

# Depth Dose Distribution of Proton Beams by Variation of Tumor Density using Geant4

You-Me Kim, Kwon-Su Chon\*

Department of Radiological Science, Daegu Catholic University

Received: September 17, 2021. Revised: November 26, 2021. Accepted: November 30, 2021

## ABSTRACT

It is necessary to overlap several peaks to form spread out Bragg peak (SOBP) in order to cover the tumor volume because a mono-energetic proton beam forms a narrow Bragg peak. The tumor density has been considered as a brain tissue and then the absorbed dose of the tumor is calculated using Monte Carlo simulations. However, densities of tumors were not a constant. In this study, the SOBP of proton beams was calculated according to changing density of tumors by using Geant4. Tumors were selected as 10 mm and 20 mm width which were the treatment range in the brain phantom. The energies and relative weights of the proton beams were calculated using mathematical formula to form the SOBP suitable for the location and size of the tumor. As the density of the tumor was increased, the 95% modulation range and the practical range were decreased, and average absorbed dose in the 95% modulation range was increased. The change of the tumor density affects the dose distribution of the proton beams, which results in short SOBP within the tumor volume. The consideration of the tumor density affects the determination of the range, so that the margin of the treatment volume can be minimized, and the advantages of proton therapy can be maximized.

Keywords: Proton Therapy, Bragg Peak, Monte Carlo Simulation, Geant4

## I. INTRODUCTION

입자 방사선은 매질의 궤도전자와 비탄성산란, 원자핵과 탄성산란, 제동복사 등을 통하여 에너지를 전달한다<sup>[1-3]</sup>. 양성자 선원이 인체에 조사될 때, 저지능(stopping power)은 양성자 속도의 제곱에 반비례하게 되며 에너지를 모두 전달하는 거리에 가까워질 때 단위 길이당 흡수선량(absorbed dose)은 최대가 된다. 이를 브래그 피크(Bragg peak)라 한다<sup>[4,5]</sup>. 단일 에너지(mono-energetic)의 양성자 선원은 좁은 브래그 피크를 나타내므로 종양의 치료 범위를 포함하기 위해서는 확산된 브래그 피크(Spread-Out Bragg Peak, SOBP)가 필요하다<sup>[6,7]</sup>. 확산된 브래그 피크는 여러 개의 피크를 중첩하여 얻을 수 있으며 수학적 방법을 통해 각 피크의 에너지와 상대적 강

도를 구할 수 있다<sup>[8,9]</sup>.

양성자 치료는 SOBP를 통하여 종양에 최대 에너지를 전달하는 것이 가능하지만 양성자의 비정확성(CT 값의 불확실성, 비정의 요동(range straggling), 인체의 움직임과 표적 주위의 밀도 변화 등에 영향을 받는다<sup>[10,11]</sup>. 이러한 불확실성으로 인해 임상에서 여유 마진(margin)을 두고 치료 계획을 수립한다<sup>[12]</sup>. CT 영상으로 결정하는 비정의 오차는 환자와 치료 범위에 따라 다양하지만 대략 1.5%에서 3.5% 정도이며<sup>[13-15]</sup> 비정의 변동을 최소화하기 위한 다양한 연구가 진행되고 있다<sup>[16-18]</sup>.

뇌종양은 발생 부위, 악성도, 뇌종양을 구성하는 세포 등에 따라 구분되며<sup>[19]</sup> 종양의 밀도는 주위 정상조직보다 높으며<sup>[20,21]</sup> 방사선 치료를 진행하면서 종양의 밀도는 점차 감소한다<sup>[22,23]</sup>. 뇌종양의 CT 값

\* Corresponding Author: Kwon-Su Chon

E-mail: kschon@cu.ac.kr

Tel: +82-53-850-2521

은 석회화 수준, 수분 함량, 출혈 등 여러 조건에 따라 달라진다. 뇌 조직의 CT 값을 40 HU로 하였을 때 뇌종양은 45 HU로 정상 뇌 조직보다 밀도가 높았다<sup>[24]</sup>. 엑스선 치료에서 육안적 종양 체적 (Gross Tumor Volume, GTV)의 밀도가 1.04 g/cm<sup>3</sup>에서 1.8 g/cm<sup>3</sup>로 변화하였을 때 종양의 선량 분포가 변화하였다<sup>[25]</sup>.

종양의 밀도 변화는 비정에 영향을 주므로 SOBP에서 종양의 밀도 변화를 고려할 필요가 있다. 종양의 흡수선량을 전산모사 하는 선행 연구에서는<sup>[26-28]</sup> 두개골 팬텀을 만들어 종양의 위치와 크기를 결정하고, 뇌와 종양의 성분을 동일하게 구성하였지만 밀도 변화를 반영하지 않았다. 그러나 뇌종양은 뇌 조직보다 밀도가 높기 때문에 본 연구는 뇌 조직으로 구성된 팬텀을 만들어 종양의 밀도 변화에 따른 확산된 브래그 피크의 변화를 평가하였다.

## II. MATERIAL AND METHODS

### 1. 전산모사

객체지향 프로그래밍 언어인 C++을 기반으로 하는 Geant4(GEometry ANd Tracking) 10.5.1 버전을 사용하였다<sup>[29,30]</sup>. 몬테카를로 전산모사 코드 중 Geant4는 사용자가 직접 코드를 작성하며 관련 물리 프로세스를 선택할 수 있으므로 자유도가 높아 고에너지 입자 물리, 의학 물리 등 다양한 분야에 응용되고 있다. 의료 분야에서 사용되는 물리 모델 (Physics List)을 바탕으로 Table 1과 같은 모델들을 선택하였다<sup>[31-33]</sup>.

양성자 선원은 Primary Generator Action 클래스에서 구체화하였다. 조사야의 크기는 1 cm × 1 cm이

Table 1. Geant4 Physics and Models used in this Simulation

Physics	Geant4 models
Electromagnetic	G4EmLivermorePhysics
Hadron	G4HadronElasticPhysics
	G4HadronPhysicsQGSP_BERT
Ion	G4IonElasticPhysics
	G4IonPhysics
Decays	G4DecayPhysics

고<sup>[27,34]</sup> pencil-beam 형태로 무작위(random)하게 발생하여 팬텀 표면에서 Z축 방향으로 수직 입사하였다. 양성자 선원의 기본 입사 개수는 10<sup>5</sup>개로 하였으며 이 입사 개수로 10회 반복하면 Table 3에서 나타낸 것과 같이 비정은 1% 이내의 불확도를 나타낸다.

### 2. 팬텀

크기가 150 × 150 × 120 mm<sup>3</sup>인 직육면체 팬텀은 Fig. 1과 같이 Detector Construction 클래스에서 구현하였다. 두 개의 팬텀은 물과 뇌 조직의 단일물질로 각각 구성하였으며 Z축 방향으로 0.01 mm 간격의 흡수에너지(deposited energy)를 계산하였다. 뇌 조직 팬텀에서 치료 범위를 고려하여 종양의 크기를 2가지로 결정하였다. 크기가 10 mm인 종양은 Z축 방향으로 60 ~ 70 mm에 위치하였으며 크기가 20 mm인 종양은 50 ~ 70 mm에 놓았다.

Geant4에서 제공하는 NIST 데이터베이스 기반의 뇌 조직의 밀도는 1.04 g/cm<sup>3</sup>이다<sup>[35]</sup>. 40 HU로 나타나는 정상 뇌 조직의 밀도를 1.04 g/cm<sup>3</sup>로 하였을 때 비례 관계에 따라 45 HU에 해당하는 밀도는 1.17 g/cm<sup>3</sup>로 나타난다. 두 밀도 차이에 해당하는 밀도 값 0.07 g/cm<sup>3</sup>의 간격으로 뇌 조직과 동일한 성분으로 밀도만 변화하였으며 사용된 구성물질의 밀도는 Table 2와 같다.

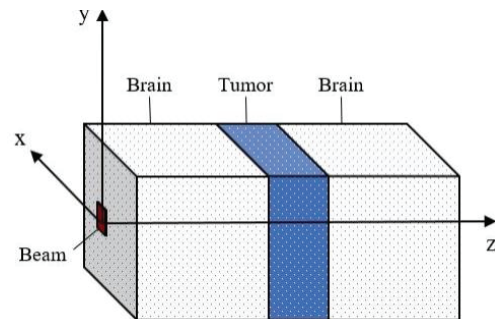


Fig. 1. Geometry of Phantom used in this Simulation.

Table 2. Materials and Densities for the Phantom

Materials	Water	Brain	Tumor
Density [g/cm <sup>3</sup> ]	1.00	1.04	1.11 1.17 1.24 1.30

### 3. 확산된 브래그 피크(SOBP)

양성자의 에너지와 거리는 power law에 따라  $R = \alpha E^{p_0}$ 로 근사할 수 있으며 매개변수  $\alpha$ 는  $2.2 \times 10^{-3}$ 이고  $p_0$ 는 1.77이다. 확산된 피크의 너비(SOBP

width)는 양성자 선원이 최대 에너지( $E_0$ )일 때 비정( $R_0$ )의 백분율( $\mathcal{R}$ )로 결정되며  $da = (1 - \mathcal{R})R_0$ 에서  $db = R_0$ 까지이다. 확산된 피크의 너비를  $n$ 개로 나누었을 때,  $k$ 번째 비정( $r_k$ ), 에너지( $e_k$ )와 에너지의 상대 강도(relative weight,  $w_k$ )는 다음과 같다<sup>[8,9]</sup>.

$$r_k = \left[ 1 - \left( 1 - \frac{k}{n} \right) \chi \right] R_0 \tag{1}$$

$$e_k = \left( \frac{r_k}{\alpha} \right)^{\frac{1}{p_0}} \tag{2}$$

$$w_k = \begin{cases} 1 - \left( 1 - \frac{1}{2n} \right)^{1-(1/p)} & k = 0 \\ \left[ 1 - \frac{1}{n} \left( k - \frac{1}{2} \right) \right]^{1-(1/p)} - \left[ 1 - \frac{1}{n} \left( k + \frac{1}{2} \right) \right]^{1-(1/p)} & k = 1, \dots, n-1 \\ \left( \frac{1}{2n} \right)^{1-(1/p)} & k = n \end{cases} \tag{3}$$

여기서  $p$ 는 1.68로 하였다. 각 에너지( $e_k$ )에 대한 양성자 선원의 입사 개수는 각 상대 강도( $w_k$ )에 양성자 선원의 기본 입사 개수(105)를 곱하였다.

물 팬텀 중앙의 관심 영역에 균일한 선량을 형성하기 위하여  $R_0$ 는 77 mm로 하였고  $\mathcal{R}$ 는 17%로  $n$ 은 18개[26,27,31]로 하였다. 뇌 조직 팬텀에서  $R_0$ 는 74 mm로 하였고 10 mm 종양의 경우  $\mathcal{R}$ 는 17%로  $n$ 은 18개로 하였으며 20 mm 종양의 경우  $\mathcal{R}$ 는 31%로  $n$ 은 32개로 하였다.

## III. RESULTS

### 1. 물 팬텀의 SOBP

밀도 1.00 g/cm<sup>3</sup>인 물 팬텀에서 Z축 방향으로 65.5 mm에서 75.5 mm 위치에 SOBP를 형성하였다. 계산된 에너지 범위는 90.49 MeV에서 100.53 MeV이며 상대 강도는 0.012에서 0.240으로 Fig. 2와 같이 에너지가 최대 비정에 가까울수록 상대 강도는 급격하게 증가하였다.

18개 브래그 곡선을 중첩한 확산된 피크에서 95% 선량 구간(95% modulation range, M95)은 11.57 mm이

고 피크의 하단부(distal regions of SOBP)에서 최대선량의 10%에 해당하는 실정 비정(practical range)은 79.51 mm이고 피크의 하단부에서 최대선량의 80%에서 20%로 감소하는 반음영(penumbra)은 1.83 mm이다. 변조된(modulation) 구간에서 평탄도(flatness)는 0.86으로 Fig. 3과 같이 물 팬텀 중앙의 관심 영역에 균일한 선량을 갖는 SOBP를 형성하였다. SOBP가 균일하게 되는 동안 피크의 상단부(proximal regions of SOBP)에서 상대 에너지 흡수선량이 4배 정도 증가하였다. SOBP가 넓어질수록 피크의 상단부에서 상대 에너지 흡수선량은 증가하였다.

### 2. 뇌 조직 팬텀의 SOBP

뇌 조직 팬텀에서 종양의 밀도가 뇌와 동일한 1.04 g/cm<sup>3</sup>인 경우 형성된 SOBP는 Fig. 4와 같다. 크기가 10 mm (60 ~ 70 mm)인 종양을 포함하는 SOBP는 에너지 범위가 88.48 MeV에서 98.30 MeV이며 상대 강도가 0.012에서 0.240으로 18개의 브래그 곡선을 중첩한 결과 59.43 mm에서 70.37 mm으로 M95가  $10.92 \pm 0.044$  mm로 나타났다. 종양의 크기가 20 mm (50 ~ 70 mm)인 경우 에너지 범위는 79.71 MeV에서 98.30 MeV이며 상대 강도는 0.007

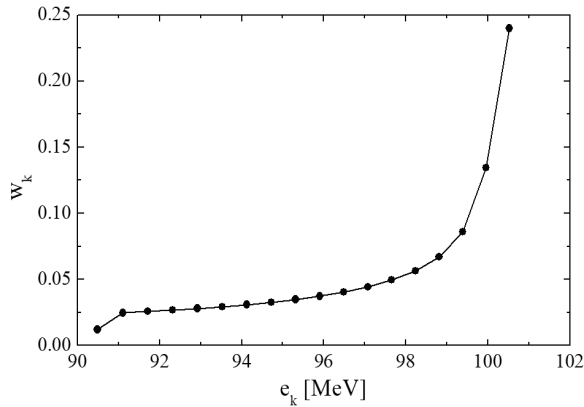


Fig. 2. Relative Weights ( $w_k$ ) corresponding to its Energies ( $e_k$ ) in Water Phantom.

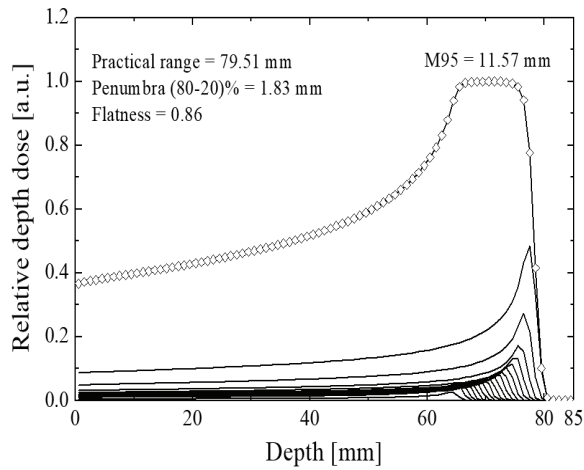


Fig. 3. SOBP in Water Phantom.

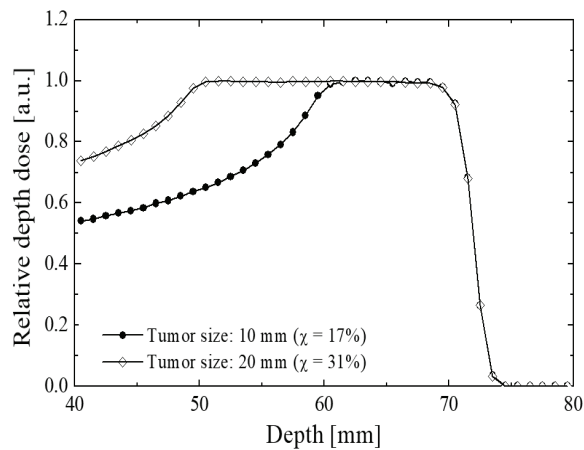


Fig. 4. Relative Depth Dose for  $R_0 = 74$  mm. The SOBP widths are  $\mathcal{R} = 17\%$  and  $31\%$  respectively.

에서 0.188로 32개의 브래그 곡선을 중첩한 결과 48.93 mm에서 70.34 mm로 균일한 선량을 가지는 M95가  $21.34 \pm 0.095$  mm인 SOBP가 형성되었다.

### 3. 종양의 밀도 변화에 따른 SOBP

뇌 조직 팬텀에서 종양의 크기와  $R_0$  및  $\mathcal{R}$ , 중첩한 브래그 곡선의 개수는 변화시키지 않고 종양의 밀도를  $1.04 \text{ g/cm}^3$ 에서  $1.17 \text{ g/cm}^3$ 로 증가하였다. 종양의 크기가 10 mm일 때 SOBP는 Fig. 5와 같으며 M95는 10.92 mm에서 10.30 mm로 5.68% 감소하였다. 크기가 20 mm일 때 종양의 밀도 증가에 따른 SOBP는 Fig. 6과 같이 변화하였으며 M95는 21.34 mm에서 19.30 mm로 9.56% 감소하였다.

종양의 밀도가 증가할수록 M95와 실정 비정은 감소하며 M95의 평균 흡수선량은 증가하는 것을 종양의 크기별로 Table 3에 나타내었으며 실정 비정의 감소는 Fig. 7에 나타내었다. 종양의 밀도가  $1.04 \text{ g/cm}^3$ 에서  $1.30 \text{ g/cm}^3$ 로 25% 증가하였을 때 종양의 크기가 10 mm인 팬텀에서 형성된 SOBP의 M95는 9.57 mm로 12.36% 감소하였으며 실정 비정은 70.38 mm로 3.58% 감소하였다. 종양의 크기가 20 mm일 때 M95는 17.96 mm로 15.84% 감소하였으며 실정 비정은 68.30 mm로 6.44% 감소하였으며 종양의 크기가 클수록 감소폭이 컸다. 종양의 구성성분이 뇌 조직과 동일하나 밀도가 증가하는 경우 M95가 감소하여 종양의 크기보다 작은 SOBP가 형성되었다.

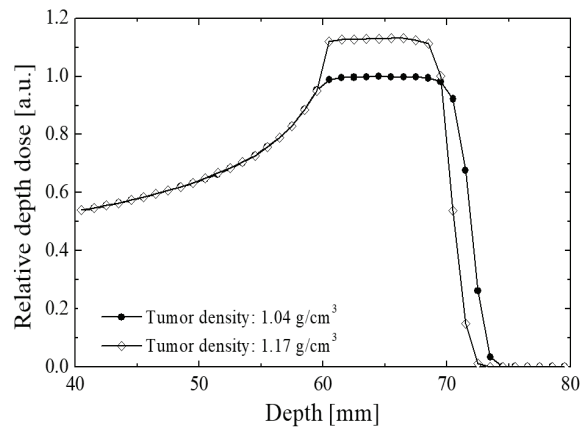


Fig. 5. Relative Depth Dose for Two Tumor Densities at  $R_0 = 74$  mm and  $\mathcal{R} = 17\%$ .

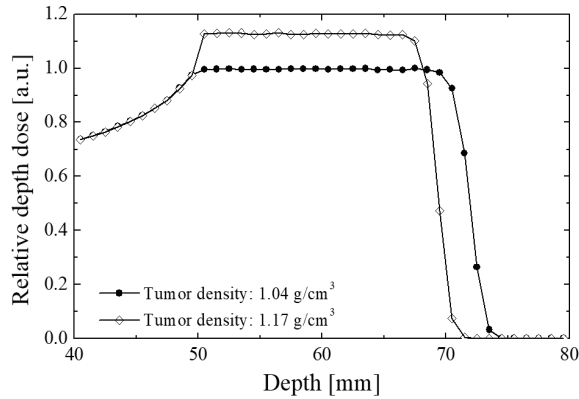


Fig. 6. Relative Depth Dose for Two Tumor Densities at  $R_0 = 74$  mm and  $\mathcal{E} = 31\%$ .

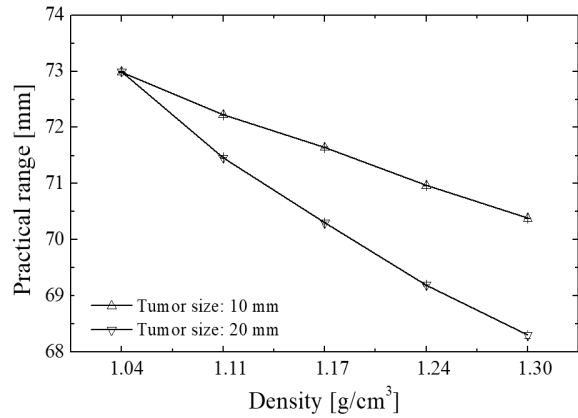


Fig. 7. Practical Range according to Changing Tumor Density.

Table 3. M95, Practical Range and Relative Dose by Changing of Tumor Densities.

Tumor sizes	Densities [g/cm <sup>3</sup> ]					
	1.04	1.11	1.17	1.24	1.30	
10 mm	M95 [mm]	10.92 ± 0.044	10.67 ± 0.047	10.30 ± 0.057	9.91 ± 0.031	9.57 ± 0.032
	Practical range [mm]	72.99 ± 0.010	72.22 ± 0.014	71.64 ± 0.010	70.97 ± 0.009	70.38 ± 0.010
	Relative dose [a.u.]	1.00 ± 0.001	1.06 ± 0.001	1.12 ± 0.001	1.18 ± 0.001	1.23 ± 0.001
20 mm	M95 [mm]	21.34 ± 0.095	20.42 ± 0.081	19.30 ± 0.877	18.74 ± 0.042	17.96 ± 0.045
	Practical range [mm]	73.00 ± 0.010	71.46 ± 0.013	70.30 ± 0.012	69.19 ± 0.011	68.30 ± 0.056
	Relative dose [a.u.]	1.00 ± 0.001	1.07 ± 0.001	1.12 ± 0.001	1.18 ± 0.001	1.24 ± 0.001

#### IV. DISCUSSIONS

뇌 조직 팬텀에서 수학적 방법을 통해 종양 크기에 알맞은 확산된 브래그 피크를 구현하였다. 본 연구에서 종양은 뇌 조직과 동일한 성분으로 밀도만 변화하였다. 밀도가 높아질수록 M95와 실정 비정이 감소하는 것을 확인하였다.  $R_0$ 가 74 mm이고  $\mathcal{E}$ 가 17%와 31%일 때 M95는 각각 10.92 mm와 21.34 mm로 나타났다. Eq. (1)에서 언급한 확산된 피크의 폭은  $R_0$ 의 비( $\mathcal{E}$ )이므로 복합 물질로 구성된 팬텀일수록 정확한  $R_0$  값이 필요하다.

양성자 치료는 국소 치료이므로 치료의 범위 설정이 중요하다. 비정의 요동, 비정의 불확실성 등 여러 변동 요인을 고려하여 PTV(Planning Target

Volume)를 설정한다. 정상조직보다 밀도가 높은 종양은 비정에 영향을 주며 종양의 밀도가 1.04 g/cm<sup>3</sup>에서 25% 증가한 1.30 g/cm<sup>3</sup>일 때 10 mm 종양의 크기에서 두 비정의 차이는 2.61 mm이고 20 mm 종양의 크기에서 두 비정의 차이는 4.7 mm로 나타났다. 여유 마진(margin)을 대략 5 mm 이상으로 설정한다면 밀도 변화에 관계없이 종양에 충분한 선량을 조사할 수 있을 것으로 예상된다. 이것은 SOBP를 계산할 때 밀도 변화를 정확히 반영한다면 여유 마진을 최소로 할 수 있을 것이다.

#### V. CONCLUSIONS

양성자 선원의 확산된 브래그 피크를 얻기 위하여 수학적 방법을 통해 에너지와 상대 강도를 산출

하여 Geant4 전산모사를 실시하였다. 종양의 밀도가 높아질수록 확산된 피크의 폭과 실정 비정이 감소하여 종양의 크기에 알맞은 확산된 피크가 형성되지 않았다. 종양의 밀도 반영은 정확한 비정과 SOBP 결정에 영향을 주어 마진을 최소화할 수 있으므로 양성자 치료의 장점을 최대로 살리는데 기여할 수 있을 것이다.

### Acknowledgement

본 연구는 중소벤처기업부의 기술개발사업(디딤돌 창업 과제 S3056527) 지원에 의해 수행되었다.

### References

- [1] W. D. Newhauser, R. Zhang, "The physics of proton therapy", *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 60, No. 8, pp. 155-209, 2015.  
<http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/60/8/R155>
- [2] J. A. Lopez, S. S. R. Gonzalez, O. H. Rodriguez, J. Holmes, R. Alarcon, "GEANT4 Study of Proton-Body Interactions", *Journal of Nuclear Physics, Material Sciences, Radiation and Applications*, Vol. 8, No. 2, pp. 121-127, 2021.  
<https://doi.org/10.15415/jnp.2021.82015>
- [3] S. H. Park, J. O. Kang, "Basics of particle therapy I: physics", *Radiation Oncology Journal*, Vol. 29, No. 3, pp. 135-146, 2011.  
<http://dx.doi.org/10.3857/roj.2011.29.3.135>
- [4] R. R. Wilson, "Radiological use of fast protons", *Radiology*, Vol. 47, No. 5, pp. 487-491, 1946.  
<https://doi.org/10.1148/47.5.487>
- [5] F. M. Khan, *The Physics of Radiation Therapy*, 3rd Ed., Daehak Seolim, Korean translation, 2008.
- [6] C. H. Hwang, J. H. Kim, "Analysis of Radiation Dose Enhancement for Spread Out Bragg-peak of Proton", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 13, No. 2, pp. 253-260, 2019.  
<https://doi.org/10.7742/jksr.2019.13.2.253>
- [7] C. Velten, W. A. Tome, "Simulation of spread-out bragg peaks in proton beams using Geant4/TOPAS", *Biomedical Physics & Engineering Express*, Vol. 6, No. 4, pp. 047001, 2020.  
<https://doi.org/10.1088/2057-1976/ab8f6d>
- [8] T. Bortfeld, W. Schlegel, "An analytical approximation of depth-dose distributions for therapeutic proton beams", *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 41, No. 8, pp. 1331-1339, 1996.  
<https://doi.org/10.1088/0031-9155/41/8/006>
- [9] D. Jette, W. Chen, "Creating a spread-out Bragg peak in proton beams", *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 56, No. 11, pp. 131-N138, 2011.  
<https://doi.org/10.1088/0031-9155/56/11/n01>
- [10] H. Paganetti, "Range uncertainties in proton therapy and the role of Monte Carlo simulations", *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 57, No. 11, pp. R99-R117, 2012.  
<https://doi.org/10.1088/0031-9155/57/11/r99>
- [11] S. E. McGowan, N. G. Burnet, A. J. Lomax. "Treatment planning optimisation in proton therapy", *The British Journal of Radiology*, Vol. 86, No. 1021, pp. 20120288, 2013.  
<http://dx.doi.org/10.1259/bjr.20120288>
- [12] S. J. Thomas, "Margins for treatment planning of proton therapy", *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 51, No. 6, pp.1491-1501, 2006.  
<https://doi.org/10.1088/0031-9155/51/6/009>
- [13] S. Flampouri, R. Slopsema, D. Yeung, R. Malyapa, S. Keole, C. Vargas, Z. Li, "TH-D-M 100E-05: Realistic Estimation of Proton Range Uncertainties and Dosimetric Implications", *Medical Physics*, Vol. 34, No. 6, pp. 2643, 2007.  
<https://doi.org/10.1118/1.2761732>
- [14] B. Schaffner, E. Pedroni, "The Precision of proton range calculations in proton radiotherapy treatment planning: experimental verification of the relation between CT-HU and proton stopping power", *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 43, No. 6, pp. 1579-1592, 1998.  
<https://doi.org/10.1088/0031-9155/43/6/016>
- [15] S. Espana, H. Paganetti, "Uncertainties in planned dose due to the limited voxel size of the planning CT when treating lung tumors with proton therapy", *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 56, No. 13, pp. 3843-3856, 2011.  
<https://doi.org/10.1088/0031-9155/56/13/007>
- [16] M. S. Park, W. Lee, J. M. Kim, "Estimation of proton distribution by means of three-dimensional reconstruction of prompt gamma rays", *Applied*



- Physics Letters, Vol. 97, No. 15, pp. 153705, 2010.  
<https://doi.org/10.1063/1.3502612>
- [17] S. W. Peterson, D. Robertson, J. Polf, "Optimizing a three-stage Compton camera for measuring prompt gamma rays emitted during proton radiotherapy", *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 55, No. 22, pp. 6841-6856, 2010.  
<https://doi.org/10.1088/0031-9155/55/22/015>
- [18] J. W. Kim, "Pinhole Camera Measurements of Prompt Gamma-rays for Detection of Beam Range Variation in Proton Therapy", *Journal of the Korean Physical Society*, Vol. 55, No. 4, pp. 1673-1676, 2009. <https://doi.org/10.3938/jkps.55.1673>
- [19] S. S. Kang, et al., *Radiation Therapeutics*, 2nd Ed., Chung-gu munhwasa, Korea, 2009.
- [20] L. Dubal, U. Wiggli, "Tomochemistry of the brain", *Journal of Computer Assisted Tomography*, Vol. 1, No. 3, pp. 300-307, 1977.  
10.1097/00004728-197707000-00003
- [21] R. E. Latchaw, J. T. Payne, R. B. Loewenson, "Predicting Brain Tumor Histology: Change of Effective Atomic Number with Contrasts Enhancement", *American Journal of Roentgenology*, Vol. 153, No. 4, pp. 757-762, 1980.  
10.2214/ajr.135.4.757
- [22] M. Just, M. Thelen, "Tissue Characterization with T1, T2, and Proton Density Values: Results in 160 Patients with Brain Tumors", *Radiology*, Vol. 169, No. 3, 1988.  
<https://doi.org/10.1148/radiology.169.3.3187000>
- [23] Z. Hui, et al., "Effects of interfractional motion and anatomic changes on proton therapy dose distribution in lung cancer", *International Journal of Radiation Oncology\*Biophysics*, Vol. 72, No. 5, pp. 1385-1395, 2008.  
<https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2008.03.007>
- [24] F. M. Milian, A. Attili, G. Russo, F. Marchetto, F. Bourhaleb, R. Cirio, "Development of virtual CT DICOM images of patients with tumors. Application for TPS and Monte Carlo dose evaluation", *International Nuclear Atlantic Conference*, Vol. 40, 2013.
- [25] S. Beilla, N. Chauveau, A. Laprie, M. Bardies, X. variations on absorbed dose in external radiotherapy", *Physica Medica*, Vol. 32, No.3, pp. 301, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2016.07.147>
- [26] S. B. Jia, M. H. Hadizadeh, A. A. Mowlavi, M. E. Loushab, "Evaluation of energy deposition and secondary particle production in proton therapy of brain using a slab head phantom", *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, Vol. 19, No. 6, pp. 376-384, 2014.  
<https://doi.org/10.1016/j.rpor.2014.04.008>
- [27] Z. Hashemi, M. Tatari, H. Naik, "Simulation of dose distribution and secondary particle production in proton therapy of brain tumor", *Reports of Practical Oncology & Radiotherapy*, Vol. 25, No. 6, pp. 927-933, 2020.  
<http://dx.doi.org/10.1016/j.rpor.2020.08.015>
- [28] S. B. Jia, A. A. Mowlavi, M. H. Hadizadeh, M. E. Loushab, "Impact of range straggling and multiple scattering on proton therapy of brain, using a slab head phantom", *International Journal of Radiation Research*, Vol. 12, No. 2, pp. 171-177, 2014.  
<https://www.researchgate.net/publication/263809808>
- [29] S. Agostinelli, et al., "Geant4-a simulation toolkit", *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, Vol. 506, No. 3, pp. 250-303, 2003.  
[https://doi.org/10.1016/S0168-9002\(03\)01368-8](https://doi.org/10.1016/S0168-9002(03)01368-8)
- [30] J. Allison, et al., "Recent developments in GEANT4", *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, Vol. 835, No. 1, pp. 186-225, 2016.  
<http://dx.doi.org/10.1016/j.nima.2016.06.125>
- [31] S. Bijan Jia, F. Romano, Giuseppe A. P. Cirrone, G. Cuttone, M. H. Hadizadeh, A. A. Mowlavi, L. Raffaele, "Designing a range modulator wheel to spread-out the Bragg peak for a passive proton therapy facility", *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, Vol. 806, pp. 101-108, 2016.  
<http://dx.doi.org/10.1016/j.nima.2015.10.006>
- [32] A. Lechner, V. N. Ivanchenko, J. Knobloch, "Validation of recent Geant4 physics models for

application in carbon ion therapy", Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B: Beam Interactions with Materials and Atoms, Vol. 268, No. 14, pp. 2343-2354, 2010.  
<http://dx.doi.org/10.1016/j.nimb.2010.04.008>

- [33] Darshana Patel, Lawrence Bronk, Fada Guan, Christopher R. Peeler, Stephan Brons, Ivana Dokic, Amir Abdollahi, Claudia Rittmüller, Oliver Jäkel, David Grosshans, Radhe Mohan, Uwe Titt, "Optimization of Monte Carlo particle transport parameters and validation of a novel high throughput experimental setup to measure the biological effects of particle beams", Medical Physics, Vol. 44, No. 11, pp. 6061-6073, 2017.  
<http://dx.doi.org/10.1002/mp.12568>
- [34] M. Clausen, et al., "Phantom design and dosimetric characterization for multiple simultaneous cell irradiations with active pencil beam scanning", Radiation and Environmental Biophysics, Vol. 58, pp. 563-573, 2019.  
<https://doi.org/10.1007/s00411-019-00813-1>
- [35] Geant4 Collaboration, "Book For Application Developers, Release 10.5", <http://geant4.cern.ch>



## Geant4 전산모사를 이용한 종양의 밀도 변화에 따른 양성자의 선량 분포

김유미, 천권수\*

대구가톨릭대학교 방사선학과

### 요 약

단일 에너지의 양성자 선원은 좁은 브래그 피크를 형성하므로 종양의 치료 범위를 포함하기 위해서는 여러 개의 피크를 중첩하여 확산된 브래그 피크를 형성한다. 선행 연구에서는 뇌종양의 밀도를 뇌 조직과 동일하게 구성하여 종양의 흡수선량을 계산하였다. 그러나 종양의 밀도는 일정한 값이 아니므로 본 연구는 몬테카를로 방법의 Geant4 전산모사를 이용하여 종양의 밀도 변화에 따른 양성자 선원의 확산된 브래그 피크를 평가하였다. 뇌 조직 팬텀을 구성하여 치료 범위를 고려하여 종양의 크기를 10 mm와 20 mm로 선택하였다. 종양의 위치와 크기에 맞는 확산된 피크를 형성하기 위하여 수학적 방법을 이용하여 양성자 선원의 에너지와 상대적 강도를 계산하였다. 종양의 밀도가 높아질수록 SOBP의 95% 선량 구간과 실정 비정은 감소하였으며 95% 선량 구간의 평균 흡수선량은 증가하였다. 종양의 밀도 증가는 양성자 선원의 선량 분포에 영향을 주어 종양의 크기보다 작은 확산된 브래그 피크를 형성하였다. 종양의 밀도 반영은 비정을 결정하는데 영향을 주어 치료구간의 여유 마진(margin)을 최소화하여 양성자 치료의 장점을 최대로 활용할 수 있을 것이다.

중심단어: 양성자 치료, 브래그 피크, 몬테카를로 전산모사, Geant4

### 연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	김유미	대구가톨릭대학교 방사선학과	대학원생
(교신저자)	천권수	대구가톨릭대학교 방사선학과	교수