

# Evaluation and Verification of the Attenuation Rate of Lead Sheets by Tube Voltage for Reference to Radiation Shielding Facilities

Ki-Yoon Lee<sup>1</sup>, Kyung-Hwan Jung<sup>1</sup>, Dong-Hee Han<sup>1</sup>, Jang-Oh Kim<sup>2</sup>, Man-Seok Han<sup>2</sup>, Jong-Won Gil<sup>3</sup>, Cheol-Ha Baek<sup>1,2,\*</sup>

<sup>1</sup>Department of Medical Health Science, Kangwon National University, Republic of Korea

<sup>2</sup>Department of Radiological Science, Kangwon National University, Republic of Korea

<sup>3</sup>Division of Medical Radiation, Bureau of Healthcare Safety and Immunization, Korea Disease Control and Prevention Agency, Republic of Korea

Received: August 09, 2023. Revised: August 25, 2023. Accepted: August 31, 2023.

## ABSTRACT

Radiation shielding facilities are constructed in locations where diagnostic radiation generators are installed, with the aim of preventing exposure for patients and radiation workers. The purpose of this study is seek to compare and validate the trend of attenuation thickness of lead, the primary material in these radiation shielding facilities, at different maximum tube voltages by Monte Carlo simulations and measurement. We employed the Monte Carlo N-Particle 6 simulation code. Within this simulation, we set a lead shielding arrangement, where the distance between the source and the lead sheet was set at 100 cm and the field of view was set at  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup>. Additionally, we varied the tube voltages to encompass 80, 100, 120, and 140 kVp. We calculated energy spectra for each respective tube voltage and applied them in the simulations. Lead thicknesses corresponding to attenuation rates of 50, 70, 90, and 95% were determined for tube voltages of 80, 100, 120, and 140 kVp. For 80 kVp, the calculated thicknesses for these attenuation rates were 0.03, 0.08, 0.21, and 0.33 mm, respectively. For 100 kVp, the values were 0.05, 0.12, 0.30, and 0.50 mm. Similarly, for 120 kVp, they were 0.06, 0.14, 0.38, and 0.56 mm. Lastly, at 140 kVp, the corresponding thicknesses were 0.08, 0.16, 0.42, and 0.61 mm. Measurements were conducted to validate the calculated lead thicknesses. The radiation generator employed was the GE Healthcare Discovery XR 656, and the dosimeter used was the IBA MagicMax. The experimental results showed that at 80 kVp, the attenuation rates for different thicknesses were 43.56, 70.33, 89.85, and 93.05%, respectively. Similarly, at 100 kVp, the rates were 52.49, 72.26, 86.31, and 92.17%. For 120 kVp, the attenuation rates were 48.26, 71.18, 87.30, and 91.56%. Lastly, at 140 kVp, they were measured 50.45, 68.75, 89.95, and 91.65%. Upon comparing the simulation and experimental results, it was confirmed that the differences between the two values were within an average of approximately 3%. These research findings serve to validate the reliability of Monte Carlo simulations and could be employed as fundamental data for future radiation shielding facility construction.

Keywords: Radiation shielding facility, MCNP, Energy spectra, Tube voltage, Attenuation rate

## I. INTRODUCTION

진단용 방사선 방어시설이란 의료기관 내에서 환자, 방사선작업종사자 등 사람에 대한 방사선 피폭을 방지하기 위해 차폐를 고려하여 설치된 구조

물이다<sup>[1]</sup>. 방어시설의 구성요소로는 방사선방어벽, 이동형 방사선 방어칸막이, 환자보기창 등이 있으며 이들의 주 재료는 납과 콘크리트이다<sup>[2]</sup>. 이때 방어시설 각 구성요소의 두께는 반가층을 고려하여 결정되고 방사선 발생장치의 최대관전압에 의해

\* Corresponding Author: Cheol-Ha Baek E-mail: baekch100@gmail.com  
Address: 346, Hwangjo-gil, Dogye-eup, Samcheok-si, Gangwon-do, Republic of Korea

달라지게 되며 방사선의 강도에 비례하여 두께가 증가한다<sup>[3]</sup>.

국내 방사선 방어시설의 경우 ‘진단용 방사선 발생장치의 안전관리에 관한 규칙’에 의해 관리되고 있고 관련 검사 가이드라인에 따라 누설선량 측정 및 산출방법에 따른 방사선 차폐를 위한 영향 인자 및 차폐 물질 등을 고려한다<sup>[4]</sup>. 국외의 경우, 미국 방사선방호측정위원회(National Council on Radiation Protection, NCRP) Report No. 147 “Structural Shielding Design for Medical X-ray Imaging Facilities”, 영국 방사선학회(British Institute of Radiology, BIR) “Radiation Shielding for Diagnostic Radiology”, 아일랜드 방사선보호연구소(Radiological Protection Institute of Ireland, RPII) “The Design of Diagnostic Medical Facilities where Ionising Radiation is used” 등의 보고서를 통해 진단 방사선 목적별 분류와 그에 따른 방어시설의 구성 물질, 차폐 두께, 설계 표준 모식도 등을 제공한다<sup>[5-7]</sup>.

하지만 국내 의료기관 내 방어시설의 경우, 방어벽 시공 시 방사선 발생장치의 최대관전압별 방사선 차폐율에 대한 적정 두께가 아닌 규정에 따른 일정한 두께가 고려되고 있어 이로 인한 구축 비용 증가, 하중 증가로 인한 외벽 갈라짐 등의 부작용 및 불필요한 경제적 손해가 수반될 가능성이 있다<sup>[8,9]</sup>. 방사선 발생장치는 진단목적 및 발생 가능한 관전압 범위에 따라 일반촬영, 유방촬영, 컴퓨터단층촬영 등 종류가 다양하여 향후 구축될 장비에 대한 방어시설의 효율적인 시공을 위해서는 여러 관전압에 대한 차폐율 경향성 데이터 확보 및 성능평가, 신뢰성 검증이 중요하다<sup>[10]</sup>.

따라서 본 연구에서는 몬테칼로 시뮬레이션을 활용하여 의료분야 내 진단용 방사선 발생장치에서 사용하고자 하는 최대관전압에 대하여 납 물질에 대한 여러 관전압별 적정 차폐 두께를 산출하고자 한다. 또한 납 시트를 제작하여 다목적선량계를 통한 비교검증을 수행하는 것을 목적으로 한다.

## II. MATERIAL AND METHODS

### 1. 몬테칼로 시뮬레이션

Monte Carlo N-Particle 6(MCNP6)는 광범위한 에너지 범위에 대하여 무작위적인 방사선학 상호작용을 모사할 수 있는 도구로 방사선 차폐 및 방호, 선량 측정 및 평가 등의 분야에서 신뢰성을 인정받고 있다<sup>[11,12]</sup>.

위 도구를 활용하여 납 시트에 입사한 방사선을 단위면적 당 플루언스 단위로 획득하였다. 각 관전압에 대해 조사한 광자 수 대비 납 시트 투과 후의 광자 수를 분율로 환산하여 획득했다. 여러 관전압에 대한 납의 두께 경향성을 확인하기 위해 50, 70, 90, 95%의 방사선 차폐율을 보이는 적정 두께를 산출하였다. 관전압의 경우 방사선 발생장치의 최대 관전압과 일반적으로 사용되는 관전압을 고려하여 80, 100, 120, 140 kVp로 선정하였다<sup>[13]</sup>. 시뮬레이션에 모사된 납 시트의 밀도는  $11.34 \text{ g/cm}^3$ 이며, Fig. 1과 같이 조사야 크기는  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , 선원과 납 시트와의 거리는 100 cm이다.

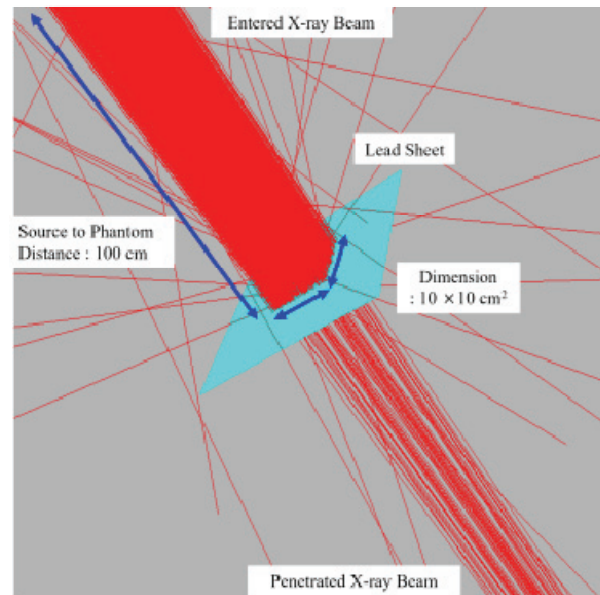


Fig. 1. Schematic diagram for performance evaluation of lead sheet attenuation rate in MCNP6.

### 2. 에너지 스펙트럼

선원항을 정의하기 위해 SRS-78 프로그램을 사용하였다. 해당 프로그램은 영국 요크 의학물리학

및 공학 연구소에서 개발된 이후 다수의 인용 수를 통해 신뢰성이 검증된 도구이다<sup>[14]</sup>. Fig. 2와 같이 모든 관전압에서의 에너지 스펙트럼 출력 후 시뮬레이션 선원을 정의하였다.

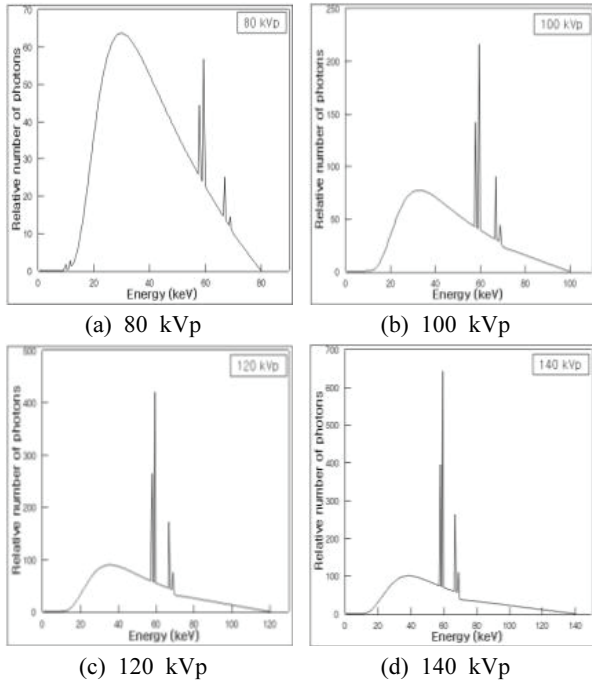


Fig. 2. Energy spectra of 80, 100, 120, and 140 kVp calculated from the SRS-78 program.

### 3. 선량 실측 실험

MCNP6를 통해 산출된 각 관전압에 대한 차폐율 별 납 시트 두께의 성능검증을 위해 방사선 발생장치와 다목적선량계를 사용하여 평가를 진행하였다. 사용한 방사선 발생장치는 Discovery XR 656 모델 (GE Healthcare, United States)이며 장비 제원은 최대관전압 150 kVp, 표적 각도 12.5°, 고유여과는 1.1 mmAl로 Table 1과 같다. 선량 실측에 사용한 다목적선량계의 경우 기체전리 기반 다목적선량계 MagicMax Universal Multi-detector(IBA Dosimetry, Germany)이다. 해당 장비의 제원은 Table 2와 같다. 실험 구조는 앞선 시뮬레이션과 동일한 조건인 선원과 납 시트와의 거리 100 cm, 조사야 크기 10 × 10 cm<sup>2</sup>, 관전압은 80, 100, 120, 140 kVp이다. 납 차폐율 실험 전 각 관전압별 원 선량 데이터(Raw dose data)를 측정하였으며, 이후 납 시트를 얹어 방사선 차폐율을 측정하였다. 장비의 측정 불확도

(Uncertainty) 및 표준편차(Standard deviation)를 고려하여 3번 반복 측정 후 평균값을 산출하였고, 앞서 측정된 원 선량 데이터 대비 선량계에서 검출된 데이터를 비교하여 차폐율을 구하였다.

Table 1. Specification of general radiology equipment

Category	Specification
Model	Discovery XR 656
Company	GE Healthcare, United States
Tube voltage range	40 - 150 kVp
Tube current range	10 - 800 mA
Target angle	16°
Total filtration	1.1 mmAl

Table 2. Specification of Multi-detector

Category	XR - General Radiology	
Measuring values	Dose/Dose rate, Dose per pulse, kVp/PPV, Time, Total filtration, Half value layer, Waveform	
kVp range	40 kV - 150 kV	
Measurement Range	Dose	600 nGy - 3 Gy
	Dose rate	90 nGy/s - 160 mGy/s
	Time	2 ms - 300 s

## III. RESULT

### 1. MCNP6를 활용한 납 시트 두께 산출

MCNP6에서 산출된 납 시트 두께를 제작하였다.

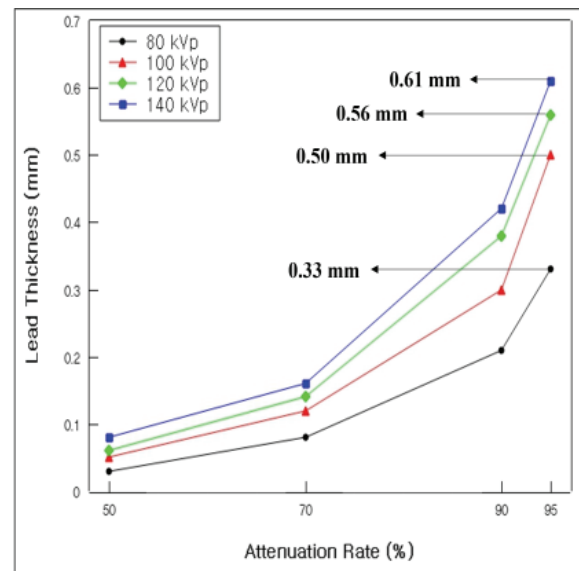


Fig. 3. Lead thickness according to attenuation rate by tube voltage.

납 시트에 입사된 선량 대비, 시트 후면에서 검출된 선량을 통해 방사선 차폐율을 계산하였다. Fig. 3은 각 관전압별 차폐율에 따른 납 시트의 두께를 나타낸다. 80 kVp에서 50%의 차폐율을 보이는 두께는 0.03 mm로 나타났으며 70, 90, 95%의 차폐율을 나타내는 두께는 각각 0.08, 0.21, 0.33 mm이다. 100 kVp에서 50, 70, 90, 95% 차폐율을 보이는 두께는 각각 0.05, 0.12, 0.30, 0.50 mm이다. 120 kVp에서는 각각의 차폐율에서 0.06, 0.14, 0.38, 0.56 mm에 해당하는 납 두께를, 140 kVp에서는 0.08, 0.16, 0.42, 0.61 mm의 납 두께를 획득했다.

## 2. 방사선 차폐율 실측 검증

결과는 Table 3과 같으며, 80 kVp에서 50, 70, 90, 95% 차폐율을 보이는 납 시트 두께에 대한 실측 결과, 각각 43.56, 70.33, 89.85, 93.05%의 차폐율을 보였다. 100 kVp에서 실측한 결과 52.49, 72.26, 86.31, 92.17%의 차폐율을 보였으며 120 kVp에서 실측을 진행한 결과 48.26, 71.18, 87.30, 91.56%, 140 kVp에서는 50.45, 68.75, 89.95, 91.65%의 방사선 차폐율을 보였다.

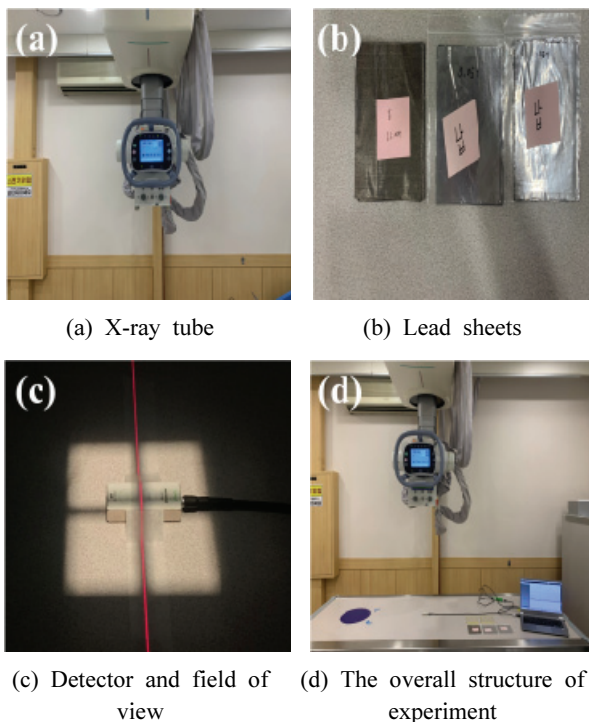


Fig 4. (a) X-ray tube (b) Lead sheets (c) Detector and field of view (d) The overall structure of experiment

Table 3. Measurement attenuation rate by each tube voltage according to attenuation rate in MCNP6

Attenuation rate	kVp			
	80 kVp	100 kVp	120 kVp	140 kVp
50%	43.56	52.49	48.26	50.45
70%	70.33	72.26	71.18	68.75
90%	89.85	86.31	87.30	89.95
95%	93.05	92.17	91.56	91.65

## 3. 비교 결과

시뮬레이션 결과값과 실측 실험값을 비교한 결과는 Table 4와 같으며, 3회 실측에 대해 각 관전압별 평균 차폐율과 표준편차를 산출하였다. 기준 차폐율과 실측 차폐율의 차이는 평균 약 3% 이내이다.

Table 4. Comparison of the results between MCNP6 and measurement

Attenuation rate	kVp			
	80 kVp	100 kVp	120 kVp	140 kVp
50%	43.56 ± 0.27	52.49 ± 0.02	48.26 ± 0.47	50.45 ± 0.54
70%	70.33 ± 0.41	72.26 ± 0.09	71.18 ± 0.33	68.75 ± 0.77
90%	89.85 ± 0.42	86.31 ± 0.04	87.30 ± 0.40	89.95 ± 0.96
95%	93.05 ± 0.42	92.17 ± 0.06	91.56 ± 0.39	91.65 ± 0.96

## IV. DISCUSSION

진단용 방사선 발생장치에서 관전압이 증가할수록 필요 차폐 두께가 두꺼워짐을 확인할 수 있었다. 이는 방사선 발생장치의 관전압이 증가할수록 방사선의 강도가 증가하여 방사선의 물체에 대한 투과력이 높아지기 때문이다. 80 kVp에서 50, 70, 90, 95% 차폐율을 보이는 두께는 각각 0.08, 0.21, 0.33 mm이며 100 kVp에서는 각 차폐율을 보이는 두께가 각각 0.05, 0.12, 0.30, 0.50 mm로 차폐율이 증가할수록 두 관전압에서 납 시트 두께 또한 증가함을 확인하였다. 120, 140 kVp에서도 앞선 경우와

마찬가지로 차폐율이 증가함에 따라 납 두께도 증가함을 확인하였다.

본 연구를 통해 몬테칼로 시뮬레이션에서의 방사선 차폐율 결과를 토대로 제작한 납 시트의 경우, 하나의 완제품으로 각 차폐율에 상응하는 특정 두께의 납 시트를 제작한 것이 아닌 얇은 여러 두께의 납 시트를 포개어 두께를 구현하였다. 이 과정에서 납 시트와 납 시트 사이의 공기층(Air-gap) 또는 일부 빈 공간 발생 등으로 인해 오차가 발생할 수 있다. 또한, 제작된 납 시트의 두께 균일성을 확인하지 않아 이로 인한 오차를 야기시킬 수 있다.

본 연구에서 몬테칼로 시뮬레이션 결과값과 실제 실험값의 비교 결과 두 차폐율 값의 차이는 평균 3%로 나타났다. 이는 실제 실험을 진행함에 있어 반복적인 X선 조사로부터 X선관에 가해지는 부하에 의해 발생하는 열량인 HU (Heat unit)의 영향에 따른 빔 출력이 안정되지 않아 유동성으로 인한 오차 발생 가능성 때문에 나타난 것으로 사료된다<sup>[15]</sup>. 이를 최소화하여 빔 출력의 안정화를 위해 본 연구에서는 X선관이 냉각될 때까지 일정 시간 이후에 실험을 진행하였다.

## V. CONCLUSION

본 연구에서는 방사선 방어시설 구성요소의 주재료인 납에 대해 특정 차폐율에 따른 관전압별 적정 차폐 두께를 몬테칼로 시뮬레이션을 통해 산출하였다. 또한, 다목적선량계를 통한 납 시트 성능 실측 평가를 수행함으로써 방사선 차폐율을 검증하였다. 두 방법론의 비교연구 결과 오차율이 평균 3% 미만으로 작음을 확인하였다. 본 연구의 목적인 80, 100, 120, 140 kVp에서의 납 시트의 적정 차폐 두께는 몬테칼로 시뮬레이션과 실험에서 차폐율 90% 이상을 보이는 두께인 각각 0.33, 0.50, 0.56, 0.61 mm이며, 이를 통해 방사선 방어시설 구축 시 차폐 두께를 결정하는 데 있어 몬테칼로 시뮬레이션의 신뢰성을 확보하였다. 또한, 본 연구 결과는 향후 구축될 방사선 방어시설에 대해 실제 임상에서 사용하고자 하는 최대관전압과 방어시설의 경제적 이득을 고려한 효율적인 시공을 위한 기초 데이터로 활용될 수 있다.

## Acknowledgement

본 연구는 2023년도 질병관리청의 방사선 방어 시설 현황조사 및 개선방안 마련 용역 사업의 지원을 받아 수행되었습니다. (202303840001)(정책연구)

## Reference

- [1] J. K. Shultis, R. E. Faw, "Radiation Shielding Technology", Health Physics, Vol. 88, No. 4, pp. 297-322, 2005.
- [2] M. A. H. Abdullah, R. S. M. Rashid, M. Amran, F. Hejazii, N. M. Azreen, R. Fediuk, Y. L. Voo, N. I. Vatin, M. I. Idris, "Recent Trends in Advanced Radiation Shielding Concrete for Construction of Facilities: Materials and Properties", Polymers, Vol. 14, No. 14, pp. 2830, 2022. <https://doi.org/10.3390/polym14142830>
- [3] F. H. Omoumi, X. Wu, M. U. Ghani, M. D. Wong, Y. Li, H. Liu, "Mathematical estimation of half-value layer thicknesses", Journal of Applied Clinical Medical Physics, Vol. 22, No. 10, pp. 320-328, 2021. <https://doi.org/10.1002/acm2.13385>
- [4] Korea Medical Law, Safety Management of Diagnostic Radiation Generators Rule, 2022.
- [5] National Committee on Radiation Protection (US), *Structural shielding design for medical x-ray imaging facilities*, NCRP, 2004.
- [6] D. G. Sutton, C. J. Martin, J. R. Williams, D. J. Peet, *Radiation Shielding for Diagnostic Radiology*, The British Institute of Radiology, 2012.
- [7] Radiological Protection Institute of Ireland, *The Design of Diagnostic Medical Facilities where Ionising Radiation is used*, Radiological Protection Institute of Ireland, 2009.
- [8] J. H. Jung, "Location of radiation room and shielding facility", Dental arirang, from URL; [https://www.dentalarirang.com/news/articleView.html?id\\_xno=28313](https://www.dentalarirang.com/news/articleView.html?id_xno=28313)
- [9] J. Y. Seo, "A policy to strengthen radiation defense standards came out, but...", Dental arirang, from URL; [https://www.dentalarirang.com/news/articleView.html?id\\_xno=28313](https://www.dentalarirang.com/news/articleView.html?id_xno=28313)

xno=22649

- [10] Food and Drug Administration, *Guidelines for Radiation Protection Facility Inspection*, Ministry of Health and Welfare, Korea, 2012.
- [11] T. Goorley, M. James, T. Booth, F. Brown, J. Bull, L. J. Cox, J. Durkee, J. Elson, M. Fensin, R. A. Forster, J. Hendricks, H. G. Hughes, R. Johns, B. Kiedrowski, R. Martz, S. Mashnik, G. McKinney, D. Pelowitz, R. Prael, J. Sweezy, L. Waters, T. Wilcox, T. Zukaitis, "Initial MCNP6 release overview", *Nuclear technology*, Vol. 180, No. 3, pp. 298-315, 2012.  
<https://doi.org/10.13182/NT11-135>
- [12] Y. H. Chung, C. H. Baek, S. J. Lee, "Monte Carlo simulation codes for nuclear medicine imaging", *Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, Vol. 42, No. 2, pp. 127-136, 2008.
- [13] T. Nowak, M. Hupfer, R. Brauweiler, F. Eisa, W. A. Kalender, "Potential of high-Z contrast agents in clinical contrast-enhanced computed tomography", *Medical physics*, Vol. 38, No. 12, pp. 6469-6482, 2011. <https://doi.org/10.1118/1.3658738>
- [14] K. Cranley, B. J. Gilmore, G. W. A. Fogarty, L. Deponds, *Report 78 Catalogue of diagnostic X-ray spectra and data*, Institute of Physics and Engineering in Medicine, York, Uk, 1997.
- [15] P. Schardt, J. Deuringer, J. Freudenberger, E. Hell, W. Knüpfer, D. Mattern, M. Schild, "New x-ray tube performance in computed tomography by introducing the rotating envelope tube technology", *Medical physics*, Vol. 31, No. 9, pp. 2699-2706, 2004. <https://doi.org/10.1118/1.1783552>

# 방사선 방어시설 구축 시 활용 가능한 관전압별 납 시트 차폐율 성능평가 및 실측 검증

이기윤<sup>1</sup>, 정경환<sup>1</sup>, 한동희<sup>1</sup>, 김장오<sup>2</sup>, 한만석<sup>2</sup>, 김종원<sup>3</sup>, 백철하<sup>1,2,\*</sup>

<sup>1</sup>강원대학교 보건의료과학과

<sup>2</sup>강원대학교 방사선학과

<sup>3</sup>질병관리청 의료안전예방국 의료방사선과

## 요약

방사선 방어시설은 진단용 방사선 발생장치가 설치되어 있는 장소에 구축되어 환자, 방사선 작업 종사자 등의 피폭을 방지한다. 본 연구에서는 이러한 방사선 방어시설의 주 재료인 납에 대해 최대관전압별 차폐 두께의 경향성을 몬테칼로 시뮬레이션과 실측을 통해 비교 검증하고자 한다. 몬테칼로 시뮬레이션 코드 중 Monte Carlo N-Particle 6를 활용하였으며 해당 시뮬레이션 상에 모사한 납 차폐 구조도는 선원과 납 시트 사이의 거리는 100 cm, 조사야 크기는 10 × 10 cm<sup>2</sup>이며 관전압은 80, 100, 120, 140 kVp로 설정하였다. 각 관전압별 에너지 스펙트럼을 산출하여 시뮬레이션에 적용하였다. 80, 100, 120, 140 kVp별 각각 50, 70, 90, 95% 차폐율을 보이는 납 두께를 산출하였다. 80 kVp에서 각 차폐율에 해당하는 두께는 각각 0.03, 0.08, 0.21, 0.33 mm이며, 100 kVp에서는 0.05, 0.12, 0.30, 0.50 mm, 120 kVp에서는 0.06, 0.14, 0.38, 0.56 mm, 140 kVp에서는 0.08, 0.16, 0.42, 0.61 mm로 나타났다. 산출된 납 두께에 대해 실측을 진행하였으며 사용된 방사선 발생장치는 GE Healthcare 사의 Discovery XR 656이며 선량계측기의 경우 IBA 사의 MagicMax이다. 실측 결과 80 kVp에서 각 두께별 차폐율은 43.56, 70.33, 89.85, 93.05%였으며 100 kVp에서는 52.49, 72.26, 86.31, 92.17%, 120 kVp에서는 48.26, 71.18, 87.30, 91.56%, 140 kVp에서는 50.45, 68.75, 89.95, 91.65%로 나타났다. 시뮬레이션과 실측을 비교한 결과 두 값의 차이가 평균 약 3% 이내로 작은 것으로 확인되었다. 본 연구의 결과는 몬테칼로 시뮬레이션의 신뢰성을 검증함과 동시에 향후 방사선 방어시설의 구축에 있어 기초 데이터로 활용될 수 있을 것으로 사료된다.

중심단어: 방사선 방어시설, MCNP, 에너지 스펙트럼, 최대관전압, 차폐율

## 연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	이기윤	강원대학교 보건의료과학과	대학원생(석·박사통합과정)
(공동저자)	정경환	강원대학교 보건의료과학과	대학원생(석사과정)
	한동희	강원대학교 보건의료과학과	대학원생(박사과정)
	김장오	강원대학교 방사선학과	연구원
	한만석	강원대학교 방사선학과	교수
	김종원	질병관리청 의료안전예방국 의료방사선과	보건연구사
(교신저자)	백철하	강원대학교 방사선학과	부교수