

Analysis of Radiation Dose Enhancement for Spread Out Bragg-peak of Proton

Chulhwan Hwang,¹ JungHoon Kim^{2,*}

¹Departments of Radiology, Masan University

²Departments of Radiological Science, Catholic University of Pusan

Received: January 02, 2019. Revised: January 30, 2019. Accepted: April 30, 2019

ABSTRACT

Radiation dose enhancement is a method of increasing the cross section of interaction, thus increasing the deposited dose. This can contribute to linear energy transfer, LET and relative biological effectiveness, RBE. Previous studies on dose enhancement have been mainly focused on X, γ -rays, but in this study, the dose enhancement was analyzed for proton using Monte Carlo simulation using MCNP6. Based on the mathematical modeling method, energy spectrum and relative intensity of spread out Bragg-peak were calculated, and evaluated dose enhancement factor and dose distribution of dose enhancement material, such as aurum and gadolinium. Dose enhancement factor of 1.085-1.120 folds in aurum, 1.047-1.091 folds in gadolinium was shown. In addition, it showed a decrease of 95% modulation range and practical range. This may lead to an uncertain dose in the tumor tissue as well as dose enhancement. Therefore, it is necessary to make appropriate corrections for spread out Bragg-peak and practical range from mass stopping power. It is expected that Monte Carlo simulation for dose enhancement will be used as basic data for in-vivo and in-vitro experiments.

Keywords: Radiation Dose Enhancement, Monte Carlo simulation, Spread Out Bragg-peak

I. INTRODUCTION

방사선치료는 저 에너지에서 고 에너지를 이용한 치료로 발전하였으며, X, γ 선을 이용한 치료에서 중하전입자 치료로 발전하고 있다. 방사선치료 기술의 발전은 궁극적으로 종양조직의 공간적 선량 분포를 향상하면서 정상조직의 영향을 최소화하기 위한 노력이다. 이러한 노력에도 불구하고 종양조직의 병리학적 특성, 병소의 위치 및 전신 상태에 따라서는 종양의 제어률(tumor control probability, TCP) 향상에 필요한 선량이 주변 정상조직의 장애(normal tissue complication probability, NTCP)를 야기할 수 있으므로 주의가 필요하다.^[1] 종양조직을 충분히 제어하면서 정상조직의 장애를 낮게 유지하는 개념적 이론은 치료가능비(therapeutic ratio, TR)를 통해 설명할

수 있으며, 치료가능비 증가를 위한 방법으로는 중하전입자치료(heavy charged particle therapy), 온열요법(hyperthermia), 동시 항암화학요법(concurrent chemoradiotherapy), 방사선 선량 증강(dose enhancement) 등이 있다.^[2-4] 방사선 선량 증강은 물질 내 높은 원자번호와 전자 밀도(electron density)를 가지는 물질로부터 상호작용 단면적(cross section)을 높여 국소 부위에 대한 선량(deposited energy)을 증가시키는 방법이다.^[5,6] 선량증가 현상의 물리적 상호작용은 광자에서는 광전효과, 콤프턴산란, 전자쌍생성 등으로 설명할 수 있으며, 중하전입자는 쿨롱력(Coulomb's force)에 의한 전기적 상호작용, 핵과의 비탄성충돌(inelastic collision)에 의한 에너지손실 등이 있다.^[7] 이와 같은 상호작용의 단면적 증가는 선에너지부여(linear energy transfer, LET) 및 상대적 생물학적 효과비(relative biological effectiveness, RBE) 증가로 이

* Corresponding Author: JungHoon Kim

E-mail: donald@cup.ac.kr

Tel: +82-10 9142 1171

어져 치료가능비 향상에 기여할 수 있다.^[8] 선량 증강에 이용되는 물질은 화학적 안정성과 조직 적합성을 만족하는 금(Au), 아이오딘(I), 가돌리늄(Gd) 등이 적용되며,^[9,10] 증강 물질의 증진된 투과 및 유지 효과(enhanced permeability and retention, EPR)를 고려하여 나노(nano) 크기의 입자 적용이 보고된다.^[11,12] 또한 선량 증강의 효과는 선질, 입자 크기, 농도, 물질 종류 등에 따라 상이한 것으로 알려져 있으며,^[13] 몬테칼로(Monte Carlo), 체외 실험(in vitro)을 통한 선행 연구가 보고되고 있다.^[9-13] 최 등은 간암 세포주(hepatocellular carcinoma cell line Hep3B)에 금 나노입자를 주입한 후, γ 선을 조사하여 세포생존율(cell surviving fraction)로부터 방사선 감수성의 변화를 분석한 결과, 약 30%의 생존율 감소를 확인하였으며,^[15] Daniel 등은 몬테칼로 시뮬레이션으로부터 X, γ 선에 대한 선량 증강 현상과 농도 변화에 따른 증강 효과를 회귀 추정식으로 보고한 바 있다.^[9] 현재까지 선량 증강과 관련된 선행 연구는 X, γ 선에 대한 보고가 주를 이루고 있으며, 중하전입자에 대한 선량 증강 작용에 대한 사례와 보고는 제한적이다. 이에 본 연구에서는 중하전입자 중 방사선치료에서 적용 빈도가 높은 양성자에 대해 몬테칼로 시뮬레이션을 바탕으로 선량 증강 현상과 효과에 대해 분석하였다.

II. MATERIAL AND METHODS

몬테칼로 시뮬레이션은 0부터 1 사이의 무작위수(random number)에 의한 반복 실험으로부터 특정 변수를 확률적으로 계산하는 방법으로 물질과 방사선의 상호작용으로 발생하는 다양한 형태의 물리량을 높은 신뢰도로 추정할 수 있다. 본 연구에서는 미국 로스알라무스 연구소(Los Alamos National Laboratory)에서 개발한 MCNP6 (Monte Carlo N-Particle Transport code 6)를 이용하여 양성자에 대한 선량 증강 현상을 분석하였다. 양성자를 이용한 방사선치료는 치료 범위를 충분히 포함할 수 있도록 다양한 에너지로부터 피크의 확산(spread-out Bragg peak, SOBP)이 필요하며, 이때의 에너지는 치료 깊이, 체적에 따라 결정된다.^[15] 피크 확산의 에너지 변환은 노즐(nozzle)의 비정 보상 산란체(range compensated range)를 통해 획득할 수 있으나, 수학적 모델 방법

에 따라 계산이 가능하다. 본 연구에서는 Bortfeld, Jette 등이 고안한 방법을 이용하여 확산된 피크의 에너지 분포와 상대 강도를 계산하였다.^[15-17] 고안된 모델에 따르면 브래그 피크의 깊이 R와 에너지 E는 식 (1)으로 표현할 수 있으며, α , p_0 는 상수로 0.0022, 1.77을 나타낸다.

$$R = \alpha E^{p_0} \quad (1)$$

확산된 피크의 근위부(proximal of SOBP) R_d , 원위부(disital of SOBP) R_0 와 확산 영역의 비 X는 식 (2)와 같이 표현할 수 있으며,

$$R_d = (1 - X) R_0 \quad (2)$$

확산 영역을 n개의 간격으로 분할하였을 때, k번째 간격의 깊이 r_k 는 식(3)과 같이 표현할 수 있다.

$$r_k = \left[1 - \left(1 - \frac{k}{n}\right)X \right] R_0 \quad (3)$$

r_k 깊이에 해당되는 에너지 e_k 는 식(1)로부터 유도하여 식(4)로 표현할 수 있으며,

$$e_k = \left(\frac{r_k}{\alpha} \right)^{\frac{1}{p_0}} \quad (4)$$

k번째 해당되는 에너지 상대적 강도(relative weight) w_k 는 식(5)로 표현할 수 있다.

아래와 같은 수학적 모델로부터 가상의 치료 범위를 고려하여 물 팬텀 표면 2 cm 부터 7 cm 깊이를 가지는 확산된 피크를 형성하였으며, 영역을 15 개 구간으로 분할하여 50~100 MeV의 에너지로 구성하였다. 결과 값의 신뢰성 확보를 위해 3×10^7 번을 반복 실험하였으며, Fig. 1과 같이 $30 \times 30 \times 15 \text{ cm}^3$ 의 물 팬텀을 향해 수직 방향으로 입사하여 $0.1 \times 0.1 \times 0.1 \text{ cm}^3$ 의 검출 체적 내의 흡수 에너지(deposited energy)를 획득하였다.

$$\begin{aligned}
 & 1 - \left(1 - \frac{1}{2n}\right)^{1-(1/p)} && k = 0 \\
 W_k = & \left[1 - \frac{1}{n}\left(k - \frac{1}{2}\right)\right]^{1-(1/p)} - \left[1 - \frac{1}{n}\left(k + \frac{1}{2}\right)\right]^{1-(1/p)} && k = 1, \dots, n-1 \\
 & \left(\frac{1}{2n}\right)^{1-(1/p)} && k = n
 \end{aligned} \tag{5}$$

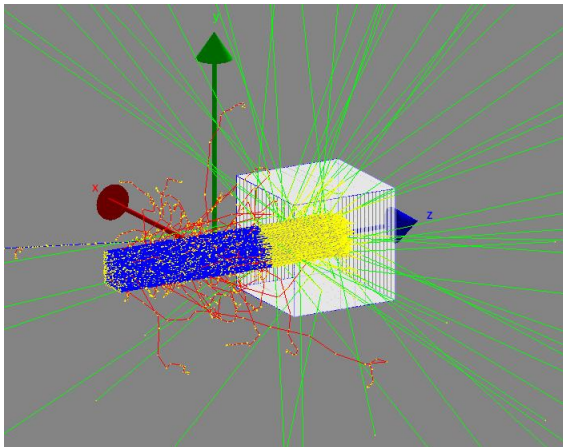


Fig. 1. Monte Carlo simulation for spread-out Bragg peak; electron(red), proton(blue), photon(green).

선량 증강은 모의피폭체(phantom) 내에서 확산된 피크와 선량 증강 물질의 상호작용으로부터 발생하는 선량증강비(dose enhancement factor, DEF)를 통해 평가하였으며, 이는 증강 물질에 의한 선량의 증가 비율을 나타낸 것으로 식 (6)과 같이 표현할 수 있다.^[18]

$$DEF = \frac{\text{Energy deposition with enhancement material}}{\text{Energy deposition without enhancement material}} \tag{6}$$

모의피폭체는 국제 방사선 단위 위원회(International commission on radiological unit and measurement, ICRU)에서 고안된 Slab 모의피폭체(30×30×15 cm³)를 이용하였으며, 내부 매질은 물로 구성하여 Fig. 2와 같이 나타내었다. 확산된 피크의 범위에 포함되는 반경 2.5 cm의 가상 종양조직을 설정하여 해당 부위에 흡수되는 선량 변화로부터 선량증강비와 깊이 변화에 따른 흡수 에너지의 변화를 분석하였다.

선량 증강 물질은 X, γ선의 선량 증강에 대한 선행 연구를 고려하여 10, 20, 30 mg/ml 금, 가돌리늄의 밀도(density), 원자량(atomic weight)을 반영하였으며, 농도에 따른 물질 비율로 표현하여 모사하였다^[9,13,18]. 입자의 거동 모사는 양성자, 전자, 광자에 대해 추적하였으며, 추적 최소 에너지(cut-off of energy)는 1 keV로 설정하였다. 단위 질량당 흡수 에너지(MeV/g) 획득을 위해서 Tally card 6을 적용하였으며, 결과값의 신뢰도 확보를 위해 5 × 10⁷ 반복 실험하여 3% 이내의 불확도(uncertainty)를 만족할 수 있도록 하였다

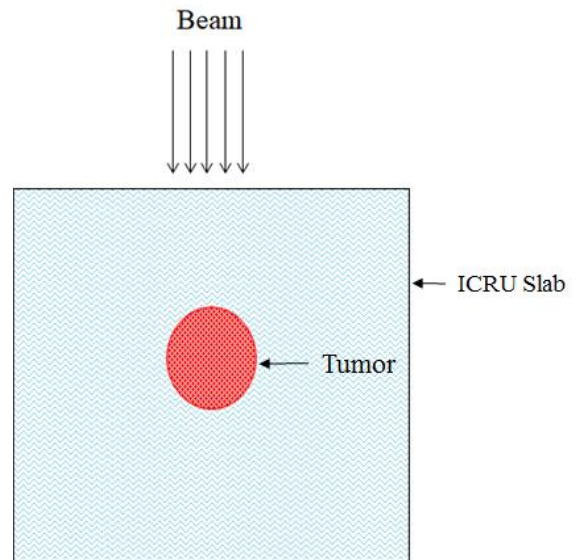


Fig. 2. Geometric diagram of slab phantom based water.

III. RESULT

물 팬텀 내에서 확산된 피크의 95% 선량 구간(95% modulation range, M95)은 20~70 mm, 구간의

길이는 50 mm으로 나타났으며, Fig. 3과 같이 평탄도(flatness)는 2.2%, 실정 비정(practical range)은 77.3 mm으로 확인되었다. 팬텀 내부와 동일 매질로 구성된 종양조직에 전달되는 흡수 에너지는 입자 당 1.81 MeV/g을 나타내었다. 선량 증강 물질이 포함된 경우에는 금 10 mg/ml에서 1.97 MeV/g, 20 mg/ml에서 1.99 MeV/g, 30 mg/ml에서 2.03 MeV/g을 보여, 1.085, 1.095, 1.120의 선량증강비를 나타내었다. 가돌리늄은 10 mg/ml에서 1.90 MeV/g, 20 mg/ml에서 1.91 MeV/g, 30 mg/ml에서 1.98 MeV/g을 보여 1.047, 1.052, 1.091의 선량증강비를 나타내었다.

Table 1은 금, 가돌리늄 증강 물질로 인한 흡수 에너지와 선량증강비를 나타내었으며, Fig. 4는 선량증강비의 변화를 그래프로 표현하였다. 또한, 선량 증강 현상으로부터 기인하는 깊이에 따른 흡수 에너지의 변화는 실정 비정과 95% 선량 구간의 감소 현상을 확인할 수 있다. 실정 비정은 Table 2와 같이 금 10 mg/ml에서 70.8 mm, 20 mg/ml에서 63.7

mm, 30 mg/ml에서 57.5 mm을 보여, 6.5, 13.6, 19.8 mm의 비정 감소를 보였으며, 95% 선량 구간은 46.5, 38.5, 34.3 mm으로 각각 3.5, 11.5, 15.7 mm의 구간 감소를 나타내었다.

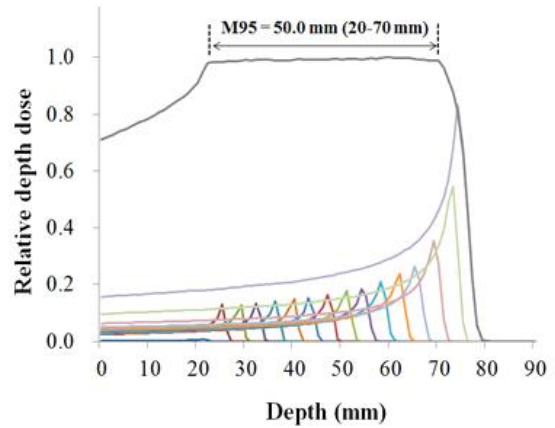


Fig. 3. Spread-out Bragg peak with the relative depth dose.

Table 1. Dose enhancement factor and deposited dose of enhancement material interacting with spread out Bragg peak.

	Concentration of enhancement material					
	10 mg/ml		20 mg/ml		30 mg/ml	
	DE ¹⁾	DEF ²⁾	DE	DEF	DE	DEF
Aurum	1.972	1.085	1.991	1.095	2.036	1.120
Gadolinium	1.902	1.047	1.911	1.052	1.983	1.091

1) Deposited dose particle, MeV/g, 2) Dose enhancement factor.

Table 2. Decrease of 95% modulation range, practical range for enhancement material interacting with spread out Bragg peak.

	Concentration of enhancement material					
	10 mg/ml		20 mg/ml		30 mg/ml	
	PR ¹⁾	M95 ²⁾	PR	M95	PR	M95
Aurum	70.8	46.5	63.7	38.5	57.5	34.3
Gadolinium	74.5	49.3	71.5	46.2	68.2	43.1

1) Practical range, unit: mm, 2) 95% modulation range: range of 95% relative deposited dose of spread out bragg peak, unit: mm

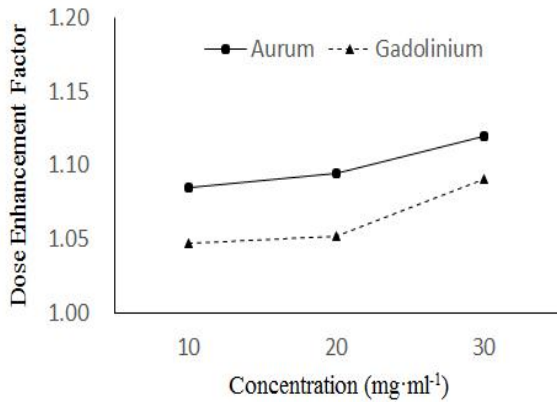


Fig. 4. Dose enhancement factor for aurum, gadolinium with spread out Bragg peak.

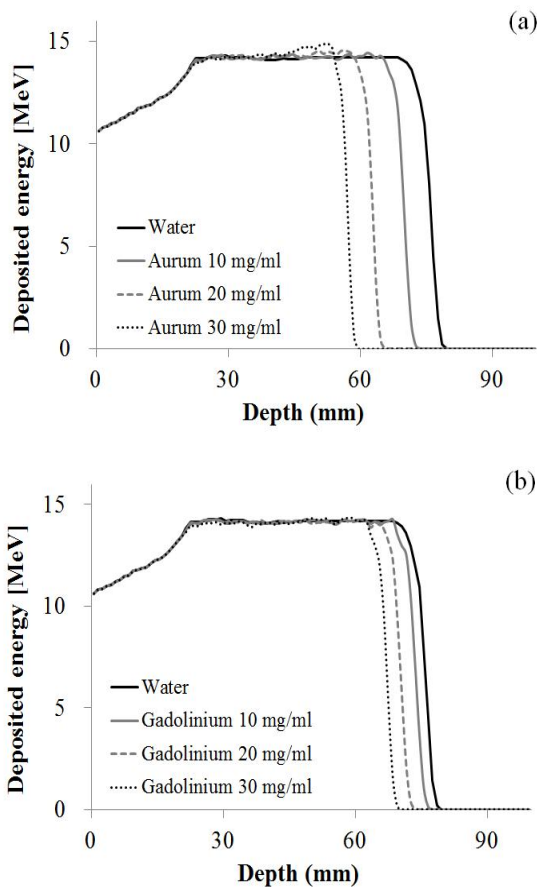


Fig. 5. Deposited energy simulated for aurum (a), gadolinium (b) of various concentrations with spread out Bragg peak.

가돌리늄에서 실정 비정은 10 mg/ml에서 74.5 mm, 20 mg/ml에서 71.5 mm, 30 mg/ml에서 68.2 mm을 보 여, 2.8, 5.8, 9.1 mm의 비정 감소를 나타내었으며,

95% 선량 구간은 49.3, 46.2, 43.1 mm으로 0.7, 3.8, 6.9 mm의 구간 감소를 나타내었다. Fig. 5는 팬텀 내 에서 깊이에 따른 흡수 에너지의 변화를 그래프로 표현하였다.

IV. DISCUSSION

방사선 선량 증강은 물질의 방사선 물리적 특성을 바탕으로 정상조직의 흡수선량을 증가시키지 않으면서, 관심 부위의 선량 상승을 기대할 수 있는 방법이다.^[19] 다수의 선행 연구에 따르면 선량 증강 물질로는 금($Z=79$, Au), 아이오딘($Z=53$, I), 가돌리늄($Z=64$, Gd)과 같은 고 원자번호 물질의 이용 이 보고되고 있으며, 이는 물질과 상호작용의 반응 단면적 차이로 인해 발생하는 것으로 알려져 있다.^[8-10] 선량 증강에 대한 선행 연구는 X, γ 선에 대한 보고가 주를 이루고 있으나, 본 연구에서는 확산된 피크의 양성자 선원에 대한 선량 증강 현상을 분석한 것에 의미가 있다. 몬테칼로 시뮬레이션을 적용하여 양성자에 대한 선량 증강을 평가하였으며, 양성자의 확산된 피크의 획득을 위해 선행 연구에서 보고된 수학적 모델로부터 에너지 구성과 상대적 강도를 산출하였다. 이를 입력 선원으로 하여 물 팬텀 내부의 선량을 분석한 후 확산된 피크 범위 내 종양조직을 가상화하여 선량 증강 물질과 농도에 따른 증강 현상을 분석하였다. 양성자는 물질 내에서 쿨롱력에 의한 전기적 상호작용에 의한 전리 현상으로부터 자유 전자를 발생시킨다. 전리 작용에 의한 이온쌍 생성에 필요한 이온화 에너지 (ionization energy)는 금 9.2 eV, 가돌리늄 6.1 eV, 물 12.6 eV이며, 질량저지능(mass stopping power)은 고 원자번호 물질에서 높은 값을 나타내는 것으로 알려져 있다.^[20,21] 방사선 물리적 배경은 금, 가돌리늄과 같이 고 원자번호를 가지는 물질에서 이온쌍 생성이 용이하다는 것을 나타내며, 이는 흡수 에너지의 증가로 이어질 것으로 사료된다. 선량증강비는 증강 물질에 의해 증가되는 흡수에너지의 비율로써 금에서 1.085-1.120배의 증가를 확인할 수 있었으며, 가돌리늄은 1.047-1.091배의 선량 증강을 나타내었다. 또한 선량 증강 물질에 의한 상호작용 단면적의 증가는 선량 증강과 더불어 실질 비정과 확산된 피크의 95% 선량 구간에 대한 감소 현상을

확인할 수 있었으며, 이러한 현상은 선량증강비가 높을수록, 가돌리늄에 비해 금 증강 물질에서 현저하게 나타났다. Ahmad 등은 금, 백금 등의 고 원자 번호 물질과 60 MeV 양성자의 상호작용으로부터 30~38%의 실질 비정 감소를 보고한 바 있으며, 물질의 원자번호가 증가함에 따라 브래그 피크 구간의 감소를 보고한 바 있다.^[22] 본 연구에서 실질 비정은 금 8.9~26.0%, 가돌리늄 4.2~12.3%의 감소를 보였으며, 95% 선량구간은 금 7.0~31.4%, 가돌리늄 1.4~13.8%의 감소를 나타내었다. 이는 양성자의 선량 증강 현상에서 발생하는 특이점으로 선량 증가와 더불어 종양조직에 불확실한 선량 전달로 이어질 수 있으므로, 증강 물질의 질량저지능으로부터 비정과 95% 선량구간의 적절한 보정이 필요할 것으로 판단된다.

V. CONCLUSION

몬테칼로 시뮬레이션을 이용한 양성자의 선량 증강 현상은 선량증강비의 증가와 더불어 실질 비정과 확산된 피크 구간의 감소를 확인할 수 있었다. 특히 95% 선량 구간의 감소는 증강 물질의 질량저지능으로부터 적절한 보정이 필요할 것으로 생각되며, 이러한 모의모사 결과는 실질적인 증강 효과 확인을 위한 체내-외 실험의 기초자료로써 활용될 것으로 기대된다.

Acknowledgement

This research was supported by a Basic Science Research Program through the National Research Foundation of Korea (NRF), funded by the Ministry of Education (2016R1D1A1B03931929).

Reference

[1] P. Stavrev, N. Stavreva, N. Niemierko A, Goitein M. "Generalization of a model of tissue response to radiation based on the ideas of functional subunits and binomia statistics," *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 46, No. 5, pp. 1501-18, 2011.

[2] L. Sim, A. Fielding, M. English, E. Waclawik, "Enhancement of biological effectiveness of

radiotherapy treatments of protstate cancer cells in vitro using gold nanoparticles," *International Nanomedicine Conference*, CoogeeBeach, Sydney, 2011.

- [3] H. P. Kok, J. Crezee, N. A. Franken, L. J. Stalpers, G. W. Barendesn, A. Bel., "Quantifying the combined effect of radiation therapy and hyperthermia in terms of equivalent dose distributions," *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, Vol. 88, No. 5, pp. 739-45, 2014.
- [4] J. E. Sardi, M. A. Boixadera, J. J. Sardi, "A critical overview of concurrent chemoradiotherapy in cervical cancer," *Current Oncology Reports*, Vol. 6, No. 6, pp. 463-70, 2004.
- [5] R. Berbeco, H. Korideck, W. Ngwa. "In vitro dose enhancement from gold nanoparticles under different clinical MV photon beam configurations," *Medical Physics*, Vol. 39, No. 6, pp. 3900-1, 2012.
- [6] E. Brun, L. Sanche, C. Sicard-Roselli, "Parameters governing gold nanoparticle X-ray radiosensitization of DNA in solution," *Colloids and Surfaces B*, Vol. 72, No. 1, pp. 128-34, 2009.
- [7] M. Faiz Khan, P John, *The physics of radiation therapy*, 4th edition, Wolters Kluwer Lippincott Williams & Wilkins. pp. 524-553, 2015.
- [8] D. Regulla, E. Schmid, W. Friedland, W. Panzer, U. Heinzmann, D. Harder, "Enhanced values of the RBE and H ratio for cytogenetic effects induced by secondary electrons from an X-irradiated gold surface," *Radiation Research*, Vol. 158, No. 4, pp. 505-15, 2002.
- [9] G. Daniel, F. Vladmir, G. Eduardo. "Monte Carlo study of Radiation Dose Enhancement by Gadolinium in Megavoltage and High Dose Rate Radiotherapy," *PLOS ONE*, Vol. 9, No. 10, e109389, 2014.
- [10] P. Retif, S. Pinel, M. Toussaint, C. Frochot, R. Chouikrat, T. Bastogne, M. Barberi-Heyob, "Nanoparticle for radiation therapy enhancement: the key parameters," *Theranostics*, Vol. 5, No. 9, pp. 1030-45. 2015.
- [11] K. Greish, "Enhanced permeability and retention (EPR) effect for anticancer nanomedicine drug targeting," *Methods in Molecular Biology*, Vol. 624, pp. 25-37, 2010.

-
- [12] J. H. Kim, C. S. Kim, C. H. Hwang, "A Monte Carlo Study of Dose Enhancement according to the Enhancement Agents," *Journal of Radiological Science and Technology* Vol. 40 No. 1 pp. 93-99, 2017.
- [13] A. Mesbahi, F. Jamali, N. Gharehaghaji, N. "Effect of photon beam energy, gold nanoparticle size and concentration on the dose enhancement in radiation therapy," *BioImpacts*, Vol. 3, No. 1, pp. 29-35, 2013.
- [14] E. Choi, J. Son, "Biophysical Evaluation of Radiosensitization by AuNPs nanoparticles irradiated photon beam," *Journal of Korean Society Radiology*, Vol. 10, No 7 pp. 483-87, 2016.
- [15] T. Bortfeld, "An analytical approximation of the Bragg curve for therapeutic proton beam," *Medical Physics*, Vol 24. No. 12, pp. 2024-33. 1997.
- [16] T. Bortfeld, W. Schlegel, "An analytic approximation of depth-dose distributions for therapeutic proton beams," *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 41, No 8, pp. 1331-9. 1996.
- [17] D. Jette, W. Chen, "Creating a spread-out Bragg peak in proton beams," *Physics in Medicine & Biology*. Vol. 56, No. 11, pp. 131-138, 2011.
- [18] J. C. Chow, M. K. Leung, D. A. Jaffray, "Monte carlo simulation on a gold nanoparticle irradiated by electron beams," *Physics in Medicine & Biology*. Vol. 57, No. 11, pp. 3323-31. 2012.
- [19] K. SoRa, "Feasibility study on the use of gold nanoparticles as a dose enhancement agent for a superficial X-ray therapy applied to melanoma," Seoul national university graduate school. 2014.
- [20] R. David, Lide, *Handbook of Chemistry and Physics*, 84th Edition. CRC Press. Boca Raton, Florida, 2003.
- [21] NIST, Stopping-Power & Range Tables for Electrons, Protons, and Helium Ions. 2017.
- [22] R. Ahmad, G. Royle, A. Lourenco, M. Schwarz, F. Fracchiolla, Ricketts, K, "Investigation into the effects of high-Z nano materials in proton therapy," *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 61, No. 12, pp. 4537-4550, 2016.
-

확산된 피크의 양성자에서 선량 증강 현상에 대한 분석

황철환,¹ 김정훈^{2,*}

¹마산대학교 방사선과

²부산가톨릭대학교 방사선학과

요 약

방사선 선량 증강은 물질과의 상호작용 단면적을 높여 국소 부위에 대한 선량을 증가시키는 방법으로 선에너지부여 및 상대적 생물학적 효과비 증가로 치료가능비 향상에 기여할 수 있다. 선량 증강에 대한 선행 연구는 X, γ 선에 대한 보고가 주를 이루고 있으나, 본 연구에서는 MCNP6를 이용한 몬테칼로 시뮬레이션을 바탕으로 양성자 선원에 대해 선량 증강 현상을 분석하였다. 수학적 모델 방법에 따라 확산된 피크의 양성자 선원에 대한 에너지 분포와 상대적 강도를 산출하였으며, 금, 아이오딘, 가돌리늄의 선량 증강 물질에 대한 선량증강비와 깊이 변화에 따른 에너지 분포를 평가하였다. 금을 이용한 증강 현상에서 1.085–1.120배, 가돌리늄에서는 1.047–1.091배의 선량증강비를 나타내었다. 또한 깊이에 따른 흡수에너지 변화로 인해 실질 비정과 95% 선량 구간의 감소를 나타내었으며, 이는 선량 증강 현상과 더불어 종양 조직에 불확실한 선량 전달로 이어질 수 있으므로 증강 물질의 질량 저지능으로부터 확산된 피크 구간의 적절한 보정이 필요할 것으로 사료된다. 본 연구에서 모의모사를 통한 선량 증강 현상의 분석은 실질적인 증강 효과 확인을 위한 체내·외 실험의 기초자료로써 활용될 것으로 기대한다.

중심단어: 몬테칼로 시뮬레이션, 방사선 선량 증강

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	황철환	마산대학교 방사선과	교수
(교신저자)	김정훈	부산가톨릭대학교 방사선학과	교수