

Change of Proton Bragg Peak by Variation of Material Thickness in Head Phantom using Geant4

You Me Kim, Kwon Su Chon*

Department of Radiological Science, Daegu Catholic University

Received: July 09 2021. Revised: August 20, 2021. Accepted: August 31, 2021.

ABSTRACT

Proton therapy using the Bragg peak is one of the radiation therapies and can deliver its maximum energy to the tumor with giving least energy for normal tissue. A cross-sectional image of the human body taken with the computed tomography (CT) has been used for radiation therapy planning. The HU values change according to the tube voltage, which lead to the change in the boundary and thickness of the anatomical structure on the CT image. This study examined the changes in the Bragg peak of the brain region according to the thickness variation in the head phantom composed of several materials using the Geant4. In the phantom composed of a single material, the Bragg peak according to the type of media and the incident energy of the proton beams were calculated, and the reliability of Geant4 code was verified by the Bragg peak. The variation of the peak in the brain region was examined when each thickness of the head phantom was changed. When the thickness of the soft tissue was changed, there was no change in the peak position, and for the skin the change in the peak was small. The change of the peak position was mainly changed when the bone thickness. In particular, when the bone was changed only or the bone was changed together with other tissues, the amount of change in the peak position was the same. It is considered that measurement of the accurate bone thickness in CT images is one of the key factors in depth-dose distribution of the radiation therapy planning.

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

I. INTRODUCTION

입자 방사선의 가장 큰 특징은 전자기파 방사선과 달리 질량과 전하가 존재한다는 것이다. 양성자는 인체에 조사될 때 인체의 원자핵 또는 전자들과 상호작용을 하며 운동에너지를 잃게 된다. 이때, 에너지가 최대로 전달되는 영역을 브래그 피크(Bragg Peak)라 하며 양성자 치료는 이 특성을 활용하여 종양의 위치에 브래그 피크가 존재하도록 하는 것이다. 이를 통해 종양을 제외한 정상조직에는 최소한의 에너지를 전달하며 종양에는 최대한의 에너지를 부여하는 방식으로 방사선치료의 목표를 극대화한다^[1,2]. 두경부는 해부학적 구조가 복잡하고, 방사선에 민감한 조직이 밀집해 있는 부위로 양성

자 치료의 적용이 증가하고 있는 해부학적 부위 중 하나이다^[3-5].

방사선치료의 주 핵심은 처방한 선량이 계획한 목표의 위치에 정확하게 조사되게 하는 것이다. 양성자 치료는 국소 치료이므로 표적용적의 위치 결정이 중요하다^[6]. 방사선치료계획(Radiation Therapy Planning, RTP)에서 정상조직과 표적용적의 위치를 결정하기 위하여 주로 전산화단층촬영(CT)의 인체 횡단면 영상이 사용되고 있다^[7]. 그러나 CT 영상은 사용되는 관전압에 따라 선질이 변하게 되고 이는 선감약계수와 CT 값(Hounsfield Unit, HU)의 변화로 이어져 구조물의 경계 결정 시 정확성이 떨어지게 된다. 특히 밀도가 1.0 g/cm³ 이상의 매질에서 관전압이 증가할수록 HU 감소가 두드러진다. 장재욱

* Corresponding Author: Kwon Su Chon

E-mail: kschon@cu.ac.kr

Tel: +82-53-850-2521

등^[8]은 밀도가 1.82 g/cm³ 때 HU 차이가 크다고 하였으며, 백민규 등^[9]은 관전압이 90 kVp와 120 kVp 일 때 HU 차이는 27% 나타난다고 하였다. 이러한 HU의 변화는 영상의 두께 변화를 초래하여 방사선 치료계획의 선량-깊이 결정에 영향을 주게 된다^[10,11]. 본 논문은 직육면체 형태의 팬텀(phantom)을 만들어 양성자의 에너지와 매질의 종류, 구조물의 두께 변화에 따른 브래그 피크의 위치 변화를 몬테카를로 전사모사 방법을 통해 측정하였다. Sayyed Bijan Jia et al.^[12]는 두경부 팬텀에서 브래그 피크가 뇌 영역에 존재하기 위한 양성자의 입사에너지를 50 MeV에서 140 MeV로 하였다. 이를 토대로 양성자의 입사에너지는 60 MeV에서 140 MeV로 하였고, 팬텀의 구성성분은 물, 피부, 연부조직, 뼈, 뇌로 선택하였다.

II. MATERIAL AND METHODS

1. 전산모사

몬테카를로 방법 중 하나로 Geant4(GEometry ANd Tracking) 10.5.1 버전을 사용하였다. Geant4는 객체 지향 프로그래밍 언어인 C++로 작성되며 사용자는 추상 클래스를 상속받아 구체 클래스를 직접 작성한다^[13,14]. 사용자의 요구에 부합하는 구조를 자유도 높게 작성할 수 있어 기존의 목적인 고에너지 입자 물리 연구뿐만 아니라, 핵물리, 의료분야 등 다양한 분야에 활용되고 있다.

양성자 선원은 Primary Generator Action 클래스에서 구체화하였다. 선원은 무작위(random)하게 발생시켰으며 크기는 1 × 1 mm²의 pencil-beam으로 팬텀 표면에 수직입사 하도록 설정하였다. 불확도 1% 이하를 위해 입사 입자는 10⁶개로 하였다^[15,16].

양성자의 에너지가 60 MeV에서 140 MeV일 때 주요 상호작용은 양성자가 원자의 궤도전자와 비탄성산란(Inelastic Coulomb scattering), 원자핵과 탄성산란(Elastic Coulomb scattering) 그리고 적지만 핵반응(Non-elastic nuclear reactions)과 제동복사(Bremsstrahlung) 등이 있다. 이러한 상호작용을 통해 양성자는 인체에 에너지를 전달하며 이를 Fig. 1에 나타내었다^[17,18]. 이 에너지 영역에서의 상호작용을 반영하기

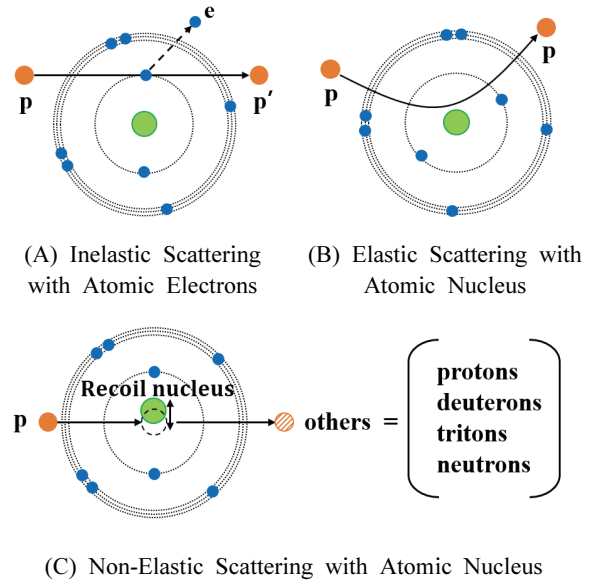


Fig. 1. Schematic Illustration of Proton Interactions.

위하여 물리모델(Physics Lists)은 저에너지 영역(Low-energy sub-library) 모델 중 전자기적 상호작용을 250 eV의 낮은 에너지까지 정확히 모사하는 리버모어(Livemore) 물리모델을 선택하였다^[19].

2. 팬텀

팬텀은 Detector Construction 클래스에서 구현하였으며 단일 물질로 구성된 것과 복합 물질로 구성된 것으로 만들었다. 단일 물질로 구성된 팬텀의 크기는 100 × 100 × 150 mm³로 하였으며 구성성분을 각각 물, 피부, 연부조직, 뼈, 뇌로 채웠다. 사용된 구성물질과 밀도를 Table 1^[20]에 나타내었다. Fig. 2와 같이 선원이 팬텀 표면에서 수직 입사하도록 하였다. Z축 방향으로 0.1 mm 간격의 에너지전달(dE/dz) 또는 흡수에너지(deposited energy)를 측정하였다. 양성자가 모든 에너지를 잃을 때까지의 진행한 거리인 비정(range)을 측정하였으며 두께 단위인 밀리미터(mm)를 사용하였다.

양성자 치료가 시행되고 있는 두경부암을 토대로 Fig. 3과 같이 100 × 100 × 135 mm³ 직육면체 형태의 복합 물질로 구성된 두개골 팬텀을 만들었다. 구성성분은 Table 1과 같으며 피부 2 mm, 연부조직 3 mm, 뼈 10 mm, 뇌 120 mm로 설계하였다.

CT에서 사용되는 관전압 변화로 발생하는 HU의 변화^[8,9]를 고려하여 피부, 연부조직, 뼈의 각 두께를 2%(±1%)씩 변화하여 뇌 영역에서 브래그 피크를 측정하였다.

3. 물의 평균 여기 에너지

양성자의 저지능을 결정짓는 두 가지 주요 인자는 매질의 밀도와 평균 여기 에너지이며 아래와 같은 식으로 표현된다.

$$-\frac{dE}{dx} = \frac{4\pi e^4 Z_1^2}{m_e v^2} Z_2 \times \left[\ln \frac{2m v^2}{\langle I \rangle} - \ln(1 - \beta^2) - \beta^2 \right] + (r.t) \quad (1)$$

여기서 r.t는 상대론적 항이고, m_e 는 전자의 질량, v 는 양성자의 속도, $\beta = v/c$, Z_1 은 입사입자의 원자번호, Z_2 는 매질의 원자번호, $\langle I \rangle$ 는 매질의 평균 여기 에너지이다. 사용한 매질의 원자번호와 평균 여기 에너지는 Table 1에 표시하였다. 미국국립표준기술연구소(NIST: National Institute of Standards and Technology)와 국제방사선단위측정위원회(ICRU) Report 90의 CSDA(Continuous Slowing Down Approximation) 비정(range)을 Geant4의 결과와 비교하였다. NIST와 비교하기 위해서 물의 밀도는 1.000 g/cm³, 물의 평균 여기 에너지(mean excitation energy of water, I-value)는 75 eV로 하였고, ICRU 90과 비교하기 위

해서 물의 밀도는 0.998 g/cm³, I-value는 78 eV로 설정하였다. 참고논문^[10,11]을 바탕으로 물의 평균 여기 에너지에 따른 브래그 곡선의 변화를 살펴보기 위하여, 입사에너지는 100 MeV, 물의 밀도는 0.998 g/cm³로 고정하여 물의 평균 여기 에너지를 75, 78 eV 이외 80 eV^[21,22]를 추가하여 피크를 측정하였다.

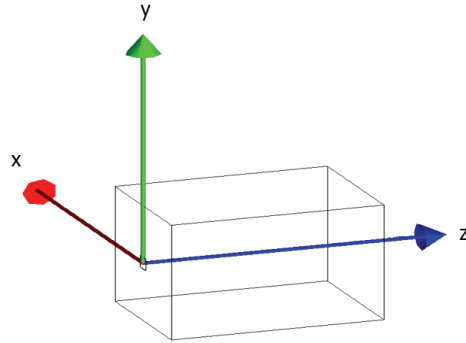


Fig. 2. Phantom Geometry of Geant4 Simulations.

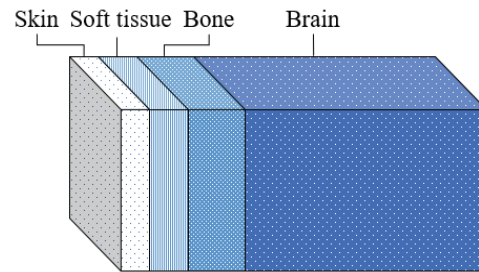


Fig. 3. Geometry of the Head Phantom.

Table 1. Materials for the Head Phantom^[20]

Materials	I-value [eV]	Density [g/cm ³]	Composition Ratio										
			H	C	N	O	Na	Mg	P	S	Cl	K	Ca
Skin	72.7	1.09	0.1	0.204	0.042	0.645	0.002	-	0.001	0.002	0.003	0.001	-
Soft tissue	72.3	1.03	0.105	0.256	0.027	0.602	0.001	-	0.002	0.003	0.002	0.002	-
Bone	91.9	1.85	0.064	0.278	0.027	0.41	-	0.002	0.07	0.002	-	-	0.147
Brain	73.3	1.04	0.107	0.145	0.022	0.712	0.002	-	0.004	0.002	0.003	0.003	-

III. RESULTS

1. 물 팬텀을 이용한 Geant4 검증

물의 밀도가 0.998 g/cm³, 물의 평균 여기 에너지가 78 eV일 때, 양성자의 입사에너지 증가에 따른

브래그 곡선은 Fig. 4와 같다. 에너지가 높아질수록 피크 위치와 비정이 증가하며, 반치폭(Full Width at Half Maximum, FWHM)은 넓어지며, 흡수 에너지는 감소하는 것을 확인하였다.

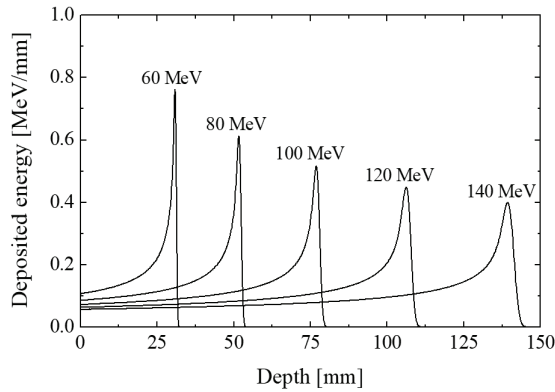


Fig. 4. Bragg Peaks of Proton Beams in the Water Phantom.

비정의 위치를 NIST와 ICRU 90과 비교하기 위한 결과는 Table 2와 같다. 100 MeV에서 물의 밀도 1.000 g/cm³, I-value 75 eV일 때 비정은 80.2 mm로 NIST^[23]의 77.18 mm와 비교하였을 때 3.9% 차이가 났으며, 물의 밀도 0.998 g/cm³, I-value 78 eV일 때 비정은 80.3 mm로 ICRU 90^[24]의 77.75 mm와 비교하였을 때 3.3% 차이를 보였다. NIST 및 ICRU 90과 비교하였을 때 선택한 모든 에너지 영역에서 5% 이내의 일치율을 보였다.

Table 2. Bragg-peak Positions and Ranges of Proton Beams in the Water Phantom

Energy [MeV]	Peak pos. [mm]		Range [mm]	
	a	b	a	b
60	30.6	30.8	32.3	32.3
80	51.3	51.7	54.0	54.0
100	76.4	76.9	80.2	80.3
120	105.5	106.2	110.7	110.8
140	138.4	139.3	145.0	145.2

a = Density 1.000 g/cm³ and I-value 75 eV
 b = Density 0.998 g/cm³ and I-value 78 eV

I-value에 따른 피크의 위치 변화를 측정하기 위해 입사에너지를 100 MeV로 조사하였을 때 결과는 Fig. 5와 같다. 75, 78, 80 eV일 때 피크의 위치는 각각 76.5, 76.9, 77.1 mm로 I-value가 커질수록 피크의 깊이가 증가하였다. 이는 방사선치료 에너지 범위에서 I-value가 75 eV에서 80 eV일 때 저지능 (stopping power)이 0.8 ~ 1.2% 차이가 있다는 참고 논문^[10,11]과 일치한다.

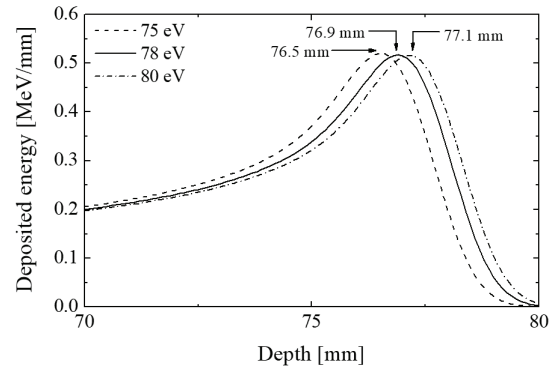


Fig. 5. Bragg Peaks of 100 MeV Proton Beams for Mean Excitation Energies of 75, 78, and 80 eV in Water.

2. 매질의 변화에 따른 브래그 피크

단일 물질로 구성된 팬텀에 Table 1에서 제시한 물질들로 각각 채워 양성자의 입사에너지를 100 MeV로 Fig. 2의 구조로 조사하였을 때 브래그 곡선은 Fig. 6과 같다. 매질의 단위 체적 당 원자수와 원자번호와의 곱으로 표현되는 전자밀도가 커지는 매질일수록 저지능이 증가하므로 물, 연부조직, 뇌, 피부, 뼈의 순서로 비정이 감소하는 것을 확인하였다.

Table 3에 제시한 바와 같이 밀도가 비슷한 물, 연부조직, 뇌, 피부로 구성된 팬텀에서 피크는 76.9 mm에서 70.6 mm로 최대 차이 6.3 mm로 비슷한 위치에서 발생하나 뼈로 구성된 팬텀에서 피크의 위치는 44.5 mm로 짧으며 흡수에너지는 0.882 MeV로 높았다. 뼈의 밀도가 물의 밀도보다 85.4% 더 높아 피크의 위치는 42.1%로 더 짧게 나타났다.

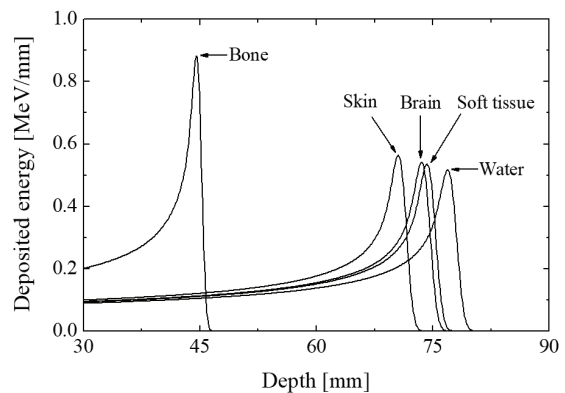


Fig. 6. Bragg Peaks of 100 MeV Proton Beams for Different Media.

Table 3. Bragg-peak Positions, FWHMs and Ranges of 100 MeV Proton Beams for Different Media

Materials	Peak pos. [mm]	dE/dz _{peak} [MeV]	FWHM [mm]	Range [mm]
Water	76.9	0.517	4.996	80.3
Soft tissue	74.2	0.536	4.820	77.5
Brain	73.6	0.541	4.776	76.8
Skin	70.6	0.564	4.582	73.7
Bone	44.5	0.882	2.965	46.6

Table 1에서 제시한 밀도 1.85 g/cm³, I-value 91.9 eV인 뼈로 구성된 팬텀에 양성자 선원을 수직 입사하였을 때 브래그 곡선은 Fig. 7과 같다. 입사에너지가 증가할수록 피크의 위치와 비정이 증가하며, 반치폭이 넓어지는 것을 확인하였다. 물 팬텀과 동일한 에너지 영역을 조사하였을 때, 피크의 위치는 60 MeV일 때 41.9% 감소한 17.9 mm, 140 MeV일 때 42.4% 감소한 80.5 mm로 나타났다.

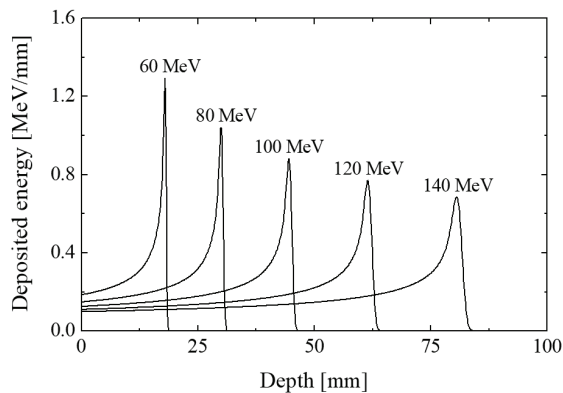


Fig. 7. Bragg Peaks of Proton Beams in the Bone Phantom.

3. 두개골 팬텀에서의 브래그 피크

두개골 팬텀에 100 MeV의 양성자 선원을 조사하였을 때, 뇌 영역에 생기는 피크의 위치는 51.9 mm였다. 두께 변화에 따른 피크의 위치 변화를 알아보기 위하여 두개골 팬텀을 구성하는 각 두께를 ±1%씩 변화하였다. 연부조직의 두께 변화는 피크의 위치에 영향을 주지 못하였으며, 피부는 1% 감소하였을 때 피크의 위치는 0.1 mm 증가하였다. 뼈의 두께는 1% 감소와 1% 증가하였을 때 피크의 위

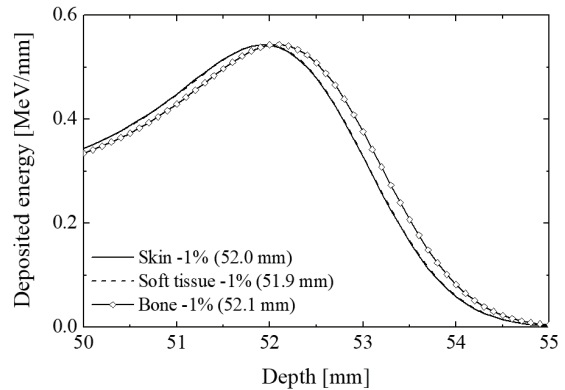


Fig. 8. Bragg Peaks by Decreasing 1% of Each Phantom Thickness.

치에 영향을 주었으며 변화량은 각각 0.2 mm였다. Fig. 8은 피부, 연부조직, 뼈의 각 두께를 1% 감소하였을 때 뇌 영역에서 발생한 피크의 변화를 나타낸 것이다.

Fig. 8의 결과를 토대로 피부와 뼈를 함께 변화하였을 때 피크의 위치는 Fig. 9와 같다. 피크의 위치는 피부와 뼈가 각각 1% 감소하였을 때 52.1 mm, 피부와 뼈 모두 1% 증가하였을 때 51.7 mm로 뼈의 두께를 단독으로 변화한 경우와 동일하였다. 피부 1% 감소와 뼈 1% 증가일 때에는 0.1 mm 증가와 0.2 mm 감소가 합쳐져 피크는 51.8 mm로 나타났다. 또한 피부, 연부조직, 뼈 3가지 모두 ±1% 변화하였을 때 피크의 변화량은 각각 0.2 mm로 뼈를 단독으로 변화한 경우와 동일하였다. 이는 다른 조직의 영향보다는 뼈의 두께 변화에 따라 뇌 영역의 브래그 피크 위치가 결정된다는 것을 의미한다.

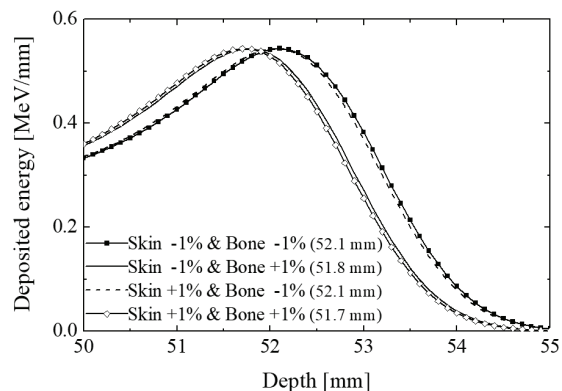


Fig. 9. Bragg Peaks by Changing Thicknesses of Skin and Bone Together.

IV. DISCUSSIONS

본 논문에서 양성자 선원은 $1 \times 1 \text{ mm}^2$ 의 pencil beam 형태로 팬텀 표면에 수직입사 하였고 선원과 팬텀 사이 공간을 주지 않았으므로 오로지 선원과 팬텀 구성물질의 상호작용에 의한 결과만을 측정하였다. 그러나 선원이 공기를 지나 팬텀에 입사하는 경우 양성자는 공기와 상호작용으로 적지만 에너지를 잃게 되며 이는 팬텀 내에서 피크와 비정의 감소로 나타난다. 물 팬텀에서 양성자 입사에너지가 100 MeV일 때, NIST^[23]와 3.9%, ICRU 90^[24]과 3.3% 차이를 보였지만 5% 이내로 일치하였다. 양성자의 에너지가 75 MeV일 때 연부조직에서 비정은 46.7 mm로 나타났다. Geant4 코드로 작성된 Zahra Hashemi et al.의 비정 46.23 mm과는 1.0% 이내로 일치하였다^[25]. 두개골 팬텀에서 양성자의 에너지가 92.1 MeV일 때 피크는 43.5 mm, 양성자의 에너지가 108.0 MeV일 때 피크는 64.3 mm로 MCNPX 코드로 작성된 Sayyed Bijan Jia et al. 결과와는 3.7% 차이를 보였다^[12].

두개골 팬텀에서 연부조직의 두께 변화는 피크의 위치 변화에 영향을 주지 못하였다. 피부의 경우 1% 두께 감소는 피크 0.1 mm 증가로 나타났다. 이는 피부가 연부조직보다 밀도가 5.8% 더 높은 1.09 g/cm^3 , I-value가 0.6% 더 높은 72.7 eV인 매질로 구성하였기 때문이라고 판단된다.

이번 연구에서는 두개골 팬텀의 구성물질을 Geant4에서 제공하는 NIST 데이터베이스 물질들을 사용하였다. 그러나 두개골을 구성하는 뼈(skull)는 cranium과 mandible로 나뉘고 동일한 뼈이더라도 구성성분의 비율에 따라 결과값이 차이가 날 것으로 예상된다. 또한 두개골에는 뇌척수액(Cerebrospinal Fluid, CSF)이 존재하기에 이 부분도 팬텀의 구성성분으로 포함하게 된다면 보다 정밀한 전산모사가 가능할 것이다.

V. CONCLUSIONS

몬테카를로 전산모사 도구인 Geant4를 이용하여 양성자의 입사에너지가 높아질수록 피크의 위치와 비정이 증가하는 것과 매질을 구성하는 성분의 전

자밀도가 높아질수록 피크의 위치와 비정이 감소하는 것을 확인하였다.

구성성분, 밀도, I-value가 비슷한 피부와 연부조직의 경우 단일 팬텀에서 피크의 위치는 밀도와 I-value가 높은 피부가 짧게 나타나며, 두개골 팬텀에서 두께 변화에 따른 피크의 위치 변화는 피부 두께가 1% 감소한 경우에만 나타났다. 두개골 팬텀에서 뼈는 단독으로 변화하였을 때, 피부와 함께 변화하였을 때, 피부·연부조직과 함께 변화하였을 때 모두 변화량은 $\pm 2 \text{ mm}$ 로 나타났다. 이는 다른 조직의 두께 변화보다 뼈의 두께 변화가 뇌 영역의 브래그 피크 위치에 주요 영향을 준다는 것을 의미하므로 전산화단층촬영 영상에서 뼈의 정확한 두께 측정을 토대로 선량-깊이를 계획한다면 정밀한 방사선치료계획을 수립할 수 있다고 판단된다.

Acknowledgement

본 연구는 중소기업기술정보진흥원(디딤돌 창업 과제 S3056527)의 지원에 의해 수행되었다.

References

- [1] R. R. Wilson, "Radiological use of fast protons", *Radiology*, Vol. 47, No. 5, pp. 487-491, 1946. <http://dx.doi.org/10.1148/47.5.487>
- [2] F. M. Khan, *The Physics of Radiation Therapy*, 3rd Ed., Daehak Seolim, Korean translation, 2008.
- [3] H. J. Park, "Proton therapy: Literature review of clinical effectiveness as an advanced convergent cancer therapy", *Journal of the Korea Convergence Society*, Vol. 9, No. 10, pp. 191-198, 2018. <http://dx.doi.org/10.15207/JKCS.2018.9.10.191>
- [4] S. G. Choi, "Literature Review of Clinical Usefulness of Heavy Ion Particle as a New Advanced Cancer Therapy", *Journal of Radiological Science and Technology*, Vol. 42, No. 6, pp. 413-422, 2019. <http://dx.doi.org/10.17946/JRST.2019.42.6.413>
- [5] D. H. Lim, "Radiation therapy for pediatric brain tumors", *Journal of Korean Med Assoc.*, Vol. 55, No. 5, pp. 447-453, 2012. <https://doi.org/10.5124/jkma.2012.55.5.447>
- [6] 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>
- [7] S. S. Kang, et al., *Radiation Therapeutics*, 2nd Ed., Chung-gu munhwasa, Korea, 2009.
- [8] J. U. Jang, M. S. Han, S. Y. Seo, M. Ch. Jeon, S. H. Bae, S. J. Yu, "Effects on radiation therapy in change of physical factors on computed tomography", *Proceedings of the Korean Magnetics Society Conference*, pp. 35-36, 2016.
- [9] M. G. Baek, J. E. Kim, "The Dependence of CT Scanning Parameters on CT Number to Physical Density Conversion for CT Image Based Radiation Treatment Planning System", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 11, No. 6, pp. 501-508, 2017. <http://dx.doi.org/10.7742/jksr.2017.11.6.501>
- [10] J. Schuemann, S. Dowdell, C. Grassberger, C. H. Min, H. Paganetti, "Site-specific range uncertainties caused by dose calculation algorithms for proton therapy", *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 59, No. 15, pp. 4007-4031, 2014.
<https://doi.org/10.1088/0031-9155/59/15/4007>
- [11] 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>
- [12] 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>
- [13] S. Agostinelli, et al., "Geant4-a simulation toolkit", *Nuclear Instrument and Methods in Physics Research A*, 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)
- [14] J. Allison, et al., "Recent developments in GEANT4", *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, Vol. 835, No.1, pp. 186-225, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.nima.2016.06.125>
- [15] K. Amako, et al., "Comparison of Geant4 Electromagnetic Physics Models Against the NIST Reference Data", *IEEE Transactions on Nuclear Science*, Vol. 52, No. 4, pp. 910-918, 2005.
<https://doi.org/10.1109/TNS.2005.852691>
- [16] S. McKinnon, et al., "Local dose enhancement of proton therapy by ceramic oxide nanoparticles investigated with Geant4 simulations", *Physica Medica*, Vol. 32, No. 12, pp. 1584-1593, 2016.
<https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2016.11.112>
- [17] W. D. Newhauser, R. Zhang, "The physics of proton therapy", *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 60, No. 8, pp. R155-R209, 2015.
<http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/60/8/R155>
- [18] 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.2021.8.2015>
- [19] <http://geant4.cern.ch>
- [20] Geant4 Collaboration, "Book For Application Developers, Release 10.5", <http://geant4.cern.ch>.
- [21] P. Andreo, "On the clinical spatial resolution achievable with protons and heavier charged particle radiotherapy beams", *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 54, No. 11, pp. N205-N215, 2009.
<https://doi.org/10.1088/0031-9155/54/11/n01>
- [22] H. Paul, O. Geithner, O. Jakel, "The ratio of stopping powers of water and air for dosimetry applications in tumor therapy", *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*, Vol. 256, No. 1, pp. 561-564, 2007.
<https://doi.org/10.1016/j.nimb.2006.12.072>
- [23] <https://www.nist.gov>
- [24] S. M. Seltzer, et al., "ICRU Report 90, Key Data For Ionizing-Radiation Dosimetry: Measurement Standards And Applications", *Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements*, Vol. 14, No. 1, 2016.
- [25] 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.
<https://doi.org/10.1016/j.rpor.2020.08.015>

Geant4 전산모사를 이용한 두개골 팬텀의 물질 두께 변동에 따른 양성자 브래그 피크의 위치 변화

김유미, 천권수*

대구가톨릭대학교 방사선학과

요 약

양성자 치료는 방사선치료 중 하나로 브래그 피크로 알려진 물리적 특성을 활용한 방법이다. 양성자 치료계획 수립 시 주로 전산화단층촬영(CT)의 인체 횡단면 영상이 사용되고 있다. CT는 사용되는 관전압에 따라 HU가 변하게 되며 이는 구조물의 경계, 두께 변화로 이어진다. 본 연구는 Geant4를 이용하여 복합 물질로 구성된 두개골 팬텀에서 두께 변화에 따른 뇌 영역의 브래그 곡선의 변화를 살펴보았다. 먼저, 단일 물질로 구성된 팬텀에서 매질의 종류와 양성자의 입사에너지에 따른 브래그 곡선을 측정하여 Geant4 계산 결과의 신뢰성을 확보하였다. 두개골 팬텀의 각 두께를 변동하였을 때 뇌 영역에서 발생하는 피크의 위치 변화를 측정하였다. 연부조직의 두께를 변화하였을 때 피크의 위치 변화는 나타나지 않았으며, 피부의 두께를 변화하였을 때 피크의 변화는 적었으며, 주로 뼈의 두께를 변화할 때 피크의 위치 변화가 나타났다. 또한 뼈를 단독으로 변화하였을 때와 뼈를 다른 조직과 함께 변화하였을 때 피크의 위치 변화량은 동일하였다. 뼈의 정확한 두께 측정이 방사선치료계획의 선량-깊이 분포 예측에 주요 인자 중 하나임을 확인하였다.

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

연구자 정보 이력

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