

# 진단방사선촬영에서 광자극발광선량계를 이용한 환자 피부선량의 측정

## Measurement of the Skin Dose of Patient Using the Optically Stimulated Luminescent Dosimeter at Diagnostic Radiography

김종언\*, 임인철\*\*, 민병인\*\*\*

가야대학교 방사선학과\*, 동의대학교 방사선학과\*\*, 인제대학교 응용공학부\*\*\*

Jong-Eon Kim(kjepk@kaya.ac.kr), In-Chul Im(icim@deu.ac.kr),  
Byung-In Min(rimbi@inje.ac.kr)

### 요약

본 연구의 목적은 진단방사선촬영의 X-선 빔 조사 조건하에서 광자극발광선량계를 사용하여 환자의 피부선량을 측정하는 것이다. 피부선량의 측정은 머리, 가슴, 골반에 대하여 실시하고 재현성의 시험은 가슴에서 시행하였다. 그 결과 머리는 이마에서 피부선량 1.30 mSv의 값을 얻었으며 가슴은 검상돌기, 유방, 폐첨에서 각각 0.92, 0.52, 0.70 mSv의 값을 얻었다. 또한 골반은 좌측골반과 우측골반에서 피부선량 각각 2.78, 3.08 mSv의 값을 얻었다. 재현성은 변동계수로서 0.033을 얻었다. 피부선량들은 결정적 영향에서 일반인의 선량한도(50 mSv)의 1/100에서 1/17에 대응하는 값들을 나타냈다. 각 관전압에 대한 피부선량의 정확한 측정을 위하여 측정값은 판독장치의 표시값에 보정인자를 곱해야 한다. 이에 향후에는 관전압에 대한 에너지의존성의 연구가 진행되어야 할 것으로 사료된다.

■ 중심어 : | 방사선촬영 | 광자극발광선량계 | 피부선량 | 환자 |

### Abstract

The purpose of this study is an measurement of the skin dose of a patient by using the OSLD(optically stimulated luminescent dosimeter) under several irradiation conditions of the X-ray beam for diagnostic radiography. The measurements of skin dose were performed for head, chest, and pelvis. And test of reproducibility was carried out at the chest. As a result, we obtained the skin dose at forehead of head to be 1.30 mSv. The skin doses at xiphoid process, breast and apex of the lung of the chest were acquired 0.92, 0.52 and 0.70 mSv, respectively. And we obtained the skin doses at the left pelvis and the right pelvis to be 2.78 and 3.08 mSv, respectively. As for reproducibility, a coefficient of variation was 0.033. The skin doses were exhibited the values corresponding from 1/100 to 1/17 of the dose limit of the public(50 mSv) at the deterministic effect. In order to make accurate measurements of the skin doses for each tube voltage, the measured values have to multiply by the displayed values of reader by a correction factor. The energy response of the OSLD with the tube voltage will be studied in the near future.

■ keyword : | Radiography | Optically Stimulated Luminescent Dosimeter | Skin Dose | Patient |

\* 이 논문은 2011년도 가야대학교 학술연구비 지원에 의하여 수행된 것임.

## I. 서론

영상의학(diagnostic radiology)의 방사선촬영(radiography)에서 환자는 저선량으로 피폭된다. 이 양은 결정적 영향보다 확률적 영향인 암, 백혈병, 그리고 유전결함을 발생시킬 수 있다[1]. 그러므로 X-선장치의 품질관리와 검사 부위에 따른 적절한 X-선 빔의 조사 조건으로 환자의 피폭선량을 가능한 낮게 하여야 한다[2]. 또한 유효선량의 지표(indicator)로서 사용되는 피부선량을 직접적인 측정으로 평가하여야 할 필요성이 제기된다.

입사표면선량[ESD, entrance surface dose(skin dose)]은 진단방사선촬영에서 안내 수준(guidance level)을 위한 선량기술어(descriptor)로서 1997년 유럽연합(European union)과 1995년 국제원자력기구(International Atomic Energy Agency)에 의해 권고되었다[3]. 방사선에 의한 피부 홍반 및 화상은 피부 표면으로부터 0.07 mm 두께의 표피층 아래에 있는 기저세포층의 손상으로부터 발생한다. ICRP 및 ICRU에 의하면 피부선량의 실제 선량 평가를 위해 권고된 피부 깊이는 0.07 mm이며 이 깊이는 일반적으로 피부의 표피와 진피 사이의 계면에 대응한다[4][5]. 본 연구의 목적은 진단 방사선촬영에서 광자극발광선량계(OSLD, optically stimulated luminescent dosimeter)를 사용하여 환자 피부선량을 측정하는 것이다.

환자선량계측파라미터(patient dosimetry parameter)는 커마(kerma), 입사표면선량과 유효선량(effective dose)이다. 이 양들은 임상 방사선 선량계측에 중심 역할을 한다. 커마는 광자 빔에 대하여 물질의 단위 질량당 전자들에게 전달된 총에너지이다. 그 양은 상호작용이 일어나는 특정물질(specific material)에 관하여 정의된다. 유효선량은 각 장기가 받은 흡수선량과 장기의 방사선감수성을 고려한 양이다. 방사선촬영 검사의 어떤 종류에 대한 유효선량의 계산은 일반적으로 복잡하고 시간을 많이 소비한다[3]. 입사표면선량은 일반적으로 영상의학의 환자선량 일상 측정에서 가장 큰 중요성이 있다. 그 양은 X-선 빔이 피부 표면과 교차하는 공간의 흡수선량으로서 직접 측정할 수 있다. 또한 개개

의 방사선촬영에 대하여 유효선량의 지표로서 사용된다. 입사표면선량을 평가하는 또 다른 이유는 방사선이 환자의 몸에 들어가는 피부 표면에서 선량이 가장 크고 피부는 결정적 영향인 피부 화상의 가능성이 있는 주된 장기이기 때문이다[2][3].

본 실험은 광자극발광선량계인 나노도트선량계(nanoDot Dosimeter)와 판독장치(reader)인 인라이트 마이크로스타시스템(inLight microStar System)과 인체모형팬텀을 사용한다. 피부선량들은 머리, 가슴, 골반의 방사선촬영 조건하에서 팬텀 위에 붙인 나노도트선량계에 X-선 빔을 조사하여 각 부위별로 선량을 측정한다.

## II. 재료 및 방법

### 1. 측정장비

실험에 사용한 X-선관(X-ray tube)은 리스탐사(listem corporation)의 모델 BLD-150RK이다. 피부선량의 측정은 판독장치인 랜다우어사(landauer corporation)의 인라이트마이크로스타시스템(모델: microStar™)과 인라이트시스템의 선량계인 나노도트선량계(모델: nanoDot™)를 사용하였다. 이 선량계의 검출효율은 약 0.5%이하이다. 인체의 대응으로 방사선학지원장치사(RSD, radiology support devices inc.)의 인체모형연습교육팬텀(The Anthropomorphic Traing/Teaching Phantom)을 사용하였다[그림 1]. 이것은 여성(female)으로서 모델은 Transparent PIXY이고 각 조직 및 장기는 조직등가물질로 만들어진 팬텀이다.

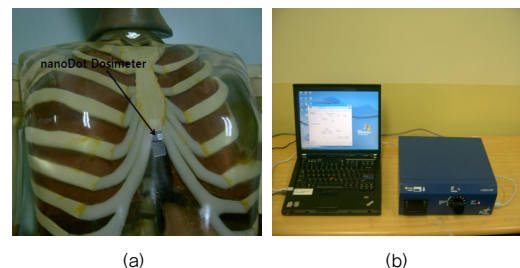


그림 1. 피부선량의 측정시스템 (a) 인체모형팬텀과 나노도트선량계 (b) 인라이트마이크로스타시스템

## 2. 선량 측정

나노도트선량계의 두께는 물 두께에 대하여 약 1 mm에 해당되어 피부선량의 정확한 측정을 제공한다.

### 2.1 피부선량

피부선량의 측정은 머리, 가슴, 골반으로 나누어 각각 측정을 하였다. 측정의 기준거리는 표적(target)으로부터 영상판(image plate)까지 거리로서 100 cm를 사용하였다. 머리(head)는 조사면적 20×25 cm<sup>2</sup>, 조사조건 70 kVp, 200 mA, 0.1 sec를 설정하여 이마(forehead)에서 측정을 하였다. 가슴(chest)은 조사면적 43×43 cm<sup>2</sup>, 조사조건 120 kVp, 200 mA, 0.015 sec를 설정하여 검상돌기(xiphoid process), 유방(breast), 폐첨(apex of the lung)에서 측정을 하였다. 그리고 골반(pelvis)은 조사면적 43×43 cm<sup>2</sup>, 조사조건 70 kVp, 200 mA, 0.125 sec를 설정하여 좌우 골반에서 측정을 하였다[그림 2].

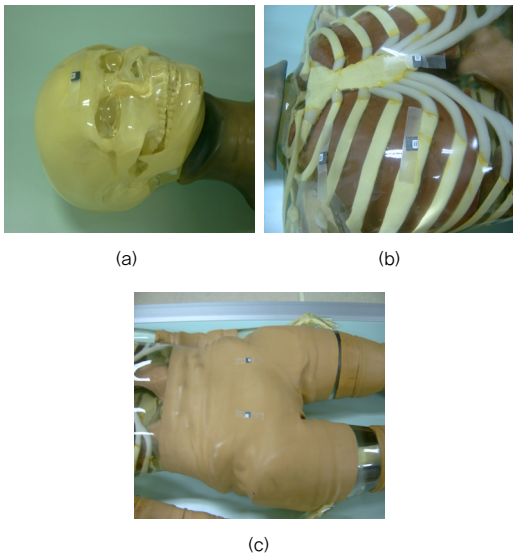


그림 2. 피부선량의 측정부위 (a) 머리 (b) 가슴 (c) 골반

### 2.2 재현성

재현성의 측정은 측정의 기준거리는 표적(target)으로부터 영상판(image plate)까지 거리로서 100 cm를 사용하였고, 조사면적 43×43 cm<sup>2</sup>, 조사조건 120 kVp, 200 mA, 0.015 sec를 설정하여 검상돌기(xiphoid process)에

서 5번 측정하였다[그림 3].



그림 3. 재현성의 측정부위

## III. 결 과

피부선량의 측정값들은 [표 1]에서 보여준다. 이 측정값은 등가선량(mSv)이다. 재현성은 평균에 대한 표준편차의 비의 변동계수로서 0.033을 얻었다. 이 수치는 랜다우어사의 보고서에서 제시된 변동계수의 기준(0.05)보다 낮게 나타났다[6].

표 1. 피부선량의 측정값

측정부위	측정점	측정값(mSv)
머리	이마	1.30
가슴	검상돌기	0.92
	유방	0.52
	폐첨	0.7
골반	좌측골반	2.78
	우측골반	3.08

## IV. 고 찰

피부선량 측정을 위한 실험에서 사용된 실험 조건 중 관전압을 70 kVp와 120 kVp를 선택한 이유는 환동장 치인 인라이트마이크로스타시스템이 80 kVp에 대한 선량으로 교정되어 있고 70 kVp와 120 kVp에 대하여 에너지의존성에 기인한 보정인자를 제공하기 때문에 정확한 측정을 위하여 선택하였다. 이 두 개의 관전압에서 70 kVp는 머리, 골반, 120 kVp는 가슴 촬영조건에 해당된다. 본 실험의 피부선량의 측정값은 선량계의 판

독 시 인라이트마이크로스타시스템에서 출력되는 등가 선량에 보정인자를 곱하여 구하였다.

가슴 부위의 촬영에 사용되는 기준거리는 표적으로부터 영상판까지 거리로서 180 cm이다. 그러나 실험에 사용한 거리는 100 cm이다. 그 이유로서 인체모형팬텀은 무겁고 분리를 할 수 없었다. 따라서 팬텀은 가슴 촬영 자세로 잡을 수 없었다. 그리하여 가슴 촬영은 팬텀을 테이블 위에 누운 자세로 선택을 하였다. 이 결과 촬영거리는 100 cm가 되었다.

관전압에 대한 선량계 종류에 따른 반응을 [표 2]와 [그림 4]에서 보여준다. 이것들은 랜다우어사에서 제공된 자료이다[6]. 여기서 선량계들은 PMMA(30 cm×30 cm×15 cm) 팬텀에 나란히 배치된 선량계들에 대하여 X-선 빔을 수직 입사시켜 동시에 측정되었다. 사용된 전리조는 Exradin Ion Chamber이고 열형광선량계는 LiF TLD Chip이다. [표 2]에서 50 kVp에 대한 나노도트선량계의 선량은 전리조보다 18% 더 높고 열형광선량계보다 1% 더 낮다. 그리고 80 kVp에 대한 나노도트선량계의 선량은 전리조보다 12% 더 높고 열형광선량계보다 2% 더 낮다.

표 2. 관전압에 대한 선량계 반응의 비교

관전압 (kVp)	전리조 (rad)	나노도트 선량계 (rad)	열형광 선량계 (rad)
50	0.68	0.83	0.84
80	2.03	2.28	2.32

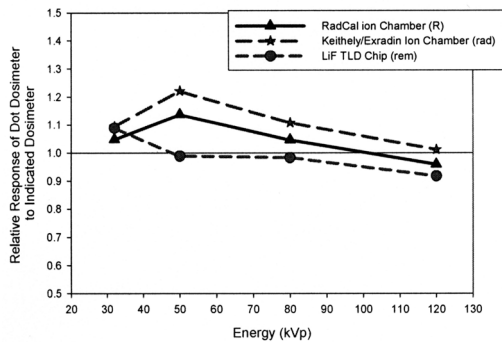


그림 4. 관전압 대 표시된 선량계에 대한 나노도트선량계의 상대적인 반응[6]

[그림 4]는 관전압 대 표시된 선량계에 대한 나노도트선량계의 상대적인 반응을 보여주고 있다. TLD와 나노도트선량계의 비교에서 나노도트선량계의 반응은 30-50 kVp 사이에서 최대 10% 더 높고 50-120 kVp 사이에서 최대 10% 더 낮다. Exradin Ion Chamber와 나노도트선량계의 비교에서 나노도트선량계의 반응은 30-120 kVp 사이에서 최대 23% 더 높고 120 kVp 이상에서는 더 낮은 것을 보여준다.

실험으로부터 측정된 피부선량들은 결정적 영향에서 일반인의 개인선량한도(50 mSv)의 1/100에서 약 1/17에 해당된다. 그리고 골반의 측정값은 다른 부위보다 높게 나타났다. 이 측정값은 결정적 영향에서 일반인의 개인선량한도의 약 1/17에 해당되는 값으로 적은 양이 아니라는 것을 알 수 있다.

의료피폭은 개인선량한도에 적용되지 않지만 많은 촬영 횟수에서는 암의 발생확률을 증가시킬 수 있을 것으로 추정된다. 그리고 환자 선량을 관리하기 위하여 국가선량기준수준(national dose reference level)의 프로토콜(protocol) 개발이 현실적으로 필요하다고 사료된다[1][3].

인라이트마이크로스타시스템은 광자극기술을 사용하는 자동선량계측시스템이다. 선량계의 검출 물질은 산화알루미늄( $Al_2O_3:C$ )이다. X-선 빔에 조사된 선량계의 데이터기록(readout) 과정은 선량계를 자극하기 위하여 빛 방출다이오드(LED) 배열(array)을 사용한다. 산화알루미늄에 의해 방출된 빛은 검출되고 고감도 광자계수시스템을 사용하는 광전자증배관에 의해 측정된다. 광자극 동안 방출된 빛의 양은 직접적으로 자극 빛의 강도와 방사선 선량에 비례한다. 산화알루미늄의 광자극발광 데이터기록은 분석을 통하여 선량 확인을 해준다[7].

X-선 빔을 조사한 후에 선량계는 0.8분 반시간(half-time)으로 붕괴되는 과도신호(transient signal)를 갖는다. 이 신호는 약 8분에 안정된다. 따라서 측정값은 X-선 빔을 조사한 후 8분 뒤에 판독장치로부터 측정을 하였다[7][8].

인라이트마이크로스타시스템은 80 kVp에 대한 교정 선량계의 세트(set)로 선량이 교정되어 있다. 그러나 전

체 관전압(kVp) 범위에서 나노도트선량계는 에너지의 존성을 갖는다. 따라서 교정 관전압을 제외한 관전압에서 선량측정은 판독장치의 표시값에 에너지의존성에 기인한 보정인자(correction factor)를 곱하여 측정값을 구하여야 한다. 실험에서 보정인자들은 70 kVp와 120 kVp에서 각각 1, 1.19를 적용하였다. 이 보정인자들은 매뉴얼에서 제공하는 수치이다. 그러나 위 관전압과 다른 관전압들에 대한 보정인자들은 매뉴얼에서 제공하지 않기 때문에 표시값에 보정인자를 적용하지 않는다면 측정값의 오차는 크게 발생할 것이다. 따라서 앞으로 관전압에 의한 에너지의존성의 연구와 관련된 자료 수집의 필요성이 제기될 것이며 그리고 사용자가 직접 관전압에 의한 에너지의존성을 측정하는 것은 쉬운 일이 아닐 것으로 생각된다.

피부선량의 측정은 환자를 대신하여 인체팬텀으로 시행을 했지만 임상에서 환자에 직접 적용할 수 있다. 광자극발광선량계는 열형광선량계(TLD)보다 X-선 빔 조사 후 데이터기록을 더욱 빨리 할 수 있어서 임상에서 많이 활용할 수 있을 것으로 기대된다.

## V. 결론

환자 피부선량을 측정하기 위하여 광자극발광선량계를 사용하여 피부선량은 머리, 가슴 그리고 골반에서 하였고 재현성의 시험은 가슴에서 수행하였다.

그 결과 머리는 이마에서 피부선량 1.30 mSv의 값을 얻었으며 가슴은 검상돌기, 유방과 폐첨에서 각각 0.92, 0.52, 0.70 mSv의 값을 얻었다. 또한 골반에서는 좌측골반과 우측골반에서 각각 2.78, 3.08 mSv의 값을 얻었다. 재현성은 변동계수로서 0.033을 얻었다.

이에 피부선량들은 결정적 영향에서 일반인의 선량 한도의 1/100에서 1/17에 대응하는 값들을 나타냈다. 각 관전압에 대한 피부선량의 정확한 측정을 위하여 측정값은 판독장치의 표시값에 보정인자를 곱해야 한다. 그리고 향후에는 관전압에 대한 에너지의존성의 연구가 진행되어야 할 것으로 사료된다.

## 참고 문헌

- [1] K. Matthews and P. C. Brennan, "The application of diagnostic reference levels: general principles and a irish perspective," *Radiography*, Vol.15, pp.171-178, 2009.
- [2] P. Engel-Hills, "Radiation protection in medical imaging," *Radiography*, Vol.12, pp.153-160, 2006.
- [3] 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.
- [4] 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.
- [5] 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.
- [6] R. Hanify and M. Salasky, "Single point detector(dot) type testing summary report," Landaur Inc, pp.1-11, 2006.
- [7] *microStar user manual, Landauer Inc., 2009.*
- [8] C. S. Reft, "The energy dependence and dose reponse of a commercial optically stimulated luminescent detector for kilovolatge photon, megavoltage photon, electron, proton, and carbon beams," *Med. Phys.*, Vol.36, No.5, pp.1690-1699, 2009.

저 자 소 개

김 중 언(Jong-Eon Kim)

정회원



- 2009년 2월 : 인제대학교 의용공학과(공학박사)
- 현재 : 가야대학교 방사선학과 교수
- 2000년 ~ 현재 : 한국물리학회
- 2002년 ~ 현재 : 한국의학물리학회

학회

<관심분야> : 방사선치료, 치료의학물리

임 인 철(In-Chul Im)

정회원



- 2007년 2월 : 고신대학교 보건학과(보건학박사)
- 현재 : 동의대학교 방사선학과 교수

<관심분야> : 방사선, 진단용방사선발생장치 정도관리, 보건의료

민 병 인(Byung-In Min)

정회원



- 2004년 2월 : 인제대학교 생물학과(이학박사)
- 현재 : 인제대학교 원자력응용공학부 교수

<관심분야> : 방사선생물학, 방사선장해방어, 원자력 에너지