# 진단방사선촬영에서 광자극형광선량계의 에너지의존성에 대한 보정인자

김종언\*, 임인철\*\*, 이효영\*\*\*

가야대학교 방사선학과\* 동의대학교 방사선학과\*\* 부산대학교병원 핵의학과\*\*\*

# Correction Factor for the Eenergy Dependence of a Optically Stimulated Luminescent Dosimeter in Diagnostic Radiography

Jongeon Kim\*, Inchul Im\*\* Hyoyeong Lee\*\*\*

Department of Radiological Science, Kaya University\*, Department of Radiological Science, Dongeui University\*\*, Department of Nuclear Medicine, Pusan National University Hospital\*\*\*

# 요약

이 연구의 목적은 진단방사선촬영에서 환자의 피부선량을 측정하는 나노도트선량계의 에너지의존성에 대한 보정인 자들을 구하는 것이다. 보정인자들은 랜다우어사에서 제공한 팬텀 정에 관한 X-선에 상대적인 선량계의 에너지반응 그래프와 로사도 등이 발표한 IEC의 RQR 표준방사선 품질들에 대한 평균에너지 값들을 사용하여 구하였다. 결과들은 관전압 40−150 kVp에서 1−1.33의 보정인자들을 나타냈다. 얻어진 보정인자들은 각 관전압에서 정확한 피부선량 측 정을 위하여 임상에 사용하는데 유용할 것으로 생각된다.

중심단어: 관전압, 피부선량, 나노도트선량계

#### **Abstract**

The purpose of this study is to calculate correction factors for energy dependence of a nanoDotdosimeter to measure patient's skin dose in diagnostic radiography. The correction factors were calculated by using the values of mean energy for the RQR standard radiation qualities of IEC publicated by Rosado et al. and the energy response graph of dosimeter relative X-ray on phantom calibration provided by landaur corporation. Results showed the correction factors of 1-1.33 over the tube voltage range of 40-50 kVp. Acquired correction factors are considered to be useful in the clinics for the measurement of accurate skin dose at each tube voltage.

Key Words: Tube voltage, Skin dose, nanoDotdosimeter

#### T. 서론

광자극형광선량계인 나노도트선량계(nanoDot Dosimeter)는 환자의 피부선량을 측정하기 위하여 사 용된다. 이 선량계의 판독장치는 교정 관전압 80 kVp 에 대한 교정 선량계의 하나의 세트(set)를 사용하여 선량 교정을 행한다<sup>[1]</sup>. 그리고 나노도트선량계는 진단 방사선촬영 조건의 각 관전압에 대하여 에너지의존성 을 나타낸다<sup>[1,2]</sup>. 따라서 교정 관전압이 아닌 각 관전압 선택에 의한 피부선량 측정은 판독장치에 의한 선량 계의 실제선량 측정값에 에너지의존성을 보정하는 인 자를 곱하여 보정선량 측정값으로 계산하여야 한다[1,3]. 그러나 각 관전압에 대한 보정인자들은 교정기관에 의하여 수치적으로 사용자에게 제공하지 않고, 평균에 너지(keV)에 대하여 Cs-137 또는 80 kVp X-선에 상대 적인 에너지반응 그래프를 제공한다<sup>[2]</sup>. 그러므로 각 관 전압의 X-선 빔에 대응하는 X-선 스펙트럼의 평균에 너지를 알아야 한다.

각 관전압의 X-선 스펙트럼의 평균에너지는 임상의 사용자가 직접 측정으로 구하는 것은 어렵고, 시간이 많이 소비되고, 측정 장비를 필요로 한다. 또한 교정 관전압에 대한 에너지의존성을 측정하는 것도 어렵다. 따라서 이미 발표 되어진 논문의 X-선 스펙트럼 평균에너지 기반으로 에너지의존성에 기인한 보정인자를 근사적으로 구하여 정확한 피부선량 측정값을 얻도록하는 것이 연구의 목적이다.

환자선량계측파라미터(patient dosimetry parameter)로서 입사표면선량(entrance surface dose)은 피부선량(skin dose)이다. 이 선량은 방사선촬영에 대하여 유효선량의지표로서 사용되고. 피부의 결정적영향을 나타낸다<sup>[4,5]</sup>. 그리고 측정은 피부의 표피와 진피 사이의 계면에 대응하는 피부 깊이(0.07 ㎜)에서 행한다<sup>[6,7]</sup>. 피부선량을 측정하기 위하여 상업적으로 사용하는 광자극형광선량계(optically stimulated luminescent dosimeter)는 킬로볼트 광자(kilovoltage photon)에 대하여 에너지의존성이었고, 메가볼트 광자(megavoltage photon)에 대하여 에너지의존성이었고, 메가볼트 광자(megavoltage photon)에 대하여 에너지의존성이 없는 특성을 가진다<sup>[8]</sup>. X-선 장치의 스펙트럼의 평균에너지는 방사선품질의 특성과 공기커마(air kerma)에서 개인등가선량(personal dose equivalent)

으로 변환계수 결정을 평가하는 데 필요한 매개변수 (parameter)이다. 또한 이 평균에너지는 선량계의 반응을 교정하는 데 필수적으로 사용된다<sup>[9,10]</sup>.

본 연구는 먼저 판독장치(reader)의 교정에 대하여기술한다. 그리고 평균에너지(keV)에 대한 80 kVp X-선에 상대적인 에너지반응 그래프를 사용하여 방사선촬영 조건의 각 관전압에 대한 에너지의존성에 기인한 보정인자를 근사적으로 구하고자 한다.

# Ⅱ. 대상 및 방법

# 1. 측정 장비

피부선량 측정시스템은 [그림 1]에서 보여준다. 여기서 광자극형광선량계는 인라이트시스템의 선량계인 나노도트선량계로서 모델은 nanoDot<sup>TM(USA)</sup>이다. 그리고 선량계의 판독장치는 랜다우어사(landauer corporation)의 인라이트마이크로스타시스템(inLight micro Star system)으로서 모델은 microStarTM(USA)이다<sup>[1]</sup>.



[그림 1] 피부선량 측정시스템. (a) 인라이트마이크로스타시스템. (b) 나노도트선량계

# 2. 판독장치의 교정

랜다우어사는 X-선 범의 수직 입사에서 30 cm×30 cm×15 cm PMMA 팬텀에 관한 80 kVp X-선 범에 대한 교정 선량계의 한 세트를 제공한다. 이 제공된 교정 선량계는 사용자가 신호(PMT counts) 대 선량(mGy)로 판독장치(reader)를 교정한다. 여기서 표준 교정으로 사용되는 관전압 80 kVp는 국제전기표준회의(IEC, International Eelectrotechnical Commission)의 표준방사선 품질(standdard radiation quality) 특성으로 RQR 6에 해당되며[1,3,11], 스펙트럼의 평균에너지는 44 keV이다<sup>[3]</sup>.

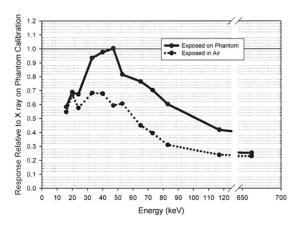
이 평균에너지에 대하여 교정 선량계는 신호 대 흡수 선량으로 교정되어 있다.

### 3. 에너지의존성에 기인한 보정인자

랜다우어사는 팬텀 교정에 관한 X-선(44 keV)에 상대적인 선량계의 에너지반응 그래프를 제공하며, 이그래프는 [그림 2]에서 보여준다<sup>[2]</sup>. 로사도 등(Rosado et al.)은 실험으로 IEC의 RQR 표준방사선 품질에 대한평균에너지 값들을 발표하였고, 이 값들은 [표 1]에서보여준다<sup>[9,10]</sup>. [그림 2]와 [표 1]의 자료(data)는 에너지의존성에 기인한 보정인자를 구하기 위하여 사용하였다. 보정인자는 팬텀 교정에 관한 X-선에 상대적인에너지반응의 역수로서 얻었다.

| [ | 11 | 표준방사선 | 포직에 | 대하 | 평균에너지 |
|---|----|-------|-----|----|-------|
|   |    |       |     |    |       |

| 표준방사선 품질 | 관전압(kVp) | 평균에너지(keV) |
|----------|----------|------------|
| RQR2     | 40       | 27         |
| RQR3     | 50       | 31         |
| RQR4     | 60       | 34         |
| RQR5     | 70       | 38         |
| RQR6     | 80       | 42         |
| RQR7     | 90       | 45         |
| RQR8     | 100      | 49         |
| RQR9     | 120      | 56         |
| RQR10    | 150      | 67         |



[그림 2] 팬텀 교정에 관한 44 keV X-선에 상대적인 선량계의 에너지반응[11]

#### Ⅲ 결과

팬텀 교정에 관한 X-선에 상대적인 에너지반응의역수로서 얻어진 에너지의존성에 기인한 보정인자들은 [표 2]에서 보여군다. 이 인자들은 관전압 40-150 kVp 범위에서 1-1.33을 얻었다. 여기서 80 kVp 보다 낮은 관전압의 보정인자들은 관전압이 낮아질수록 80 kVp보다 증가하는 양상을 나타냈다. 또한 80 kVp보다높은 관전압의 보정인자들은 관전압이 증가할수록 80 kVp보다 증가하는 양상을 나타냈다.

[표 2] 표준방사선 품질에 대한 보정인자

| 표준방사선 품질 | 관전압(kVp) | 보정인자 |  |  |  |  |
|----------|----------|------|--|--|--|--|
| RQR2     | 40       | 1.33 |  |  |  |  |
| RQR3     | 50       | 1.12 |  |  |  |  |
| RQR4     | 60       | 1.06 |  |  |  |  |
| RQR5     | 70       | 1.03 |  |  |  |  |
| RQR6     | 80       | 1    |  |  |  |  |
| RQR7     | 90       | 1.01 |  |  |  |  |
| RQR8     | 100      | 1.05 |  |  |  |  |
| RQR9     | 120      | 1.23 |  |  |  |  |
| RQR10    | 150      | 1.32 |  |  |  |  |

#### ₩ 고찰

IEC의 RQR(Radiation Qualities in Radiation Beams emerging from the X-ray source assembly)는 X-선 선원 본체에서 발생하는 방사선 범들의 방사선품질이다. 이 것들은 자유공기(free in air) 상태에서 방사선 범의 측정을 위해 사용된다. [11] RQR은 X-선관의 텅스텐 표적에서 발생된 범이 총 여과(total filtration)에 의해 여과 되어 환자(팬텀)에 부딪치는 X-선 범을 나타낸다. 그러나 환자에 부딪친 후 발생된 감쇠된 범의 품질을 의미하지 않는다. 즉, 감쇠되지 않은 범 품질(unattenuated beam quality)을 말한다 [9,11]. 이 품질들은 일반방사선활영(general radiography), 투시촬영(fluoroscopy)와 치과 적용(dental apllication)에 이용된다.

표준 교정으로 사용된 표준방사선 품질 ROR 6의

스펙트럼의 평균에너지는 44 keV이다. 이 평균에너지는 로사도 등이 발표한 평균에너지(42 keV)보다 2 keV 더 높다. 이 차이는 보정인자에서 1% 오차를 나타냈다. 따라서 로사도 등이 발표한 평균에너지 기반으로 구해진 보정인자는 아주 근사적인 수치를 나타낸다. 표 2에서 80 kVp의 보정인자는 평균에너지 44 keV 기반으로, 80 kVp의의 관전압들에 대한 보정인자들은 로사도 등이 발표한 평균에너지 기반으로 얻었다.

선량계의 에너지반응<sup>[8]</sup>은 44 keV 평균에너지 X-선 범의 물 흡수선량(mGy) 분의 빛 출력(count)에 대한 주어지는 평균에너지 X-선 범의 물 흡수선량 분의 빛 출력의 비로서 정의할 수 있다. 여기서 같은 흡수선량을 조사했을 때 빛 출력의 차이를 보정해 주는 것이 보정인자에 해당된다. X-선발생장치의 출력선량은 공기 커마로 교정된 평판형 전리함(plane parallel chamber)을 사용하여 공기중에서 전하량을 측정하여 물의 흡수선량으로 각 관전압에 대하여 교정을 행할 수 있다<sup>[12]</sup>. 선량계의 에너지반응은 빔 축에 수직인 고체물팬텀(solid water phantom)의 표면에 선량계를 놓고 각 관전압에 대하여 같은 흡수선량을 조사한 다음 판독장치의 계수치으로부터 구할 수 있다.

나노도트선량계는 두께가 물 두께에 대하여 약 1 mm에 대응된다. 이 두께는 정확한 환자의 피부선량 측정을 준다. 이 선량계의 검출 물질은 산화알루미늄 (Al2O3:C)이다. 이 물질의 유효원자번호(effective Z=11.2)는 물의 유효원자번호(7.4)보다 높다. 따라서 저에너지에서 광전흡수의 증가로 인하여 에너지반응이고에너지보다 높게 나타난다. 판독장치는 광자극기술을 사용하는 자동선량계측시스템이다. 이 장치의 판독(readout)은 빛 방출다이오드(LED, light emitting diode) 배열을 사용하여 선량계를 자극하고, 산화알루미늄에의해 방출된 빛은 광자계수시스템을 사용하는 광전자증배관(PMT, photomultiplier)에 의해 계수치(count)로 측정되고, 이 측정된 계수치는 흡수선량을 나타낸다[1]

나노도트선량계를 사용한 피부선량 측정값은 판독 장치에서 표시하는 실제선량(actual dose)에 보정인자 (corrector factor)를 곱한 보정선량(corrected dose)이 된 다. 따라서 사용자가 보정인자를 고려하지 않고 측정 한 값은 보정인자 만큼 오차를 발생할 것이다. 그러므 로 본 연구로 구해진 보정인자들은 진단방사선촬영 조건의 각 관전압에 대한 환자의 피부선량 측정에서 정확도의 향상에 기여할 것으로 사료된다.

# Ⅴ. 결론

나노도트선량계를 사용한 피부선량 측정값은 판독장치에서 표시하는 실제선량에 보정인자를 곱한 보정 선량이 된다. 보정인자들은 랜다우어사에서 제공한 팬텀 교정에 관한 X-선에 상대적인 선량계의 에너지반응 그래프와 로사도 등이 발표한 IEC의 RQR 표준방사선 품질들에 대한 평균에너지 값들을 사용하여 구하였다. 결과들은 관전압 40-150 kVp에서 1-1.33의 보정인자들을 나타냈다. 얻어진 보정인자들은 각 관전압에서 정확한 피부선량 측정을 위하여 임상에 사용하는데 유용할 것으로 생각된다.

#### 참고문헌

- [1] microStar user manual, Landauer Inc., 2009.
- [2] R. Hanify and M. Salasky, "Single point detector(dot) type testing summary report", Landaur Inc, pp.1-11, 2006.
- [3] microstar reader, Landauer Inc..
- [4] P. Engel-Hills, "Radiation protection in medical imaging", Radiography, Vol. 12, pp.153-160, 2006.
- [5] I.O. Olarinoye and I. Sharifat, "A protocol for setting dose reference level for medical radiography in nigeria: a review", Bajopas, Vol. 3, No. 1, pp.138-141, 2010.
- [6] N. Küçük, A. Koliç, G. Kemikler, L. Özkan and K. Engin, "Analyses of surface dose from high energy photon beams for different clinical setup parameters", Turk J Med Sci, Vol. 32, pp.211-215, 2002.
- [7] S. Devic, J. Seuntjens, W. Abdel-Rahman, M. Evans, M. Olivares and E.B. Podgorsak, "Accurate skin dose measurements using radiochromic film in clinical applications", Med. Phys., Vol. 33, No. 4, pp.1116-1124, 2006.
- [8] C.S. Reft, "The energy dependence and dose response of a commercial optically stimulated luminescent detector for kilovotage photon, megavoltage photon, and electron, proton, and carbon beams", Med. Phys., Vol. 36, No. 5, pp.1690-1699, 2009.
- [9] P.H.G. Rosado, M.S. Nogueira, P.L. Squair and P.M.C. Oliveira, "Determination of the mean energy for attenuated and unattenuated IEC diagnostic X-ray beams", Inetrnational

- Nuclear Atlantic Conference, Santos, 2007.
- [10] P.H.G. Rosado, M.S. Nogueira, F. genezini and E.C. Vilela, "Measurement of conversion coefficients between free in air kerma and personal dose equivalent for diagnostic X-ray beams", Radiation Measurements, Vol. 43, pp.968-971, 2008.
- [11] International Eelectrotechnical Commission, IEC 31267: Medical diagnostic X-ray equipment-Radiation conditions for use in the determination of characteristics, Geneva, pp.25-31, 2005.
- [12] 방사선량의 표준측정법, 한국의학물리학회, pp.28-29, 1990.