

Comparative and Feasibility Evaluation of Detection Ability of Relative Dosimeters using CsPbI₂Br and CsPbIBr₂ Materials in Brachytherapy QA

Seung-Woo Yang¹, Sung-Kwang Park^{2,*}

¹Department of Radiation Oncology, Collage of Medicine, Inje University

²Department of Radiation Oncology, Busan Paik Hospital, Inje University

Received: May 15, 2023. Revised: June 26, 2023. Accepted: June 30, 2023.

ABSTRACT

High dose rate brachytherapy is a cancer treatment that intensively irradiates radiation to tumors by inserting isotopes with high dose rates into the body. For such a treatment, it is necessary to deliver an accurate dose to the tumor tissue through an accurate treatment plan while delivering only a minimum dose to the normal tissue. Therefore, it is very important to check the location accuracy of the source through accurate Quality Assurance (QA) in clinical practice. However, since the source position is determined using a ruler, automatic radiographer, video monitor, etc. in clinical practice, it yields inaccurate results. In this study, a semiconductor dosimeter using CsPbI₂Br and CsPbIBr₂ was fabricated. And, in order to analyze whether it is more suitable for the relative QA dosimeter for brachytherapy device among the two materials, the radiation detection ability of each was compared and evaluated. In order to evaluate the radiation detection ability in brachytherapy, the reproducibility and linearity of the two materials were evaluated in ¹⁹²IR. In the reproducibility evaluation, CsPbI₂Br presented a Relative Standard Deviation(RSD) of 0.98% and CsPbIBr₂ presented an RSD of 3.45%. In the linearity evaluation, the coefficient of determination (R²) of CsPbI₂Br was presented as 0.9998, and the R² of CsPbIBr₂ was presented as 0.9994. As a result of the evaluation, it was found that CsPbI₂Br was more stable in radiation detection while satisfying the evaluation criteria in the dosimeter manufactured in this experiment. Therefore, CsPbI₂Br material is suitable for application as a relative dosimeter for radiation detection in brachytherapy devices.

Keyword: Radiotherapy, Dosimeter, Radiation, CsPbI₂Br, CsPbIBr₂

I. INTRODUCTION

근접방사선치료는 신체 내부에 방사선 선원을 인체 내부에 삽입하거나 표면에 위치시켜 암을 포함하는 조직에 방사선을 직접적으로 조사하여 치료하는 방법이다^[1]. 그중에 고선량률(High dose rate) 치료는 방사능이 높은 선원을 사용하여 비교적 짧은 시간 동안 고선량을 암조직에 조사한다. 단기간에 많은 선량을 암 조직에 전달하기 위하여 방사능이 높은 선원을 사용하기 때문에 각별한 주의가 필요하다. 이에 임상에서는 선원의 정확한 선

량 전달 정도, 방사능 강도, 선원 거주 시간, 선원 거주 위치 등을 파악하는 Quality Assurance(QA)가 요구된다. 일반적으로 눈금자(Ruler)나 방사선 사진(Autoradiograph), 비디오 모니터(Video monitor) 등을 이용한 방법들이 사용되고 있지만, Film 등을 통하여 간접적으로 파악하거나 맨눈으로 눈금을 평가하기에 부정확하며 과정이 복잡한 문제점을 가지고 있다. 그래서 이러한 문제점을 해결하기 위한 해결책이 요구되고 있다^[2-7].

복잡한 측정 과정을 줄여서 간편하면서도 정확한 근접방사선치료의 QA를 진행하기 위해서는 방사선 선량을 민감하게 측정할 수 있어야 한다. 다

* Corresponding Author: Sung-Kwang Park E-mail: Physicist@paik.ac.kr Tel: +82-51-890-8749
Address: Busan Paik Hospital, Inje University ,75, Bokji-ro, Busanjin-gu, Busan, Republic of Korea

양한 방사선 검출기 중에서도 반도체 방사선 검출기는 고체형 검출기이기 때문에 기체형 검출기보다 밀도가 높아 검출감도가 우수하고, 소형화가 쉬우며, 높은 에너지 분해능을 가지고 있다. 그중에서도 광도전체를 사용하는 직접 변환 방식의 검출기의 경우에는 인가된 전기장에 의해 전하를 직접 수집하여 근접방사선치료 QA 과정에서 획득한 신호를 직접적으로 디지털화하여 기존보다 간단하면서도 정확한 방사선 선량 측정이 가능하게 할 수 있다.

현재의 반도체 검출기 재료로 사용되는 물질은 비정질 셀레늄(a-Se), 텔루륨화 카드뮴(CdTe), CZT(CdZnTe) 화합물, 실리콘(Si), 요오드화수은(HgI₂), 아이오딘화납(PbI₂), 브롬화탐륨(TlBr) 등이 사용되고 있다. 하지만 이것들은 높은 원자재 가격, 복잡한 제조공정, 제조단가 높은 단점들이 여전히 존재하고 있다^[8,9].

최근, 무기 할라이드 페로브스카이트 물질은 고에너지 광자에 대한 높은 감쇠 능력을 갖추고 있고 특정 결함 밀도에서 트랩이 작게 발생하고 저비용 용액 생산이 가능하면서도 높은 방사선 안정성으로 차세대 방사선 검출 물질로써 주목받고 있다^[8-18]. 그중에서도 납 할라이드 페로브스카이트 물질은 (CsPbX₃, X : Br or I) 계열 물질은 무거운 Pb 원자로 인하여 직접적인 광자를 전류로 변환하는 능력이 다른 페로브스카이트 물질보다 우수하여 좋은 방사선 검출 능력을 갖추고 있고 Cs의 무기 이온으로 인하여 다른 페로브스카이트 물질보다 상온에서의 안정성을 가지고 있기에 진단영역과 방사선치료의 X선 검출에 활용이 되고 있다. 이러한 납 할라이드 페로브스카이트 물질은 할라이드 이온의 결합 비율에 따라 밴드갭 등의 특성이 변화하는데, Br 이온의 함량이 높은 물질의 경우, 공기 및 습도 접촉에 대한 안정성이 우수해지며, I 이온 함량이 높을수록 One-step solution 공정이 쉬운 것으로 보고되었다^[19]. 또한, 변화된 밴드갭은 광도전체가 광자를 전자로 변환시킬 때 영향을 주는 요소이기 때문에 방사선근접치료에 사용되는 방사성 동위원소의 방사선 선량을 측정할 때, 할라이드 이온에 따른 영향을 분석하고 방사선근접치료에 더 적합한 할라이드 이온을 선정할 필요가 있다.

이에, 본 연구에서는 CsPbX₃ 물질 중 I 이온과 Br

이온이 각각의 비율로 혼합된 CsPbI₂Br와 CsPbIBr₂ 물질을 바인더에 혼합하여 방사선 흡수층을 제작하는 Particle In Binder(PIB) 방법으로 다결정 필름 형태의 선량계로 제작하고 I 이온과 Br 이온 함량에 따른 동위원소 방사선 검출 능력을 확인하고 근접방사선치료 QA 선량계로 사용되기에 적합한 할라이드 이온을 가진 선량계를 제안하고자 하였다.

II. MATERIAL AND METHODS

1. Fabrication of Film Dosimeter

본 연구에서는 선량계를 제작하기 위하여 CsI (99.9% pure, CERAC, U.S.A.), CsBr(99.999% pure, Sigma-aldrich, U.S.A.), PbI₂(99.999% pure, Kojundo Chemical Laboratory, Japan), PbBr₂(99.9% pure, Sigma-aldrich, U.S.A) 물질을 사용하였다. 선량계 제작에 사용된 물질들은 별도의 가공을 거치지 않고 사용되었다. 물질들은 Dimethyl sulfoxide 용액에 용해하여 mol 용액을 만들어 사용하였다. I 이온 함량이 높은 CsPbI₂Br 물질은 CsI, CsBr, PbI₂, PbBr₂ mol 용액을 1 : 0.5 : 1 : 0.5 비율로 혼합하여 생성하였다. Br 이온 함량이 높은 CsPbIBr₂ 물질은 CsI와 PbBr₂ mol 용액을 1 : 1로 혼합하여 생성하였다. 생성된 물질들은 150°C 온도로 가열하여 수분을 증발시키고 분말 형태로 곱게 갈아 각각의 물질을 준비하였다. 이후에 PIB 방식을 적용하여 각각의 분말 물질을 Polyvinyl butyral 바인더와 혼합하고 고르게 섞일 수 있도록 Three roll mill 공정을 30회 이상 수행하였다. 고르게 혼합된 물질은 1 cm × 1 cm 면적, 150 μm 두께의 틀에 Screen printing 방법으로 도포되었으며, 오븐에서 70°C, 8시간 동안 건조하여 방사선 흡수층으로 제조하였다. 이때 제작된 방사선 흡수층의 면적은 1 cm × 1 cm이며, 두께는 150 μm이다. 하부전극으로는 Indium Tin Oxide(ITO)가 도포된 유리를 사용하고, 상부 전극으로 99.999% 순도의 금(Au, Sigma Aldrich Inc. U.S.A.)을 Physical vapor deposition 방식으로 증착하여 형성하였다. Fig. 1.은 전극이 부착된 방사선 흡수층의 사진이다. (a)는 I 이온의 비율이 높은 CsPbIBr₂ 방사선 흡수층으로 제작된 센서이며, (b)는 Br 이온의 비율이 높은 CsPbBr₂I 방사선 흡수층으로 제작된 센서이다.

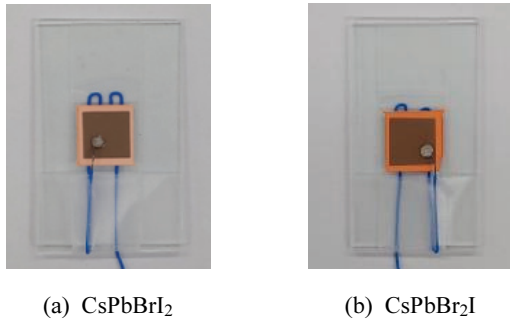


Fig. 1. Fabrication relative dosimeter. The left is a relative dosimeter fabricated based on CsPbBr₂ material(a). On the right is a relative dosimeter fabricated based on CsPbBr₂I material(b).

2. Experimental Set-up

선량계의 반응 특성을 평가하기 위해서 사용된 장비는 고선량률 근접방사선치료기(High dose rate brachytherapy equipment, Nuclotron microSelectron, Stockholm, Sweden)이며, 사용된 선원은 ¹⁹²Ir 선원이다. 그리고 ¹⁹²Ir 선원의 조사 조건을 제어하기 위해서 치료계획시스템(Radiotherapy treatment planning system, PLATO 14.26, Stockholm, Sweden)을 사용하였다. 방사선이 선량계에 조사되었을 때 발생하는 신호를 전기적신호로 획득하기 위하여 Electrometers (6517A, Keithley, USA)와 Oscilloscope (WaveSurfer 510, Teledyne LeCroy, USA)를 제작된 선량계의 전극에 연결했다. 연결된 Electrometers를 통해서 μm 두께당 1 V의 전압을 인가하였다.

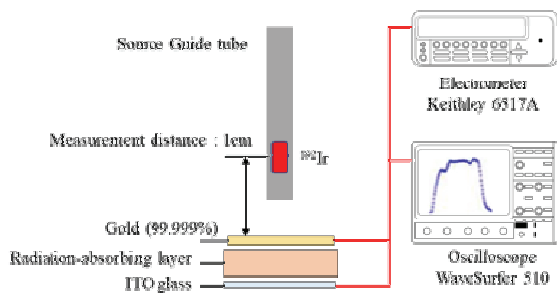


Fig. 2. Experimental set-up. Each electrode of the dosimeter was connected to the electrometer and the oscilloscope. The source was fixed at a position 1 cm above the dosimeter.

그리고 연결된 Oscilloscope를 통하여 선량계에서

발생하는 전기적인 파형 및 신호를 획득하였다. 획득한 신호는 ACQ software (Biopac, AcqKnowledge 4.2, Canada)을 사용하여 누적된 전하량으로 산출하여 각 평가항목에 맞추어 분석하였다. Fig. 2은 실험 구성의 개략도이다.

3. Dosimeter Parameter Evaluation

본 제작된 선량계의 정밀성을 분석하기 위하여 동일 선량에 대한 출력신호의 재현성을 평가하였다. 선원으로 부터 1 cm 지점에 제작된 선량계를 위치시키고 100 cGy 선량을 10회 반복 조사하였다. 이후 획득된 선량에 상대표준편차(Relative Standard Deviation, RSD)를 산출하여 재현성을 분석하였다. 평가는 처음 신호를 기준으로 정규화하여 1.5%의 이내의 RSD를 기준으로 평가하였다^[20].

선량계의 정확성과 선형성을 평가하기 위하여 조사된 선량과 선량계 출력신호의 비례관계를 분석하였다. 선원으로부터 1 cm 거리에 선량계를 위치시키고 10 cGy부터 1000 cGy까지 점진적으로 증가시키며 측정을 진행하였다. 평가는 100 cGy를 기준으로 정규화하여 선형회귀분석으로 분석하였다. 선량계로 사용하기에 적합한지는 Coefficient of determination (R^2)가 0.9990 이상이 되는지를 기준으로 평가하였다^[7].

Table 1. experimental condition

Material	CsPbI ₂ Br, CsPbIBr ₂
Source	¹⁹² Ir
Position	1 cm
intensity	100 cGy
Reproducible irradiation count	10 times at 100 cGy
Linearity radiation intensity	10, 30, 50, 100, 300, 500, 800, 1000 cGy

III. RESULT

1. Reproducibility

재현성 평가에서는 같은 조사 조건에서 제작된 선량계들의 출력신호 변화를 분석하였다. Fig. 3은 동일 선량에 대한 제작된 선량계들의 출력신호를 보여주는 그래프이다.

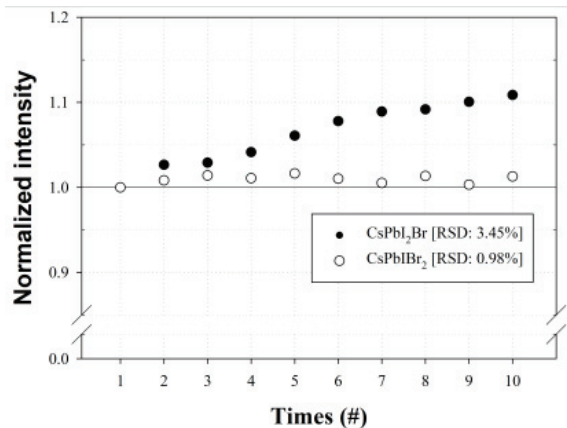


Fig. 3. Graph showing normalized reproducibility of CsPbBrI₂ and CsPbBr₂I dosimeters.

100 cGy의 같은 선량으로 10회 조사하였을 때, CsPbI₂Br 선량계에서 측정된 RSD 수치는 0.98%로 나타났다. 동일 조건에서 CsPbIBr₂ 선량계에서 측정된 전하량은 측정 횟수가 증가할수록 증가하는 것으로 나타났으며, RSD 수치는 3.45%로 나타났다. CsPbI₂Br 선량계는 da Rosa, L.A.R. 등의 연구에서 제시한 평가 기준 1.5%를 만족하여 방사선근접 치료기용 QA 선량계로 사용하기에 적합한 정밀도와 재형성을 가진 것으로 평가되었지만, CsPbIBr₂ 선량계는 평가 기준을 만족하지 못하였다^[20,21].

2. Linearity

본 연구는 선량 변화에 따른 출력신호 변화를 분석하고 선형성을 평가하였다.

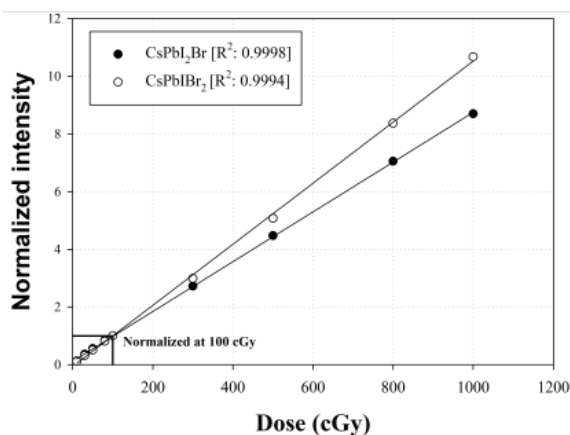


Fig. 4. Graph showing normalized linearity of CsPbBrI₂ and CsPbBr₂I dosimeters.

Fig. 4는 점차 증가하는 선량에 대한 제작된 선량계의 출력신호를 나타내고 Curve fitting으로 선형성을 분석한 그래프이다.

선형성 평가 결과, 선형회귀분석에 따른 R²값은 CsPbI₂Br은 0.9998로 제시되었으며, CsPbIBr₂에서는 0.9994로 제시되었다. 이는 K. T. Kim 등의 연구에서 제시된 기준 0.9990 이상의 R²값을 만족하는 수치로 조사되는 선량의 증가만큼 출력신호 또한 비례적으로 증가하였음을 나타낸다^[7]. 또한, 제작된 선량계가 출력신호에 따른 선량을 선형적으로 산출하고 있음을 알 수 있다.

또한, 제시된 Curve fitting으로 제시된 각 물질의 기울기를 비교하였을 때, CsPbI₂Br보다 CsPbIBr₂가 기울기 높게 나타났다. 이는 CsPbIBr₂가 CsPbI₂Br보다 민감도가 좋아 동일 선량의 방사선이 조사되었을 때, 더 많은 신호를 생성할 수 있는 것을 나타낸다.

IV. DISCUSSION

본 연구는 PIB 증착 방식으로 제작된 CsPbI₂Br와 CsPbIBr₂ 선량계를 제작하였다. 그리고 방사선근접 치료기에서의 검출 능력을 재현성, 선형성으로 비교 평가하였다.

Br 이온 함량이 많을 때는 민감도가 높아 동일 방사선량에서 I 이온 함량이 많은 선량계보다 더 많은 전하량을 생성할 수 있지만 신호 안정성이 비교적 떨어지는 것으로 제시되었다. 반면에 I 이온 함량이 많을 때는 동일 방사선량에서 생성되는 전하량은 Br 이온 함량이 많은 선량계보다 전하 생성량은 적을지라도 안정적이면서 재현성 높게 신호 획득이 가능한 것으로 나타났다. 실제 측정 결과에서 CsPbIBr₂에 100 cGy를 조사하였을 때, RSD는 3.45%로 재현성 평가 기준인 1.50%를 만족하지 못하는 결과를 보여주었다. 반면에 CsPbI₂Br는 선형성 평가에서는 CsPbI₂Br에보다 더 낮은 기울기의 작은 민감도를 보여주었지만, 재현성 평가에서는 RSD 0.98%로 평가되어 평가 기준을 만족하면서도 안정적인 재현성을 가진 것으로 평가되었다^[20,21]. CsPbIBr₂ 선량계의 재현성이 불안정한 이유는 방사선이 조사되었을 때, 들뜬 전자가 내부에 Trap 되어 있다가 이후에 방사선이 조사되었을 때, 신호에 영

향을 주기 때문이다^[6]. 이러한 현상은 전자가 Trap 되지 않도록 높은 인가전압을 통한 높은 에너지의 Electric field를 걸어주던가 Trap 된 전자를 안정시킬 수 있도록 추가적인 조치가 필요하다. 하지만 높은 인가전압을 걸어줄 경우, 높은 인가전압을 선량계의 내구성이 버틸 수 있어야 하며, 추가 조치를 통하여 Trap 된 전자를 안정시키면 추가적인 조치로 인하여 측정 시간이 증가하는 결과를 초래하게 되기 때문에 이를 최적화시킬 연구가 추가로 필요하게 된다.

선형성 평가 결과, CsPbI₂Br, CsPbIBr₂ 선량계들의 선형회귀분석에 따른 R²값은 0.9998, 0.9994로 제시되었다. 측정된 CsPbI₂Br, CsPbIBr₂ 선량계 모두 K. T. Kim 등의 연구에서 제시된 기준 0.9990 이상의 R² 값을 만족하는 수치로 제시되어, 조사되는 선량의 증가만큼 출력신호 또한 비례적으로 증가하였음을 보여주며 근접방사선치료기 QA용 상대 선량계로 사용할 수 있는 선형성을 가지고 있는 것으로 나타났다^[6,7].

기존 연구들은 CsPbBr₃ 물질을 기반으로 방사선 근접치료 QA 영역에서 분석한 것의 반해 본 논문의 CsPbI₂Br와 CsPbIBr₂ 물질을 기반으로 하여 상대 선량계들은 아이오딘 첨가에 따른 선량계의 특성을 비교 분석하였기에 추후 페로브스카이트 선량계 연구에서 할라이드 이온에 따른 영향을 평가하기에 기초자료로 활용될 수 있음을 나타낸다.

V. CONCLUSION

본 연구에서는 CsPbI₂Br와 CsPbIBr₂ 물질을 기반으로 하여 상대 선량계를 제작하였다 그리고 제작된 선량계에 대하여 ¹⁹²Ir 선원에서 재현성, 선형성 항목을 비교평가 하여 근접방사선치료기 QA용 상대 선량계로 사용할 수 있는지 비교평가 하였다.

평가 결과, CsPbI₂Br 선량계는 RSD 0.98% 재현성, R² 0.9998의 선형성 결과를 보여주어 모든 평가 기준을 만족하는 결과를 보여주었다. CsPbIBr₂ 선량계는 R² 0.9998의 선형성 결과를 보여주어 선형성 평가 기준을 만족하였지만, 재현성 결과에서는 RSD 3.45%로 평가 기준 1.5%를 만족시키지 못하였다.

이에 본 연구에서는 CsPbI₂Br 물질로 제작된 선량계가 모든 평가항목의 기준을 만족하였기에 근접방사선치료기 QA용 상대 선량계로 적용하기에 적합하다고 판단하였다.

Acknowledgement

This work was supported by the National Research Foundation of Korea (NRF) grant funded by the Korean government (MSIP) (NRF - 2021R1F1A1063500).

Reference

- [1] J. F. Williamson, "Brachytherapy technology and physics practice since 1950: a half-century of progress", *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 51, No. 13, pp, R203-R203. 2006. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/51/13/r18>
- [2] W. R. Hendee, G. S. Ibbott, E. G. Hendee, *Radiation Therapy Physics*, Wiley, 2005.
- [3] H. D. Kubo, G. P. Glasgow, T. D. Pethel, B. R. Thomadsen, J. F. Williamson, "High dose-rate brachytherapy treatment delivery: Report of the AAPM radiation therapy committee task group no. 59", *Medical physics*, Vol. 25, No. 4, pp. 375-403, 1998. <https://doi.org/10.1118/1.598232>
- [4] G. J. Kutcher, L. Coia, M. Gillin, W. F. Hanson, S. Leibel, R. J. Morton, J. R. Palta, J. A. Purdy, L. E. Reinsein, G. K. Svensson, M. Weller, L. Wingfield, "Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40", *Medical physics*, Vol. 21, No. 4, pp. 581-618, 1994. <https://doi.org/10.1118/1.597316>
- [5] D. A. Wilkinson, "High dose rate (HDR) brachytherapy quality assurance: a practical guide", *Biomedical Imaging and Intervention Journal*, Vol. 2, No. 2, pp. e34, 2006. <https://doi.org/10.2349/bij.2.2.e34>
- [6] M. J. Han, S. W. Yang, J. H. Jung, D. H. Lee, J. Y. Kim, S. J. Cho, K. H. Kim, C. W. Mun, H. L. Cho, S. K. Park, "Development and evaluation of a thallium (I) bromide dosimeter for intracavitary radiotherapy quality assurance", *Journal of Instrumentation*, Vol. 17, No. 2, pp. P02010, 2022.

- <http://dx.doi.org/10.1088/1748-0221/17/02/P02010>
- [7] K. T. Kim, J. H. Kim, Y. H. Shin, M. J. Han, J. E. Park, Y. J. Heo, D. H. Lee, H. L. Cho, B. I. Min, Y. K. Oh, S. K. Park, "Feasibility study of a lead-monoxide-based dosimeter for real-time radioactive source detection in HDR brachytherapy", *Journal of Instrumentation*, Vol. 14, No. 5, pp. P05001, 2019. <http://dx.doi.org/10.1088/1748-0221/14/05/P05001>
- [8] H. Hu, G. Niu, Z. Zheng, L. Xu, L. Liu, J. Tang, "Perovskite semiconductors for ionizing radiation detection", *EcoMat*, Vol. 4, No. 6, pp. e12258, 2022. <https://doi.org/10.1002/eom2.12258>
- [9] X. Xu, W. Qian, S. Xiao, J. Wang, S. Zheng and S. Yang, "Halide perovskites: A dark horse for direct X-ray imaging", *EcoMat*, Vol. 2, No. 4, pp. e12064, 2022. <http://dx.doi.org/10.1002/eom2.12064>
- [10] Q. Chen, J. Wu, X. Ou, B. Huang, J. Almutlaq, A. A. Zhumekenov, X. Guan, S. Han, L. Liang, Z. Yi, J. Li, X. Xie, Y. Wang, Y. Li, D. Fan, D. B. L. Teh, A. H. All, O. F. Mohammed, O. M. Bakr, T. Wu, M. Bettinelli, H. Yang, W. Huang, X. Liu, "All-inorganic perovskite nanocrystal scintillators", *Nature*, Vol. 561, No. 7721, pp. 88-93, 2018. <https://doi.org/10.1038/s41586-018-0451-1>
- [11] Y. C. Kim, K. H. Kim, D. Y. Son, D. N. Jeong, J. Y. Seo, Y. S. Choi, I. T. Han, S. Y. Lee, N. G. Park, "Printable organometallic perovskite enables large-area, low-dose X-ray imaging", *Nature*, Vol. 550, No. 7674, pp. 87-91, 2017. <https://doi.org/10.1038/nature24032>
- [12] F. Zhou, A. Li, W. Lan, Q. Wang, L. Ding, Z. Jin, "Halide perovskite, a potential scintillator for X-ray detection", *Small Methods*, Vol. 4, No. 10, pp. 2000506, 2020. <https://doi.org/10.1002/smt.202000506>
- [13] J. A. Rowlands, "Material change for X-ray detectors", *Nature*, Vol. 550, No. 7674, pp. 47-48, 2017. <https://doi.org/10.1038/550047a>
- [14] F. Cao, D. Yu, W. Ma, X. Xu, B. Cai, Y.M. Yang, S. Liu, L. He, Y. Ke, S. Lan, K. L. Choy, H. Zeng, "Shining Emitter in a Stable Host: Design of Halide Perovskite Scintillators for X-ray Imaging from Commercial Concept", *ACS Nano*, Vol. 14, No. 5, pp. 5183-5193, 2020. <http://dx.doi.org/10.1021/acsnano.9b06114>
- [15] C. F. J. Lau, Z. Wang, N. Sakai, J. Zheng, C. H. Liao, M. Green, S. Huang, H. J. Snaith, A. Ho-Baillie, "Fabrication of Efficient and Stable CsPbI₃ Perovskite Solar Cells through Cation Exchange Process", *Advanced Energy Materials*, Vol. 9, No. 36, pp. 1901685, 2019. <http://dx.doi.org/10.1002/aenm.201901685>
- [16] F. Zhuge, P. Luo, T. Zhai, "Lead-free perovskites for X-ray detecting", *Science Bulletin*, Vol. 62, No. 22, pp. 1491-1493, 2017. <http://dx.doi.org/10.1016/j.scib.2017.10.013>
- [17] M. Åslund, E. Fredenberg, M. Telman, M. Danielsson, "Detectors for the future of X-ray imaging, Radiation Protection Dosimetry", *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 139, No. 1-3, pp. 327-333, 2010. <http://dx.doi.org/10.1093/rpd/ncq074>
- [18] S. Kundu, D. Richtsmeier, A. Hart, V. Yeddu, Z. Song, G. Niu, D. T. Gangadharan, E. Dennis, J. Tang, O. Voznyy, M. Bazalova-Carter, M. I. Saidaminov, "Orthorhombic Non-Perovskite CsPbI₃ Microwires for Stable High-Resolution X-Ray Detectors", *Advanced Optical Materials*, Vol. 10, No. 13, pp. 2200516, 2022. <http://dx.doi.org/10.1002/adom.202200516>
- [19] C. Liu, W. Li, J. Chen, J. Fan, Y. Mai, R. E. I. Schropp, "Ultra-thin MoO_x as cathode buffer layer for the improvement of all-inorganic CsPbIBr₂ perovskite solar cells", *Nano Energy*, Vol. 41, pp. 75-83, 2017. <http://dx.doi.org/10.1016/j.nanoen.2017.08.048>
- [20] L. A. da Rosa, D. F. Regulla, U. A. Fill, "Reproducibility study of TLD-100 micro-cubes at radiotherapy dose level", *Applied Radiation and Isotopes*, Vol. 50, No. 3, pp. 573-577, 1999. [http://dx.doi.org/10.1016/s0969-8043\(98\)00068-2](http://dx.doi.org/10.1016/s0969-8043(98)00068-2)
- [21] P. Woulfe, F. J. Sullivan, W. Kam, S O'Keefe, "Optical fiber dosimeter for real-time in-vivo dose monitoring during LDR brachytherapy", *Biomedical optics express*, Vol. 11, No. 7, pp. 4027-4036, 2020. <https://doi.org/10.1364/boe.385610>
- [22] M. J. Han, S. W. Yang, J. H. Jung, D. H. Lee, J. Y. Kim, S. J. Cho, K. H. Kim, C. W. Mun, H. L. Cho, S. K. Park, "Development and evaluation of a thallium (I) bromide dosimeter for intracavitary

radiotherapy quality assurance", Journal of
instrumentation, Vol. 17. No. 2, pp. 2010, 2022,
<https://10.1088/1748-0221/17/02/P02010>

근접방사선치료 QA에서 CsPbI₂Br과 CsPbIBr₂를 이용한 상대 선량계들의 검출 능력 비교 및 적용가능성 평가

양승우¹, 박성광^{2,*}

¹인제대학교 의과대학 방사선종양학과

²인제대학교 부산백병원 방사선종양학과

요약

High dose rate brachytherapy은 선량률이 높은 동위원소를 체내에 넣어 종양에 방사선을 집중적으로 조사하는 암 치료법이다. 이러한 치료를 위해서는 정확한 치료 계획을 통하여 종양 조직에는 정확한 선량을 조사하면서도 정상조직에는 최소한의 선량만을 전달될 수 있도록 하여야 한다. 그래서 임상에서는 정확한 품질보증(QA)을 통해 선원의 위치정확성을 확인하는 것이 매우 중요하다. 하지만 임상에서 소스 위치는 눈금자, 자동 방사선 사진기, 비디오 모니터 등을 사용하여 결정되므로 부정확한 결과를 산출한다. 이에 본 연구에서는 CsPbI₂Br과 CsPbIBr₂를 활용한 새로운 반도체 선량계를 제작하였다. 그리고 두 물질 중에 근접방사선치료기용 relative QA에 측정에 적합한지 분석하고자 각각의 방사선 검출 능력을 비교 평가하였다. 근접방사선치료에서의 방사선 검출 능력 평가하기 위하여 ¹⁹²IR에서 두 물질의 재현성, 선형성을 평가하였다. 재현성 평가에서 CsPbI₂Br는 relative standard deviation(RSD) 0.98%로 제시되었고 CsPbIBr₂는 RSD 3.45%로 제시되었다. 선형성 평가에서는 CsPbI₂Br의 결정계수(coefficient of determination, R²)가 0.9998로 제시되었으며, CsPbIBr₂의 R²은 0.9994로 제시되었다. 평가결과, 본 실험에서 제작된 선량계에서 평가 기준을 만족하면서도 방사선 검출이 더 안정적인 것은 CsPbI₂Br로 나타났다. 따라서, CsPbI₂Br 물질이 근접방사선치료 장치의 방사선 검출을 위한 상대 선량계로 적용하기에 적합하다.

중심단어: 근접방사선치료, 선량계, 방사선, 페로브스카이트 CsPbI₂Br, CsPbIBr₂

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	양승우	인제대학교 의과대학 방사선종양학과	연구원
(교신저자)	박성광	인제대학교 부산백병원 방사선종양학과	교수