텀 중심에서 측정된 CTDI 값(CTDI_{center})에 대한 OSL 선량계 판독값의 비로 다음 식(2)와 같이 정의하였다.

$$CF_{OSLDs} = \frac{Reading\ value\ of\ OSLDs}{Reading\ value\ of\ ion\ chamber} \dots\dots\dots (2)$$



Fig. 1. InLightTM optically stimulated luminescence dosimeters (OSLDs) system.

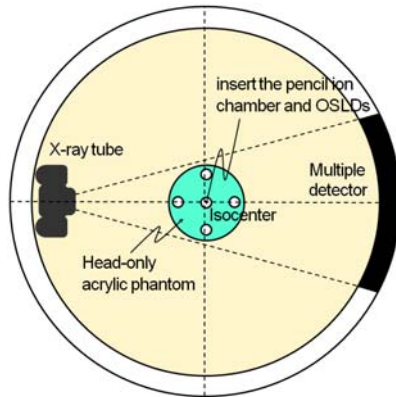


Fig. 2. Geometry for OSLDs calibration.

각 OSL 선량계의 고유번호에 따른 교정상수를 입력하였으며 동일한 방법으로 총 25개의 OSLD 플라스틱 패키지를 측정하였다. 여기서 CTDI 전용 아크릴 팬텀은 16cm의 직경을 가진 균일한 PMMA(polymethylmethacrylate) 재질로 만들어진 원통형이고 물과 등가이며 팬텀의 중심과 표면으로부터 10mm 깊이에서 참조선량을 도출할 수 있도록 설계되어 있었다. 또한 연필형 이온함(DCT10 RS, RTI Electronics Inc., Sweden)은 유효 길이 10cm, 유효 체적이 4.9cm³로서 1Gy·cm당 40nC으로 교정되어 있었으며 측정 가능한 영역은 40nGy·m에서 350kGy·m로 초당 1.6μGy·m에서 70kGy·m를 측정할 수 있었다. 전체 불확정도는 ±5% 이내 이었다^[9].

2. 피폭선량 측정

그림 3은 CT 검사에서 환자의 피폭선량 관리에 필요한 물리적 선량의 구분 단계를 보여준다. 환자의 피폭선량은 직접적으로 인체의 각 조직 또는 장기의 흡수선량을 측정함으로써 특성화되는데 이러한 접근이 일상적 환경에서 다소 다루기 힘들고 어려운 점이 있다^[10]. 그러나 장기에 대한 흡수선량의 직접적인 측정은 비현실적이기 때문에 포괄적인 피폭선량 평가는 필연적으로 인체 모형 표준 팬텀의 물리적 또는 수학적 표현을 이용하여 CT 검사를 모의하는 것이 필요하다^[11-12].

따라서 본 연구는 ICRP에서 권고한 표준인을 대상으로 만들어진 인체 모형 표준 팬텀(RANDO®-woman

phantom, Victoreen, USA)에 교정상수를 부여받은 OSD 선량계를 측정하고자 하는 위치에 부착하여 각 검사 부위별 노출 조건과 동일한 상태에서 환자의 피폭선량을 조사하였다^[13]. 각 검사 부위는 일반적으로 검사 빈도가 높은 두부, 흉부, 복부, 요추부, 골반을 조사하였으며 의료기관에서 표준화된 검사 방법과 노출조건을 사용하였다(표 1). 일반적으로 CT 검사에 의한 피폭 방사선의 선량분포는 주변부 선량이 중심부 선량에 비해 높고 균일하기 때문에 OSL 선량계는 최대 피폭선량을 측정할 수 있도록 인체 모형 표준 팬텀의 표면에 부착하였다. 각 검사 부위에 따라 촬영 목적 부위의 피폭선량은 총 검사 범위의 중심점(C1: 두부, C2: 흉부, C3: 복부, C4: 요추부, C5: 골반)으로 하였으며 주변 결정장기의 피폭선량은 좌·우측 수정체(LEL, REL), 갑상선(TH), 생식선(SG)으로 하여 매 검사마다 OSL 선량계를 부착하였다(그림 4). 이 때 ICRP는 체적을 가진 인체 또는 모형이 방사선장에 놓이게 되면 방사선장의 교란이 발생하기 때문에 방사선 방호의 일관성을 유지하기 위해서 CT 선속과 같이 확장된 방사선장은 각 조직 및 장기에 따른 깊이 선량을 측정하도록 권고하고 있다^[14]. 따라서 균일한 전자 밀도를 갖는 조직등가물질(Bolus, CS-BT, Chunsung, Korea)을 사용하여 중심점은 10mm 심부 선량(H10mm)으로, 좌·우측 수정체는 3mm 깊이 선량(H3mm)으로, 갑상선 및 생식선은 5mm 깊이 선량(H5mm)으로 측정하였다.

Table 1. Exoposure and scan conditions base on the each examination.

	Skull	Chest	Abd.	L-spine	Pelvis
	1	2	3	4	5
Tube voltage	120	120	120	120	120
Tube current	320	75	150	143	98
Scan time	14.35	16.22	9.62	7.89	9.97
Scan range	20	42	23	18	24
Slice thickness	0.5	0.7	0.7	0.5	0.7

Unit: tube voltage (kVp), tube current (mA), scan time (sec), scan range and slice thickness (cm).

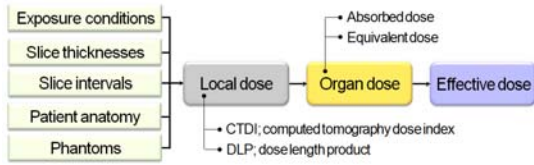


Fig. 3. Block diagram of the classification for patient's exposure doses from computed tomography scan.



Fig. 4. Location of dose measurements where the OSLDs were attached.

3. 피폭선량의 평가

CT 검사에서 사용되는 환자의 선량 권고량은 CTDI와 DLP를 사용하고 있다^[15]. CT 선량 지표로서 CTDI는 1 회전에 대한 회전축(z)에 평행한 선을 따라 선량 분포 D(z)를 적분한 값을 X선속의 명목 두께(nominal slice thickness)로 나눈 값으로 단위 길이 당 1회전에 의한 피폭선량 기준 값 CTDI_w(effective weighted CTDI)는 다음 식(3)으로 정의하고 있다^[16-17].

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_C + \frac{2}{3} CTDI_P [mGy] \dots\dots\dots (3)$$

여기서 CTDI_C는 두부 전용 팬텀내 원주상의 중심에서 측정된 값이고 CTDI_P는 4개의 다른 위치(표면으로부터 10mm 깊이)에서 측정된 값의 평균이다. 단 CTDI_w는 슬라이스 피치(slice pitch)가 1인 경우에 해당되며 1이 아닌 나선형 스캔에 확대 적용한 값으로 CTDI_{vol}(volume CTDI)을 적용할 수 있다. CTDI_{vol}은 관전압, 관전류, 필터 뿐 만 아니라 절편 두께 및 간격 등에 영향을 받으며 다른 스캔 변수 설정 또는 프로토콜 등을 비교할 수 있는 선량지표이다. 여기서 절편

간격(slice interval)에 대한 절편 두께(slice thickness)의 비를 packing factor라 하는데 CTDI_{vol}은 다음 식(4)와 같이 구할 수 있다^[18].

$$CTDI_{Vol} = \frac{1}{\text{slice pitch}} CTDI_w [mGy] \dots\dots\dots (4)$$

또 다른 CT 선량 지표로서 DLP는 모든 횡단면 영상에 대한 총 피폭선량 값을 의미하며 다음 식(5)와 같이 정의하고 있다^[16].

$$DLP = \sum_i^n CTDI_w \times nT \times A \times t [mGy \cdot cm] \dots (5)$$

여기서 i는 횡단면 영상의 수 또는 스캔 수이고 n은 1회전 스캔에서 포함되는 명목상 절편 두께 T의 단층 수이다. 또한 nCTDI_w는 1회전 당 n개의 CTDI_w, A는 관전류[mA], t는 노출 시간[sec]이다. 식(5)는 결국 1회전 스캔 당 CTDI_{vol}값에 총 스캔 길이를 곱한 값과 같기 때문에 DLP는 다음 식(6)과 같이 정의할 수 있었다.

$$DLP = CTDI_{Vol} \times \text{irradiated length} [mGy \cdot cm] (6)$$

환자의 피폭선량 평가는 조직 등가선량(equivalent dose, H_T)을 사용하였다. 등가선량은 동일한 흡수선량이라 할지라도 방사선의 종류에 따라 방사선 생물학적 효과가 다르게 나타날 수 있기 때문에 무차원의 방사선 가중 인자(weighted factor, W_R)를 도입한 값으로 각 OSL 선량계의 고유번호에 따른 교정상수를 보정하여 다음 식(7)과 같이 정의하였다^[19].

$$H_T = \frac{OSLD_S}{CF_{OSLDs}} \times W_R [mGy] \dots\dots\dots (7)$$

본 연구에 사용된 방사선은 최대에너지가 120kV인 X선으로 ICRP는 LET 값을 알지 못하는 경우 X선의 방사선가중인자(W_R)는 1과 같다고 권고하고 있기 때문에 식(7)에 의한 조직의 등가선량은 그 조직의 흡수선량과 같다. 또한 통계 분석 프로그램 SPSS ver. 14.0을 이용하여 각 OSL 선량계 당 반복 측정된 결과끼리 상관관계가 있는지를 분석하기 위하여 반복 측정 분산 분석(repeated measures ANOVA) 방법을 이용하였으며 이 때 p 값이 0.05 미만일 때 통계적으로 유의한 것으로 판단하였다.

III. 결과

1. OSL 선량계의 교정

두부 전용 아크릴 팬텀의 중심에 연필형 이온함과 25개의 OSLD 플라스틱 패킷을 각각 삽입한 후 CTDI 노출 조건으로 10mm 두께를 1회전 스캔하였을 때 OSL 선량계의 교정 결과를 표 2에 나타내었다. 두부 전용 아크릴 팬텀 중심에서 OSL 선량계의 관독 선량은 평균 42.82 ± 0.52 mGy 이었으며 연필형 이온함으로 측정된 평균 CTDIC 값 42.57 ± 0.65 mGy와 비교할 때 0.66% 증가되었다. 또한 OSL 선량계의 반복 측정에 대한 선량 변동률이 1% 미만으로 본 연구에 사용하기 적합하였으며 각 고유번호에 따른 OSLD 소자의 교정 상수는 최소 0.9961에서 최대 1.0315까지 비교적 균일한 분포를 이루었고 평균 교정상수는 1.0058 ± 0.0074 이었다. 또한 반복 측정에 대한 각 선량계의 지시값이 서로 상관관계가 있는지를 분석하기 위하여 반복 측정 분산 분석을 시행한 결과에서 p 값이 0.05 미만이었으며 통계적으로 유의한 값으로 신뢰할 수 있었다.

Table 2. Calibration factors of the OSLDs used in this study.

	Pencil ion chamber (mGy)	OSLDs (mGy)	
	CTDI _c	Reading doses	Calibration factors
Min	43.84	43.82	1.0315
Max	41.38	41.82	0.9961
Avg.	42.57	42.82	1.0058
±STD	±0.65	±0.52	±0.0074
p-value*	0.027	0.018	0.023

CTDI_c: computed tomography dose index for central dose of CTDI-only acrylic phantom, OSLDs: optically stimulated luminescence dosimeters.
*p-value < 0.05.

2. 검사 부위의 피폭선량

표 3은 검사 부위에 따른 촬영 목적 부위와 주변 결정장기의 등가선량을 보여준다. 조직등가물질을 이용하여 수정체는 3mm 깊이 선량(H_{3mm}), 갑상선과 생식선은 5mm 깊이선량(H_{5mm}), 중심점 10mm 심부선량(H_{10mm})을 사용하여 등가선량을 측정하였다. 검사 부위

에 따른 촬영 목적 부위의 등가선량은 두부(C1)의 경우 41.68mGy, 흉부(C2)의 경우 10.66mGy, 복부(C3)의 경우 12.96mGy, 요추부(C4)의 경우 14.71mGy, 골반(C5)의 경우 11.76mGy 이었다.

또한 검사 부위에 따른 주변 결정장기의 등가선량은 좌·우측 수정체(LEL, REL)의 경우 검사 범위 내에 직접 피폭되는 두부 검사에서 각각 50.49mGy와 50.82mGy

Table 3. Equivalent dose of the critical organs and center in scan total length using the OSLDs.

CT region	Critical organ (mGy)				Center (mGy)
	H _{3mm}		H _{5mm}		H _{10mm} C
	REL	LEL	TH	SG	
Skull	50.49	50.82	10.89	-	41.68
Chest	0.24	0.24	7.75	0.06	10.66
Abdomen	-	-	0.06	6.92	12.96
L-spine	-	-	-	2.37	14.71
Pelvis	-	-	-	21.98	11.76

H_{3mm}, H_{5mm}, H_{10mm}: 3mm, 5mm, and 10mm depth dose, REL and LEL: equivalent dose of right and left eye lens, TH: equivalent dose of thyroid, SG: equivalent dose of sexual gland, C: equivalent dose of central point in total scan length.
-: The marking indicates that dose is less than 0.005 mGy.

로 10mm 깊이에 측정된 중심점 선량(C1)보다 약 21% 높게 측정되었으며 검사 부위에 포함되지 않지만 간접적으로 피폭되는 경우 CT 검사의 총 단면적이 수정체와 비교적 가까운 흉부 검사는 0.24mGy, 원거리에 떨어진 복부, 요추부, 그리고 골반 검사는 기준 준위 미만(0.005mGy 미만)으로 측정되었다. 갑상선의 경우 검사 부위에 직접적으로 포함되지 않는 결정장기로서 CT 검사 총 단면적이 갑상선과 근거리에 있는 두부 및 흉부 검사에서 각각 10.89mGy와 7.75mGy로 비교적 많은 피폭선량이 간접적으로 도달되었으며 원거리에 위치한 복부 검사에서 0.06mGy, 요추와 골반 검사는 기준 준위 미만으로 측정되었다. 또한 생식선의 경우 검사 부위 내에 직접 피폭되는 골반 검사에서 21.98mGy로 매우 높은 선량이 피폭 되었다. 그리고 검

사 부위에 직접 포함되지는 않으나 생식선과 인접한 요추부와 복부 검사에서 각각 2.37mGy와 6.92mGy로 비교적 많은 피폭선량이 간접적으로 도달되었으며 원 거리에 떨어진 흉부 검사에서 0.06mGy, 두부 검사에서는 기준 준위 미만으로 측정되었다.

IV. 고찰

좁은 X선속이 연속적으로 회전하면서 영상을 획득하는 전산화단층촬영(CT)은 단순 X선 검사에 비해 환자의 피폭선량이 비교적 높다. 또한 환자의 질환에 따른 검사 프로토콜이 다르기 때문에 환자가 받는 피폭선량도 다양할 수밖에 없다. 그러므로 국제기구 등에서 제안하는 환자의 선량 권고량을 참고 준위로 하여 CT 검사에서 불필요한 요소를 제한하고 최적화된 프로토콜을 확립함으로써 환자의 피폭선량 관리를 하는 것이 중요하다^[20-21].

따라서 본 연구는 CT 검사에서 검사 부위와 주변 결정장기에 대한 환자의 피폭선량을 측정하여 방사선에 의한 생물학적 효과를 예측하고 환자의 피폭선량의 위험성을 제시하고자 하였다. 이를 위하여 OSL 선량계의 측정 오차를 최소화하기 위하여 각각의 교정상수를 구하였고 두부, 흉부, 복부, 요추부, 골반부를 대상으로 촬영 목적 부위와 주변 결정장기에 대한 피폭선량을 ICRP에서 권고하는 인체 모형 표준 팬텀을 이용하여 측정하였다. 본 연구에서 환자의 피폭선량을 측정하는 것은 무엇보다 측정 오차를 최소화하는 것이 매우 중요하기 때문에 국제 교정 기구에서 정기적으로 교정을 받은 연필형 이온함과 OSL 선량계를 교차 교정함으로써 측정 오차를 최소화 하였다.

전체 촬영 범위의 중심점 선량은 10mm 심부선량(H_{10mm})을 사용하여 등가선량을 측정하였으며 두부의 경우 41.68mGy, 흉부의 경우 10.66mGy, 복부의 경우 12.96mGy, 요추부의 경우 14.71mGy, 골반부의 경우 11.76mGy 이었다. 이와 관련하여 국제원자력기구(International Atomic Energy Agency, IAEA)의 안전 보고서는 두부, 요추부, 복부 입사표면선량(ESD)을 기준으로 환자의 선량 권고량(DRL)을 각각 50, 35, 25mGy로 권고하고 있으며 국내의 경우 식품의약품안전청에서 권고하는 DRL은 나선형 CT의 두부, 흉부, 복부

검사에서 하나의 횡단면의 선량 $CTDI_{vol}$ 이 각각 58, 15, 20mGy로 권고하고 있어 본 연구와 일치하였다^[22]. 다만 물속에서 120kV X선의 5mm 깊이 선량은 표면 선량에 비하여 90% 정도임을 감안한다면 측정 결과에서 약 10% 정도 증가를 예상해야 할 것이다^[23].

검사 부위별 주변 결정장기의 등가선량은 좌·우측 수정체($H_{0.07mm}$)의 경우 검사 범위 내에 직접 피폭되는 두부 검사에서 약 50mGy로 최대였으며 간접 피폭되는 경우 CT 검사의 총 단면적이 수정체와 가까운 흉부 검사에서 0.24mGy, 원거리에 떨어진 복부, 요추부, 골반부 검사에서 0.005mGy 미만의 기준 준위 이하로 측정되었다. 수정체는 방사선 감수성이 높은 조직으로서 수정체에 방사선이 조사되면 평생 분열을 담당하는 수정체 전면의 상피 분열세포가 손상을 받으며 손상 부위가 후방으로 이동하면서 수정체 후극의 피하막에 축적되어 수정체의 혼탁이 유발될 수 있다. 수정체 혼탁이 진행되면 시력 장애가 발생되면서 백내장을 유발할 수 있다. 또한 검사 범위 내에 간접 피폭되는 갑상선(H_{3mm})의 등가선량은 두부 검사에서 10.89mGy로 최대였으며 흉부 검사에서 7.75mGy, 복부 및 요추부, 골반부 검사에서 기준 준위 미만이었다. 갑상선은 외부 피폭에 의한 방사선 장애보다 호흡이나 섭취에 의한 내부 피폭이 문제가 되고 있다. 그러나 반복적인 CT 검사 또는 핵의학적 검사에 의해 지발성 갑상선염이 몇 년의 잠복기를 거쳐 유발될 수 있기 때문에 검사에서 주의가 요구되고 있다^[24]. 생식선의 등가선량(H_{3mm})은 검사 부위 내에 직접 피폭되는 골반 검사에서 21.98mGy로 최대였으며 간접 피폭되는 검사에서 기준 준위 미만에서 6.92mGy까지 비교적 많은 선량이 간접 피폭되었다. 생식선은 방사선에 민감한 조직이며 감수분열 전 정원세포 또는 난모세포가 피폭의 대상이며 이 때 반치사선량은 15mGy 정도로 매우 낮고 정자수의 감소를 초래한다. 1회 피폭의 경우 남성은 100mGy, 여성은 60~150mGy 일 때 일시적 불임에 이르기 때문에 반드시 진단적 영상의 질을 저하시키지 않는 범위에서 피폭선량의 저감을 위하여 방사선 피폭 보호 기구를 사용해야 할 것이다.

표 4는 CT 검사시 식품의약품안전청에서 권고한 촬영 목적 부위와 주변 결정장기에 대한 $CTDI_{vol}$, DLP를 기준으로 10mm 깊이에서 스캔 범위 내 중심점 선량의

비교 결과를 보여준다. 환자의 선량 권고량(DRL)과 중심점의 10mm 깊이 선량을 비교한 결과 두부 검사의 경우 중심점 선량은 41.66mGy로 권고한 DRL보다 28.13%, 흉부 검사의 경우 10.66mGy에 대하여 28.93%, 복부 검사의 경우 12.96mGy에 대하여 13.6% 감소된 선량을 지시하였다. 추가적으로 요추부와 골반 검사에 대한 기준 선량 권고량은 권고되지 않아 직접 비교는 할 수 없었으나 두부 검사를 제외하고 일반적으로 CT 검사 프로토콜에 의한 CTDI_{vol}, DLP가 식품의약품안전청에서 권고하는 DRL보다 작기 때문에 중심점 선량도 작을 것이라 예상되며 총 스캔 범위가 길고 노출 조건이 높을수록 CTDI_{vol}, DLP는 증가되는 경향을 보였다.

Table 4. Comparison of results between the KFDA and this study.

	CT region (mGy)				
	Skull	Chest	Abdomen	L-spine	Pelvis
	C1	C2	C3	C4	C5
Measured					
OSLDs	41.68	10.66	12.96	14.71	11.76
CTDI _{vol}	59.78	6.01	8.70	12.92	8.79
DLP	1076.04	252.42	200.14	232.56	211.68
DRL in Korea					
CTDI _{vol}	58	15	20	-	-
DLP	1000	-	688	-	-

DLP: dose length product, OSLDs: optically stimulated luminescence dosimeters. C1, C2, C3, C4, C5: the central point dose of total scan length, KFDA: Korea Food and Drug Administration.

V. 결론

최근 국제기구와 각 나라별 CT 검사에서 환자의 피폭선량에 대한 저감화 노력에도 불구하고 저선량 영역의 방사선 생물학적 위험성은 본 연구를 통해서 간과할 수 없으며 중요하게 논의되어야 할 부분이다. 따라서 방사선 생물학적 위험성과 의료피폭에 대한 행위의 정당화를 추구하기 위해서 국제기구에서 권고하고 있는 방사선 방어 원칙에 대한 정당한 해석과 제도적 뒷받침(regulation)이 필요하며 CT 검사에 의한 피폭선량은 기술적, 경제적 측면 뿐 만 아니라 사회적 인자를 고려하여 합리적으로 용인 가능한 수준까지 최소화하기 위한 체계화된 프로토콜의 제정이 필요하다.

CT 검사를 시행하기 전 환자에게 반드시 필요한 행위 인가를 재고하고 행위에 대한 위험보다 이익이 수반되는지 등의 정당성을 충족하여야 한다. 또한 CT 검사에 대한 기술적 변수들을 합리적으로 운영할 수 있는 반복적인 훈련 및 기술적 변수들이 환자의 피폭선량에 미치는 영향들을 체계화하고 검사 전 안경 등의 추가적 피폭선량을 증가시키는 요인을 충분히 배제시키면서 주변 결정장기에 방사선 피폭으로부터 보호할 수 있는 기구를 고안하고 제작함으로써 검사 목적 이외의 불필요한 조직의 피폭을 최소화하여야 할 것이다.

참고문헌

- [1] UNSCEAR, "Sources and Effects of Ionizing Radiation", UNSCEAR 2010 Report, New York, United Nations, 2010.
- [2] NCRP, "Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States", NCRP Report No. 106, Bethesda, Maryland, 2009.
- [3] Hoang JK, Yoshizumi TT, Nguyen G, et al, "Variation in Tube Voltage for Adult Neck MDCT: Effect on Radiation Dose and Image Quality", AJR Am J Roentgenol, Vol. 198, No. 3, pp. 621-627, 2012.
- [4] Brenner DJ, Hall EJ, "Computed Tomography: An Increasing Source of Radiation Exposure", N Engl J Med, Vol. 357, No. 22, pp. 2277-2284, 2007.
- [5] ICRP, "The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection", ICRP Publication 103, 2007.
- [6] Fukushima Y, Tsushima Y, Takei H, et al, "Diagnostic reference level of computed tomography (CT) in japan", Radiat Prot Dosimetry, Vol. 151, No. 1, pp. 51-57, 2012.
- [7] IAEA, "International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation sources", IAEA Safety Series No. 115, 1996.
- [8] IAEA, "Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. An International Code of Practice for dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water", IAEA report series No. 398, Vienna, MD, 2001.
- [9] Hakanen A, "Simulated and measured dose response characteristics of detectors used for CT dosimetry", Phys Med Biol, Vol. 57, No. 16, pp. N319-328, 2012.
- [10] UNSCEAR, "Medical Radiation Exposure", UNSCEAR 2000

- Report, New York, United Nations, 2000.
- [11] Mini RL, Vock P, Mury R, Schneeberger PP, "Radiation Exposure of Patients Who Undergo CT of the Trunk", *Radiology*, Vol. 195, No. 2, pp. 557-562, 1995.
- [12] Nishizawa K, Maruyama T, Takayama M, et al, "Estimation of Effective Dose from CT Examination", *Nihon Igaku Hoshasen Gakkai Zasshi*, Vol. 55, No. 11, pp. 763-768, 1995.
- [13] ICRP, "Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values", ICRP Publication 89, 2002.
- [14] Hidajat N, Mäurer J, Schröder RJ, et al, "Relationships between physical dose quantities and patient dose in CT", *Br J Radiol*, Vol. 72, No. 858, pp. 556-561, 1999.
- [15] Li B, Yadava G, Hsieh J, "Quantification of head and body CTDI(VOL) of dual-energy x-ray CT with fast-kVp switching", *Med Phys*, Vol. 38, No. 5, pp. 2595-2601, 2011.
- [16] CEC, "Quality Criteria for Computed Tomography, European Guidelines", EUR 16262, Luxembourg, 1999.
- [17] McCollough CH, Leng S, Yu L, et al, "CT dose index and patient dose: they are not the same thing", *Radiology*, Vol. 259, No. 2, pp. 311-316, 2011.
- [18] ICRP, "Managing Patient Dose in Computed Tomography", ICRP Publication 87, 2000.
- [19] ICRP, "The 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection", ICRP Publication 60, 1991.
- [20] Kalender WA, "Computed Tomography", John Wiley and Sons, New York, pp. 39, 2000.
- [21] Dougeni E, Faulkner K, Panayiotakis G, "A review of patient dose and optimisation methods in adult and paediatric CT scanning", *Eur J Radiol*, Vol. 81, No. 4, pp. e665-683, 2012.
- [22] IAEA, "International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources", IAEA safety series No. 115, Vienna, 1996.
- [23] Kuba RK, Beck JO Jr, "Radiation dosimetry in Panorex roentgenography. Part 3, Radiation dose measurements", *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, Vol. 25, No. 3, pp. 393-404, 1968.
- [24] Zielinski JM, Shilnikova NS, Krewski D, "Canadian National Dose Registry of radiation workers: overview of research from 1951 through 2007", *Int J Occup Med Environ Health*, Vol. 21, No. 4, pp. 269-275, 2008.