

# Evaluation of Attenuation Rate Error on Skin Dosimeter using Monte Carlo Simulation in Photon and Electron Beam Therapy

Moo-Jae Han,<sup>1</sup> Seung-Woo Yang,<sup>1</sup> Seung-Uk Heo,<sup>2</sup> Sang-Il Bae,<sup>3</sup> Young-Min Moon,<sup>3</sup> Sung-Kwang Park,<sup>4</sup> Jin-Young Kim<sup>3,\*</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiation Oncology, Collage of Medicine, Inje University

<sup>2</sup>Department of Research Institute for Convergence of Biomedical Science and Technology, Yangsan Hospital, Pusan National University

<sup>3</sup>Department of Radiation Oncology, Dongnam Institute of Radiological and Medical Sciences

<sup>4</sup>Department of Radiation Oncology, Busan Paik Hospital, Inje University

Received: October 30, 2020. Revised: November 27, 2020. Accepted: November 30, 2020

## ABSTRACT

In the field of radiation therapy using photon beams and electron beams, since each patient has a different sensitivity to radiation, skin side effects may occur even at the same dose. Therefore, if there is a risk of excessive dose to the skin, a dosimeter is attached to verify whether the correct dose is being investigated. However, since the skin dosimeter checks the attachment site visually by measuring a point dose, it is difficult to confirm an accurate dose distribution. As a result, the measurement and simulation errors of the material HgI<sub>2</sub> in the 6 MV photon beam were 3.73% and 5.24%, respectively, at the minimum thickness of 25 μm, and the material PbI<sub>2</sub> was 4.73% and 5.65%, respectively. On the other hand, as a result of the 6 MeV electron beam, the measurement and simulation errors of the material HgI<sub>2</sub> were 1.35% and 1.12%, respectively, at a minimum thickness of 25 μm, and the material PbI<sub>2</sub> showed relatively low attenuation error, 1.67% and 1.20%, respectively. Therefore, it was evaluated that the thickness of the photon beam within 25 μm and the electron beam within 100 μm is suitable to have a reduction rate error within 5%. This study presents a new research direction for a flexible dosimeter attached to the human body that is required in clinical practice and the construction conditions of a future skin dosimeter.

Keywords: Attenuation rate, Flexible, Skin dose, Photon, Electron

## I. INTRODUCTION

방사선 치료에서 피부는 약 30 Gy 이상의 선량이 노출되면 홍반 (erythema), 박리 (desquamation), 괴사 (necrosis) 등과 같은 부작용이 발생할 수 있다.<sup>[1,2]</sup> 또한 전자선치료는 피부 또는 심부깊이가 낮은 종양을 대상으로 사용되기 때문에 더욱 밀접하게 작용한다. 이때 치료 선량은 치료계획시스템에서 계산하여 예측하고 있지만, 정확도는 ± 20%에 불과하다.<sup>[3]</sup> 그리고 환자는 방사선에 대한 피부민

감도가 다르기 때문에, 부작용이 발생할 경우 선량계를 이용한 검증이 요구된다.<sup>[4]</sup>

이에 임상에서는 필름 (14%), 광자극발광선량계 (26%), 열형광선량계 (11.8%) 등의 선량계를 사용하여 피부선량을 측정하고 있지만, 이들은 약 10% 이상의 높은 오차를 가진다.<sup>[5]</sup> 또한 부착 부위를 육안으로 확인하기 때문에 위치 정확성이 떨어지는 문제점을 가진다. 이에 임상에서는 인체에 부착하여 체표면적에 대한 선량검증이 가능한 선량계가 요구된다.

\* Corresponding Author: Jin Young Kim

E mail: 99me@nate.com

Tel: \*\*\* - \*\*\*\* - \*\*\*\*

이때 피부선량은 표면에서부터 발생하는 2차 전자 발생으로부터 빌드업 영역을 가지기 때문에 선량계의 구성 물질과 두께에 따라 선량변화를 초래할 수 있다.<sup>16)</sup> 이에 본 연구에서는 임상에서 사용 가능한 패치형 선량계 개발에 앞서 치료선량 차이를 줄이기 위한 기초연구에 중점을 두었다.

현재 방사선 검출기 분야에서는 연성 기능을 가지는 광도전체 물질을 활용한 계측 연구가 활발히 이루어지고 있다.<sup>17,8)</sup> 이 중 수은요오드화합물 ( $HgI_2$ )와 납요오드화합물 ( $PbI_2$ )는 높은 원자번호 ( $Z_{Hg} : 80, Z_{Pb} : 82, Z_I : 53$ )를 가지며, 2.1 eV, 2.31 eV로 넓은 밴드갭 에너지를 갖는다. 그러므로 X-ray 또는  $\gamma$ -ray에 대한 흡수율이 높기 때문에 다양한 계측 평가가 이루어져왔다.<sup>18-10)</sup> 하지만 체표면의 선량 분포를 분석하기 위한 선량계 연구에 앞서 검출에 의한 임상적 오차를 분석하기 위한 연구는 이루어지지 않았다.

한편 입자침전법 (particle in binder; PIB) 증착 방식은 파우더 형태인 광도전체 물질과 실리콘바인더를 혼합함으로써 연성을 가지는 기능성 물질 제작이 가능하다.

이에 본 연구에서는  $HgI_2$ 와  $PbI_2$  기반의 연성 물질을 제작하였다. 이후 광자선과 전자선에 대하여 각 두께의 검출률 오차를 평가함으로써 최적화된 선량계 두께를 제시하고자 하였다. 또한 각 평가 항목에 대한 결과를 검증하기 위해 몬테카를로 시뮬레이션 결과를 비교하였다.

## II. MATERIAL AND METHODS

### 1. Film and fabrication of photoconductor

본 연구는 피부 선량계의 검출률 오차를 평가하기 위해 polyester (PET) 필름 상에 PIB 증착 방식을 활용하여  $HgI_2$ 와  $PbI_2$  물질을 제작하였다.

PET 필름은 50 ~ 250  $\mu m$  두께를 사용하였고, 이 물질을 제거하기 위해 30분간 초음파 세척을 수행하였다. 이후 광도전체 물질 제작은 99.999% 순도를 가지는  $HgI_2, PbI_2$  (Kojundo chemical laboratory Inc., Japan) 파우더 물질과 실리콘 고무 바인더 (T-2)를 4:1 혼합비로 혼합하여 스크린프린팅 기법

으로 도포하였다. 이때 광도전체 크기는 plane parallel 이온 챔버 (PP chamber)의 크기 (반경 : 3 cm)와 검출용적 (반경 : 2.5 mm, 깊이 : 1 mm)을 커버할 수 있는 4 cm  $\times$  4 cm로 설정하였고, 25 ~ 250  $\mu m$ 까지 두께를 제작하기 위해 프레임을 형성하였다. 이후 물질 표면 거칠기 (roughness)를 5% 이하로 낮추기 위해 30분간 석정반 공정을 수행하였고, 70°C에서 8시간 오븐 공정을 통해 물질을 제작하였다.

### 2. Measurement set-up

본 연구에서는 피부 선량계의 최적 두께를 제시하기 위해 50 ~ 250  $\mu m$  두께에 대한 PET 필름의 최적 두께를 평가하였다. 이후 평가된 최적 두께를 보이는 PET 필름 상에 25 ~ 250  $\mu m$ 의 두께를 가지는 물질을 제작하였으며, 두께에 따른 검출률 오차를 측정하였다. 이때 검출률 오차는 0  $\mu m$ 의 정규화된 측정치를 기준으로 오차를 제시하였다. Fig. 2는 검출률 오차 평가를 위한 측정 모식도를 보여준다.

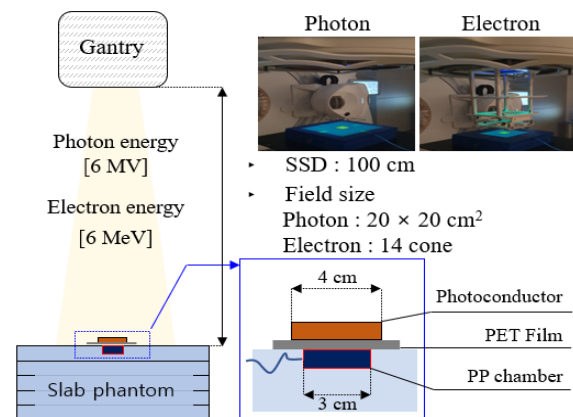


Fig. 1. The schematic diagram of measurement setup at photon and electron beam.

검출률 오차 측정은 선형가속기 (Elekta AB, Stockholm, Sweden)를 이용하여 6 MV 에너지의 광자선과 전자선을 조사하였다. 이때 선원과 표면과의 거리 (Source to surface distance; SSD)는 100 cm로 설정하였으며, 500 MU/min의 선량률에서 200 MU의 방사선량을 10회 반복하여 조사하였다. 검출률 오차 측정은 표면 선량에 대해 정확한 측정이 가능한 PP chamber (Advanced Markus chamber,

PTW type 34045)를 사용하였다. Table 1은 본 연구에서 사용된 PET 필름의 두께와 제작된 광도전체의 두께를 보여준다.

Table. 1 Film and material condition

PET film thickness	50, 75, 100, 125, 150, 250 $\mu\text{m}$
PET film size	5 cm $\times$ 5 cm
Material thickness	25, 50, 75, 100, 125, 250 $\mu\text{m}$
Material size	4 cm $\times$ 4 cm

필름 감약률 오차 평가는 PET 필름의 최적화된 두께를 설정하기 위해 수행하였다. 이후 선정된 두께를 가지는 필름상에 광도전체 물질을 증착하여 감약률 오차 평가하였다. Table 2는 측정 시 설정된 LINAC의 조사조건을 보여준다.

Table. 2 Measurement condition

Energy	Photon 6 MV, Electron 6 MeV
Field size	Photon 20 cm $\times$ 20 cm
	Electron 14 cm $\times$ 14 cm (14 cone)
Dose	200 MU
Dose rate	500 MU/min
SSD	100 cm
Irradiation times	10

TRS-398 report에 따르면 어떤 종류의 치료 용적에 대하여 흡수선량 투여는  $\pm 5\%$ 의 정확성을 권고하고 있다.<sup>[11]</sup> 이에 본 연구에서는 감약률 오차의 평가 기준은 5% 미만으로 설정하였다.

## 2. Simulation set-up

본 연구에서는 측정 결과를 검증하기 위해 몬테카를로 시뮬레이션을 수행하였다. Fig. 2는 시뮬레이션 구동을 위한 기하학적 구조를 보여준다. 전자선의 경우 선속평탄여과판 (Flattening filter)의 위치에 산란막 (Scattering foil)을 위치시켰다.

시뮬레이션 구동을 위한 code는 Monte-Carlo N-Particle transport 6.1 (MCNP)를 사용하였으며, 크게 2단계로 나누어 진행하였다. 본 연구는 LINAC 장비와 시뮬레이션의 빔 일치를 검증하기 F6 tally

를 이용하여 MeV/g으로 측정 후 식(1)을 이용해 심부선량분율을 (percentage depth dose; PDD)을 산정해 비교하였다.

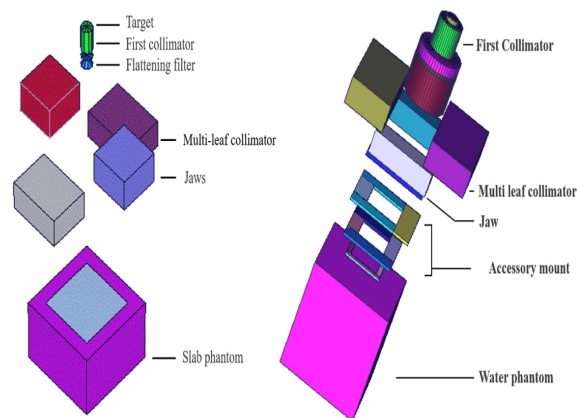


Fig. 2. The geometry of simulation at photon (left) and electron (right) beam.

$$PDD = \frac{d_d}{d_m} \times 100(\%) \quad (1)$$

$d_d$  : Measurement dose

$d_m$  : Maximum dose

일반적으로 방사선치료 선형가속기 시뮬레이션은 PDD를 측정값과 비교하여 빔 모델링에 대한 검증 수행한다. 이를 얻기 위해 SSD가 100 cm인 지점에 50  $\times$  50  $\times$  50  $\text{cm}^3$  크기의 물 팬텀을 구성하였다. 이때 검출 용적으로 설정한 voxel은 측정에 사용되는 thimble chamber 측정 용적인 0.13  $\text{cm}^3$ 와 근접한 0.5  $\times$  0.5  $\times$  0.5  $\text{cm}^3$ 로 구현하여 선량 값을 도출하였다. 시뮬레이션은 3% 미만의 신뢰도를 가지기 위해 조사야 10  $\times$  10  $\text{cm}^2$  조건에서 8  $\times$  10<sup>7</sup>이력수로 총 3회 반복 시행하여 계산하였다.

## III. RESULT

### 1. PDD of measurement and simulation

본 연구의 빔 모델링 검증은 표면 선량계 감약률에 대한 목적에 맞춰, 측정과 시뮬레이션의 PDD 0 cm와 0.5 cm 깊이의 결과를 비교하였다. Fig. 3는

LINAC 광자선 6 MV의 측정과 시뮬레이션 PDD 결과를 보여준다.

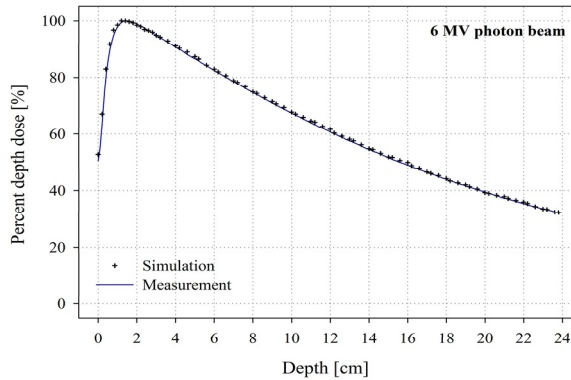


Fig. 3. Percentage depth dose at 6 MV photon beam.

본 결과 MCNP로 얻은 0.2 cm 간격으로 출력한 PDD의 선량 차이는 평균  $\pm 1.23\%$ 로 임상적 허용 범위인 2% 이내의 결과로 나타났다. 이를 토대로 시뮬레이션으로 구현한 가속기 모델링이 신빙성이 있음을 파악하였다.

6 MV 광자선의 PDD 오차는 0 mm에서 약 4.04%, 5 mm에서 약 0.70%를 보였다. 일반적으로 치료계획시스템에서 측정과 시뮬레이션의 표면오차는 약 20% 이상을 보인다.<sup>[12]</sup> 이와 비교하였을 때 본 결과는 높은 신뢰성을 가진다.

본 연구에서는 전자선의 감약률 비교를 위해 전자선 PDD를 비교하였다. Fig. 4는 LINAC 전자선 6 MeV의 측정과 시뮬레이션의 PDD를 보여준다.

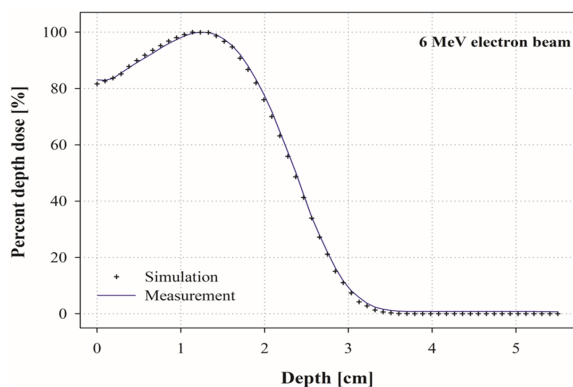


Fig. 4. Percentage depth dose at 6 MeV electron beam.

6 MeV 전자선의 경우 PDD 오차는 0 cm에서

1.44%, 0.5 cm에서 0.97%로 2% 이내의 결과를 보였다.

## 2. Film attenuation rate

본 연구에서는 피부 선량 측정을 위한 연성 선량계의 최적화된 두께를 제시하기 위해 필름과 광도전체 물질 두께에 따른 감약률 오차를 제시하였다. Fig. 4은 필름 두께에 따른 측정과 시뮬레이션의 감약률 오차를 보여준다.

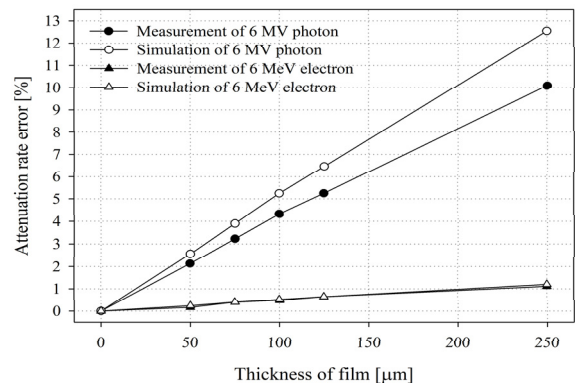


Fig. 4. Attenuation of PET film at 6 MV and 6 MeV.

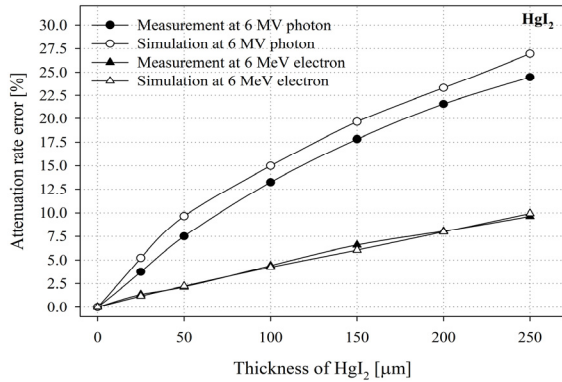
6 MV 광자선의 측정과 시뮬레이션 결과는 최소 두께 50  $\mu\text{m}$ 에서 각각 2.14%, 2.64% 오차를 보였다. 또한 필름 두께가 증가함에 따라 선량이 선형적으로 증가하는 경향성을 보였으며, 평균오차는 1.18%를 보였다. 이에 필름 두께는 최소 75  $\mu\text{m}$  미만에서 평가기준인 5% 미만의 오차를 만족하는 결과를 보였다.

6 MeV 전자선의 경우, 측정과 시뮬레이션의 오차는 최소 두께인 50  $\mu\text{m}$ 에서 각각 0.16%, 0.24%를 보였고, 전자선은 광자선보다 낮은 감약률 오차를 보였다.

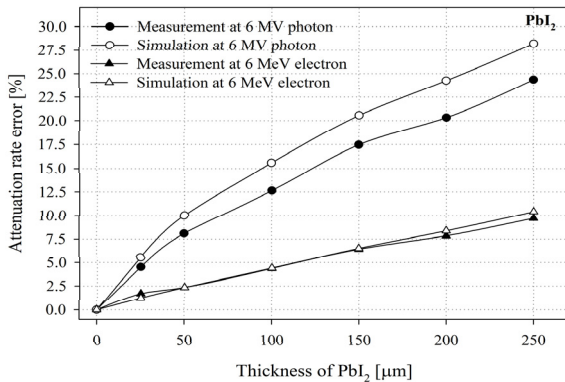
## 3. Film and material attenuation rate

본 연구에서는 광도전체 물질 제작은 필름 두께에 따른 증착 안정성을 고려하여, 평가 기준 5% 이내를 만족하는 75  $\mu\text{m}$  PET 필름 상에 증착하였다. Fig. 5는 제작된 물질 두께에 따른 측정과 시뮬레이션의 감약률 오차를 보여준다. 본 연구 결과 전반적인 물질의 감약률 오차는 필름과 유사하게 물질

두께가 점차적으로 증가함에 따라 선형적으로 증가하는 경향을 보였다.



(a) Attenuation rate error of HgI<sub>2</sub>



(b) Attenuation rate error of PbI<sub>2</sub>

Fig. 5. Attenuation rate error of materials at 6 MV and 6 MeV.

6 MV 광자선 결과, 물질 HgI<sub>2</sub>의 측정과 시뮬레이션 오차는 최소두께 25 μm에서 각각 3.73%, 5.24%를 보였다. 물질 PbI<sub>2</sub>의 측정과 시뮬레이션 오차는 각각 4.73%, 5.65%를 보였다. 반면 6 MeV 전자선 결과, 물질 HgI<sub>2</sub>의 측정과 시뮬레이션 오차는 최소두께 25 μm에서 각각 1.35%, 1.12%를 보였다. 물질 PbI<sub>2</sub>의 측정과 시뮬레이션 오차는 각각 1.67%, 1.20%로 비교적 낮은 감약률 오차를 보였다. 이에 본 연구 결과 광자선은 5% 이내의 감약률 오차를 가지기 위해서는 최소 25 μm 미만의 두께가 적합한 것으로 평가되었다.

반면 전자선의 경우 100 μm 이내 두께가 적합한 것으로 평가되었다. 최소두께 25 μm 두께를 기준으로 측정과 시뮬레이션의 결과 오차는 6 MV 광자

선과 6 MeV 전자선에서 각각 최대 1.51%, 0.50%로 시뮬레이션에서 높게 평가되었으며 유사한 결과를 보였다.

#### IV. DISCUSSION & CONCLUSION

본 연구에 사용된 실리콘 고무 바인더의 PIB 증착방식은 다양한 형태로 가공, 성형이 가능한 연성 물질로써 인체에 적용할 수 있는 피부 선량계로써 활용이 가능하다. 이에 본 연구는 피부 선량계 제작을 위한 기초 연구로서, 선량계 물질 구성과 두께에 따른 감약률 오차를 제시하였다. 이는 감약률로 인해 미치는 피부선량의 오차를 제시함과 동시에 연성 피부 선량계의 최적화된 두께를 평가하는 첫 번째 연구로써 의미가 있다.

본 연구 결과 필름의 두께는 광자선에서 최소 75 μm 두께로 평가되었으며, 전자선은 모든 두께에서 평가기준 5% 이내를 만족하였다. 물질의 두께는 광자선에서 25 μm, 전자선에서 100 μm 이내에서 평가기준을 만족하였다. 그러므로 피부선량의 오차를 줄이기 위한 피부 선량계는 약 25 μm 이하의 박막 두께로 제작되어야 하며, 정확한 측정을 위해 신호수집 효율이 우수한 물질이 활용되어야 한다.

물질 PbI<sub>2</sub>는 HgI<sub>2</sub>보다 비교적 감약률 오차가 크게 발생하였다. 그러므로 감약에 의한 선량오차를 줄이기 위한 선량계 물질은 PbI<sub>2</sub> 물질 보다 HgI<sub>2</sub> 물질이 적합하다. 본 결과는 약 2 MeV 이상의 에너지에서 물질 원자번호가 높아질수록 질량 감쇠계수가 높게 발생하는 이론에 근거하여 물질의 전자 밀도에 의한 영향이 높은 것으로 사료된다.<sup>[13]</sup> 그러므로 피부 선량계 물질은 원자번호 및 전자밀도에 대한 물리적 특성이 고려되어야 한다. 또한 선량계 구성을 위한 보호막 재질은 연성 기능을 포함하여 감약에 영향을 크지 않은 조건이 고려되어야 한다.

본 연구에서는 물질과 두께 변경에 따른 결과를 유추하기 위한 방법으로 MCNP 코드를 사용하여 시뮬레이션과 측정 결과를 비교, 검증하였다. 시뮬레이션 결과는 필름 두께 75 μm 이내와 물질 두께 25 μm 미만일 때 가장 적합한 두께로 유추할 수 있다. 이는 추가적인 물질 개발과 제작 두께를 미리

유추할 수 있는 기초자료로써 활용이 가능하다.

다결정질 (poly-crystalline) 기반 선량계는 광자선에 대한 성능 평가를 통해 적용 가능성이 보고되어 왔다.<sup>[14,15]</sup> 반면 전자선에 대한 성능 평가는 미흡한 실정이다. 이에 광자선과 전자선의 검출 특성에 대한 연구가 이루어진다면 피부선량을 검증할 수 있는 패치형 선량계 개발에 대한 접근방향을 제시할 수 있을 것으로 사료된다.

점 선량을 측정하는 기존 선량계는 피부 표면의 선량 분포를 분석할 수 없기 때문에 인접빔 (adjacent beam)의 두개척수조사 (craiospinal irradiation) 치료에서 접합 사이 (junction gap)를 정확하게 검증할 수 없는 문제점을 가진다. 이에 2D 피부 선량계 개발을 위해 array 검출을 통한 검증연구가 필요하다. 또한 인체 표면에 부착할 수 있는 연성 물질로써 인장 강도 및 주사전자현미경 (SEM) 분석을 통한 물리적 평가와 구부림에 따른 전기적 특성 분석이 함께 이루어져야 한다.<sup>[10]</sup>

본 연구는 임상에서 요구되는 인체 부착형 연성 선량계의 새로운 연구 방향을 제시함과 동시에 미래 피부선량계의 구성 조건을 제시하고 있다. 또한 본 연구는 방사선을 다루는 모든 계측분야에서 곡면 형태로 적용할 수 있는 검출기 연구의 기초자료로 활용될 수 있다.

### Acknowledgement

This work was supported by the National Research Foundation of Korea (NRF) grant funded by the Korean government (MSIP) (NRF-2019R1C1C1008911).

### Reference

[1] Kry SF, Smith SA, Weathers R, Stovall M. Skin dose during radiotherapy: a summary and general estimation technique. *Journal of applied clinical medical physics*, Vol. 13, No. 3, pp. 20 34, 2012

[2] Kim J S, Jang H, Bae M J, Shim S, Jang W S, Lee S J, et al. Comparison of Skin Injury Induced by  $\beta$  and  $\gamma$  irradiation in the Minipig Model. *Journal of Radiation Protection and Research*, Vol. 42, No. 4,

pp. 189 96, 2017

[3] L. E. Court, R. B. Tishler, A. M. Allen, H. Xiang, M. Makrigrigios, L. Chin, "Experimental evaluation of the accuracy of skin dose calculation for a commercial treatment planning system", *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Vol. 9, No. 1, pp. 29 35, 2008. <https://doi.org/10.1120/jacmp.v9i1.2792>

[4] B. Emami, J. Lyman, A. Brown, L. Coia, M. Goitein, J. E. Munzenrider, B. Shank, L. J. Solin, M. Wesson, "Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation", *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, Vol. 21, No. 1, pp. 109 122, 1991. [http://dx.doi.org/10.1016/0360-3016\(91\)90171-Y](http://dx.doi.org/10.1016/0360-3016(91)90171-Y)

[5] T. A. Reynolds, P. Higgins, "Surface dose measurements with commonly used detectors: a consistent thickness correction method", *Journal of applied Clinical Medical Physics*, Vol. 16, No. 5, pp. 358 366, 2015. <http://dx.doi.org/10.1120/jacmp.v16i5.5572>

[6] H. J. Lee, S. H. Bae, K. H. Cho, J. H. Jeong, S. I. Kwon, K. D. Lee, "Evaluations and comparisons of body surface doses during breast cancer treatment by tomotherapy and linac radiotherapy devices", *Progress in Medical Physics*, Vol 28, No. 4, pp. 218 225, 2017. <http://dx.doi.org/http://dx.doi.org/10.14316/pmp.2017.28.4.218>

[7] K. M. Oh, M. J. Han, J. S. Kim, Y. J. Heo, K. T Kim, G. S. Cho, Y. K. Song, S. H. Cho, S. G. Heo, J. Y. Kim, S. K. Park, S. H. Nam, "Flexible X ray detector for automatic exposure control in digital radiography", *Journal of Nanoscience and Nanotechnology*, Vol. 16, No. 11, pp. 11473 11476, 2016. <http://dx.doi.org/10.1166/jnn.2016.13533>

[8] H. Sun, B. Zhao, D. Yang, P. Wangyang, X. Gao, X. Zhu, "Flexible X ray detector based on sliced lead iodide crystal", *physica status solidi (RRL) Rapid Research Letters*, Vol. 11, No. 2, pp. 1 5, 2017. <http://dx.doi.org/10.1002/pssr.201600397>

[9] N. E. Hartsough, J. S. Iwanczyk, E. Nygard, N. Malakhov, W. C. Barber, T. Gandhi, "Polycrystalline mercuric iodide films on CMOS readout arrays", *IEEE Transactions on Nuclear Science*, Vol. 56, No. 4, pp. 1810 1816, 2009.

<http://dx.doi.org/10.1109/TNS.2009.2023478>

- [10] M. Zhong, L. Huang, H. X. Deng, X. Wang, B. Li, Z. Wei, J. Li, "Flexible photodetectors based on phase dependent  $PbI_2$  single crystals", *Journal of materials chemistry. C, Materials for optical and electronic devices*, Vol. 4, No. 27, pp. 6492-6499, 2016. <http://dx.doi.org/10.1039/C6TC00918B>
- [11] P. Andreo, *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water (TRS 398, Vienna, Austria, 2006)*
- [12] D. Wolff, F. Stieler, G. Welzel, F. Lorenz, A. M. Yasser, S. Mai, C. Herskind, M. Polednik, V. Steil, F. Wenz, F. Lohr, "Volumetric modulated arc therapy (VMAT) vs. serial tomotherapy, step and shoot IMRT and 3D conformal RT for treatment of prostate cancer", *Radiotherapy and oncology: journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology*, Vol. 93, No. 2, pp. 226-259, 2009. <http://dx.doi.org/10.1016/j.radonc.2009.08.011>
- [13] F. M. Khan, *Khan's the physics of radiation therapy fifth edition. Chapter 5: interactions of ionizing radiation (Wolters Kluwer, Philadelphia, U.S.A, 1987).*
- [14] K. T. Kim, Y. J. Heo, M. J. Han, K. M. Oh, Y. K. Lee, S. W. Kim, S. K. Park, "Development and evaluation of multi energy  $PbO$  dosimeter for quality assurance of image guide radiation therapy devices", *Journal of instrumentation*, Vol. 12, No. 4, pp. 1-10, 2017. <http://dx.doi.org/10.1088/1748-0221/12/04/C04024>
- [15] K. M. Oh, M. J. Han, K. T. Kim, Y. J. Heo, C. W. Moon, S. K. Park, S. H. Nam, "Development and evaluation of polycrystalline cadmium telluride dosimeters for accurate quality assurance in radiation therapy", *Journal of Instrumentation*, Vol. 11, No. 2, pp. 1-8, 2016. <http://dx.doi.org/10.1088/1748-0221/11/02/C02040>

# 광자선 및 전자선 치료에서 피부선량계의 측정과 시뮬레이션을 이용한 감약률 오차 평가

한무재,<sup>1</sup> 양승우,<sup>1</sup> 허승욱,<sup>2</sup> 배상일,<sup>3</sup> 문영민,<sup>3</sup> 박성광,<sup>4</sup> 김진영<sup>3,\*</sup>

<sup>1</sup>인제대학교 의과대학 방사선종양학과

<sup>2</sup>양산부산대학교병원 의생명융합연구소

<sup>3</sup>동남권원자력의학원 방사선종양학과

<sup>4</sup>인제대학교 부산백병원 방사선종양학과

## 요 약

광자선과 전자선을 사용하는 방사선 치료 분야에서는 환자마다 방사선에 대한 민감도가 다르기 때문에 동일한 선량에서도 피부 부작용이 발생할 수 있다. 이에 피부에 과다선량 위험도가 있을 경우, 선량계를 부착하여 정확한 선량이 조사되고 있는지 검증하고 있다. 하지만 피부선량계는 점선량을 측정하는 방식으로 부착부위를 육안으로 확인하기 때문에, 정확한 선량 분포를 확인하기 어려운 문제점이 있다. 이에 본 연구에서는 체표면적에 대한 선량분포를 확인할 수 있는 2D 선량계의 기초 연구로 감약률 오차를 분석하여 최적화된 선량계 조건을 제시하고자 하였다. 본 결과 6 MV 광자선에서 물질 HgI<sub>2</sub>의 측정과 시뮬레이션 오차는 최소두께 25 μm에서 각각 3.73%, 5.24%를 보였고, 물질 PbI<sub>2</sub>는 각각 4.73%, 5.65%를 보였다. 반면 6 MeV 전자선 결과, 물질 HgI<sub>2</sub>의 측정과 시뮬레이션 오차는 최소두께 25 μm에서 각각 1.35%, 1.12%를 보였고, 물질 PbI<sub>2</sub>는 각각 1.67%, 1.20%로 비교적 낮은 감약률 오차를 보였다. 이에 본 연구 결과 5% 이내의 감약률 오차를 가지기 위해서는 광자선 측정은 최소 25 μm 미만, 전자선 측정은 100 μm 이내 두께가 적합한 것으로 평가되었다. 본 연구는 임상에서 요구되는 인체 부착형 flexible 선량계의 새로운 연구 방향과 미래 피부선량계의 구성 조건을 제시하고 있다.

중심단어: 감약률, 연성, 피부 선량, 광자선, 전자선

## 연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	한무재	인제대학교 의과대학 방사선종양학과	연구원
(공동저자)	양승우	인제대학교 의과대학 방사선종양학과	연구원
	허승욱	양산부산대학교병원	연구원
	배상일	동남권원자력의학원 방사선종양학과	연구원
	문영민	동남권원자력의학원 방사선종양학과	연구원
	박성광	인제대학교 부산백병원 방사선종양학과	부교수
	(교신저자)	김진영	동남권원자력의학원 방사선종양학과