

Evaluation of Fabricated Semiconductor Sensor for Verification of γ -ray Distribution in Brachytherapy

Jeong-Eun Park*, Kyo-Tae Kim[†], Won-Hoon Choi[†], Ho Lee[†], Sam-Joo Cho[†], So-Hyun Ahn[†],
Jin-Young Kim[§], Yong-Keun Song^{||}, Keum-bae Kim^{||}, Hyun-Do Huh^{**}, Sung-Kwang Park^{††}

*Department of Radiation Oncology, YeonSei Cancer Center, Seoul,

[†]Department of Biomedical Engineering, Inje University, Gimhae,

[†]Department of Radiation Oncology, School of Medicine, Yonsei University, Seoul,

[§]Department of Radiation Oncology, Haeundae Back Hospital, Busan,

^{||}Division of Heavy Ion Clinical Research, Korea Institute of Radiological and Medical Sciences, Seoul,

^{||}Department of Radiation Oncology, Korea Institute of Radiation Oncology and Medical Physics, Seoul,

^{**}Department of Radiation Oncology, Inha University Hospital, Incheon,

^{††}Department of Radiation Oncology, Busan Back Hospital, Busan, Korea

In radiation therapy fields, a brachytherapy is a treatment that kills lesion of cells by inserting a radioisotope that keeps emitting radiation into the body. We currently verify the consistency of radiation treatment plan and dose distribution through film/screen system (F/S system), provide therapy after checking dose. When we check dose distribution, F/S systems have radiation signal distortion because there is low resolution by penumbra depending on the condition of film developed. In this study, We fabricated a HgI₂ Semiconductor radiation sensor for base study in order that we verify the real dose distribution whether it's same as plans or not in brachytherapy. Also, we attempt to evaluate the feasibility of QA system by utilizing and evaluating the sensor to brachytherapy source. As shown in the result of detected signal with various source-to-detector distance (SDD), we quantitatively verified the real range of treatment which is also equivalent to treatment plans because only the low signal estimated as scatters was measured beyond the range of treatment. And the result of experiment that we access reproducibility on the same condition of γ -ray, we have made sure that the CV (coefficient of variation) is within 1.5 percent so we consider that the HgI₂ sensor is available at QA of brachytherapy based on the result.

Key Words: Digital radiation detector, HgI₂, γ -ray Detector, Brachytherapy, Radiation therapy

서 론

방사선을 이용한 기술은 점차 적용 범위가 넓어지고 있으며 그 중 방사선의 생물학적 영향을 바탕으로 한 방사선 치료분야의 기술은 다른 방사선 기술보다 더욱 많이 연구되고 있다. 방사선 치료는 외부에서 방사선을 조사하여 최

대 선량 깊이의 병변 조직을 사멸시키는 외부조사법과 자연적으로 계속해서 방사선을 발생시키는 방사성 동위원소를 강 내, 조직 내, 표피 등에 직접 위치시켜 병변 조직을 사멸시키는 근접치료법이 있다. 그 중 근접치료법은 핵의 붕괴에 의해 발생하는 감마선을 이용한 치료로써 MV 단위의 고에너지를 이용하며, 외부방사선 조사법과 달리 방사선 치료 도중 선량 조절 또는 제어가 불가능하므로 치료계획과 동일한 선량 분포를 구현하여야 정확한 치료를 수행할 수가 있다.¹⁾ 현재 방사선 근접치료 수행 시 선원의 선량을 확인하기 위하여 우물형 계수기(Well Counter)를 이용하고, 이러한 선원의 선량 분포와 치료계획의 일치성 확인을 위하여 F/S (Film/Screen) 시스템을 활용하고 있는 실정이다.²⁾ F/S System은 방사선 조사량에 따른 농도로 표현하는데, 이 때 영상에서 방사선 조사범위의 가장자리가 뚜렷하

This work was supported by the Radiation Safety Research Programs (1305033) through the Nuclear Safety and Security Commission.

Received 9 December 2015, Revised 24 December 2015, Accepted 25 December 2015

Correspondence: Sung-Kwang Park (physicist@paik.ac.kr)

Tel: 82-51-890-8749, Fax: 82-51-891-1754

© This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

지 않은 반응형 현상이 나타나 방사선 근접치료 범위 확인을 정확하게 수행할 수 없다.³⁾ 또한 필름 현상과정으로 실시간 판독이 어렵고, 현상 조건에 따른 방사선 신호의 왜곡이 발생 할 수 있다.

최근 방사선 검출 시스템은 F/S의 단점을 보완하고자 현상 과정을 수행하지 않음으로써 방사선 신호의 왜곡이 적으며 실시간 판독이 가능한 디지털 검출 시스템으로 점차 변화하고 있다. 이를 근접치료에 적용 시 치료 직전의 γ -선 분포를 실시간으로 확인 가능하여 치료의 정확성을 증가시킬 수 있다. 이에 본 연구에서는 방사선 근접치료 시 실제 치료선원의 선량 분포와 치료계획의 일치성 여부를 확인하기 위한 디지털 γ -선 검출 시스템을 제작하고자, 요오드화수은(Mercuric Iodide; 이하 HgI₂) 반도체 검출센서를 두께 별로 제작하고, 치료 선원 Ir-192의 γ -선을 조사함으로써 적용 가능성을 평가하고자 한다.

재료 및 방법

1. γ -선 검출물질 선정 및 제작

검출센서 제작에 선정한 물질의 유효 원자번호(Effective atomic number; Z_{eff})는 66이고, 일함수(Work function)가 4.2 eV인 HgI₂를 선정하였다.^{4,5)} Table 1은 반도체 검출센서 제작에 활용되고 있는 물질의 특성을 나타내고 있다.

HgI₂는 상온에서 동작 시 방사선 검출 효율 저하가 없고, 다른 반도체 물질에 비하여 상대적으로 검출 특성이 높기 때문에 실제 방사선 근접치료 환경에서 적절하게 이용 가능할 것으로 사료되어 본 연구에서는 HgI₂를 선정하였다. 또한 본 연구에서는 선정한 물질의 γ -ray 흡수율 15%를 기준으로 검출기의 두께를 제작하기 위하여, 수식 (1)을 이용하여 흡수율을 도출하였다.^{6,7)}

$$I_A/I_0 = 1 - e^{-\mu x} \tag{1}$$

즉, I_A는 흡수선량을 의미하고, I₀는 초기 선량을 의미하며, μ 는 선감약계수를 의미한다. 또한 X는 방사선 검출물질의 두께를 의미한다. 이와 같은 수식을 활용 시 HgI₂의 선감약계수를 활용하기 위하여 미국국립표준기술연구소(National Institute of Standards and Technology; NIST)에서 제시하고 있는 질량 감약 계수 및 밀도를 이용하였다.⁸⁾ 이때 치료선원인 Ir-192의 평균에너지(0.4 MV)에 대한 HgI₂의 질량감약계수는 0.1661 cm²/g이었고, 밀도는 6.36 g/cm³이다. 수식 (1)로 흡수율 15%를 확인한 결과, 본 연구의 목적에 적합한 센서의 최적 두께를 1100 μ m로 선정하였다. Fig. 1은 본 연구에서 제작한 검출 센서의 모식도를 나타내고 있다.

반도체 센서를 제작하기 위해 검출물질 내부에서 생성된 전하를 수집하기 위한 하부전극은 ITO glass를 이용하였다. 각 센서의 두께는 각각 400 μ m부터 1600 μ m까지 200 μ m 단위로 증가시켰고, 넓이는 1.5 cm×1.5 cm로 고정하여 마스크를 제작하였다. 방사선 검출물질 HgI₂는 입자(Powder Type) 및 바인더(Binder)를 혼합하는 입자침전법(Particles-

Table 1. Properties of semiconductor materials.

Material	Atomic number	Density (g/cm ³)	Band gap (eV)	Work function (eV)
Si	14	2.33	1.12	3.76
Ge	32	5.32	0.74	2.98
CdTe	48.52	6.06	1.47	4.43
GaAs	31.33	5.36	1.36	4.51
HgI ₂	80.53	6.36	2.13	4.2
PbI ₂	82.52	6.16	2.6	7.68

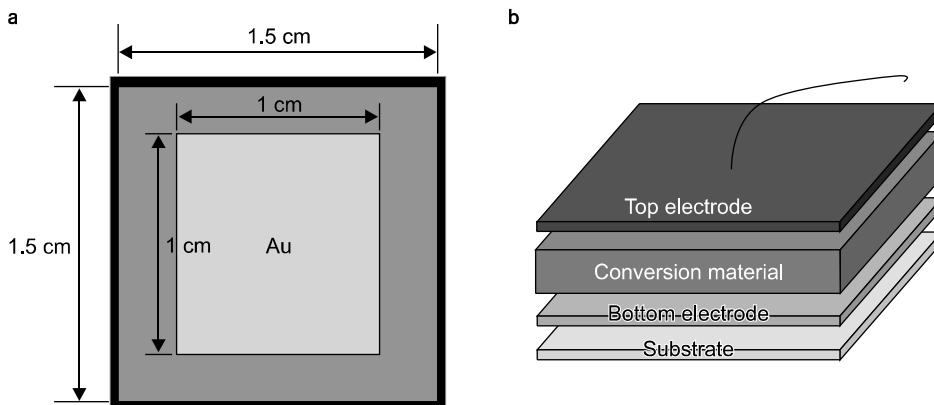


Fig. 1. Structure of material layer (a) and (b) diagram of fabricated sensors.

In-Binder; PIB)을 이용하여 스크린프린팅(Screen Printing)으로 제작하였다. 제작한 검출기는 70°C의 오븐(Oven)에서 12시간 건조하였고, 건조 후 방사선 검출물질에 전압을 인가하기 위한 상부전극을 넓이 1 cm×1 cm로 금(Au)을 물리적 증기 증착하였다.⁹⁾

2. 실험 방법

HgI₂로 제작한 검출센서로 치료계획 시의 선량범위를 나타내기 적합한 센서의 두께를 선정하기 위해 두께 별 각 센서와 치료용 감마선원의 거리를 1 cm로 고정하여 수집되는 신호량을 비교하였다. γ -선 조사에는 Afterloader System이 사용되었고, 치료용 선원 Ir-192를 이용하여 EBT Film과 제작한 검출기에 동일하게 조사하였다. 본 연구에서는 선정한 두께의 센서로 Ir-192의 동일한 γ -선을 1.7초간 10회 조사 시의 수집 신호량에 대한 재현성을 확인하고자 수식 (2)를 이용하여 변동계수를 도출하였다.

$$CV = [\sum \{(X_i - X_{Ave})^2 / (n - 1)\}]^{0.5} / X_{Ave} \quad (2)$$

즉, X_i는 I번째의 전기적 신호 수집량을 의미하고, n은 측정 횟수를 의미한다. 또한 선량곡선의 표현 가능성을 평가하기 위해 선원과 센서의 거리를 1 cm씩 증가시켜가며 동일한 실험을 수행하였다. Fig. 2는 실제 근접치료 환경에서의 실험 배치 모식도를 나타내고 있다.

제작된 센서를 도체로써 동작시키기 위해 상부전극에 전압은 Electrometer (Keithley 6517A, USA)로 인가하였다. 측정 시 이용한 감마선원은 근접치료용 방사성 동위원소 Ir-192이며, 방출선량은 1 Gy로써 실제 근접치료용 기기에 삽입하여 적용하였다. 방사선 검출센서 내부에서 생성된 하

부전극으로 수집된 방사선 신호는 Oscilloscope (LeCroy 62 Xi, USA)를 이용하여 파형으로 나타내었으며, 방사선 신호에 의한 파형은 ACQ Program (Biopac-AcqKnowledge 4.2, Canada)을 이용해 정량적으로 분석하였다.¹⁰⁾ 또한, 현재 치료선원 QA에 이용하고 있는 EBT Film과 제작한 센서에 동일한 γ 선을 조사하여 선원의 선량 범위를 비교하였다.

결과 및 고찰

1. 검출센서 두께 최적화

본 연구에서는 방사성 동위원소 Ir-192를 1.7초간 조사하여 흡수선량 1 Gy에 대하여 센서 두께에 따른 각각의 민감도를 획득하였다. Fig. 3은 실제 제작 두께에 따른 민감도를 나타내고 있다.

실험 결과, 1 mm 이하의 센서는 γ -선의 강한 에너지로 인해 센서 내 흡수율보다 투과율이 더 높아 7 nC/cm² 이하의 수집 신호량을 나타냈으며, 이론적 계산에 따라 흡수율 8%로 평가된 800 μ m를 기준으로 두께에 따른 민감도의 Fit curve가 변하는 것으로 분석되었다.

800 μ m를 기준으로 그 이하의 두께로 제작된 센서의 경우 두께에 따른 신호량 차이가 크지 않은 것으로 분석되었으나, 그 이상의 두께로 제작된 센서의 경우 큰 차이가 발생하는 것으로 평가되었다. 이 때 센서의 최적화 두께를 선정하기 위하여 재현성을 평가하였다.

재현성 평가 결과, 1.1 mm의 변동계수는 약 0.016이었고, 1.6 mm의 경우 0.039로 산출되었다. 방사선 치료분야에 이용하는 검출기의 경우 95% 신뢰구간에서 변동계수 1.5% 이내를 권고하고 있으므로¹¹⁾ 본 연구에서 평가된 약 1.2%

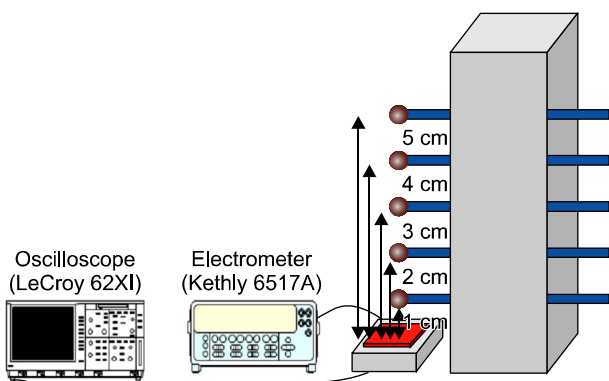


Fig. 2. Experimental setup.

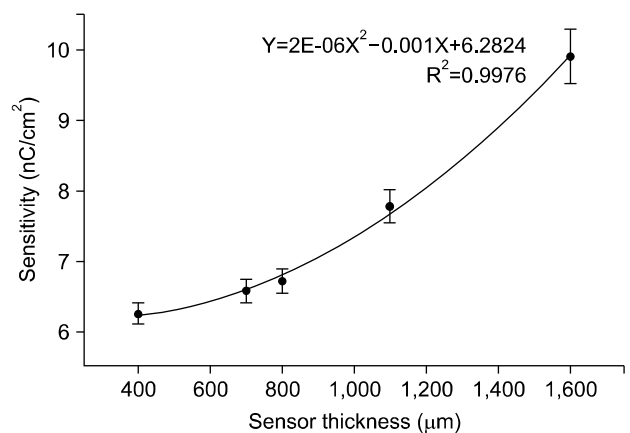


Fig. 3. Corrected signals by increased thickness respectively.

의 재현성은 충분히 센서로 활용할 수 있을 것으로 평가하였다.

2. 검출기와 선원의 거리에 따른 수집신호량

실제 근접치료 시 이용되는 선원의 선량 범위를 확인하기 위해 Ir-192 선원과 제작한 1.1 mm 센서 간의 거리를 증가시켜가며 민감도를 측정하였다. Fig. 4는 1.1 mm 센서와 선원과의 거리에 따른 수집 신호량 변화를 나타내고 있다.

실험 결과, 센서-선원 거리와 민감도 사이에서 거리의 역자승에 반비례하는 지수함수를 잘 따른다는 것을 알 수 있었다.

3. γ -선에 대한 Film의 선량 범위

제작한 센서의 거리 증가별 수집신호량 평가 결과를 바탕으로, 현재 근접치료선원 QA에 이용하고 있는 EBT Film에 근접치료선원의 치료선량을 조사하여 치료범위를 확인

하였다. 분석 결과, EBT Film의 경우 반응영역에 의한 불분명한 선량 경계면을 나타냄으로써 정확한 선량범위를 육안 평가하기 어려웠다. Fig. 5는 현재 치료선원의 QA방식으로 진행한 치료선원의 EBT Film 영상을 나타낸다.

Fig. 6는 동일한 조건에서 실험한 Film과 Digital Sensor의 정보 비교 결과이다. 위쪽 선이 Film에 조사된 γ -선 정보를 분석한 것이고, 아래쪽 선은 디지털 센서의 신호를 나타낸다. Film의 경우 조사 중심부에서부터 선량 가장자리까지의 신호가 디지털 검출기보다 구분이 명확하지 않은 것을 확인하였다.

결 론

현재 근접치료선원의 선량확인에 이용되고 있는 우물형 계수기는 선원 자체의 선량만을 확인할 뿐 치료 범위의 여부는 확인할 수가 없고, F/S 방식은 정확한 농도의 구분이

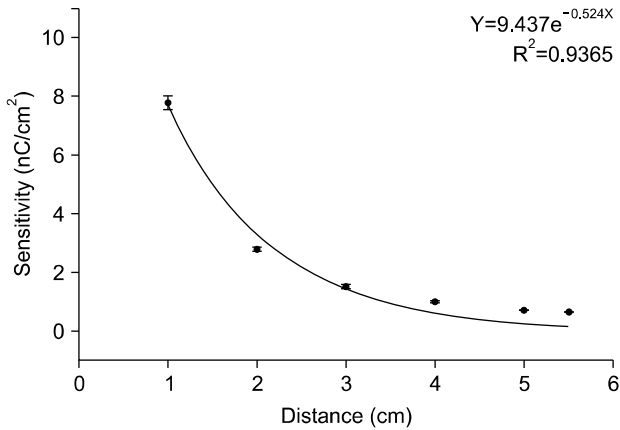


Fig. 4. Corrected signals by increased distance.

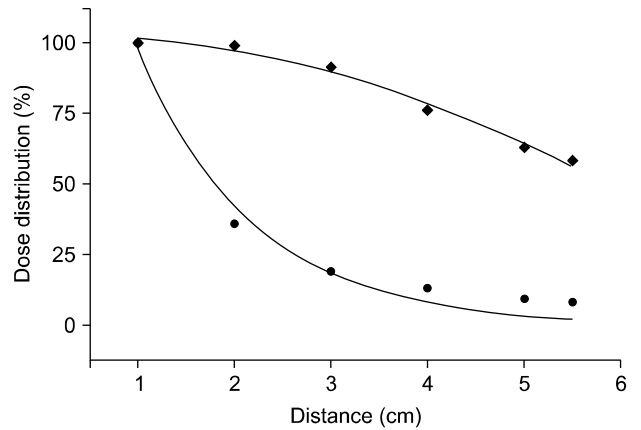


Fig. 6. Comparison of film and digital sensor.

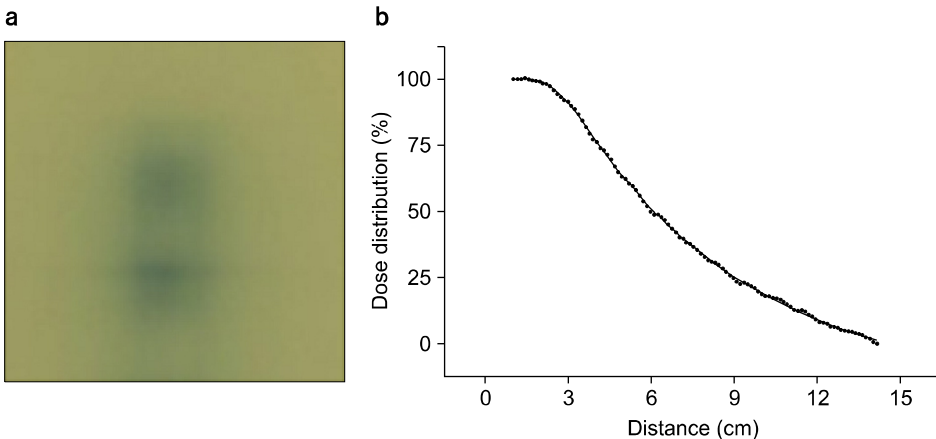


Fig. 5. Verification of γ -ray distribution by EBT film.

어려워 정확한 선량 분포 범위를 확인에 어려움이 있다. 또한 외부조사법과 같이 치료 중 선량 제어나 치료 상황을 확인하는 시스템이 근접치료에는 적용되지 않아 정확한 치료의 여부는 치료 계획과 치료 후의 검사로만 확인하고 있는 실정이다. 이에 본 연구에서는 근접치료 직전에 치료 범위 내에 선량이 동일하게 방출되고 있는지의 분포 여부를 확인하고자 반도체 검출 센서를 제작하여 그 가능성을 평가하였다.

본 연구에서는 선원과 센서의 거리에 따른 민감도 측정 결과, 대부분의 치료범위인 2 cm 이하의 거리에서 높은 신호 수집량을 나타냈으며, 3 cm 이상의 거리에서 수집된 2 nA 대의 비슷한 신호는 Ir-192 선원의 붕괴로 인한 산란선 신호로 확인되었다. 센서와 선원의 거리를 증가시키며 측정하였을 시 수집 신호량 차이를 이용해 추 후 선량 범위 뿐 아니라 선량곡선 표현도 가능할 것이라는 결론을 얻었다. 또한, 반도체 센서를 이용함으로써 현상과정 없이 전기적 신호로 변환하여 신호 왜곡이 나타나지 않는다는 장점과 정량적인 신호량을 실시간으로 확인할 수 있다는 장점이 있다. 본 연구는 근접치료에서 현재 이용하고 있는 우물형 계수기, F/S 시스템과는 다른 원리의 계측기를 개발할 수 있는 기초 연구가 될 것이며, 본 연구 결과로 시스템 제작 시 치료계획과 실제 선량 방출 분포 확인이 가능하여 치료의 정확성 향상에 기여할 것이라 사료된다.

References

1. Philippe Nickers, Benedicte Thissen, Nicolas Jansen, J.M. Deneufbourg: ^{192}Ir or ^{125}I Prostate brachytherapy as a boost to external beam radiotherapy in locally advanced prostatic cancer: A dosimetric point of view. *Radiotherapy and oncology* 78(1):47-52 (2006)
2. Giwon Jang, Jungwook Shin, Kyungmin Oh, et al: The Feasibility Study of photoconductor materials for the use of adosimeter in Radiotherapy. *The Korean Society of Radiology* 7(1):81-84 (2013)
3. Bosun Kang, et al: Development of image quality evaluation program for diagnostic radiography. *The Korean Society of Radiography* 2(2):5-10 (2008)
4. Qihua Zhao, Larry E. Antonuk, Youcef El-Mohri, et al: Performance evaluation of polycrystalline HgI₂ photoconductors for radiation therapy imaging. *Med Phys* 37(6):2738-2748 (2010)
5. Youngbin Kim, Minseok Yun, Minwoo Kim, et al: Development of Radiation Image Sensor using Hetero-junction. *The Korean Society of Radiography*. 3(3):27-35 (2009)
6. Kyotae Kim, Sangsik Kang, Sicheul Noh, et al: Absorbed Spectrum Comparison of Lead and Tungsten in Continuous X-ray Energy using Monte Carlo Simulation. *The Korean Society of Radiography* 6(6):483-487 (2012)
7. Sangsik Kang, Kyotae Kim, Sicheul Noh, et al: The Study on Design of Customized Radiation Protective Layer for Medical Radiation Dose Reduction. *The Korean Society of Radiography*. 8(6):333-338 (2014)
8. J. H. Hubbell, S. M. Seltzer, et al: Tables of X-ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients. National Institute of Standards and Technology (1999)
9. Sukhee Jung, Yoonsuk Kim, Youngbin Kim, et al: The study of PbO's sintering effect for high efficiency x-ray detection sensor. *The Korean Society of Radiography* 3(3):37-40 (2009)
10. Minseok Yun, Sungho Cho, Kyungmin Oh, et al: X-ray properties measurement of Flat panel Digital X-ray gas detector. *The Korean Society of Radiography* 3(1):15-19 (2009)
11. Luiz Antonio R. da Rosa: Reproducibility study of TLC-100 micro-cubes at radiothrapy dose level. *Applied Radiation and Isotopes*. 50:573-577 (1999)

근접치료용 방사성 동위원소의 선량분포 확인을 위한 디지털 반도체 센서의 제작 및 평가

*연세암병원 방사선종양학과, †인제대학교 의용공학과, ‡연세대학교 의과대학 방사선종양학교실,
§해운대 백병원 방사선종양학과, ||한국원자력의학원 중입자가속기사업단 중입자임상연구부,
¶한국원자력의학원 방사선종양학과, **인하대학교병원 방사선종양학과, ††부산 백병원 방사선종양학과

박정은* · 김교태[†] · 최원훈[‡] · 이 호[‡] · 조삼주[‡] · 안소현[‡]
김진영[§] · 송용근^{||} · 김금배[¶] · 허현도^{**} · 박성광^{††}

방사선 치료분야 중 근접치료는 방사성 동위원소를 체내에 직접 삽입하여 병변 세포를 사멸시키는 치료법으로써, 주로 고선량을 치료가 시행되고 있다. 현재 치료계획과 실제 선량 방출범위의 일치성 여부는 Film/Screen 시스템을 통해 확인하고, 확인된 선량분포에 따라 방사선 치료를 시행하고 있다. 선량 분포 확인 시 F/S 시스템을 이용할 경우, Film 현상 조건에 따른 신호 왜곡과 반응영역에 의한 저분해능으로 인하여 치료계획과의 선량 분포 일치성을 정량적으로 파악하기 힘든 단점이 있다. 본 연구에서는 방사선 근접치료 시 치료계획과 동일한 선량 분포 여부를 확인하는 디지털 검출시스템의 기초 연구를 진행하고자, PIB법을 이용한 Hgl₂ 반도체 검출센서를 제작하였다. 또한 이를 근접치료선원을 이용해 평가함으로써, QA 시스템으로 이용 가능성을 검증하고자 하였다. 근접치료 범위의 확인을 위하여 SDD의 변화에 대한 신호 수집량을 평가한 결과, 치료 범위 이상의 거리에서는 산란선으로 추정되는 낮은 신호만이 측정되었으므로 치료 계획 시와 동일한 치료 범위를 정량적으로 확인할 수 있었다. 또한 동일한 γ -선 조사 조건에 대한 재현성 평가 결과, 변동계수 1.5% 이내인 것을 확인하였다. 이와 같은 결과를 바탕으로, 본 연구에서 제작한 센서는 방사선 근접치료 QA 시스템으로 적용 가능할 것이라 사료된다.

중심단어: 디지털 방사선 검출기, Hgl₂, γ -선 검출기, 근접치료, 방사선치료