

&lt;원저&gt;

# 인체 흉부 모형 팬텀을 이용한 컴퓨터방사선영상에서 노출지수의 적용 사례 연구

정회원<sup>1)</sup>·민정환<sup>2)</sup><sup>1)</sup>백석문화대학교 방사선과·<sup>2)</sup>신구대학교 방사선과

## A Case Study of Application of Exposure Index in Computed Radiography by Using Human Chest Phantom

Jeong Hoi-Woun<sup>1)</sup>·Min Jung-Whan<sup>2)</sup><sup>1)</sup>Department of Radiological Science, Baekseok Culture University<sup>2)</sup>Department of Radiological Technology, Shingu College

**Abstract** As the use of digital radiographic system has been expanded, there are some concerns an increase about in patient of radiation dose. Therefore, International Electro-technical Commission (IEC) has been proposed a standard for exposure index (EI). In this study, the EI was measured on human chest model using computed radiography (CR). Radiation quality used RQA5 of IEC62494-1. After acquiring the chest anterior posterior image (Chest AP) by using the phantom, the EI was obtained by applying the system response. In this study, we have analyzed the images with the detector size (Full filed ROI) and the optimized image (Fit filed ROI). The EI increased proportionally with radiation dose increase. Due to the discrete increase in pixel value, the EI showed an exponential increase. The discrete increase in noise equivalent quanta (NEQ) resulted in a discrete increase in the EI. The EI of the two images used in this study increased with increasing NEQ but showed different increments. For the measurement of the EI, IEC standards must be followed. The EI should be used as an index to evaluate the image quality for quality control of X-ray image rather than as an indicator of exposure dose. When calculating the EI, the system response should be applied depending on whether or not the grid is used. The size of the field should be obtained by including only the necessary parts.

**Key Words:** Exposure Index, System Response, Computed Radiography, Chest Anterior Posterior Image, Noise Equivalent Quanta

**중심 단어:** 노출지수, 특성곡선, 컴퓨터방사선영상, 흉부정면촬영, 잡음등기양자수

## I. 서 론

X선 촬영 시스템 중 디지털 의료 영상기기가 차지하고 있는 영역은 매우 넓다. 우리나라의 의료기관 중 디지털 X선 촬영장치의 비중은 90%를 넘고 있다[1]. 이러한 디지털 X선 촬영장치의 도입으로 영상의 조절이 가능해져 재촬영은 감소하였지만, 부적절한 촬영 조건의 사용으로 피폭 선량의 증가는 예상되어 왔다[2]. 최근에는 디지털 X선 촬영장치의

검출기에서 환자의 피폭선량을 측정하여 표시해주기도 한다. 최근에는 디지털 X선 촬영장치에 대해서 국제전기기술위원회(International Electrotechnical Commission; IEC)는 노출지수(exposure index; EI)의 표준안을 제안하였다[3]. 그러나 이러한 방법은 제조 회사마다의 선량에 대한 정의와 표시방법이 다양함으로 인하여 임상에서 이를 적용하기에는 많은 어려움과 혼란이 있다[4].

본 연구는 IEC에서 제시하는 방법으로 현재 우리나라에

Corresponding author: Hoi-Woun Jeong, Department of Radiological Science, Baekseok Culture University, #58, Munam-ro, Dongnam-gu, Cheonan, Chungnam, 31065, Korea / Tel: +41-550-2266 / E-mail: hwjeong@bscu.ac.kr

Received 06 August 2018; Revised 12 November 2018; Accepted 17 December 2018

Copyright ©2018 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

서 널리 사용되고 있는 디지털 X선 촬영장치 중 컴퓨터방사선촬영장치(Computed Radiography; CR)와 인체 흉부 모형 팬텀을 이용하여 그리드 사용유무와 조사야 크기 변화에 따른 최적화된 영상을 획득하기 위한 적정 EI값의 도출 사례를 보고하고자 한다.

## II. 본 론

### 1. E I 정 의

EI의 식은 다음과 같이 정의되어 있다[3].

$$EI = c_0 \cdot g(V)$$

$c_0$ 는 상수로  $100\mu Gy^{-1}$ 로 정의되고,  $g(V)$ 는 관심영역에 의 디지털 신호의 값으로 영상수용체(Image Receptor; IR) 표면에 입사되는 카마(air kerma : K)를 교정하여 나타낸 값이다.

### 2. 실험도구 및 방법

#### 1) 실험 도구

실험에 사용한 방사선 발생장치는 AccuRay-650(DK Medical System, Korea)를 사용하였으며, 디지털 의료영상 시스템은 Elite CR 850(Creastream, USA)을 사용하였다. 조사선량을 측정하기 위해 전리조형 선량계(Ionization chamber 50cc, Capintec, USA)를 사용하였으며, 영상분석을 위해서는 Matlab 2017(Mathworks, USA)와 Excel 2016(Microsoft, USA)을 사용하였다. 정확한 실험을 위하여 방사선 발생장치, 디지털 의료영상 시스템, 전리조형 선량계는 실험 6개월 이내에 제조회사와 공인기관으로부터 검교정을 실시한 장비만을 사용하였다.

#### 2) 실험 배치

실험을 위해서 CR과 선량계를 X선관으로부터 150 cm 떨어진 곳에 위치시켰다. 산란선의 영향을 막기 위해 CR뒷면

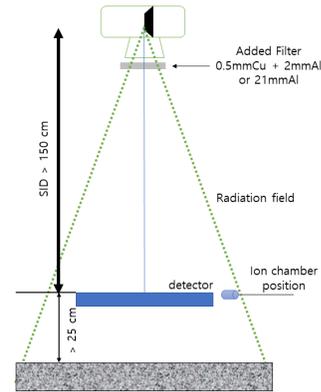


Fig. 1. Standard Beam Geometry of Exposure Index Measurement

은 벽으로부터 25 cm이상 거리를 두어 실험을 실시하였다. X선 조사야는 선량계에 충분히 포함 되도록 조절하며 측정하였으며, 중심부의 선량과 일치 될 수 있도록 측정값을 보정하여 측정하였다[Fig. 1], [3].

#### (1) 특성곡선

IEC에서는 영상수용체의 특성을 구하기 위한 실험을 위한 선질을 정의하였다. 이 중 알루미늄 부가필터를 사용한 팬텀 실험의 선질은 RQA로 정의하였으며, EI를 위한 실험은 RQA 3, 5, 7, 9를 사용하도록 권고하였으나 하나의 선질만을 사용한 다면 RQA 5를 사용하도록 권고하고 있다(Table 1), [3].

본 실험은 IEC의 RQA5 선질을 맞추기 위해 0.5 mmCu와 2 mmAl을 사용하였고, 반가층이 7.1 mmAl이 되도록 관전압 70 kV를 선택하여 실험을 실시하였다. CR 앞에는 Grid(grid ratio 10:1)를 장착하기도 하고 제거하기도 하여 각각의 특성 곡선을 구하였다. 표면입사 선량을 최저 0.5  $\mu Gy$ 부터 최대 90  $\mu Gy$ 까지 순차적으로 조사하여 실험을 실시하였다.

#### (2) 인체 모형 팬텀을 사용한 영상획득

실험을 위해 인체 모형 팬텀(Whole Body Phantom PBU-50, Kyoto Kagaku, Japan)을 사용하여 특성곡선 실험과 동일한 검사조건에서 흉부전후촬영(Chest AP Projection) 영상을 획득하였다. 영상 획득을 위한 조사선량은 특성 곡선의 실험과

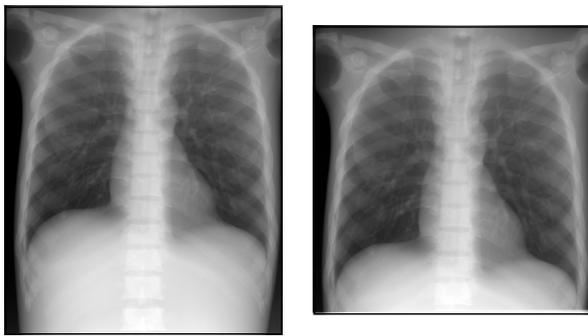
Table 1. Characterization of radiation quality series RQA[3]

Radiation quality (No)	Approximate X-RAY Tube Voltage (kV)	Half Value Layer (mm Al)	Additional Filtration	$SNR_{in}^2$ $1/(mm^2 \cdot \mu Gy)$
RQA 3	50	4.0	10.0 mmAl	21759
<b>RQA 5</b>	<b>70</b>	<b>7.1</b>	21.0 mmAl or <b>0.5mmCu +2.0 mmAl</b>	<b>30174</b>
RQA 7	90	9.1	30.0 mmAl	32362
RQA 9	120	11.5	40.0 mmAl	31077

동일한 선량 범위를 가지고 실험하였다.

### 3) 영상 분석 방법

본 실험을 위한 영상은 두 가지로 나누어 영상을 획득하였다. 첫 번째 영상은 임상에서 흉부영상 검사 시 많이 적용되는 방법으로, 조사야 및 영상 크기를 CR의 최대 영상 크기인 14×17 inch(35×43 cm, Full field image)로 맞추어 검사하였으며, 다른 하나는 흉부 영상 중 꼭 필요한 부분만을 포함시킨 영상으로, 영상 크기를 14×14 inch(35×35 cm, Fit field image)로 맞추어 검사를 실시한 것이다[Fig. 2].



(a) Full field image(14×17 inch) (b) Fit field image(14×14 inch)

**Fig. 2.** Chest image of full field image(14×17 inch) and fit field image(14×14 inch)

디지털 이미지는 물리적 특성을 측정하는 경우 original data라는 아날로그 신호가 디지털로 변환된 화소 값 자체를 이용하는 것이 일반적이며, 이러한 original data를 이용해 다양한 정량적인 평가를 할 수 있기도 하다[3, 5-7]. IEC에서는 EI 산출 시 raw data에 오프셋 보정(Offset correction), 균일도 보정(Gain correction)과 결손 보정(Defect correction) 등의 이미지 보정이 행해진 데이터 (Original data)를 사용하도록 규정되어 있어 본 실험에서도 동일하게 적용하였다 [8-11]. 이렇게 얻어진 original data에 이미지 영역 및 ROI를 산출하여, 영상 분석을 통하여 EI를 구하였다[3,12,13].

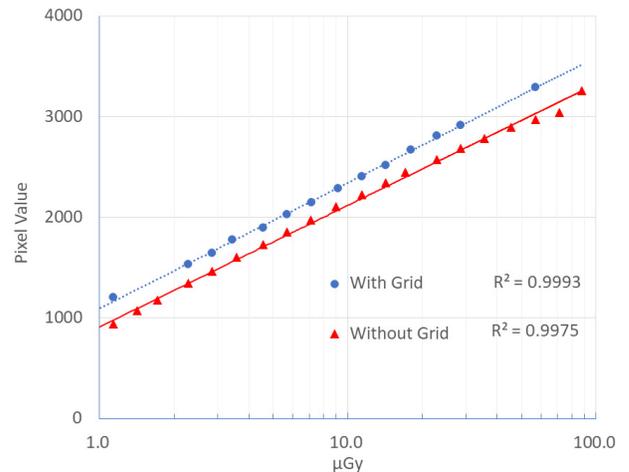
## III. 결 과

### 1. 특성 곡선(System Response)

특성곡선은 Grid 사용 유무에 따라 서로 다른 값을 나타내었지만, 선량의 지수적 증가에 신호값이 산술적 증가를 하였고, 신호값의 증가 폭은 일정한 비율을 유지하였다. 동

일한 신호값을 나타낼 때 필요한 선량은 격자(grid)를 사용하지 않았을 때에 비하여 격자를 사용하였을 때 약 60% 증가되는 경향을 나타내었다[Fig. 3].

특성곡선은 원칙적으로 격자를 사용하지 않고 측정해야 한다. 하지만 본 실험은 임상에서 Chest를 검사함에 있어서 격자를 사용해서 사용하는 환경을 고려하였기에 격자를 사용한 상태와 격자를 사용하지 않은 상태의 특성곡선을 모두 구하였다.



**Fig. 3.** System Response of CR with Grid and without Grid

### 2. 선량지표

#### 1) 선량과 선량지표

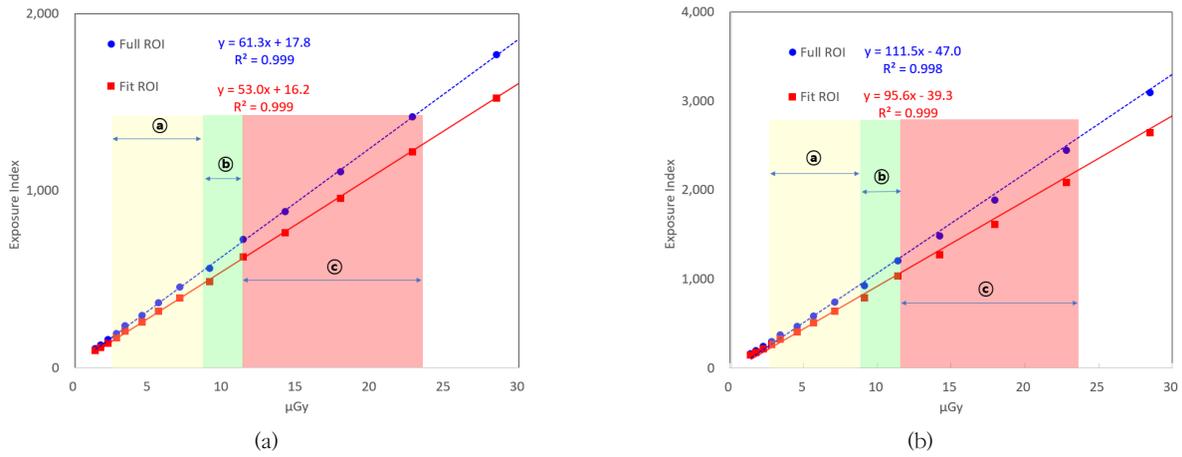
EI는 영상의 히스토그램을 구한 다음 직접 과노출 영역과 미노출 영역을 제외한 히스토그램의 중앙값을 EI로 정의한다[3]. 본 실험에서 구한 영상의 EI값과 조사된 선량과의 관계는 선량의 이산적 증가에 따라 EI값도 이산적으로 증가하는 경향을 나타내었다. Full ROI영상과 Fit ROI영상은 각각 다른 기울기의 값을 가지고 있기에 선량의 증가에 따라 EI의 차이도 증가하였다[Fig. 4].

#### 2) pixel value와 선량지표

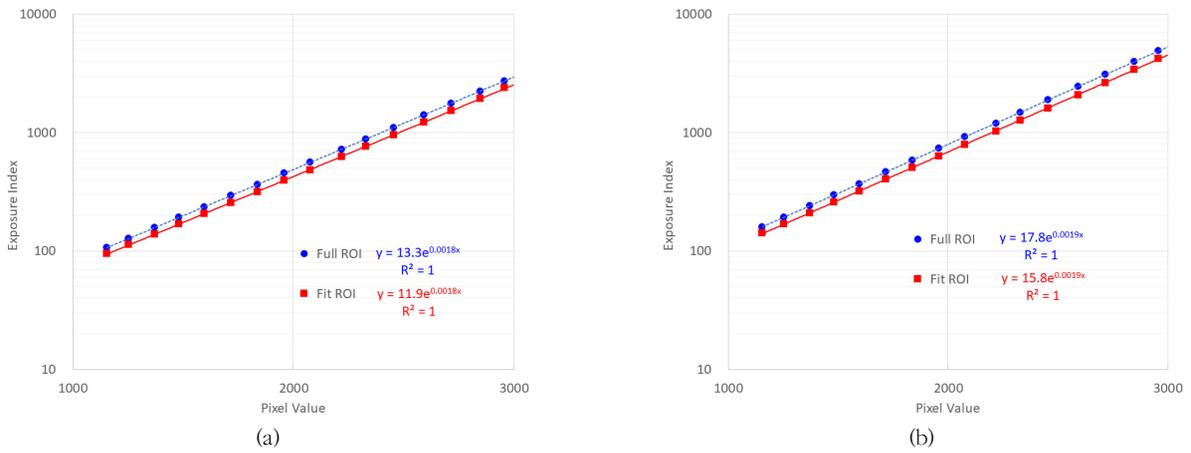
ROI의 pixel value의 이산적증가에 EI는 지수적으로 증가하며 매우 높은 상관관계를 나타내고 있다[Fig. 5]. Full ROI와 Fit ROI의 EI는 동일한 기울기를 유지하면서 Pixel value의 증가에 지수적으로 증가하는 경향을 나타내고 있다.

#### 3) 잡음등가양자수와 선량지표

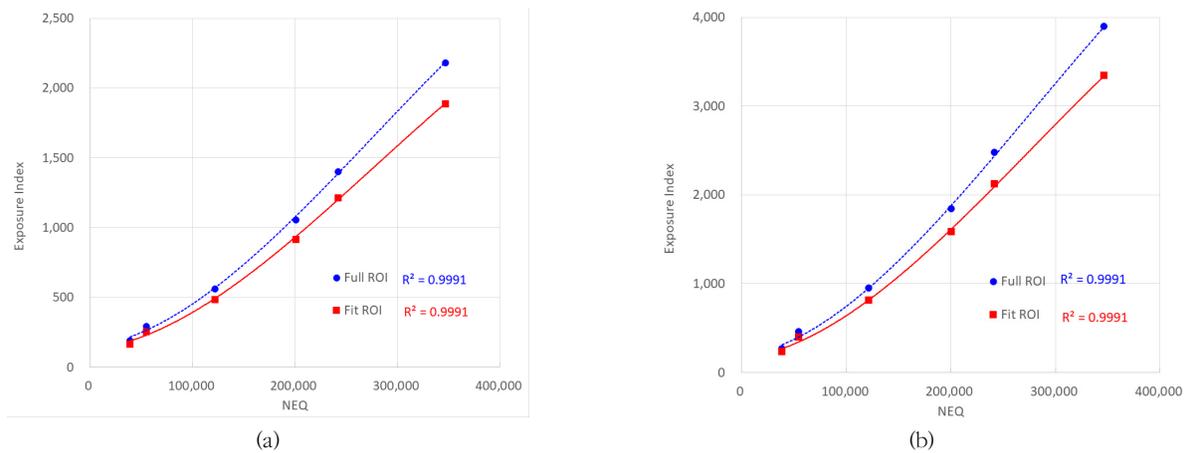
잡음등가양자수(Noise Equivalent Quanta; NEQ)의



**Fig. 4.** Relationship of radiation dose and EI (with grid(a) and without grid(b))  
 (a) Under exposure( $2.6\mu\text{Gy} \sim 8.7\mu\text{Gy}$ ), (b) Acceptable( $8.7\mu\text{Gy} \sim 11.3\mu\text{Gy}$ ), (c) Over exposure( $11.3\mu\text{Gy} \sim 23.5\mu\text{Gy}$ )



**Fig. 5.** Relationship of pixel value and EI (with grid(a) and without grid(b))



**Fig. 6** Relationship of NEQ and EI (1cycle/mm) (with grid(a) and without grid(b))

이산적 증가에 EI는 증가를 나타내었다. NEQ가 증가될수록 EI의 증가의 폭은 점차 확대되었다. Full ROI가 Fit ROI와 비교하여 그 증가의 폭이 더 커짐을 확인할 수 있었다[Fig. 6].

#### IV. 고찰

EI는 디지털 X선 촬영장치의 X선 검출 감도에 의존하기 때문에 장치마다 고유의 EI값을 측정하여 보정할 필요가 있

다[3]. IEC에서는 EI의 측정을 위한 표준적인 실험 및 분석 방법을 제시하고 있으며, 이에 따르는 실험을 통하여 EI를 측정하는 것이 중요하다. 만약 IEC의 실험방법을 맞추지 않고 실험을 한다면 정확한 EI의 값을 측정하기 어려워진다[14].

IEC는 EI의 문제점으로 교정에 사용되는 선질이 제조업체마다 다르기에 감도 표시가 제조업체마다 다른 것을 제시하고 있다[3]. 이에 본 연구에서는 RQA5 선질을 맞추기 위해 21 mmAl 대신 0.5 mmCu + 2 mmAl을 사용하였다. 이는 IEC에서 공인된 방법 중 하나이기에 EI실험을 위한 선질을 맞추기 위해서는 두 가지 방법 중 가능한 방법을 적용해도 가능하다[14].

IEC에서는 EI의 또 다른 문제점으로 제조업체마다 감도 지표 ROI 설정의 차이를 언급하고 있다[3]. 일반적으로 임상에서 획득되는 감도 지표는 pixel value의 평균값이 아닌 상대선량을 값을 축으로 하는 히스토그램에서 검사부위(chest, abdomen, skull 등)와 검사 방법(PA, AP, axial 등)에 따라 자동 선택되는 범위의 중간값을 이용하여 산출된다. 감도 지표 ROI를 맞출 경우 ROI를 검출기 크기에 맞추는 것보다는 영상에 적합하도록 맞추어야 한다. 그렇게 하지 않고 너무 과대하거나 과소한 ROI를 설정하면 정확한 값을 얻을 수 없다[15].

본 연구에서 ROI를 임상에서 많이 사용되는 검출기 크기에 맞춘 ROI(Full ROI)와 영상 크기에 맞춘 ROI(Fit ROI)를 비교하였다[Fig. 4-6]. Full ROI와 Fit ROI는 유사한 경향을 나타내는 것을 확인할 수 있었다. 하지만 NEQ와 EI와의 관계를 보면 그 경향이 항상 일정한 것은 아니다[Fig. 6]. 즉 최적의 EI를 위해서는 영상마다 불필요한 부분을 배제한 최적의 영상을 사용한 Fit ROI를 적용하여 설정하는 것이 필요하다.

적정 선량의 범위를 8.7  $\mu\text{Gy}$ 부터 11.3  $\mu\text{Gy}$ 까지로 제시하고 있다[16]. 이를 적용한 본 실험을 통한 적정 EI값의 경우 격자를 사용한 상태에서는 Full ROI 영상은 563부터 724까지이고, Fit ROI 영상은 438부터 562까지이며, 이 범위에 맞도록 조건을 맞추어 검사하는 것이 최적의 선택이라 할 수 있다. 격자를 사용하지 않은 상태에서는 Full ROI 영상은 925부터 1206까지, Fit ROI 영상은 709부터 922까지 범위에서 조건을 맞추어 검사를 하는 것이 최적이다[Fig. 4].

CR 제조사에서 제공하는 EI값과 본 시험을 통해 획득된 EI값은 일치하지는 않는다. 하지만, 두 값은 매우 높은 상관관계( $R^2=0.9996$ )를 나타냄을 알 수 있다[Fig 7]. 제조사마다 EI를 산출하는 알고리즘이 동일하지는 않으나 EI 산출하는 원리가 IEC의 방법과 큰 차이를 보이지 않기에 측정된 값들을 수식을 통하여 전환이 가능함을 알 수 있다.

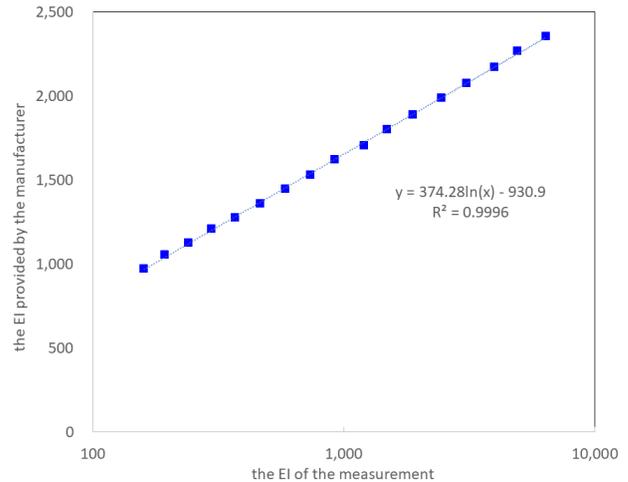


Fig. 7. Compared the EI of the measurement with the EI provided by the manufacturer

EI를 직접적으로 환자의 피폭선량으로 변환하기는 어렵고, 많은 경우 노출지수인 EI가 환자의 피폭선량을 나타내고 있다고 오인되고 있다. EI는 임상 영상의 감도 지표 값에 대한 보정값으로 검출기면에서 측정된 공기커마 값에 100배한 값이지 환자 피폭선량을 측정할 값이 아니다. 즉, EI는 검출기 표면에 도달 하는 선량 지표이며 화질을 평가하는데 중요하다. 환자의 피폭선량의 피폭선량 관리를 위해서는 면적 선량계 등의 값을 이용하는 것이 더욱 적합하다[14]. EI는 피폭선량보다는 적정 노출 조건을 산정하는데 그 목적이 있다 할 수 있다.

향후 디지털 X선 검출기의 종류별, 촬영부위별 목표 선량 지표(target exposure index; EI<sub>T</sub>)와 실제 촬영 한 선량 지표의 편차(deviation index; DI)등에 대한 연구가 추가적으로 이루어지는 것이 바람직하다.

## V. 결 론

CR과 인체 흉부 모형 팬텀을 이용하여 EI를 도출 하는 경우, 그리드 사용 하는 환경에서는 그리드를 사용한 특성곡선을 사용하고, 그리드를 사용하지 않는 환경에서는 그리드를 사용하지 않은 특성곡선을 적용하여야만 하며, 조사야는 꼭 필요한 부분만 포함하도록 해서 도출해야만 한다.

## REFERENCES

- [1] Kim JS, Kim JM, Lee YH, Seo DN, Choi IS, Nam

- SR, et al. National Data Analysis of General Radiography Projection Method in Medical Imaging. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2014;37(3):169-75.
- [2] ICRP Publication 93. Managing patient dose in digital radiology. 2003.
- [3] International Electrotechnical Commission(IEC), IEC 62494-1. Medical electrical equipment-Exposure index of digital X-ray imaging systems. Part 1: Definition and requirements for general radiography. Ed. 1. 2008.
- [4] Kishimoto K, Ariga E, Ishigaki R, Imai M, Kawamoto K, Kobayashi K, et al. Study of Appropriate Dosing in Consideration of Image Quality and Patient Dose on the Digital Radiography. *Japanese Journal of Radiological Technology*. 2011;67(11):1381-97.
- [5] Kim KW, Jeong HW, Min JW, et al. Measurement of Image Quality According to the Time of Computed Radiography System. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2015;38(4):365-74.
- [6] Kim KW, Jeong HW, Min JW, et al. Evaluation of the Modulation Transfer Function for Computed Tomography by Using American Association Physics Medicine Phantom. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2016;39(2):193-8.
- [7] Kim KW, Jeong HW, Min JW, et al. Evaluation of the Performance Characteristic for Mammography by Using Edge device. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2016;39(3):415-20.
- [8] Schaetzing R. Computed radiography technology. *Proceeding of Radiological Society of North America*. 2003;10
- [9] Dobbins JT, Ergun DL, Rutz L, et al. DQE (f) of four generations of computed radiography acquisition devices. *Med. Phys.* 1995;22(10):1581-93.
- [10] Antonuk LE, Boudry J, Huang W. Demonstration of megavoltage and diagnostic X-ray imaging with hydrogenated amorphous silicon arrays. *Med. Phys.* 1992;19(6):1455-66.
- [11] International Electrotechnical Commission(IEC), IEC 62220-1. Medical electrical equipment Characteristics of digital X-ray imaging devices Part 1: determination of the detective quantum efficiency. Geneva. 2003.
- [12] Jeong HW, Min JW, Kim JM, et al. Performance Characteristic of a CsI(Tl) Flat Panel Detector Radiography System. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2012;35(2):109-17.
- [13] Jeong HW, Min JW, Kim JM, et al. Investigation of Physical Imaging Properties in Various Digital Radiography System. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2017;40(3):363-70.
- [14] Ariga E. Evaluation of Calibration Error for Applying Exposure Index. *Japanese Journal of Radiological Technology*. 2011;67(11):1433-7.
- [15] Nakamae M, Miyajima Y, Nakano T, Kitanaka Y, Okura Y. Influence of Interest Region and Interest Value Settings on Exposure Index Analysis Using Chest Clinical Images. *Japanese Journal of Radiological Technology*. 2014;70(11):1250-7.
- [16] Willis CE. "Quality Improvement in Computed Radiography" in *Categorical Course in Physics: Technology Update and Quality Improvement of Diagnostic X-ray Imaging Equipment*, R. G. Gould and J. M. Boone (eds.). Oak Brook, IL: Radiological Society of North America Publication (RSNA). 1996:153-60.