

# 광자극발광선량계(OLSDs)를 이용한 직장암 방사선치료 환자의 피부선량 측정

임인철\*, 유윤식\*, 이재승<sup>†,‡</sup>

\*동의대학교 방사선학과, †선린의료원 방사선종양학과, ‡순천향대학교 물리학과

2011년 5월 17일 접수 / 2011년 6월 5일 1차 수정 / 2011년 6월 7일 채택

본 연구는 최근 생체내선량측정에서 유용성을 재평가 받고 있는 광자극발광선량계(optically stimulated luminescence dosimeters, OSLDs)와 다이오드 검출기를 병행하여 직장암 방사선치료 환자의 피부선량을 측정하고 치료계획시스템에서 계산 선량과 측정 선량을 비교하여 OSL 선량계의 임상적 유용성을 평가하고자 하였다. 각 OSL 선량계의 고유한 교정상수를 측정하고 10 명의 직장암 환자를 대상으로 3 부위를 설정하여 측정하였다. 기준 흡수선량 100 cGy에 대하여 OSL 선량계의 교정상수는 6 MV X-선의 경우 1.17, 10 MV X-선의 경우 1.28 이었다. 또한 직장암 환자들의 피부선량은 측정 부위별로 치료계획시스템에서 계산 선량과 비교하여 다이오드 검출기는 1.16 ~ 2.83%의 선량증가를 보였고 OSL 선량계는 1.36 ~ 2.17%의 선량증가를 보였다. 특히 피부면의 굴곡이 심한 회음부(perineum)에서 계산된 선량과 전달 선량간 차이가 증가되었으며 다이오드 검출기보다 OSL 선량계가 측정값의 변화가 상대적으로 작았다. 따라서 OSL 선량계는 기존에 사용하던 이온함 및 다이오드 검출기를 대신하여 방사선량학적 오차의 검증 및 생체내선량측정에서 임상적으로 적용이 가능하였으며 직장암 환자의 굴곡이 심한 회음부 주변의 선량 평가에 대한 연구가 계속되어야 할 것으로 판단된다.

중심어 : 생체내선량측정, 다이오드 검출기, 광자극발광선량계, 선량 검증

## 1. 서론

직장암 방사선치료는 일반적으로 180 cGy 이상의 일일 처방선량(prescription dose)을 25 회에서 30 회 반복 조사하고 있으며 시간의 경과에 따라 대부분 항문 주위에 경도 내지는 중증도의 방사선피부염(radiation dermatitis)을 유발한다[1]. 현재 종양 및 인접장기의 흡수선량 평가는 치료계획시스템(treatment planning system, TPS)에 의해 계산 모델에 따라 계산하고 있으나 신체의 굴곡이 있는 부위에서 균일한 선량분포가 나타나지 않거나 피부선량의 정확성이 제대로 평가되지 않아 계산한 선량과 전달 선량이 다르게 나타날 수 있다[2-3]. 따라서 계산한 선량과 전달 선량 사이의 검증을 위하여 수준 높은 정도관리가 필요하며 일반적으로 치료 전 팬텀을 이용한 측정을 실시하거나 필요시마다 추가로 생체내선량측정(in vivo dosimetry)을 이용하고 있다[4].

생체내선량측정은 검출기를 환자의 체내에 침습적으로 삽입하거나 피부면 위에 위치시켜 측정하는 방법으로 방사선치료 중 실시간으로 방사선량 측정이 가능하기 때문에 방사선량학적 오차 및 치료 장비의 비정상적인 작동을

검출할 수 있는 직접적인 방사선치료 선량검증방법이다. 임상적으로 이용 가능한 생체내선량측정 검출기는 필름[5], 다이오드 검출기[6,7], MOSFET(metal oxide semiconductor field effect transistor) 검출기[8], PN 접합형 검출기(PN-junction type diodes)[5,6], 열자극발광(thermo-luminescence, TL) 선량계[5], 광자극발광(optically stimulated luminescence, OSL) 선량계[9] 등이 측정조건에 따라 다양하게 사용되고 있으며 많은 연구자들에 의해 그 특성과 장·단점이 보고되었다.

여기서 다이오드 검출기 등의 반도체 검출기는 간단한 교정 절차와 실시간 측정이 가능하다는 장점을 가지고 있는 반면 선량률, 조사면 크기, 온도, 선원-표면간 거리(source-to-surface distance, SSD) 등의 의존성 때문에 복잡한 방사선치료 선량검증에는 각 교정상수를 고려해야 한다[6,7]. 또한 TL 선량계는 다른 검출기에 비하여 소형이고 취급이 용이하기 때문에 신체 내부에 침습적으로 삽입하거나 피부면 측정에 주로 이용되었으나 열적인 자극에 의한 시료의 손상과 재판독이 어렵고 재현성 및 감도가 저하되는 단점이 있다[5]. OSL 선량계는 Lewandowski 등[10]이 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C에 펄스형 OSL을 적용시키면서 활발한 임상적 연구가 진행되었고 Botter-Jensen 등[11]은 OSL 선량계의 상품화와 적외선 레이저 다이오드, 청색 발광다

책임저자 : 이재승, jslee0313@gmail.com  
경북 포항시 북구 대신동 74-1, 선린의료원 방사선종양학과

이오드 등을 이용한 OSL 판독기를 개발하였다. 그리고 최근 Jursinic 등[12-15]의 연구를 통하여 OSL 선량계가 자극광원으로 고휘도 LED를 이용하게 되면서 TL 선량계가 가지고 있는 단점을 극복하고 방사선량 측정을 목적으로 그 이용도가 점차 증가되고 있으며 가까운 미래에는 현재 사용되고 있는 TL 선량계나 MOSFET과 같은 검출기를 대체할 가능성이 높다.

따라서 본 연구는 최근 생체내선량측정에서 유용성을 재평가 받고 있는 OSL 선량계와 다이오드 검출기를 병행하여 직장암 방사선치료 환자의 굴곡이 있는 부위에서 피부선량을 측정하고 TPS에서 계산된 선량과 전달 선량을 비교하고자 하였다. 또한 OSL 선량계를 이용한 생체내선량측정 방법의 임상적 유용성을 평가하고자 하였다.

## 2. 대상 및 방법

### 2.1 OSL 선량계의 특성 (Characteristic of OSLDs)

Fig. 1은 열자극(TL)과 광자극(OSL)에 의한 발광과정을 기술하기 위하여 널리 인정되고 있는 물리적인 단일트랩재결합(one trap one recombination center model, OTOC) 모델을 보여준다. 이 모델은 하나의 트랩과 하나의 재결합 준위를 순환하는 전자의 이동방정식으로 정의하였다[12]. 방사선 등 외부의 에너지 공급에 의해 가전자대(valence band)의 전자가 트랩 준위로 여기 한다. 이 상태는 외부의 자극이 없으면 상당히 오랜 동안 지속되는 준안정상태(meta-stable state)에 있게 되지만 외부에서 가해지는 적절한 자극에 의해 트랩의 전자들을 전도대(conduction band)로 여기 시키고 이 전자들은 다시 금지대(forbidden band)에 존재하는 물질의 결함에 의해 유도된 재결합 준위와 결합함으로써 빛을 방출한다. 여기서 열 자극에 의한 발광을 TL이라 하고 광자극에 의한 발광을 OSL이라 한다. 이 때 방출되는 광량을 측정하면 방사선량을 평가할 수 있으며 또한 입사광의 조건을 다르게 하여 결정의 상태도 분석할 수 있다.

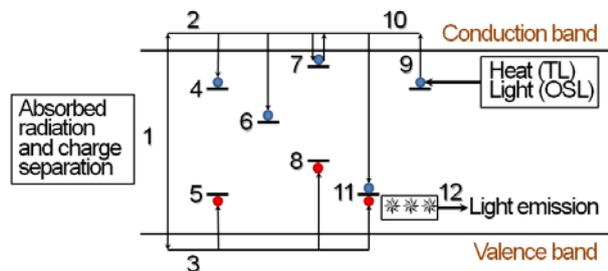


Fig. 1. A schematic diagram of the energy levels of a crystalline material that sustains thermo-luminescence or optically stimulated luminescence.

OSL 선량계 시스템은 판독기(Microstar reader, LANDAUER, USA)와  $Al_2O_3:C$  소자가 내장된  $9 \times 9 \times 1.5$  mm<sup>3</sup> 규격의 플라스틱 패킷(Nano DOT, LANDAUER Inc., USA)으로 구성되어 있었다(Fig. 2). 판독기는 300

cGy를 초과하는 고선량 영역에서 비선형성 교정(non-linearity calibration) 및 정확한 측정을 위한 멀티 교정이 용이하도록 설정되어 있었으며 소자별 판독부터 선량계산까지 과정을 도식화 할 수 있어 사용자 편의성을 최대한 고려하였다. 또한 재판독, 누적선량의 평가 및 다양한 단위 변환이 가능하며 구성이 간편하고 220 V 가동전압을 사용하기 때문에 휴대성과 이동성이 간편하였다. OSL 선량계에 사용된  $Al_2O_3:C$  소자의 유효원자번호( $Z_{eff}$ )는 10.2로 조직의 유효원자번호 7.2와 유사하며[16] 판독기의 고유한 LED 광원으로부터 540 nm의 광자극을 가할 때 방출되는 빛의 파장은 420 nm 이었다. 이 영역에서 측정할 수 있는 에너지 범위는 5 keV에서 20 MeV까지로 비교적 넓은 선량영역의 측정이 가능하였고  $\pm 2\%$  미만의 감도변화를 가지고 있었으며 1.6% 이내의 에너지 특성을 가지고 있었다. 또한 측정 후 보고된 흡수선량은 최소 10 cGy에서 최대 1500 cGy까지이고 1 회 선량 300 cGy 이하에서 흡수선량에 대한 선형성(linearity)을 가지고 있었으며 그 이상에서는 선량에 대한 비선형성(non-linearity)을 교정할 수 있도록 되어 있었다[12-14].



Fig. 2. The InLight OSL dosimetry system. The MicroStar reader is a compact, lightweight, portable reader. OSLDs are plastic discs infused with crystals of  $Al_2O_3:C$  and little build-up in device itself.

### 2.2 OSL 선량계의 교정 (Calibration of OSLDs)

본 연구에서 사용된 의료용 선형가속기(ONCOR Impression, Siemens, Germany)는 선원-축간 거리(source-to-axis distance, SAD) 100 cm, 조사면의 크기가  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup> 일 때 X-선 에너지에 따른 기준점 깊이에서 1 모니터 단위(monitor unit, MU) 당 1 cGy의 흡수선량이 전달되도록 교정되어 있다[17]. 각 에너지에 대한 물에서 기준점 깊이는 6 MV와 10 MV X-선에 대하여 각각 1.5 cm 및 2.5 cm 이다.

Fig. 3은 OSL 선량계의 교정을 위한 기하학적 구조를 보여준다. OSL 선량계의 교정을 위해 플라스틱 패킷을 고체팬텀(RW3 slab, PTW, Germany) 내 기준점 깊이에

위치시키고 의료용 선형가속기에서 출력되는 6, 10 MV X-선을 대상으로 조사면 크기를 10×10 cm<sup>2</sup> 로 하여 100 MU를 조사하였다. 이 때 OSL 선량계의 교정상수는 흡수선량 100 cGy 당 판독기로부터 얻은 선량의 비로 정의하였고 각 OSL 선량계의 고유번호에 따른 교정상수를 입력하였다. 또한 입력한 교정상수를 재확인하기 위하여 TPS에서 사용한 깊이선량백분율(percent depth dose, PDD)과 고체팬텀 내 기준점 깊이와 표면에서 20 cm 깊이까지 5 cm 단위로 OSL 선량계를 이용하여 측정하고 교정상수를 보정한 최대선량에 대한 측정 깊이선량의 비로 정의한 깊이선량백분율을 비교하였다. Jursinic[13]과 Reft[14]는 조사 후 OSL 소자는 8 분 이내에 판독할 것을 권고하고 있기 때문에 측정의 정확성을 위하여 조사 후 5 분 이내에 판독기에 삽입하여 측정하였다. 온도, 에너지, 선량률 의존성[12,13,15]과 판독시간에 따른 신호 감쇠효과[10, 12], 흡수선량에 대한 OSL 선형성 및 비선형성[13, 17-20] 등의 측정은 많은 연구에서 논의되었기 때문에 본 연구에서는 제외하였다.

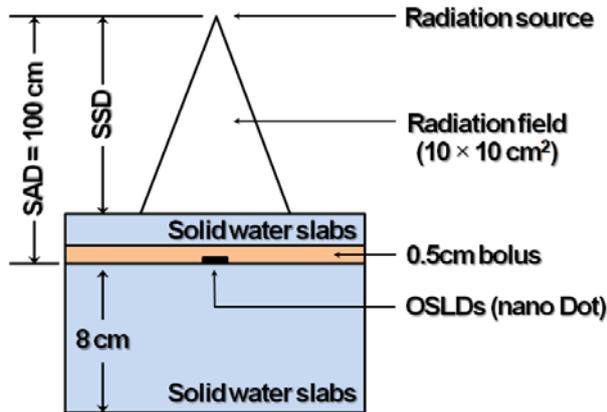


Fig. 3. Geometry for OSLDs calibration. Thickness of solid water slabs depends on energy; 1.0 cm for 6 MV X-ray, 2.0 cm for 10 MV X-ray, respectively.

### 2.3 직장암 환자의 피부선량 측정

본 연구는 방사선치료를 받는 10명의 직장암 환자들을 대상으로 하였다. 위치결정은 엎드린 자세에서 전산화단층촬영 모의치료(computed tomography simulation)를 시행한 후 방사선치료계획(OncentraMasterPlan, Nuclotron, Nederland)을 수립하였다. 각 환자들의 조사야 내에서 중심점(Fig. 4의 ②)과 시상면(sagittal plan)을 기준으로 중심점으로부터 위, 아래 방향으로 3 cm 떨어진 점(Fig. 4의 ①과 ③)으로 설정하였으며 설정된 각 3 부위의 측정점은 Fig. 4에 자세하게 기술하였다. 각 환자들의 PTV(planning target volume)에 일일 1회 치료시 180 cGy의 흡수선량이 도달되도록 3분에서 5분 조사를 시행하였다. 각 환자들에 대한 별도의 기록지에 OSL 선량계의 고유번호 및 환자의 정보와 측정위치를 입력하였다.

TPS에서 3 부위의 계산된 피부선량을 기록하고 방사선치료가 시작된 다음 날은 OSL 선량계를 측정하였으며 그 다음 날부터 다이오드 검출기를 측정하여 기록하였다. 측

정은 각 환자 당 1 회 시행하였으며 OSL 선량계와 다이오드 검출기에서 측정된 전달 선량과 방사선치료계획에서 계산된 선량을 비교하였다. 여기서 사용된 다이오드 검출기(TM 60008, PTW, Germany)와 전위계(UNIDOS, PTW, Germany)는 2차 표준 교정기관에서 불확정도가 ±1% 미만으로 교정되었다. 실험에 사용된 방사선원은 6 MV X-선과 10 MV X-선으로 하였다.

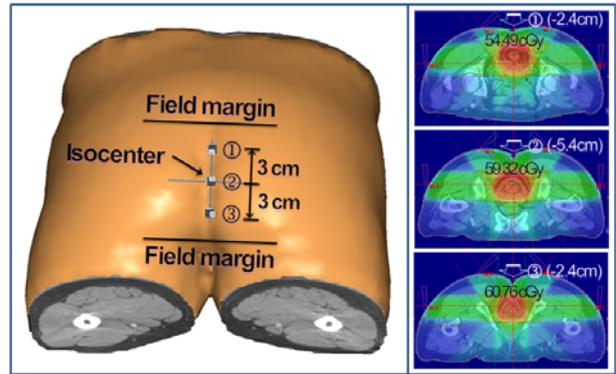


Fig. 4. Location of dose measurements points where the optically stimulated luminescence dosimeters (OSLDs) and diode detectors were attached: ① 3 cm from the isocenter of the top, ② the isocenter, ③ 3 cm from the isocenter of the bottom. Skin dose distribution in the measuring point is shown at right.

## 3. 결과

### 3.1 SLD 선량계의 교정

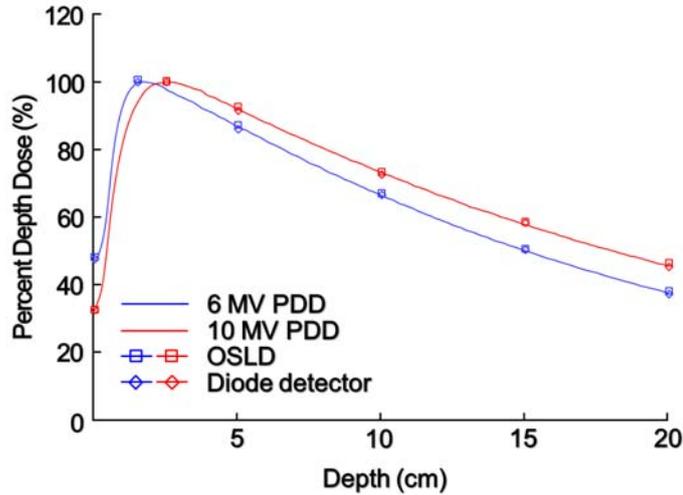
기준점 깊이에서 100 cGy의 흡수선량이 도달되도록 선량을 전달하였을 때 30개의 고유한 OSL 선량계의 교정 결과를 Table 1에 나타내었다. 교정 결과 기준점 깊이에서 OSL 선량계에 100 MU를 조사하였을 때 판독 선량은 평균적으로 주어진 교정선량에 대하여 6 MV X-선의 경우 101.17 cGy, 10 MV X-선의 경우 101.28 cGy로 증가된 선량을 지시하였으며 교정상수는 1.17과 1.28 이었다. OSL 선량계의 평균 표준편차는 각각 ±0.63%, ±0.89% 이었다. 특히 각 OSL 선량계는 주어진 교정 선량보다 증가되었으며 6 MV X-선보다 10 MV X-선에서 다소 증가되는 경향을 보였다.

Fig. 5는 입력한 교정상수를 재확인하기 위하여 TPS에서 사용한 깊이선량백분율과 OSL 선량계로 측정된 깊이선량백분율을 보여준다. 6 MV X-선의 경우 TPS에서 사용한 깊이선량백분율과 OSL 선량계의 교정상수를 보정하였을 때 깊이선량백분율은 평균적으로 표면선량(0 cm 깊이)에서 TPS는 47.9%, OSL 선량계는 48.23%로 0.68%의 차이를 보였으며 기준점 깊이에서 0.41%이었다. 또한 5, 10, 15, 20 cm 깊이에서 각각 0.73%, 1.05%, 1.16%, 1.38%로 깊이가 증가함에 따라 계산된 선량과 전달 선량 간 차이를 보였으나 최대 1.72% 미만이었으며 피부선량 측정을 위한 OSL 선량계의 교정상수의 보정이 TPS의 선량 분포와 유사함을 알 수 있었다.

**Table 1.** Calibration Factors of the Optically Stimulated Luminescence Dosimeters (OSLDs) Used in This Study.

Energy (MV)	Min (cGy)	Max (cGy)	Madian (cGy)	Average (cGy)	STD* (%)	Calibration factor(avg.)
6	99.51	101.93	101.36	101.17	±0.6292	1.17
10	99.46	102.63	101.38	101.28	±0.8928	1.28

\*, the standard deviation



**Fig. 5.** Comparison of the percent depth dose (PDD) in RW3 solid dry phantom for the optically stimulated luminescence dosimeters (OSLDs) and the treatment planning system (TPS) in water. The TPS beam data were acquired by ionization chamber (0.125 cm<sup>3</sup>).

### 3.2 직장암 환자의 피부선량 측정

방사선치료를 받는 10명의 직장암 환자들을 대상으로 조사범위 내에서 중심점과 위, 아래 방향으로 3 cm 떨어진 점을 설정하여 피부선량을 측정하였다. Fig. 4의 ① 위치는 굴곡이 없는 피부면이었으며 ②와 ③의 위치는 피부면의 굴곡이 있는 피부면으로 그 중 ③의 위치가 굴곡이 심한 피부면으로 직장암 환자의 회음부(perineum) 주변 선량을 의미한다.

Table 2는 TPS에서 계산된 선량과 OSL 선량계 및 다이오드 검출기로 측정된 전달 선량간 비교를 보여준다. 환자들의 피부선량을 각 측정 부위별로 ①, ②, ③의 평균 선량은 TPS를 이용한 선량 계산에서 41.84, 44.37, 47.74 cGy 이었다. 계산된 선량에 대하여 측정 결과 다이오드 검출기는 1.16%, 1.37%, 2.83% 선량의 증가를 보였고 OSL 선량계는 1.36%, 1.25%, 2.17% 선량의 증가를 보였다. 피부면의 굴곡이 없거나 작은 경우 다이오드 검출기와 OSL 선량계의 측정값은 매우 근소한 차이를 보였으나

피부면의 굴곡이 심한 경우 다이오드 검출기에 비하여 OSL 선량계가 상대적으로 적은 선량 변화를 보였다. 이 결과는 측정값의 분포에서도 알 수 있듯이 선량의 변화가 심한 ③의 위치에서 10 명의 환자에 대한 표준편차가 2.35%인 다이오드 검출기에 비하여 상대적으로 1.63%인 OSL 선량계가 각 측정값의 분포 변화가 작다는 것을 알 수 있었다.

Fig. 6은 각 환자의 측정 부위별 TPS에서 계산된 선량과 OSL 선량계와 다이오드 검출기로 측정된 전달 선량을 비교한 결과를 보여준다. 계산된 선량에 대하여 전달 선량은 전체적으로 증가되는 경향을 보였으며 측정 부위별로 피부면의 굴곡이 없거나 또는 굴곡이 심하지 않은 부위에서 계산된 선량과 두 선량계로 측정된 전달 선량간 차이는 크지 않았고 피부면의 굴곡이 심한 부위에서 계산된 선량보다 전달 선량간 차이가 증가되는 것을 알 수 있었다.

**Table 2.** Comparison of Skin Dose Measurement Using the Optically Stimulated Luminescence Dosimeters (OSLDs) and Diode Detectors with the Planned Dose from the Treatment Planning System (TPS).

Measurement point (No.)	Planned dose (cGy)	Measured dose	
		OSLDs (cGy)	Diodes (cGy)
3cm from the top (①)	41.84 ± 0.63%	42.70 ± 0.64%	42.32 ± 0.62%
Isocenter (②)	44.37 ± 1.45%	44.92 ± 1.83%	44.97 ± 1.64%
3cm from the bottom (③)	47.74 ± 1.51%	48.77 ± 1.63%	49.09 ± 2.35%

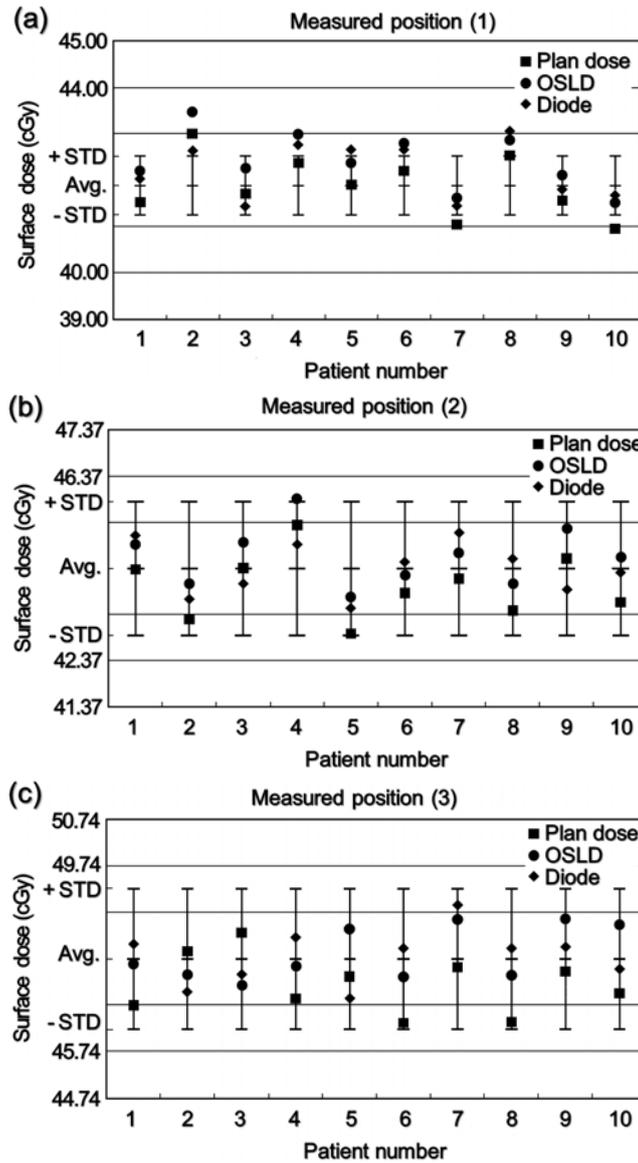


Fig. 6. Comparison of surface dose measurement using optically stimulated luminescence dosimeters (OSLDs) and diodes: (a) 3 cm from the isocenter of the top, (b) the isocenter, (c) 3 cm from the isocenter of the bottom.

#### 4. 고찰 및 결론

일반적으로 피부선량 측정은 TPS에서 얻은 동일한 조사 조건을 검출기가 삽입 가능한 팬텀에 모사하여 점선량을 측정하는 치료계획검증방법[21]과 방사선치료계획에서 최대선량깊이의 선량을 이용하여 환산하는 방법을 주로 사용하였다[22]. 그러나 적절한 알고리즘의 선택과 복잡한 수학적 계산을 시행해야 하는 한계가 있고 환자의 체형과 팬텀의 불일치, 선량계의 적절성 등에 따라 한정적으로 사용되어 왔다. 최근 생체내선량측정이 보급되면서 다른 선량계에 비하여 소형이고 취급이 용이한 TL 선량계를 주로 이용하였으나 열적 자극에 의한 시료의 손상과 재현성 및 감도의 저하되는 단점이 있다[9]. TL 선량계가 가지고 있는 단점을 극복하고 자극광원으로 고휘도

LED를 이용하는 OSL 선량계가 보급되면서 방사선량 측정을 목적으로 이용이 점차 증가되고 있다[9,12].

따라서 본 연구는 OSL 선량계의 임상적용을 위하여 10명의 직장암 환자들을 대상으로 TPS에서 계산된 선량과 OSL 선량계 및 다이오드 검출기로 측정된 전달 선량을 비교하고자 하였다. 각 OSL 선량계를 방사선치료 선량 측정에 적용하기 위하여 고유한 교정상수를 구하였고 교정상수의 신뢰성을 검증하기 위하여 깊이선량백분율과 비교하였다. 교정상수는 6 MV X-선의 경우 1.17, 10 MV X-선의 경우 1.28 이었고 표준편차는  $\pm 1\%$  미만으로 X-선 에너지에 따른 의존성을 보였다. Hu 등은[20] 방사선 치료 영역에서 OSL 선량계의 에너지 의존성을 1% 미만으로 보고하고 있어 본 연구 결과와 일치하였다. 또한 깊이선량백분율을 이용한 교정상수의 신뢰성 검증은 피부

면에서 5 cm 깊이에서 1% 미만이었으며 그 이상에서는 깊이가 증가할수록 차이는 증가하였으나 최대 1.72%로 임상적으로 신뢰성 검증이 가능하였다(Fig. 5). 향후 심부선량 검증을 목적으로 OSL 선량계를 이용할 경우 교정점 깊이(calibration depth)에서 교정할 때 모든 깊이에서 교정상수는 1% 미만일 것으로 판단되었다.

직장암 환자들을 대상으로 3 부위의 측정 부위에서 계산된 선량과 전달 선량을 비교한 결과 피부면의 굴곡이 없는 부위와 굴곡이 적은 부위에서 OSL 선량계와 다이오드 검출기로 측정된 전달선량은 TPS로 계산된 선량과 비교하여 증가되는 경향을 보였으나 1.5% 미만으로 매우 유사하였다. 그러나 굴곡이 심한 부위에서 계산된 선량보다 OSL 선량계는 2.17%, 다이오드 검출기는 2.83%의 선량 증가를 보였으며 각 환자들의 측정값 변화를 계산한 표준편차에서는 OSL 선량계가 각 측정값의 변화가 상대적으로 작았다(Table 2, Fig. 6). Kim 등은[1, 23] 직장암 방사선치료 환자의 대부분은 항문 주위에 경도 내지는 중증도의 방사선피부염을 유발한다고 보고하고 있어 본 연구에서 굴곡이 심한 회음부 주변 선량이 증가되는 결과와 일치하였다. 또한 Fenwick 등은[24,25] TPS에서 계산된 선량은 측정된 선량보다 증가된다고 보고하였는데 이는 다이오드 검출기와 OSL 선량계로 측정된 전달 선량이 계산된 선량보다 증가되는 결과와 일치하였다.

따라서 본 연구를 통하여 OSL 선량계를 피부선량 측정에서 임상적으로 유용하게 사용할 수 있을 것으로 판단되었으며 기존에 사용하던 이온함(ionization chamber) 및 다이오드 검출기를 대신하여 치료계획검증을 병용한다면 세기조절방사선치료 등과 같은 복잡한 방사선치료 시 방사선량학적 오차 및 방사선 치료장비의 이상 작동 여부를 동시에 확인할 수 있는 생체내선량측정 시스템으로 유용할 것으로 생각된다. 더불어 연구대상인 직장암 환자의 경우 굴곡이 심한 회음부 주변 선량이 방사선치료계획에서 계산된 선량보다 증가됨을 알 수 있었다.

**참고문헌**

1. Kim JS, Kim JS, Cho MJ, Yoon WH, Song KS. Comparison of the efficacy of oral capecitabine versus bolus 5-FU in preoperative radiotherapy of locally advanced rectal cancer. *J. Korean Med. Sci.* 2006;21(1):52-57.
2. Budgell GJ, Perrin BA, Mott JH, Fairfoul J, Mackay RI. Quantitative analysis of patient-specific dosimetric IMRT verification. *Phys. Med. Biol.* 2005;50(1):103-19.
3. Tung CJ, Yu PC, Chiu MC, Yeh CY, Lee CC, Chao TC. Midline dose verification with diode in vivo dosimetry for external photon therapy of head and neck and pelvis cancers during initial large-field treatments. *Med. Dosim.* 2010;35(4):304-311.
4. Higgins PD, Alaei P, Gerbi BJ, Dusenbery KE. In vivo diode dosimetry for routine quality assurance

- in IMRT. *Med. Phys.* 2003;30(12):3118-3123.
5. Attix FH. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry.* New York; Wiley, 1986: 395-437.
6. Essers M, Mijheer BJ. In vivo dosimetry during external photon beam radiotherapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1999;43(2):249-259.
7. Best S, Ralston A, McKenzie D, Suchowerska N. Effect of scatter material on diode detector performance for in vivo dosimetry. *Phys. Med. Biol.* 2008;53(1):89-97.
8. Ding GX, Coffey CW. Dosimetric evaluation of the OneDose™ MOSFET for measuring kilovoltage imaging dose from image-guided radiotherapy procedures. *Med. Phys.* 2010;37(9):4880-4885.
9. Botter-Jensen L, Duller GAT. A new system for measuring optically stimulated luminescence from quartz samples. *Nucl. Tracks Radiat. Meas.* 1992;20(4):549-553.
10. Lewandowski AC, Marke BG, McKeever SW. Analytical description of thermally stimulated luminescence and conductivity without the quasiequilibrium approximation. *Phys. Rev. B. Condens. Matter.* 1994;49(12):8029-8047.
11. Botter-Jensen L, Duller GAT, Murray AS, Banerjee D. Blue light emitting diodes for optical stimulation of quartz and aluminium oxide in retrospective dosimetry and dating. *Radiat. Prot. Dosimetry* 1999;84(2):335-340.
12. Jursinic PA. Characterization of optically stimulated luminescent dosimeters, OSLDs, for clinical dosimetric measurements. *Med. Phys.* 2007;34(12):4594-4604.
13. Viamonte A, da Rosa LA, Buckley LA, Cherpak A, Cygler JE. Radiotherapy dosimetry using a commercial OSL system. *Med. Phys.* 2008;35(4):1261-1266.
14. Reft CS. The energy dependence and dose response of a commercial optically stimulated luminescent detector for kilovoltage photon, megavoltage photon, and electron, proton, and carbon beams. *Med. Phys.* 2009;36(5):1690-1699.
15. Mobit P, Agyingi E, Sanison G. Comparison of the energy-response factor of LiF and Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C in radiotherapy beams. *Radiat. Prot. Dosimetry* 2006; 119(1-4):497-499.
16. Aznar MC, Medin J, Hemdal B, Thilander KA, Botter-Jensen L, Mattsson S. A Monte Carlo study of the energy dependence of Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C crystals for real-time in vivo dosimetry in mammography. *Radiat. Prot. Dosimetry* 2005;114(1-3):444-449.
17. IAEA. Absorbed dose determination in external

- beam radiotherapy. Technical Reports Series No. 398. Vienna; International Atomic Energy Agency, 2000.
18. Schembri V, Heijmen BJ. Optically stimulated luminescence (OSL) of carbon-doped aluminum oxide ( $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ ) for film dosimetry in radiotherapy. *Med. Phys.* 2007;34(6):2113-2118.
  19. Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, Hanson WF, Huq MS, Nath R, Rogers DW. AAPM's TG-51 Protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon beams. *Med. Phys.* 1999; 26(9):1847-1870.
  20. Hu B, Wang Y, Zealey W. Performance of  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  optically stimulated luminescence dosimeters for clinical radiation therapy applications. *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.* 2009;32(4):226-232.
  21. Shiau AC, Lai PL, Liang JA, Shueng PW, Chen WL, Kuan WP. Dosimetric verification of surface and superficial doses for head and neck IMRT with different PTV shrinkage margins. *Med. Phys.* 2011; 38(3):1435-1443.
  22. Chen L, Chen LX, Huang SM, Sun WZ, Sun HQ, Deng XW. Independent verification of monitor unit calculation for radiation treatment planning system. *Chin. J. Cancer* 2010;29(2):217-222.
  23. Spencer SA, Pareek PN, Brezovich I, Larson BJ, Kim RY, Plott WG, Meredith RF, Smith JW, Weppelmann B, Soong SJ. Three-prt perineal sparing technique. *Radiology* 1991;180(2):563-566.
  24. Fenwick JD, Tome WA, Jaradat HA, Hui SK, James JA, Balog JP, DeSouza CN, Lucas DB, Olivera GH, Mackie TR, Paliwal BR. Quality assurance of a helical tomotherapy machine. *Phys. Med. Biol.* 2004; 49(13):2933-2953.
  25. Higgins PD, Han EY, Yuan JL, Hui S, Lee CK. Evaluation of surface and superficial dose for head and neck treatments using conventional or intensity-modulated techniques. *Phys. Med. Biol.* 2007;52(4):1135-1146.

## Measurement of Skin Dose for Rectal Cancer Patients in Radiotherapy using Optically Stimulated Luminescence Detectors (OSLDs)

In-Chul Im<sup>\*</sup>, Yun-Sik Yu<sup>\*</sup>, and Jae-Seung Lee<sup>†,‡</sup>

<sup>\*</sup>Department of Radiological Science, Dongeui University,

<sup>†</sup>Department of Radiation Oncology, Good Samaritan Hospital,

<sup>‡</sup>Department of Physics, Soonchunhyang University

**Abstract** - This study used the optically stimulated luminescence dosimeters (OSLDs), recently, received the reevaluation of usefulness in vivo dosimetry, and the diode detectors to measure the skin dose of patient with the rectal cancer. The measurements of dose delivered were compared with the planned dose from the treatment planning system (TPS). We evaluated the clinical application of OSDs in radiotherapy. We measured the calibration factor of OSLDs and used the percent depth dose to verified, also, we created the three point of surface by ten patients of rectal cancer to measured. The calibration factors of OSLD was 1.17 for 6 MV X-ray and 1.28 for 10 MV X-ray, demonstrating the energy dependency of X-ray beams. Comparison of surface dose measurement using the OSLDs and diode detectors with the planned dose from the TPS, The skin dose of patient was increased 1.16 ~ 2.83% for diode detectors, 1.36 ~ 2.17% for OSLDs. Especially, the difference between planned dose and the delivery dose was increased in the perineum, a skin of intense flexure region, and the OSLDs as a result of close spacing of measuring a variate showed a steady dose verification than the diode detectors. Therefore, on behalf of the ionization chamber and diode detectors, OSLDs could be applied clinically in the verification of radiation dose error and in vivo dosimetry. The research on the dose verification of the rectal cancer in the around perineal, a surface of intense flexure region, suggest continue to be.

**Keyword** : In vivo dosimetry, Diode detector, Optically stimulated luminescence (OSL), Dose verification