

Calculation of Neutron Energy Distribution from the Components of Proton Therapy Accelerator Using MCNPX

Sang-Il Bae,¹ Sang-Hwa Shin^{2,*}

¹Department of Radiation Oncology, Dongnam institute of Radiological & Medical sciences, Korea

²Department of Radiological Science, College of Health Sciences, Catholic University of Pusan, Korea

Received: October 09, 2019. Revised: December 15 2019. Accepted: December 31, 2019

ABSTRACT

The passive scattering system nozzle of the proton therapy accelerator was simulated to evaluate the neutrons generated by each component in each nozzle by energy. The Monte Carlo N-Particle code was used to implement spread out Bragg peak with proton energy 220 MeV, reach 20 cm, and 6 cm length used in the treatment environment. Among the proton accelerator components, neutrons were the highest in scatterers, and the neutron flux decreased as it moved away from the central flux of the proton. This study can be used as a basic data for the evaluation of the radiation necessary for the maintenance and dismantling of proton accelerators.

Keywords: MCNPX, Proton therapy accelerator, Neutron, Bragg peak

I . INTRODUCTION

양성자 가속기를 이용한 치료는 1946년 Robert Wilson에 의하여 제안되었으며^[1] 1955년 Berkeley Radiation Lab에서 최초로 양성자 치료를 시작하였다.^[2] 국내에는 2007년 국립암센터(KNCC : Korea National Cancer Center)를 시작으로 양성자 치료를 시행하고 있으며^[3], 최근 양성자가속기 연구센터(KOMAC : Korea Multi-Purpose Accelerator Complex)등의 설립으로 의료, 보건분야 뿐만 아니라 다양한 연구에도 사용되고 있다.^[4]

의료분야에 사용되는 양성자 치료기는 브레그 피크를 이용하여 기존의 방사선 치료보다 종양주위에 우수한 선량을 조사할 수 있는 동시에 정상조직의 부작용을 최소화할 수 있는 장점이 있다.^[5]

반면에 고 에너지 양성자 사용 시 양성자와 물질과의 상호작용으로 인하여 다양한 종류의 이차 방사선이 생성되며^[6] 이러한 이차 방사선은 치료실내의 공간선량의 증가, 치료환자의 불필요한 피폭선

량의 증가, 구성품의 방사화 등에 영향을 미치게 된다.^[7,8]

특히 이차방사선 중 중성자는 하전을 띄지 않으면서 질량이 무겁기 때문에 방사화를 일으킬 확률이 높으며, 이는 환자의 피폭선량은 물론 가속기의 유지, 보수를 시행하는 작업자 피폭선량을 야기할 수 있다. 또한 추후 시설의 해체 시 비용, 인력 등 전반적으로 문제가 될 가능성이 높다.^[9] 위와 같이 양성자 치료기에서 발생하는 중성자에 대한 연구는 활발히 진행되고 있다.^[10-12] 하지만 대부분 중성자 발생으로 인한 공간선량 분포 및 환자 피폭선량을 평가한 1차 적인 연구가 대부분이며, 중성자로 인한 2차적 문제인 방사화에 대한 연구는 미흡한 것이 현실이다.

이에 본 연구에서는 궁극적으로 양성자 가속기의 방사화 문제를 연구하기 위해 우선 단계로써 중성자에 대한 연구를 시행하고자 하였다.

* Corresponding Author: Sang-Hwa Shin

E-mail: sanghwashin@cup.ac.kr

Tel: +82-051-510-0935

II. MATERIAL AND METHODS

본 연구는 양성자 가속기 시설의 방사화 평가를 진행하기 위한 선행연구로써 양성자 가속기 시설에서 발생하는 중성자를 분석하고자 하였으며, 양성자 가속기 노즐에서 발생하는 이차입자중에 중성자를 산정하고자 하였다.

양성자 가속기에서 발생하는 중성자의 경우 노즐 외부에서 실측하는 것은 용이하나 노즐안의 각각의 구성품이 받는 방사선에 대한 분석은 실측으로는 한계가 있다. 또한, 일반적으로 가속기 시설을 구축하기 전 시설의 효율을 높이거나 위험요소를 제거하기 위하여 몬테카를로법을 이용한 모의실험을 적용하고 있다.

따라서, 본 연구에서는 현재 가속기 시설에서 필수적으로 사용되고 있으며, 실측의 한계를 극복할 수 있는 몬테칼로법을 기반으로 한 모의실험을 진행하였다.

1. 모의 모사

의료분야에 사용되는 양성자 치료기는 사용방식에 따라 Active Scanning System과 Passive Scattering System 2가지 방법으로 분류된다. 두가지 방식 중 Passive Scattering System의 경우 좁은 펜슬빔 형태의 양성자를 넓게 퍼뜨리는 산란체를 사용하므로 구성부품에 의한 이차방사선의 발생 확률이 높다.^[13] 이에 본 연구에서는 Passive Scattering System을 대상으로 연구를 진행하여 중성자 발생률을 보수적으로 평가하고자 한다.

모의모사는 양성자 가속기 중 실질적으로 빔이 조사되며 2차 방사선 발생의 원인이 되는 노즐을 중심으로 하였으며, 국내에 도입된 IBA (Ion Beam Application)사의 양성자 가속기의 노즐을 바탕으로 표준화 된 빔의 형태를 만들 수 있도록 변형하여 모사하였다.^[14]

Fig.1은 모사된 양성자 가속기의 모식도 이다. 노즐 내 주요 구성품은 반지름 10 cm의 디스크 형태의 First Scatter(S1), 두께 6 cm의 Collimator brass에 둘러 쌓인 형태를 가진 반지름 5 cm의 Second Scatter(S2), 1 cm의 두께를 가진 Range Shifter,

20×20×5 cm³의 Collimator, 중심부에 반지름 5 cm의 원을 가진 Final Aperture, 그리고 각 부분을 둘러싸는 Steel Shell로 구성되며 각 구성물에 대한 성분은 Table 1과 같다.

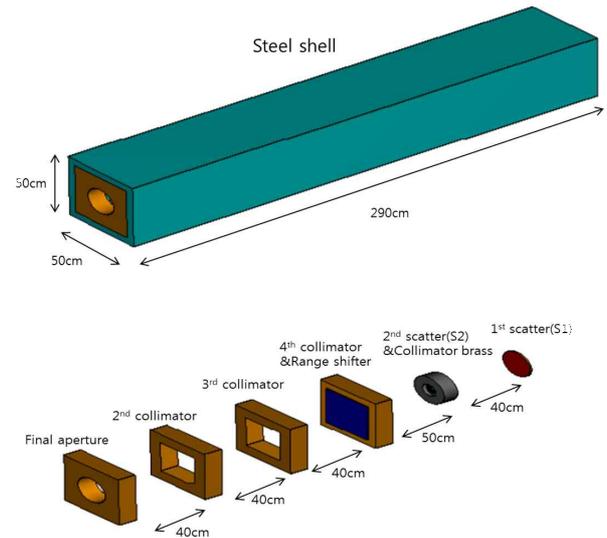


Fig. 1. Schematic representation of the Passive scattering nozzle.

Table 1. Materials of Nozzle component

Component	Material
First scatter(S1)	Lead, Lexan
Second Scatter(S2)	Lead, Lexan
Collimator Brass	Brass
Range shifter	ABS resin
2nd Collimator	Brass
3rd Collimator	Brass
4th Collimator	Brass
Final Aperture	Brass
Steel Shell	Iron

2. 신뢰도 확보

연구에 앞서 양성자 가속기 모의모사의 신뢰도를 확보하기 위하여 양성자의 특성인 Bragg peak를

계산하였다. 미국 표준연구소(NIST : National Institute of Standards and Technology)에서는 양성자 비정에 대하여 국제적으로 표준화 된 자료를 제시하고 있다. 이에 본 연구에서 계산한 비정을 NIST 자료와 비교하여 모사한 양성자 치료기에 대한 신뢰도를 확보하였다.^[15]

비정을 계산한 방법은 물 팬텀(80×80×80 cm³)을 0.1 cm 간격으로 관심영역을 지정한 후, ICRU Publication 78(2007)에서 권고하고 있는 SSD(source surface distance) 300 cm인 지점에 위치시켜 양성자 에너지 150, 180, 200, 220 250 MeV에 대한 비정을 계산하였다.

브레그 피크 에너지 스펙트럼을 구현하기 위하여 단위질량당 흡수선량 (MeV/g)을 가지는 Tally6을 사용하였으며 오차를 5%이하로 줄이고 신뢰도를 확보하기 위하여 10⁸번의 반복실험을 하였다.

3. 생성 중성자 평가

중성자 선속을 평가하기 위한 양성자의 에너지는 치료에서 기본적으로 사용되는 220 MeV가 사용되었으며, First Scatter의 Lead 및 Lexan의 두께를 조절하여 일반적인 치료환경에서 사용되는 6 cm의 길이를 가지는 스프레드아웃 브레그피크(Spread Out Bragg Peak; SOBP)를 재현하였고 Beam shifter를 통과한 양성자의 도달거리는 20 cm이다.

양성자 가속기는 구성품의 구성 물질 및 위치에 따라서 중성자의 발생 정도가 달라 구성품 별로 중성자를 측정하였으며, 생성되는 중성자의 경우에는 에너지에 따라 반응 형태가 확연히 달라지기 때문에 Cold, Epithermal, Resonance, Intermediate, Fast 중성자로 나누어 분류하였다. 그리고 중성자의 스펙트럼을 비교하기 위하여 0 ~ 1 MeV 범위를 100개의 구간으로 나누어 중속중성자 이하를 측정하였으며, 0 ~ 20 MeV 범위를 200개의 구간으로 나누어 속중성자이하를 측정하였다.^[16]

양성자치료의 SOBP를 구현하기 위해서 단위질량당 흡수선량을 가지는 Tally6이 사용되었으며, 중성자의 선속을 측정하기 위하여 단위면적당 입자수(#/cm²) 값을 가지는 Tally4를 사용하였다. 각 실험에서는 오차를 5% 이하로 줄이고 신뢰도를 확보하

기 위하여 10⁸번의 반복실험을 하였다.

III. RESULT

1. 타당성 평가

모의 모사된 양성자 가속기의 타당성을 확보하기 위하여 측정된 브레그 피크 스펙트럼을 미국표준연구소의 양성자 비정자료와 비교하였다.

Fig. 2는 본 실험에서의 양성자 비정을 그림으로 나타낸 것이며, Table 2는 본 연구와 NIST와의 양성자 비정 비교결과이다. 비교결과 250 MeV에서는 약 0.8%의 차이를 150 MeV에서는 약 4.4%의 차이를 보였으며 모든 에너지에서 5%이내의 일치율을 보였다.

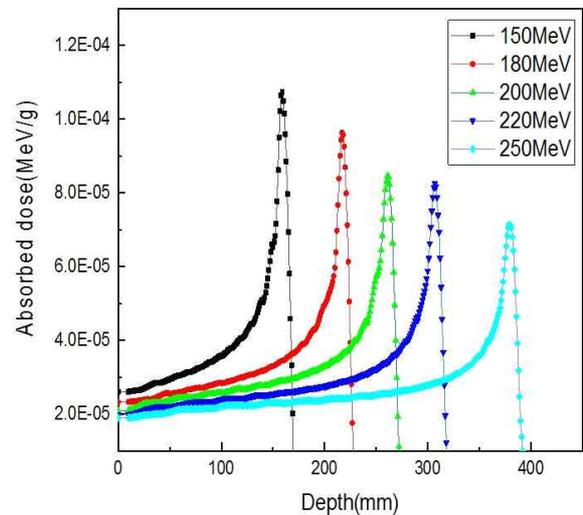


Fig. 2. Depth dose curve for proton beam.

Table 2 Range compared to reference data for proton beam in water phantom

Energy (MeV)	Range (cm)		Difference (%)
	NIST	This study	
150	15.7	16.4	4.4
180	21.6	22.2	2.7
200	25.9	26.5	2.7
220	30.5	31.1	1.9
250	37.9	38.2	0.8

2. SOBP

Fig. 3은 본 연구에서 에너지 220 MeV 양성자의 깊이별 선량분포이며, 20 cm 비정을 가지는 6 cm 길이의 SOBP를 구현하였다.

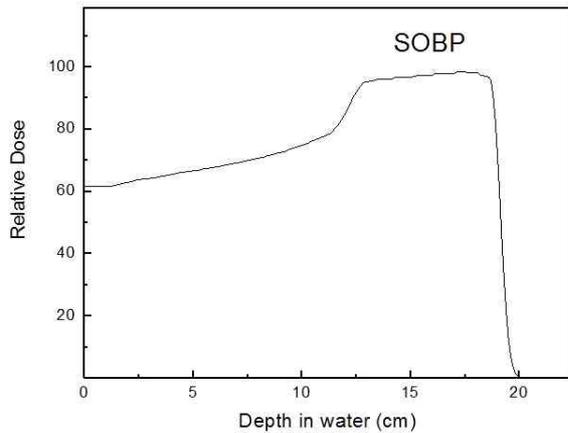


Fig. 3. Simulated SOBP of the central percentage depth dose(PDD) profiles.

3. 중성자 분석

Fig. 4와 Table 3에는 양성자 가속기 구성품에서 발생하는 중성자 에너지를 종류에 따라 분류한 결과이며, 양성자 선속을 기준으로 선속 내, 외로 나누어 표현하였다.

먼저 선속 내에 위치한 부품을 분석해보면, 산란체에 속하는 First scatter(S1)와 Second Scatter(S2)에서 각각 1.3E-3 개와 1.0E-3 개로 가장 많은 중성자가 생성되었으며, Range Shifter에서 5.0E-5 개로 중성자 선속이 가장 낮게 계산되었다. 또한 발생한 중성자의 에너지 분포는 산란체의 경우 속중성자에서 약 66.9%로 가장 높은 비율을 차지하였으며, Range Shifter에서는 중속중성자가 약 36.5%로 가장 높은 비율을 차지하는 것으로 분석되었다.

양성자의 선속 외부의 위치한 구성품에서는 Final Collimator에서 9.8E-5 개로 가장 높게 나타났으며, 선속에서 가장 멀리 이격된 Steel shell에서 3.7E-5 개로 가장 낮은 중성자 발생을 보였다. 또한, 중성자 에너지 분포는 Final Collimator, Steel

shell 모두 중속중성자가 가장 높은 비율로 분석되었으며, 비율은 각각 60.3%, 62.4%로 계산되었다.

Fig. 5는 각 부품별 발생한 중성자 에너지 스펙트럼을 분석한 그림이다. 이를 분석해보면, 약 0~5 MeV까지 중성자 플럭스 감소폭이 크며, 5 MeV 이상에서는 플럭스가 일정하게 유지하는 경향을 나타냄을 알 수 있다. 또한, 에너지 증가에 따른 플럭스 감소율은 선속 외부에 위치한 부품이 선속 내부에 위치한 부품보다 상대적으로 급격한 것을 확인할 수 있다.

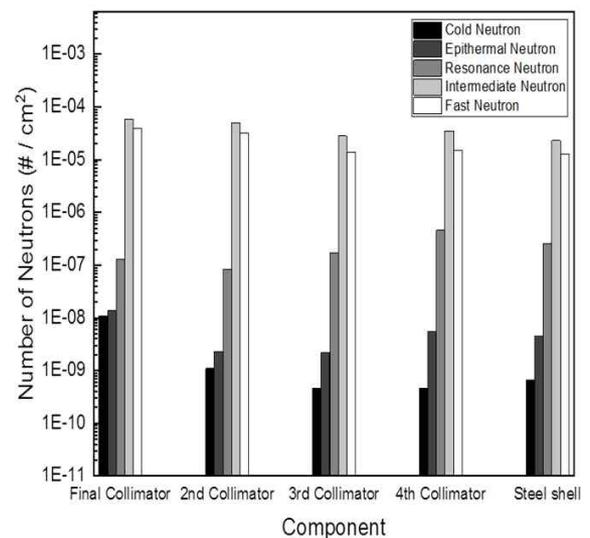
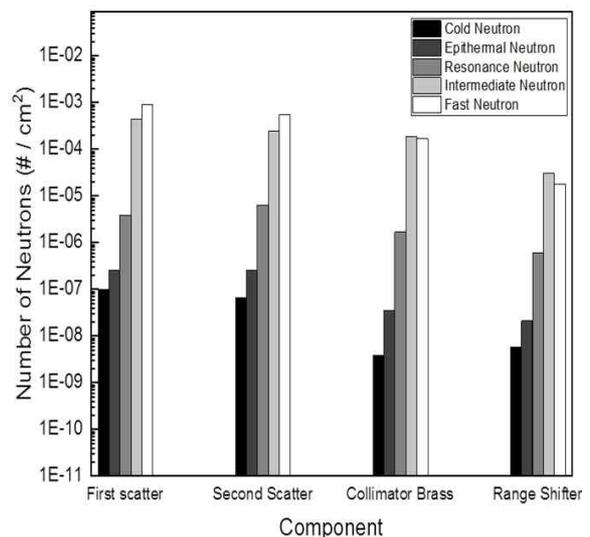


Fig. 4. Results of Neutron Flux in Proton therapy component.

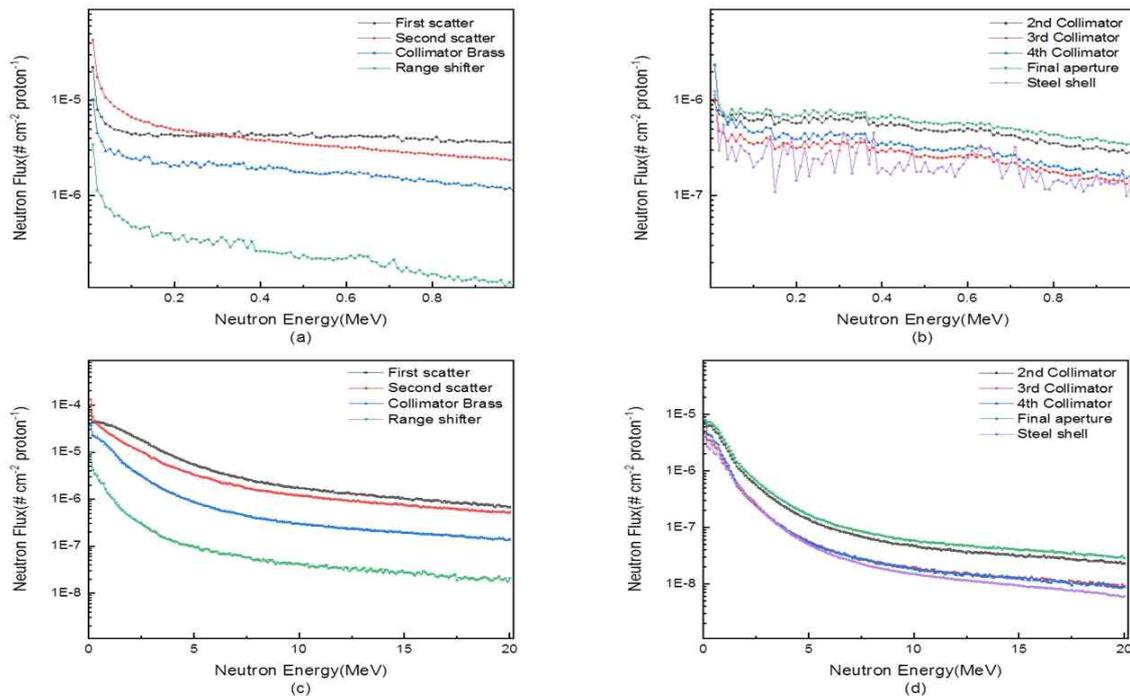


Fig. 5. Neutron fluence dependency on the component of nozzle : (a) and (b) are 0~1MeV neutron spectra, (c) and (d) are 0~20MeV neutron spectra.

Table 3. Results of Neutron Flux in Proton therapy component

Component	Number of neutrons (#/cm ²)					Total
	Cold Neutron	Epithermal Neutron	Resonance Neutron	Intermediate Neutron	Fast Neutron	
First scatter	1.0E-7 (0.007%)	2.6E-7 (0.02%)	3.9E-6 (0.29%)	4.4E-4 (32.6%)	9.0E-4 (66.9%)	1.3E-3
Second Scatter	6.6E-8 (0.07%)	2.6E-7 (0.026%)	6.4E-6 (0.65%)	2.5E-4 (24.9%)	5.5E-4 (54.6%)	1.0E-3
Collimator Brass	3.9E-9 (0.001%)	3.5E-8 (0.009%)	1.7E-6 (0.47%)	1.9E-4 (52.6%)	1.7E-4 (46.8%)	3.7E-4
Range Shifter	5.8E-9 (0.012%)	2.1E-8 (0.041%)	6.2E-7 (1.3%)	3.1E-5 (61.9%)	1.8E-5 (36.5%)	5.0E-5
2nd Collimator	1.1E-9 (0.001%)	2.3E-9 (0.011%)	8.3E-8 (0.92%)	5.0E-5 (69.5%)	3.2E-5 (29.3%)	8.2E-5
3rd Collimator	4.7E-10 (0.001%)	2.2E-9 (0.005%)	1.7E-7 (0.4%)	2.8E-5 (66.1%)	1.4E-5 (33.4%)	4.2E-5
4th Collimator	4.7E-10 (0.001%)	5.6E-9 (0.011%)	4.6E-7 (0.92%)	3.5E-5 (69.5%)	1.5E-5 (29.3%)	5.0E-5
Final Collimator	1.1E-8 (0.012%)	1.4E-8 (0.014%)	1.3E-7 (0.13%)	5.9E-5 (60.3%)	3.9E-5 (39.5%)	9.8E-5
Steel shell	6.7E-10 (0.002%)	4.5E-9 (0.012%)	2.6E-7 (0.72%)	2.3E-5 (62.4%)	1.3E-5 (36.7%)	3.7E-5

IV. DISCUSSION

본 연구에서 모의 모사된 양성자 가속기의 비정을 미국표준연구소의 표준양성자 비정과 비교한 결과 양성자 에너지 250 MeV에서는 0.8%의 차이를 150 MeV에서는 4.4%의 비정 차이를 나타내었으며, 각 에너지별로 비교한 자료에서는 약 5%의 이내의 일치율을 나타내었다. 이것으로 본 모의실험에서 모사한 양성자 가속기의 타당성은 확보된 것으로 판단된다.

양성자 가속기 구성품의 중성자 분석결과 양성자 선속의 내에 위치하는 First scatter, Second scatter, Collimator brass에서 중성자 발생량이 높게 나타났으며, 이 중 First scatter와 Second scatter에서 높은 발생량을 나타냈다. 이러한 결과는 구성품 중 산란체의 경우 양성자의 빔 선속 내에 위치하며, 구성 물질의 원자번호와 밀도가 높기 때문인 것으로 사료된다.

또한, 산란체 중 First scatter가 더 높은 중성자 발생을 보였다. 이는 Target에서 가장 가까이 위치하는 점, 발생된 양성자가 에너지 감쇠 없이 첫 번째로 상호작용한다는 점, 양성자와 실제 상호작용하는 단면적 큰 물질이라는 점 때문에 Second scatter보다 중성자 발생량이 많은 것으로 판단된다. 이는 P. M. DeLuca Jr.(2009)^[17]에 보고된 결과와 일치한다. 따라서 본 연구 결과값에 대한 신뢰도는 확보한 것으로 사료된다.

이외에도 Cho,G., & Lee,S.B. (2017)^[18]등의 연구에서는 scatter부분이 가장 많은 중성자를 발생시킨 것은 동일하나 두 개의 산란체 중 Second scatter에서 약 1.4배 더 많은 중성자 선속을 발생시켰다고 보고하였다. 이러한 결과는 구성품의 기하학적 구조, 산란체의 구성 물질인 Lead와 Lexan 비율의 차이 때문인 것으로 분석된다.

양성자 가속기의 구성품은 양성자의 중심 선속에서부터 이격될수록 중성자의 선속은 감소되는 경향을 보였으며, 양성자 가속기 선속 외부의 구성품의 경우 양성자 1개당 평균적으로 6.2E-5개 선속 내부의 구성품은 평균적으로 6.9E-4개를 생성하였다. 대략 11배정도 중성자 선속의 차이를 보였다.

따라서 양성자 가속기에서 발생하는 중성자는 대부분의 선속내부 구성품에 의해 발생하는 것으로 봐도 무방할 것이다. 그러나 선속 내부 구성품 중에서도 Range shifter의 경우 중성자 발생율이 낮았는데 이는 Range shifter의 경우 두께가 얇고 원자번호가 낮은 물질로 이루어 졌기 때문인 것으로 사료된다.

선속 외부에 위치한 구성품의 경우 Final Collimator에서 중성자 선속이 높게 나타났다. 이는 다른 Collimator와 비교하였을 때, 양성자와 상호작용하는 면적이 크기 때문에 상대적으로 높게 나타난 것으로 생각된다. 또한, 양성자 가속기 부품을 싸고 있는 Steel shell의 경우 가장 낮은 중성자가 생성되었으며, 빔의 선속에는 포함되진 않지만 Collimator와 마찬가지로 유사한 정도의 중성자를 생성시키는 것을 확인할 수 있었다.

마지막으로 중성자 스펙트럼의 경우에는 중성자 에너지가 낮은 영역에서 생성되는 양이 많았으며, 0 ~ 5 MeV부분에서는 중성자의 선속이 급격하게 감소하는 그래프를 보였으며, 10 MeV이상에서는 상대적으로 평탄한 그래프를 나타내었다. 이는 고 에너지 양성자의 경우 물질과 탄성산란하여 중성자를 발생시킬 때 모든 에너지를 중성자에게 전달하지 않고 일부의 에너지만을 전달할 확률이 높기 때문으로 사료된다.

V. CONCLUSION

본 연구는 양성자 가속기 가동 시 각 구성품의 중성자 생성과 특성을 분석하여 가속기 방사화의 기초자료로 활용하기 위하여 진행되었다.

연구 결과, 양성자 가속기 각 부품 중 선속 내에 위치하는 산란체에서 가장 많은 중성자가 발생하였으며, 중성자 발생 경향은 Target에서 멀어지거나 빔의 선속 밖에 위치할수록 중성자의 생성량이 줄어드는 것을 확인할 수 있었다.

본 연구결과로 양성자 가속기 내 방사화를 평가하기 위한 기초자료 획득은 물론 치료실 내의 공간 선량 및 피폭선량 분석에 대한 데이터를 제공할 수 있을 것으로 생각된다.

Reference

- [1] R. R. Wilson, "Radiological use of fast protons," *Radiology*, Vol. 47, No. 5, pp. 487-491, 1946.
- [2] D. W. Miller, "A review of proton beam radiation therapy," *Medical physics*, Vol. 22, No. 11, pp. 1943-1954, 1995.
- [3] <https://www.ncc.re.kr/>
- [4] Y. H. Jung, Y. S. Choi, K. S. Chung, "Development of a beam current and position measurement system for the Korea multipurpose accelerator (KOMAC)," *Journal of the Korean Physical Society*, Vol. 44, No.5, pp. 1067-1070, 2004.
- [5] D. R. Olsen, Ø. S. Bruland, G. Frykholm, I. N. Norderhaug, "Proton therapy—a systematic review of clinical effectiveness," *Radiotherapy and oncology*, Vol. 83, No. 2, pp. 123-132, 2007.
- [6] F. d'Errico, "NCRP Report no.144—Radiation protection for particle accelerator facilities," *National Council on Radiation Protection and Measurements*, Vol. 113, No. 4 pp. 456-457 2005.
- [7] X. G. Xu, B. Bednarz, H. Paganetti, "A review of dosimetry studies on external-beam radiation treatment with respect to second cancer induction," *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 53, No.13, pp. 193-241, 2008.
- [8] C. Z. Jarlskog, H. Paganetti, "Risk of developing second cancer from neutron dose in proton therapy as function of field characteristics, organ, and patient age," *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, Vol. 72, No.1, pp 228-235, 2008.
- [9] R. N. Woo, Y.M. Kim, M.C. Song, D. H. Cho. J. S. Lee, W. T. Kim, "A Study on the Adoption of Cyclotron Decommissioning Plan Criteria by the Analysis of Domestic Relocation and Abroad Dismantling Practices," *Journal of Radiation Protection*, Vol. 38, No.2, pp. 91-99, 2013.
- [10] C. Z. Jarlskog, H. Paganetti, "Risk of developing second cancer from neutron dose in proton therapy as function of field characteristics, organ, and patient age," *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, Vol. 72, No. 1, pp 228-235, 2008.
- [11] H. Paganetti, B. Athar, S. M. Moteabbed, J. A. Adams, U. Schneider, T. I. Yock, "Assessment of radiation-induced second cancer risks in proton therapy and IMRT for organs inside the primary radiation field," *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 57 No. 19, pp. 6047-6061, 2012.
- [12] S. Kim, B. J. Min, M. Yoon, J. Kim, D. H. Shin, S. B. Lee, D. H. Kim, "Secondary radiation doses of intensity-modulated radiotherapy and proton beam therapy in patients with lung and liver cancer," *Radiotherapy and oncology*, Vol. 98, No.3, pp 335-339, 2011.
- [13] W. T. Chu, B. A. Ludewigt, T. R. Renner, "Instrumentation for treatment of cancer using proton and light-ion beams," *Review of Scientific Instruments*, Vol. 64, No. 8, pp 2055-2122, 1993.
- [14] J. W. Kim, "Proton therapy facility project in National cancer center, Korea," *Journal of the Korean Physical Society*, Vol. 43, pp. 50-54, 2003.
- [15] <https://www.ptcog.ch/>
- [16] N. J. Carron, "An introduction to the passage of energetic particles through matter," p.308, CRC Press, 2006.
- [17] A. Pérez-Andújar, W. D. Newhauser, P. M. DeLuca Jr, "Neutron production from beam-modifying devices in a modern double scattering proton therapy beam delivery system," *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 54 No. 4, pp. 993-1008, 2009.
- [18] S. E. Han, G. Cho, S. B. Lee, "An Assessment of the Secondary Neutron Dose in the Passive Scattering Proton Beam Facility of the National Cancer Center," *Nuclear Engineering and Technology*, Vol. 49 No. 4, pp. 801-809, 2017.

MCNPX를 이용한 양성자 치료기의 구성품에서 발생하는 중성자 에너지 분포계산

배상일,¹ 신상화^{2,*}

¹동남권원자력의학원 방사선종양학과

²부산가톨릭대학교 보건과학대학 방사선학과

요 약

양성자 치료기의 Passive Scattering System 노즐을 모의모사 하여 노즐 내 각 구성품에서 발생하는 중성자를 에너지별로 평가하였다. MCNPX code를 이용하여 치료환경에 사용되는 양성자 에너지 220 MeV, 도달 거리 20 cm, 6 cm 길이의 SOBP를 구현하고, 치료기 가동 시 발생하는 중성자를 각 구성품에 따라 종류별로 분류하였다. 양성자 가속기 구성품 중 산란체에서 중성자가 가장 높게 발생되었으며 양성자의 중심 선속에서부터 멀어질수록 중성자의 선속은 감소되었다. 본 연구는 양성자 가속기의 유지 보수 및 해체에 필수적인 방사화 평가를 진행하기 위한 기초자료로 활용할 수 있을 것으로 사료된다.

중심단어: MCNPX, 양성자 가속기, 방사화, 중성자, Bragg peak

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	배상일	동남권원자력의학원	방사선사
(교신저자)	신상화	부산가톨릭대학교	교수