

## &lt;원저&gt;

## 진단용엑스선촬영장치의 간접 선량 계산법 개발

김정수<sup>1)</sup>·김성환<sup>2)</sup>·전민철<sup>3)</sup>·주원하<sup>4)</sup>·정민규<sup>5)</sup>·김미정<sup>6)</sup>·이승열<sup>6)</sup>·이태희<sup>6)</sup>·성열훈<sup>2)</sup><sup>1)</sup>충북보건과학대학교 방사선과·<sup>2)</sup>청주대학교 보건의료과학대학 방사선학과·<sup>3)</sup>대전보건대학교 방사선과  
<sup>4)</sup>가톨릭대학교 여의도성모병원 영상의학과·<sup>5)</sup>충북대학교병원 영상의학과·<sup>6)</sup>식품의약품안전처 의료기기연구과

## Development of Indirect Dosimetry by Calculation Method in the Diagnostic X-ray Equipment

Kim Jung-Su<sup>1)</sup>·Kim Sung-Hwan<sup>2)</sup>·Jeon Min-Cheol<sup>3)</sup>·Ju Won-Ha<sup>4)</sup>·Jeong Min-Gyu<sup>5)</sup>  
Kim Mi-Jeong<sup>6)</sup>·Lee Seung-Youl<sup>6)</sup>·Lee Tae-Hee<sup>6)</sup>·Seoung Youl-Hun<sup>2)</sup><sup>1)</sup>Depart. of Radiologic Technology, Chungbuk Health & Science University<sup>2)</sup>Depart. of Radiological Science, College of Health Science, Cheongju University<sup>3)</sup>Depart. of Radiological Technology, Daejeon Health Institute of Technology<sup>4)</sup>Depart. of Radiology, Yeouido St. Mary's Hospital of The Catholic University<sup>5)</sup>Depart. Of Radiology, ChungBuk National University Hospital<sup>6)</sup>Ministry of Food and Drug Safety, Medical Device Research Division

**Abstract** The purpose of this study was to develop the indirect dosimetry by calculation (IDC) method for diagnostic X-ray equipment. The experiments were performed with inverter type X-ray tubes: Toshiba (E7252X, Japan) and Varian (RAD-14, USA). For the development method, we first applied the standard quality of X-ray beam shown in the TRS457 document, and second, to produce the constants of trendline for the IDC, the total filtration on X-ray beam was subdivided. Third, in order to increase the precision, the energy region was divided into the high energy region and the low energy region and developed by the IDC. In order to verify the IDC, mean dose (mR) values were measured for three Toshiba X-ray tubes and three Varian X-ray tubes at clinical medical institutions and then compared with the IDC on the 2013. As a result, compared with the previous study, the accuracy of the IDC of this study were improved by 2.71% and 9.91% in Toshiba and Varian X-ray tubes, respectively.

**Key Words:** Diagnostic X-ray equipment, Indirect dosimetry, Standard quality, Total filtration, X-ray tube

**중심 단어:** 진단용엑스선촬영장치, 간접 선량측정, 표준 선질, 총 여과, X선관

## I. 서 론

전통적인 방사선영상은 영상 수용체가 필름으로 되어 있다. 필름의 유제층은 가시광선 또는 X선 등에 의한 감광작용으로 잠상을 만든다. 이때 유효 노광량의 범위가 좁기 때문에 과 노출된 X선에 대해서는 필름이 검게 노광되며, X선

노출이 부족하면 감광이 적게 되어 영상의 대조도가 상실된다[1]. 따라서 진단적 가치가 있는 영상의 획득은 유효 노광량 범위 안에서 X선의 에너지 준위와 양을 조절해야 한다. 그러나 영상 수용체가 디지털장비인 경우 검출기 소자의 에너지 의존성에 대한 응답 범위가 넓기 때문에 관전압과 관전류량을 25% 이내에서 변화시켜도 영상의 품질에 영향을

This research was supported by a grant (18171MFDS329) from Ministry of Food and Drug Safety in 2018.

Corresponding author: Youl-Hun Seoung, Department of Radiological Science, College of Health Medical Science, Cheongju University, 298, Daesung-ro, Cheongwon-gu, Cheongju-si, 363-764, Korea / Tel: +82-43-229-7993 / E-mail: radimage@cju.ac.kr

Received 29 October 2018; Revised 27 November 2018; Accepted 17 December 2018

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

주지 않는다고 보고하고 있다[2]. 따라서 디지털 X선 시스템은 필름-스크린 시스템보다 X선을 과노출해도 적절한 영상의 대조도를 생성할 수 있다[3]. 이런 디지털 X선 시스템의 넓은 관용도는 X선을 과도하게 조사하는 “노출 크리프 (exposure creep)” 현상을 유발시켰고, 이를 방지할 수 있는 방안이 요구되고 있다[4].

이에 최근 국제전기기술위원회의 국제기준규격(International Electrotechnical Committee; IEC) 60601 규격 3.1판이 반영된 의료기기의 방사선 안전에 관한 보조기준규격 IEC 60601-1-3 및 진단용 X선 장치 개별규격 IEC 60601-2-54에서는 진단용 방사선검사 시 계속되는 방사선량에 대해 면적선량계를 통한 직접측정 또는 계산을 통한 간접측정을 사용하여 표시하고 그 값의 근거와 정확성을 부속문서에 제시할 것을 요구하고 있다[5].

진단용 X선 장치에서 방사선량을 표시하는 방법 중 물리적인 선량계를 이용하여 실측하는 것이 가장 정확한 방법이지만 X선 장치 제조사의 생산단계 상승 등의 이유로 현실적인 한계가 있다. 그러나 X선 장치의 출력을 이용한 X선량의 간접 측정방법은 피폭선량 실측 장비 및 시간에 제한 없이 임상에서 환자피폭선량 평가가 가능하다는 장점이 있다[6]. X선에서 선량에 영향을 미치는 인자로는 관전압과 관전류, 조사시간 및 거리가 있다. X선의 출력은 관전류와 조사시간의 곱으로 나타내는 관전류량에 대해 비례하여 하고 관전압에 대해서는 n승에 비례하는 경향을 나타낸다. 따라서 X선 출력량을 이용한 간접 계산식의 도출을 위해서는 X선의 출력에 영향을 미치는 관전압, 관전류량의 두 가지 변수와 X선 감약에 대한 인자를 고려하여야 한다[7]. X선 장치에서 감약에 영향을 미치는 인자로는 X선관의 고유여과와 부가여과를 더한 총 여과와 검출까지 거리에 대한 감약으로 구분할 수 있다[7]. 국내에서는 2013년 식품의약품안전처(식약처)에서 일반촬영에서의 환자선량 측정 방법의 일환으로 간접 계산법이 제시된 적이 있으나 1996년 Mori가 개발한 계산법을 계량한 것으로 일부구간에서의 계산 값이 실측치와 차이가 발생하고 있다[8].

따라서 본 연구에서는 이러한 오차를 최소화하기 위해 IEC 61267에서 선량 측정의 표준으로 제시된 RQR (radiation qualities reference) 선질로 표준화하였다[9]. 그리고 관전압, 관전류, 거리, 필터 두께에 따라 측정된 방사선량을 토대로 환자의 선량정보가 보다 정확히 표시될 수 있도록 기존의 간접 선량 계산식을 개선한 계산방법을 개발하고자 하였다.

## II. 대상 및 방법

### 1. 실험장비

#### 1) X선 장치 선정

실험장비는 국내에서 주로 사용하고 있는 인버터방식의 X선관 중 사용빈도가 높은 도시바 X선관(E7252X, Toshiba, Japan)과 베리안 X선관(RAD-14, Varian, USA)을 대상으로 하였으며 장비의 사양은 Table 1과 같다. 선정된 장비는 IEC 60601-2-54의 규격에서 정의하는 기본 안전과 필수 성능에 관한 개별 요구사항을 만족하였다.

**Table 1.** Main specifications of X-ray tube

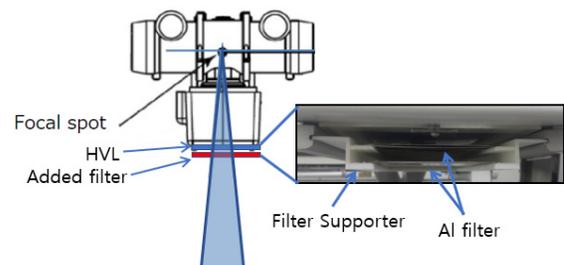
|                                 | Toshiba Tube | Varian Tube |
|---------------------------------|--------------|-------------|
| Max. Voltage                    | 150 kV       | 150 kV      |
| Focal Spot(mm)<br>(Large/Small) | 1.2/0.6      | 1.2/0.6     |
| Permanent filtration            | 0.9 mmAl     | 1.0 mmAl    |
| Target material                 | Tungsten     | Tungsten    |

#### 2) 선량측정기 선정

간접 선량 계산식 수립에 필요한 선량 데이터는 IEC 61674 정의하는 이온 챔버 또는 반도체형의 측정기를 사용할 수 있다[10]. 본 연구에서는 후방산란과 측정환경의 온도 및 기압을 자동으로 보정해주는 반도체형 측정기(X2 R/F, RaySafe, Sweden)를 사용하였다.

#### 3) 기타

그밖에 정밀한 거리 측정을 위한 디지털 거리계와 수평계 그리고 반가층 설정과 부가여과를 위해 두께가 0.1 mm, 0.2 mm, 0.5 mm, 1.5 mm, 2.0 mm으로 구성된 알루미늄 판(Aluminum, alloy 1100)과 이것을 콜리메이터에 장착할 수 있도록 Fig. 1과 같이 자체 제작한 필터 지지대를 사용하였다.



**Fig. 1.** Self-made filter support

2. RQR 표준 선질

표준 방사선 조사를 위해 본 실험 전 X선 장치의 관전압의 정확성과 재현성 그리고 관전류량의 정확성을 2010년 식약처에서 발간한 가이드라인 기준으로 시행하였고 그 결과 모두 허용범위 안에 있음을 확인하였다[11]. 본 연구에서는 2014년 국제 원자력 기구(International Atomic Energy Agency, IAEA)의 Technical Report Series No. 457 (TRS457)의 규정에서 X선 장치의 선량 측정으로 권고하고 있는 RQR 표준 선질을 구현하기 위해 Table 2와 같이 각 에너지에 맞는 반가층을 설치하여 표준 선질을 확보하였다. 이때 RQR은 흡수체가 없는 상태에서 선량을 측정하는 표준 선질이다[12].

Table 2. Characteristics determined for each quality of radiation RQR

| Radiation quality | X-ray tube voltage(kV) | First HVL(mmAl) |
|-------------------|------------------------|-----------------|
| RQR2              | 40                     | 1.42            |
| RQR3              | 50                     | 1.78            |
| RQR4              | 60                     | 2.19            |
| RQR5              | 70                     | 2.58            |
| RQR6              | 80                     | 3.01            |
| RQR7              | 90                     | 3.48            |
| RQR8              | 100                    | 3.97            |
| RQR9              | 120                    | 5.00            |
| RQR10             | 150                    | 6.57            |

3. X선관 출력

X선관의 출력을 측정하기 위해 선량 측정기의 중심을 X선 선속의 중심과 일치시키고 조사하는 측정기가 모두 포함되도록 조정하여 산란선이 발생하지 않도록 하였다. Fig. 2과 같이 X선 초점과 검출기를 100 cm로 놓고 검출기 바닥에 3 mm 납판을 두어 주변 산란선에 영향을 받지 않도록 설치하였다.

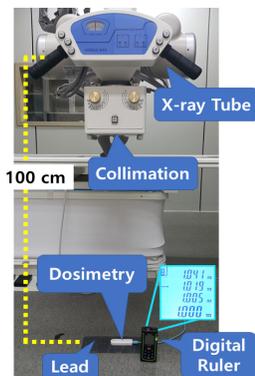


Fig. 2. Installation of experimental equipment

4. 간접 선량 계산법의 도출

본 연구에서는 간접 선량 계산법을 정밀하게 도출하기 위해 RQR 표준 선질을 확보한 상태에서 부가여과를 0 mmAl부터 0.5 mmAl씩 증가하여 5 mmAl의 부가여과를 추가하여 각 부가여과별로 X선을 조사하였다. 이때 X선의 관전압은 10 kVp 단위로 40 kVp, 50 kVp, 60 kVp, 70 kVp, 80 kVp, 90 kVp, 100 kVp, 120 kVp, 150 kVp에서 조사하였으며 관전류량은 각 관전압별로 10 mAs, 30 mAs, 60 mAs로 각각 3회 반복 측정하여 평균치를 산정하였다. 이때 IEC 60601-2-54의 규격에서 제시하는 관전압과 관전류량, 반가층에 대한 허용오차를 초과하지 않도록 모니터링하면서 진행하였다. X선이 발생되는 과정에서 X선량은 아래 식(1)과 같이 X선관의 전류와 조사시간의 곱에 의해 비례하며 관전압에 n승에 비례하며 거리의 제곱에 반비례한다[7].

$$E = (K \cdot V^n \cdot I \cdot T) / d^2 \tag{1}$$

E: X선 에너지, K: 상수, V: 관전압, n: 관전압지수, I: 관전류, T: 시간, d: 거리

따라서 X선량의 영향을 반영하기 위해 관전류량 당 선량 (mR/mAs) 값을 구하고 그 관전류량 당 선량(mR/mAs) 값이 관전압과 어떤 관계를 가지는 확인할 수 있다. 즉, 가로축(Y)을 관전압의 변화량, 세로축(X)을 관전류량 당 선량(mR/mAs)으로 작성된 그래프에서 상관관계를 관찰할 수 있다. 이때 관전압의 증가에 대한 관전류량 당 선량 (mR/mAs)에 대한 그래프를 그려 추세선 식(2)을 구할 수 있다.

$$Y = aX + b \tag{2}$$

여기서 a, b는 선형 추세선에 의한 상수이고 X는 관전압으로 kVp 단위이며 Y는 관전류량 당 선량이다.

식(2)에 다시 관전류량(mAs)를 곱하게 되면 실험 장비에 대한 선량(D) 계산 식(3)이 된다[13].

$$D = (aX + b) \times mAs \tag{3}$$

본 연구에서는 거리는 거리역제곱법칙을 적용할 수 있기 때문에 임상에서 가장 많이 사용하는 100 cm를 기준으로 고정하였다. 그리고 식(2)를 바탕으로 부가필터별로 RQR 선질에 대한 각 관전압과 관전류량에 대한 공기커마 식을

도출하였다. 본 연구에서는 기존의 단일 수식보다 정확도가 높은 간접 선량 계산법을 도출하기 위해 에너지 변동 크기의 오차를 최소화하기 위하여 고 관전압(80 kVp~150 kVp) 영역과 저 관전압(40 kVp~70 kVp)영역으로 나누어 구간을 구분하고 각각의 상관관계식을 도출하였다.

5. 도출식의 임상 검증

도출식의 검증은 본 연구에서 실시한 측정방법과 표준 선질을 적용하여 임상 의료기관 3곳의 도시바 X선관과 3곳의 베리안 X선관을 대상으로 각 기관에서 사용하는 흉부, 머리, 복부에 해당하는 관전압(kVp)과 관전류량(mAs) 조건으로 3회 반복 조사 후 평균 선량(mR) 값을 구하였다. 최종 검증은 2013년 식약처 용역연구에서 개발된 수식과 본 연구에서 개발된 간접 선량 계산법에 구한 평균값을 삽입하여 계산된 선량 값과 실측치의 선량 값 사이의 오차값을 비교하였다. 오차값을 비교하는 이유는 2013년도 측정 환경과 본 실험의 측정 환경이 다르기 때문에 실측값을 절대적 기

준으로 비교하는 것은 한계가 있기 때문이며, 도출된 오차 값은 독립 T-test 검정으로 비교하여 통계적 유의성을 평가하였다.

III. 결 과

1. 간접 선량 계산식의 상수

본 연구에서는 국내 제조사에서 가장 많이 사용하고 있는 두 제조사의 X선관을 대상으로 에너지를 저 관전압(40 kVp~70 kVp)영역과 고 관전압(80 kVp~150 kVp)의 구간으로 구분하여 상수를 구하였다. 상수의 도출은 가로축을 관전압으로 하고 세로축을 관전류량 X선량으로 설정한 그래프에서 각 관전압에 대한 추세선 방정식을 도출하여 기울기를 “상수 a”로 하고 상수항을 “상수 b”로 설정하였다. 도시바 X선관에서 최종 측정된 실험값에 의하여 Table 3처럼 관전압과 RQR 선질에 따른 상수를 구하였다.

Table 3. Constants according to tube voltage and quality of radiation RQR in Toshiba X-ray tube

| Tube Voltage           | Total filtration (mmAl) | Added filter (mmAl) | Beam quality   | Constant |        |
|------------------------|-------------------------|---------------------|----------------|----------|--------|
|                        |                         |                     |                | a        | b      |
| 40 kVp<br>~<br>70 kVp  | 2.3                     | 0.0                 | RQR Standard   | 0.1302   | 3.4578 |
|                        | 2.8                     | 0.5                 | RQR + 0.5 mmAl | 0.1282   | 3.8255 |
|                        | 3.3                     | 1.0                 | RQR + 1.0 mmAl | 0.1160   | 3.6771 |
|                        | 3.8                     | 1.5                 | RQR + 1.5 mmAl | 0.1049   | 3.4472 |
|                        | 4.3                     | 2.0                 | RQR + 2.0 mmAl | 0.0962   | 3.2871 |
|                        | 4.8                     | 2.5                 | RQR + 2.5 mmAl | 0.0874   | 3.0696 |
|                        | 5.3                     | 3.0                 | RQR + 3.0 mmAl | 0.0801   | 2.8862 |
|                        | 5.8                     | 3.5                 | RQR + 3.5 mmAl | 0.0729   | 2.6698 |
|                        | 6.3                     | 4.0                 | RQR + 4.0 mmAl | 0.0673   | 2.5098 |
|                        | 6.8                     | 4.5                 | RQR + 4.5 mmAl | 0.0624   | 2.3732 |
| 80 kVp<br>~<br>150 kVp | 7.3                     | 5.0                 | RQR + 5.0 mmAl | 0.0584   | 2.2576 |
|                        | 2.3                     | 0.0                 | RQR Standard   | 0.1347   | 3.6177 |
|                        | 2.8                     | 0.5                 | RQR + 0.5 mmAl | 0.1315   | 3.8005 |
|                        | 3.3                     | 1.0                 | RQR + 1.0 mmAl | 0.1283   | 4.4613 |
|                        | 3.8                     | 1.5                 | RQR + 1.5 mmAl | 0.1229   | 4.7244 |
|                        | 4.3                     | 2.0                 | RQR + 2.0 mmAl | 0.1158   | 4.7748 |
|                        | 4.8                     | 2.5                 | RQR + 2.5 mmAl | 0.1118   | 4.9669 |
|                        | 5.3                     | 3.0                 | RQR + 3.0 mmAl | 0.1065   | 4.9522 |
|                        | 5.8                     | 3.5                 | RQR + 3.5 mmAl | 0.1034   | 5.0351 |
|                        | 6.3                     | 4.0                 | RQR + 4.0 mmAl | 0.1007   | 5.1377 |
| 6.8                    | 4.5                     | RQR + 4.5 mmAl      | 0.0983         | 5.1934   |        |
| 7.3                    | 5.0                     | RQR + 5.0 mmAl      | 0.0942         | 5.0890   |        |

**Table 4.** Constants according to tube voltage and quality of radiation RQR in Varian X-ray tube

| Tube Voltage           | Total filtration (mmAl) | Added filter (mmAl) | Beam quality   | Constant |         |
|------------------------|-------------------------|---------------------|----------------|----------|---------|
|                        |                         |                     |                | a        | b       |
| 40 kVp<br>~<br>70 kVp  | 3.2                     | 0.0                 | RQR Standard   | 0.14787  | 4.6427  |
|                        | 3.7                     | 0.5                 | RQR + 0.5 mmAl | 0.1306   | 4.2764  |
|                        | 4.2                     | 1.0                 | RQR + 1.0 mmAl | 0.1170   | 4.0061  |
|                        | 4.7                     | 1.5                 | RQR + 1.5 mmAl | 0.1063   | 3.7408  |
|                        | 5.2                     | 2.0                 | RQR + 2.0 mmAl | 0.0981   | 3.5985  |
|                        | 5.7                     | 2.5                 | RQR + 2.5 mmAl | 0.0902   | 3.3598  |
|                        | 6.2                     | 3.0                 | RQR + 3.0 mmAl | 0.0836   | 3.1630  |
|                        | 6.7                     | 3.5                 | RQR + 3.5 mmAl | 0.0759   | 2.9022  |
|                        | 7.2                     | 4.0                 | RQR + 4.0 mmAl | 0.0688   | 2.6273  |
|                        | 7.7                     | 4.5                 | RQR + 4.5 mmAl | 0.0640   | 2.4988  |
| 80 kVp<br>~<br>150 kVp | 8.2                     | 5.0                 | RQR + 5.0 mmAl | 0.0589   | 2.3189  |
|                        | 3.2                     | 0.0                 | RQR Standard   | 0.2159   | 10.2050 |
|                        | 3.7                     | 0.5                 | RQR + 0.5 mmAl | 0.2087   | 10.8080 |
|                        | 4.2                     | 1.0                 | RQR + 1.0 mmAl | 0.2046   | 11.3960 |
|                        | 4.7                     | 1.5                 | RQR + 1.5 mmAl | 0.1962   | 11.3500 |
|                        | 5.2                     | 2.0                 | RQR + 2.0 mmAl | 0.1735   | 10.0740 |
|                        | 5.7                     | 2.5                 | RQR + 2.5 mmAl | 0.1736   | 10.5340 |
|                        | 6.2                     | 3.0                 | RQR + 3.0 mmAl | 0.1723   | 10.8490 |
|                        | 6.7                     | 3.5                 | RQR + 3.5 mmAl | 0.1604   | 10.1760 |
|                        | 7.2                     | 4.0                 | RQR + 4.0 mmAl | 0.1535   | 9.8615  |
| 7.7                    | 4.5                     | RQR + 4.5 mmAl      | 0.1470         | 9.6011   |         |
| 8.2                    | 5.0                     | RQR + 5.0 mmAl      | 0.1426         | 9.4857   |         |

베리안 X선관에서도 최종 측정된 실험값에 의하여 가로축을 관전압으로 하고 세로축을 관전류당 X선량으로 설정하고 각 관전압에 대한 추세선 방정식을 도출하여 “상수 a”와 “상수 b”를 구하였고 그 결과 Table 4와 같이 도출되었다.

2. 필터 변수를 적용한 최종 간접 선량 계산식의 도출

도출된 상수를 적용하고 필터의 변수의 적용이 가능하도록 외삽하여 도시바 X선관 장치의 저 관전압(40 kVp~70 kVp)영역에 대하여 도출한 수식(4)은 다음과 같다. 수식에서는 거리역제곱의 법칙을 적용하여 거리에 대한 변수를 삽입할 수 있도록 하였다. 이온챔버 타입의 측정기를 사용하는 경우에는 온도, 기압의 보정 계수도 포함할 수 있도록 하였다.

$$mR = [(0.0002f^5 - 0.0047f^4 + 0.0465f^3 - 0.2234f^2 + 0.4952f - 0.2737) \times kVp - (0.008f^5 - 0.207f^4 + 2.0932f^3 - 10.357f^2 + 24.591f - 18.507)] \times mAs \times k_{tp} \times \left(\frac{100}{FDD}\right)^2 \tag{4}$$

이때 f는 총 여과(mmAl)이고 FDD는 X선 초점과 검출기 간의 거리(cm)이며  $k_{tp}$ (5)는 온도와 기압의 보정 계수로 아래 식(5)과 같으며 T와 P는 온도와 압력이며 °C와 kPa로 표기한다. T<sub>0</sub>와 P<sub>0</sub>는 기준 값으로 본 실험에서는 반도체 선량계를 사용했기 때문에  $k_{tp}$ 는 1로 설정하였다.

$$k_{tp} = \left(\frac{273.2 + T}{273.2 + T_0}\right) \left(\frac{P_0}{P}\right) \tag{5}$$

또한 동일한 방법론으로 도출한 도시바 X선관 장치의 고 관전압(80 kVp~150 kVp)영역에서의 수식(6)은 다음과 같다.

$$mR = [(-0.0002f^4 + 0.0044f^3 - 0.0314f^2 + 0.0853f + 0.0574) \times kVp - (0.0069f^6 - 0.2126f^5 + 2.6479f^4 - 17.016f^3 + 59.122f^2 - 104.16f + 76.004)] \times mAs \times k_{tp} \times \left(\frac{100}{FDD}\right)^2 \quad (6)$$

베리안 X선관 장치의 저 관전압(40 kVp~70 kVp)영역에서 도출한 수식(7)은 다음과 같다. 이때 다항식의 오차범위를 최소화하기 위해 상수 a를 지수함수로 변환하여 재조정하였다.

$$mR = [(0.2531e^{-0.18f}) \times kVp - (0.0193f^2 - 0.6738f + 6.5423)] \times mAs \times k_{tp} \times \left(\frac{100}{FDD}\right)^2 \quad (7)$$

또한 베리안 X선관 장치의 고 관전압(80 kVp~150 kVp)영역에 대해 도출한 수식(8)은 다음과 같다.

$$mR = [(0.0008f^2 - 0.0241f + 0.2873) \times kVp - (0.0181f^6 - 0.5946f^5 + 7.9048f^4 - 54.376f^3 + 203.27f^2 - 389.66f + 308.53)] \times mAs \times k_{tp} \times \left(\frac{100}{FDD}\right)^2 \quad (8)$$

### 3. 간접 선량 계산식의 검증

방사선량 간접 계산식의 검증은 2013년 선행된 연구에서 계산된 선량 값과 실측값의 오차와 본 연구에서 계산된 선량 값과 실측값의 오차값을 비교하였다. 그 결과, 도시바 X선관 장치의 경우는 본 연구의 평균 오차가 10.09%였고 2013년 연구의 평균 오차는 12.80%로 본 연구의 간접 선량 계산식의 평균 오차가 2.71% 향상되었으며 Fig. 3(a)와 같이 p 값이 0.006로 유의한 차이로 높은 정확도를 보여주었다. 또 베리안 X선관 장치에서도 본 연구의 평균 오차가 9.42%였고 2013년 연구의 평균 오차는 19.34%로 본 연구

의 간접 선량 계산식의 평균 오차가 9.92% 향상되었으며 Fig. 3(b)와 같이 p 값이 0.001로 유의한 차이로 매우 높은 정확도를 나타냈다.

## IV. 고 찰

전자 의료기기에 관한 IEC 규격이 3.1판으로 개정되면서 2015년 12월 31일 식약처는 의료기기의 전기·기계적 안전에 관한 공통기준규정 일부가 개정 고시(제2015-115호)되어 X선 제조사들은 진단용 방사선촬영장치의 경우 IEC 60601-1-3 기준규격과 IEC 60601-2-54 기준규격에 추가된 '선량 계측 표시' 항목에 대하여 부속문서를 통하여 선량측정의 표시 및 성능에 대한 정보를 제출하여야 한다[14]. 선량측정 방법에는 물리적인 측정방법과 간접 선량 계산법 등이 있다[15]. 이 중 물리적으로 면적선량계를 X선 장치에 장착하는 것이 실시간으로 측정할 수 있는 가장 좋은 방법이지만, 생산단가의 상승 등으로 국내 시장의 현실에는 한계가 있다. 따라서 개정 고시를 준수하기 위한 현실적인 대안으로 제시할 수 있는 정밀한 간접 선량 계산법의 개발과 활용이 요구된다.

방사선을 간접적으로 측정하는 방식은 공기 중에서 측정된 장치의 출력을 이용한 입사표면선량(entrance surface dose, ESD) 계산법과 촬영 조건을 바탕으로 1984년 Edmonds에 의한 계산법과 같은 해 일본인 Mori에 의해 개발된 Non Dosimeter Dosimetry (NDD) 방법 그리고 1999년에 NCRP (National Council on Radiation Protection)의 자료를 근거한 Tung과 Tasi에 의한 계산법 등이 있다[16-18]. 이 중 2013년 국내에서는 NDD 방법을 변형한 Non Dosimeter Dosimetry-Modify (NDD-M) 방법을 이용하여 환자 선량을 계산한 사례가 있다[8, 19]. 그러나 이 방법은 기존의 계

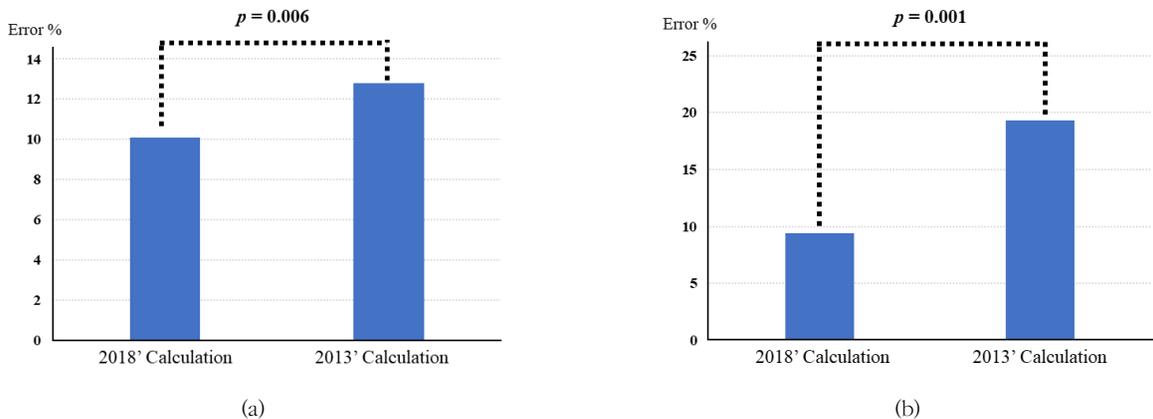


Fig. 3. Verification result of X-ray tube (a) Toshiba (b) Varian

산을 그대로 적용하였기 때문에 실측정한 ESD값과 큰 오차가 있는 단점이 있다[20]. 또 다른 연구에서도 기존의 간접 선량 계산법을 이용하여 환자피폭 관리를 시도한 연구가 있었지만 X선 장치의 노후, 장비 출력의 불안전성 등으로 실측치와 오차가 발생하기 때문에 정도관리가 선행되어야 한다고 지적하였다[21]. 따라서 본 연구에서는 진단용 방사선 발생장치의 검사기준 및 검사방법 가이드라인 기준으로 정도관리를 시행하였고 IAEA의 TRS457 문서에서 제시한 표준 선질을 적용하여 간접 선량 계산법에 기본이 되는 측정값들의 기준을 세웠다. 이는 기존에 제시된 간접 선량 계산법보다 진보되고 차별화된 점이다. 최근 디지털방사선영상에서 총 여과값을 조절하여 관전압의 평균 에너지를 증가시켜 환자 피폭선량은 감소시키는 기술이 시도되고 있다[22]. 그러나 또 다른 간접 선량 계산법의 선행연구에서는 출력 선량에 가장 큰 영향을 줄 수 있는 총 여과값을 세분하지 하지 못한 한계점을 가지고 있었다[23]. 따라서 본 연구에서는 부가필터를 0.5 mmAl씩 증가하여 5.0 mmAl까지 각각 여과하여 획득한 선량 값을 이용하여 상수를 구체화시켰다. 또한 정밀도를 높이기 위해서 에너지영역을 고 에너지 영역과 저 에너지 영역으로 나누어 기존의 단일식의 개념에서 벗어나 두 개의 수식으로 개발하였으며 그로 인해서 2013년 시도된 NDD-M 방법을 기반으로 설계된 간접 선량 계산법과는 통계적으로 유의하게 정밀도가 상승하였다. 특히, 고유한 X선관의 특성을 고려하여 국내 X선 제조사에서 가장 많이 사용하는 도시바 X선관과 베리안 X선관을 구분하여 수식을 적용하고 비교한 결과는 베리안 X선관의 정밀도가 더 높게 나왔다. 그 이유는 2013년도에 도출된 선량 값은 도시바 X선관을 이용했기 때문에 베리안 X선관의 특성이 포함되지 않았기 때문이라고 판단된다.

이와 같이 개발된 간접 선량 계산법은 향후 선량측정의 표시 및 성능에 대한 정보를 제공할 수 있는 실증적인 실험 결과로서 개정된 IEC 규격에 대응할 수 있으리라 기대한다. 그러나 앞으로 생산될 X선 장비에 적용될 IEC 규격이 3.1판의 내용에 대응하고자 했기 때문에 가장 많이 생산하고 있는 인버터 방식만을 수식으로 개발한 것이 본 연구의 제한점이다.

## V. 결 론

본 연구에서는 전자 의료기기에 관한 IEC 규격이 3.1판으로 개정되면서 진단용 방사선발생장치에 추가된 선량 계측 표시를 위한 간접 선량 계산법을 개발하였다. 기존 간접 선

량 계산법의 차별성과 진보성은 다음과 같다.

첫째, IAEA의 TRS457 문서에서 제시한 표준 선질을 적용하여 측정값들의 기준을 세웠다.

둘째, X선 발생 시의 총 여과값을 세분하여 방사선간접계산법의 상수를 구체화시켰다.

셋째, 정확도를 높이기 위해서 에너지영역을 고 에너지 영역과 저 에너지 영역으로 나누어 두 개의 수식으로 개발하였다.

넷째, 본 연구에서 개발된 방사선 간접측정법의 정확도는 2013년 선행연구와 비교하여 유의한 차이로 도시바 X선관 장치는 2.71%, 베리안 X선관 장치는 9.92% 향상되었다.

이와 같은 방사선 간접측정법은 IEC 60601-1-3 규격의 권고사항에 따른 직접측정법의 대안으로 사용될 수 있으리라 기대한다.

## 감사의 글

본 연구는 2018년도 식품의약품안전처의 연구개발비(18171MFD329)로 수행되었으며 이에 감사드립니다.

## REFERENCES

- [1] Kimme-Smith C, Aberle DR, Sayre JW, Hart EM, Greaves SM, Brown K, et al. Effects of reduced exposure on computed radiography: comparison of nodule detection accuracy with conventional and asymmetric screen-film radiographs of a chest phantom, *American Journal of Roentgenology*, 1995;165(2):269-73.
- [2] Al Khalifah K, Brindhaban A. Comparison between conventional radiography and digital radiography for various kVp and mAs settings using a pelvic phantom, *Radiography*, 2004;10(2):119-25.
- [3] Van Metter R, Yorkston J. Applying a proposed definition for receptor dose to digital projection images, In: *Medical imaging 2006: physics of medical imaging*. San Diego, CA: SPIE; 2006, 6142.
- [4] Seibert JA, Shelton DK, Moore EH. Computed radiography x-ray exposure trends, *Acad Radiol*, 1996;4:313-8.
- [5] IEC 60601-2-54:2009/AMD1:2015, Part 2-54: Particular

- requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for radiography and radioscopy; 2015.
- [6] Hanan FA. Assessment of Entrance skin dose and effective dose of some routine Examinations using calculation technique. King Saud University; 2007.
- [7] Suchart K, Montree T. An Estimation of X-Radiation Output using Mathematic Model. American Journal of Applied Sciences. 2011;8(9):923-6.
- [8] Sung DW. National Based Research of Patient Radiation National Based Research of Patient Radiation. The Report of Korea Food & Drug Administration; 2013.
- [9] IEC 61267:2005, Medical diagnostic X-ray equipment - Radiations conditions for use in the determination of characteristics, Geneva.
- [10] IEC 61674:2012, Medical electrical equipment - Dosimeters with ionization chambers and/or semiconductor detectors as used in X-ray diagnostic imaging. 2012, Oct. 24, 2018. Accessed at <https://webstore.iec.ch/publication/5711>
- [11] Seoung YH. Evaluation of Accuracy and Reproducibility of Clinical General X-ray System by Safety Management Standard of Diagnostic Radiation Generators. J. Health, Med. Sci., Cheongju Univ. 2018;6(2):41-8.
- [12] Duong VT, Ho QT, Bui DK. Establishing the standard X-ray beam qualities for calibration of dosimeters used in diagnostic radiology following IAEA-TRS457. No. VINATOM-AR-13. 2014.
- [13] Suchart K, Montree T. An Estimation of X-Radiation Output using Mathematic Model. American Journal of Applied Sciences. 2011;8(9):923-6.
- [14] Roh YH, Kim JM, The Tendency of Medical Electrical Equipment - IEC 60601-2-54: Particular Requirements for the Basic Safety and Essential Performance of X-ray Equipment for Radiography and Radioscopy. J. Radiological Science & Technology. 2015;38(4):331-6.
- [15] Technical White Paper: Monitoring and Tracking of Fluoroscopic Dose, CRCPD Publication #E-10-7, 2010.
- [16] Mori T, et al. The Calculation and Measurement of an Entrances Surface Dose in Diagnostic X-ray. Committee of Radiation Protection (NDD group) in the Ibaragi branch of Japanese Society of Radiological Technology; 1984.
- [17] Edmonds IR. Calculation of patient skin dose from diagnostic X-ray procedures. The British journal of radiology. 1984;57(680):733-4.
- [18] Tung CJ, Tsai HY. Evaluations of gonad and fetal doses for diagnostic radiology. Proc Nat Sci Coun Repub China B. 1999;23(3):107-13.
- [19] Suzuki M, et al. The Expression for an Entrances Surface Dose of Patients in Diagnostic X-ray-NDD Method. Committee of Radiation Protection in the Ibaragi branch of Japanese Society of Radiological Technology; 1996.
- [20] Kim SC, Kim CY, Ahn SM. Calculation Method of Entrance Skin Dose in X-ray Beam Quality Factor. Jour. of KoCon. 2010;10(2):258-67.
- [21] Sung HJ, Han JB, Song JN, Choi NG. Entrance Surface Dose according to Dose Calculation: Head and Wrist. J. Radiological Science & Technology. 2016;39(3):305-12.
- [22] Brosi P, Stuessi A, Verdun FR, et al. Copper filtration in pediatric digital X-ray imaging: its impact on image quality and dose. Radiol Phys Technol. 2011;4:148-55.
- [23] Han JB, Choi NG, Sung HJ. Comparative Study of Radiation Exposure using Entrance Skin Dose Calculation Technique in Diagnostic X-Ray Radiography. Jour. of KoCon. 2011;11(12):357-63.