

## &lt;원저&gt;

## Geant4 코드를 이용한 선형가속기 6 MV 광자선의 선량분포에 관한 연구

이준성<sup>1)</sup>·김양수<sup>1)</sup>·이선영<sup>2,3)</sup><sup>1)</sup>전북대학교병원 방사선종양학과·<sup>2)</sup>전북대학교 의과대학 방사선종양학과·<sup>3)</sup>전북대학교병원 의생명연구소

## Geant4 Code Based Simulation of 6 MV Photon Beam for Analysis of Dose Distribution

Jun-Seong Lee<sup>1)</sup>·Yang-Soo Kim<sup>1)</sup>·Sun-Young Lee<sup>2,3)</sup><sup>1)</sup>Department of Radiation Oncology, Jeonbuk National University Hospital<sup>2)</sup>Department of Radiation Oncology, Institute for Medical Sciences, Jeonbuk National University Medical School<sup>3)</sup>Research Institute of Clinical Medicine of Jeonbuk National University-Biomedical Research Institute of Jeonbuk National University Hospital

**Abstract** This study is to present a Geant4 code for the simulation of the absorbed dose distribution given by a medical linac for 6 MV photon beam. The dose distribution was verified by comparison with calculated beam data and beam data measured in water phantom. They were performed for percentage depth dose(PDD) and beam profile of cross-plane for two field sizes of  $10 \times 10$  and  $15 \times 15$  cm<sup>2</sup>. Deviations of a percentage and distance were obtained. In energy spectrum, the mean energy was 1.69 MeV. Results were in agreement with PDD and beam profile of the phantom with a tolerance limit. The differences in the central beam axis data  $\delta_1$  for PDD had been less than 2% and in the build up region, these differences increased up to 4.40% for 10 cm square field. The maximum differences of  $\delta_2$  for beam profile were calculated with a result of 4.35% and 5.32% for 10 cm, 15 cm square fields, respectively. It can be observed that the difference was below 4% in  $\delta_3$  and  $\delta_4$ . For two field sizes of  $\delta_{50-90}$  and RW<sub>50</sub>, the results agreed to within 2 mm. The results of the t-test showed that no statistically significant differences were found between the data for PDD of  $\delta_1$ ,  $p > 0.05$ . A significant difference on PDD was observed for field sizes of  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup>,  $p = 0.041$ . No significant differences were found in the beam profile of  $\delta_3$ ,  $\delta_4$ , RW<sub>50</sub>, and  $\delta_{50-90}$ . Significant differences on beam profile of  $\delta_2$  were observed for field sizes of  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup>,  $p = 0.025$  and for  $15 \times 15$  cm<sup>2</sup>,  $p = 0.037$ . This work described the development and reproducibility of Geant4 code for verification of dose distribution.

**Key Words:** Radiation therapy, Geant4 code, Energy spectrum, Percentage depth dose, Beam profile

**중심 단어:** 방사선치료, Geant4 코드, 에너지 스펙트럼, 백분깊이선량, 빔측면도

## I. 서론

방사선치료는 의료용 방사선을 이용해서 종양세포를 치료하는 기술이다. 방사선은 환자 몸을 통과하여 종양세포를 파괴하는데 필요한 선량을 전달한다. 환자에게 직접적인 측정을 수행하기가 어렵기 때문에 전산모사는 방사선치료 전에 방사선의 실제 선량분포를 추정하는 역할을 하게 된다.

치료 전 전산모사는 품질관리와 선량제한치 역할을 수행한다. 임상결과를 최적화하기 위해서 선량분포평가는 진보된 계산 기술이 요구되는 중요한 부분이다. 치료계획시스템의 전산모사를 통해 계산된 선량분포가 표적기관에 정확한 선량을 전달하는 것이 방사선치료의 성공적인 요소 중에 하나가 된다.

방사선치료 분야의 기술 발달을 위해 정교한 선량분포를

Corresponding author: Sun-Young Lee, Department of Radiation Oncology, Institute for Medical Sciences, Jeonbuk National University Medical School 20, Geonji-ro, Deokjin-gu, Jeonju-si, Jeollabuk-do, 54907, Republic of Korea / Tel: +82-63-250-2923 / E-mail: sylee78@jbnu.ac.kr

Received 23 August 2022; Revised 03 September 2022; Accepted 29 September 2022

Copyright ©2022 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

계산하기 위한 방법이 필요하다. 선량분포는 선량 계산 알고리즘을 사용해서 만들어진다. 분석적 계산에 기반한 알고리즘은 합리적인 정확성을 제공한다.[1] 또한 몬테카를로 전산모사 알고리즘을 사용해서 정확성에 도달될 수 있다. 몬테카를로 전산모사는 입차, 이차 입자에서 방출된 선량을 계산함으로써 체적 내에 선량분포를 전산모사하는 것이 가능하며, 이 방법에 기반한 선량 계산은 알고리즘들 중에서 하나의 정확한 도구로 간주된다.[2-5]

의료용 선형가속기는 고에너지 광자선이나 전자선을 발생시키는 가속장치이다. 선형가속기 빔 특성을 파악하기 위해서 여러 연구가 수행되었다. 몇몇 연구자들은 광자와 전자빔을 위한 방사선치료계획분포를 연구하기 위해서 몬테카를로 전산모사를 적용하였다. 몬테카를로 전산모사는 방사선치료분야에 있어서 전리방사선 수송을 구현하기 위한 알고리즘이다. 방사선치료에서 실제 상태를 기술할 수 있기 때문에 복잡한 기하학적 모양과 물질 성분, 입자의 상호작용을 구현하는데 사용된다. 종류로는 BEAMnrc, MCNP, PENELOPE, Geant4 코드 등이 있으며, 이 중에 Geant4 코드는 물질을 통과하는 입자 경로를 전산모사하는 객체 지향형의 툴킷이다.[6] 이 코드는 C++ 클래스와 라이브러리의 집합체이고, 물리적 입자추적과 상호작용을 위한 기하학적 배치, 모델과 같은 기능을 보유한다. 고에너지물리, 방사선 방호, 의료물리 등에 적용할 수 있다. Geant4 코드를 사용한 몬테카를로 전산모사는 선량 계산에 사용될 수 있으며, 방사선치료선량을 증명하기 위한 주요한 방법이다.

몬테카를로 전산모사를 이용하여 치료 장비의 선량분포를 검증하는 것은 치료의 신뢰성과 현실성을 향상시킬 수 있다. 따라서 본 연구에서는 선형가속기에 있어서 선량분포의 정확성에 대한 몬테카를로 전산모사의 유효성을 검증해보고자 한다. 본 연구는 다음과 같이 구성하였다. Geant4 코드의 계산된 선량자료와 선형가속기의 측정된 선량자료를 비교하여 검증하였다. 선형가속기 머리부의 기하학적 모델을 구현하였고, 균질물탱크내에서 선량분포를 측정하였다. Geant4 코드의 정확한 선량 계산을 얻기 위해서 선형가속기로부터 6 MV 광자선의 에너지 스펙트럼을 추출하였고, 백분깊이선량(percentage depth dose)과 빔측면도(beam profile)에 대한 선량분포를 분석하였다.

## II. 대상 및 방법

### 1. Geant4 코드의 전산모사

방사선에 관한 전산모사를 수행하기 위해서, 리눅스 운영

체제(Ubuntu) 컴퓨터에 설치된 Geant4 코드(ver. 10.2)를 사용하였다. Varian사의 선형가속기 Clinac iX에서 발생한 6 MV 광자선을 전산모사하였다. 빔 선질에 영향을 미치는 선형가속기 구조로 머리부 구성 요소를 모델링하였다. 기하학적 모델로 타겟, 입차콜리메이터, 선속평탄여과판, 모니터 이온챔버, 거울, 이차콜리메이터를 고려하였다. 선속평탄여과판은 입차콜리메이터 아래에 위치하고, 두 쌍의 이차콜리메이터는 빔의 모양을 만드는데 사용된다. 세부 묘사를 위한 관련 자료는 Varian사에서 제공하는 Monte Carlo Data Package를 참고하였고, 이를 전산모사 모델링을 위한 입력 자료로써 사용하였다. Fig. 1은 Geant4 코드를 이용하여 나타난 선형가속기 머리부의 기하학적 구조이다. 기하학적 체적을 시각적으로 점검하기 위해서 OpenGL viewer 그래픽 인터페이스를 적용하였다.

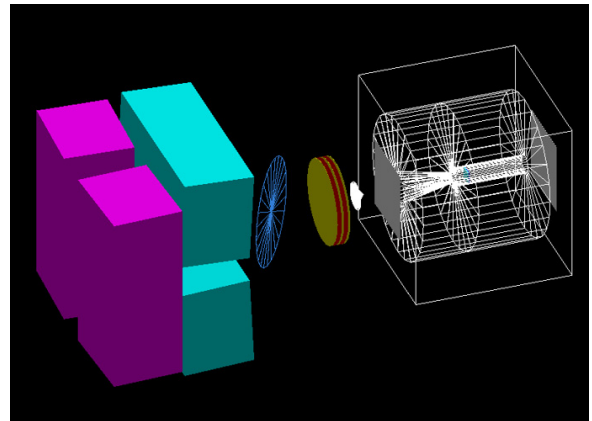


Fig. 1. Simulated geometry of the Clinac iX

체계를 정의하기 위해서 Geant4 코드에서 실행되는 몬테카를로 발생기 GPS(General Particle Source)를 이용하였다. Daryoush SB 등이 획득한 6 MV 스펙트럼 자료를 이용하였고, 0부터 6 MeV까지 에너지 스펙트럼 자료를 /gps/hist/point 옵션을 이용하여 매크로 파일에 입력하였다.[7] 방사선치료에 대한 광자와 하전 입자의 수송을 만들기 위해 G4EmStandardPhysics\_option3 (EMY) 전자기 물리모델을 적용하였다.[8,9] 입차 입자 생성을 위한 생성 문턱치는 0.1 mm로 설정하였고, 이력수는  $2 \times 10^7$ 을 시행하였다.

### 2. 빔모델링 검증 및 백분깊이선량과 빔측면도의 비교

전산모사한 선형가속기 머리부의 검증으로 광자의 에너지 스펙트럼을 측정하였다. 모니터 이온챔버 아래에 가상의 원통형 검출기를 위치시켰고, 기하학적 구조를 재구성하여

광자가 발생하는 선원향에서 광자의 전산모사를 실시하였다.[10] SensitiveDetector의 ProcessHits 함수 내에 PreStepPoint에서의 운동에너지 값을 출력하는 코드를 작성하였으며, GetKineticEnergy 값을 획득하였다. 0.1 MeV 구간별로 확률분포를 구하였고, 전산모사의 스펙트럼 자료를 히스토그램으로 출력하였다.

선형가속기의 커미셔닝 자료는 물팬텀내에서 측정된 백분깊이선량과 빔측면도로 구성하였고, 이를 Geant4 코드에서 계산된 선량 분포와 측정 자료를 비교하였다. 물팬텀의 측정은 IAEA TRS-398 권고안에 근거하여 빔의 자료 수집이 이루어졌다.[11] 선량 계산에 사용된 물팬텀 크기는  $60 \times 60 \times 45$ (폭, 깊이, 높이) $\text{cm}^3$ 였다. 실험은 원통형 전리함(CC13)과 Blue Water Phantom(IBA Dosimetry, Germany)을 사용해서 측정하였다. 6 MV 광자선빔이 선량률 400 MU/min으로 조사되었고, DOSE1 전기계를 사용하였다. 선원표면간거리는 100 cm로 설정하였고, 조사면 크기는  $10 \times 10$ ,  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  두 가지로 시행하였다. 백분깊이선량 곡선은 중심축에서 스캔하였고, 물표면 0 cm에서 물팬텀내 깊이 31 cm의 값을 계산하였다. 빔측면도 곡선은 유효깊이 10 cm에서 측정하였고,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  조사면 크기의 스캔 범위는 횡단면 방향으로  $-13.5 \text{ cm}$ 에서  $+13.5 \text{ cm}$ 였고,  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  조사면 크기에서는 횡단면 방향으로  $-16.25 \text{ cm}$ 에서  $+16.25 \text{ cm}$ 였다. 백분깊이선량과 빔측면도는 각각 최대선량깊이와 선량분포 중심축에 정규화를 시켰다. 백분깊이선량과 횡단선 빔측면도의 복셀 크기는 각각  $5 \times 5 \times 2 \text{ mm}^3$ ,  $2 \times 5 \times 5 \text{ mm}^3$ 으로 적용하였다. 물팬텀을 mother volume으로 설정하였고 내부에 G4Box를 위치시켰다. 상대 선량을 계산하기 위해서 흡수에너지를 수집하였다.

Fig. 2는 백분깊이선량과 빔측면도 그래프의 분석 기준

이고, Table 1은 허용오차범위를 나타낸다.[12,13] 계산과 측정 결과의 차이는 백분율 차이와 거리 차이로써 표현하였다.  $\delta_1$ (delta)에서  $\delta_4$ 는 백분율 차이에 해당되고,  $RW_{50}$ 과  $\delta_{50-90}$ 은 거리 차이에 해당된다. 관심 영역 내에서 두 분포 사이의 일치치를 확인하였다. 통계적 분석 방법으로 SPSS 통계 프로그램을 사용하여 일표본 t-검정을 시행하였고, 유의 수준은 0.05 값으로 설정하였다.

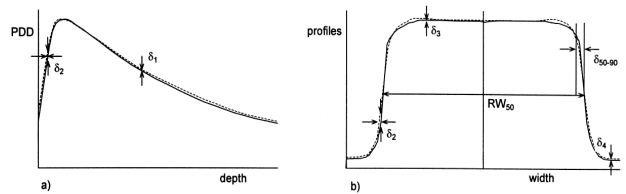


Fig. 2. Regions of validity of the criteria for calculated and measured percentage depth dose a) and beam profile b)

### III. 결과

Fig. 3은 Geant4 코드에 의해 생성된 에너지 스펙트럼 분포이다. 스펙트럼은 에너지 0.001 MeV부터 5.991 MeV 까지 관찰되었다. 피크값 위치는 0.2 MeV에서 0.3 MeV 사이였고, 최대운동에너지는 약 6.0 MeV를 나타냈다. 광자선의 평균에너지는 1.69 MeV였다. Mesbahi 등이 연구한 평균에너지 계산결과값은 1.67 MeV였고, 본 연구와 비교하여 1.19%의 오차를 보였다.[14] Baumgartner 등이 연구한 계산결과값은 1.65 MeV였고, 본 연구와 비교하여 2.39%의 오차를 보였다.[15]

Table 1. Recommended values of the tolerances for  $\delta$

Physical data	Location	Tolerance limit
Percentage depth dose	$\delta_1$ : central beam axis data for data points on the central beam axis beyond the depth of $d_{max}$	2%
	$\delta_2$ : build-up region of central beam axis for data points in the build-up region, in the penumbra, and in regions close to interfaces of inhomogeneities	10%
Beam profile	$\delta_2$ : penumbra region of the profiles for data points in the build-up region, in the penumbra, and in regions close to interfaces of inhomogeneities	10%
	$\delta_3$ : outside central beam axis region for data points beyond $d_{max}$ , within the beam but outside the central beam axis	3%
	$\delta_4$ : outside beam edges for data points off the geometrical beam edges and below shielding blocks, generally beyond $d_{max}$	30%
	$RW_{50}$ : radiological width defined as the width of a profile measured at half its height compared to the value at the beam axis	2 mm
	$\delta_{50-90}$ : beam fringe the distance between the 50% and the 90% point (relative to the maximum of the profile) in the penumbra	2 mm

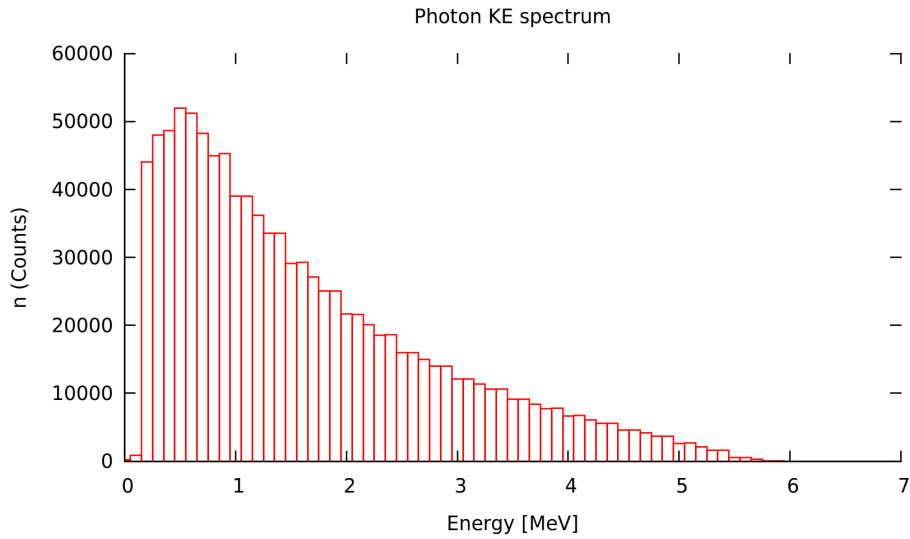


Fig. 3. Energy spectrum distribution of 6 MV photon beam

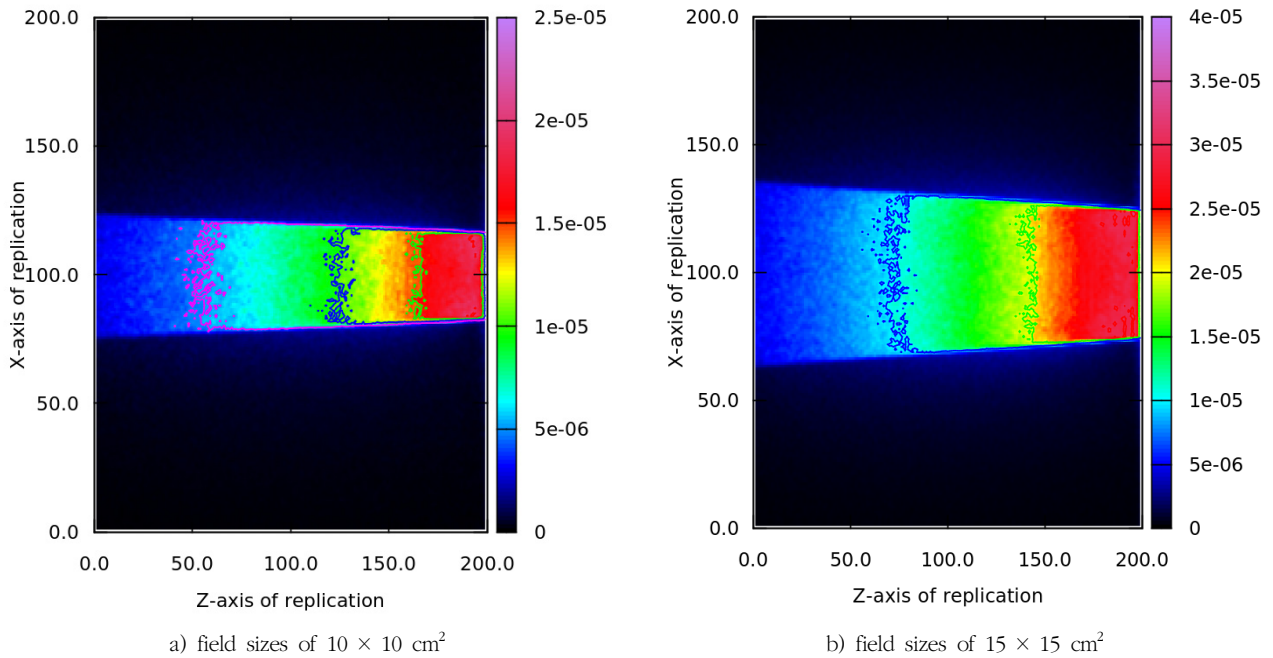


Fig. 4. Energy deposition of 2D (X,Z) coordinates for the open radiation fields of 10 × 10 cm<sup>2</sup> a) and 15 × 15 cm<sup>2</sup> b)

Fig. 4는 10 × 10 cm<sup>2</sup>와 15 × 15 cm<sup>2</sup> 조사면 크기의 선량분포를 2차원 히스토그램으로 나타낸 것으로 Geant4 코드에서 획득한 X-Z면의 흡수에너지를 보여준다. 물팬텀을 X축과 Z축 방향으로 각각 200개의 Replica를 설정하였다. 선원향에서 가장 먼 거리에 위치할 때 가장 낮은 계수가 발생하였고, Replica [Z]의 수치가 0.0에 가까울수록 색상은 짙은 파란색 계열로 묘사하였다. 15 × 15 cm<sup>2</sup> 조사면 크기는 산란선의 영향이 커지기 때문에 10 × 10 cm<sup>2</sup> 조사면 크기보다 더 큰 계산 선량값이 나타났다.

Table 2는 10 × 10 cm<sup>2</sup> 조사면 크기와 15 × 15 cm<sup>2</sup> 조사면 크기에 해당되는 결과이다. 백분깊이선량의 중심축상  $\delta_1$ 은 10 × 10 cm<sup>2</sup> 조사면 크기에서는 -1.60%였고, 15 × 15 cm<sup>2</sup> 조사면 크기는 -1.25%로써 2% 허용치 이내로 나타났고 통계적으로 유의하지 않았다. 백분깊이선량의 선량중가영역에 해당되는  $\delta_2$ 는 모두 10% 허용치 이내로 나타났고, 10 × 10 cm<sup>2</sup> 조사면 크기에서 유의확률은 0.041로 나타났으며, 이는 95% 신뢰수준에서 유의하였다.

10 × 10 cm<sup>2</sup> 조사면 크기와 15 × 15 cm<sup>2</sup> 조사면 크기의

**Table 2.** The results of maximum differences and p-values for percentage depth dose and beam profile

Region of interest		10 × 10 cm <sup>2</sup>		15 × 15 cm <sup>2</sup>	
		difference	p-value	difference	p-value
Percentage depth dose	$\delta_1$	-1.60%	0.610	-1.25%	0.846
	$\delta_2$	-4.40%	0.041 <sup>*</sup>	-3.17%	0.138
Beam profile	$\delta_2$	4.35%	0.025 <sup>*</sup>	5.32%	0.037 <sup>*</sup>
	$\delta_3$	1.88%	0.692	-2.27%	0.578
	$\delta_4$	-2.19%	0.508	-3.06%	0.264
	$\delta_{50-90}$	-0.5 mm	0.582	-0.7 mm	0.438
	RW <sub>50</sub>	0.3 mm	0.101	-0.4 mm	0.224

<sup>\*</sup> Denotes that difference is statistically significant at 0.05 level

빔측면도 반응영역 영역  $\delta_2$ 는 10% 허용치 이내로 나타났고, 두 조사면 크기에서 유의확률은 0.05보다 낮게 나타나서 통계적으로 유의하였다. 외부중심축영역  $\delta_3$ 은 3% 허용치 이내였고 통계적으로 유의하지 않았다. 바깥빔가장자리  $\delta_4$ 는 통계적으로 유의하지 않았고, 10 × 10 cm<sup>2</sup> 조사면 크기에서는 -2.19%였고, 15 × 15 cm<sup>2</sup> 조사면 크기는 -3.06%로써 허용치 이내였다. 빔측면도의 반응영역에서 최고치에 비례한 50%와 90% 사이의 거리를 나타내는  $\delta_{50-90}$ 은 허용치 2 mm 이내였고, 통계적으로 유의하지 않았다. 빔중심축상 값과 비교해 높이가 반절에서 측정된 빔측면도의 폭을 나타내는 RW<sub>50</sub>은 통계적으로 유의하지 않았고 2 mm 허용치 이내였다.

#### IV. 고찰

몬테카를로 전산모사 알고리즘에 대한 방사선치료의 정확한 선량 계산을 증명하는 연구들이 있어 왔다.[16,17] Varian사의 선형가속기로부터 광자선 모델을 개발하기 위해서 연구자들은 여러 개의 몬테카를로 전산모사를 사용해 왔다.[18–20] 본 연구에서는 Geant4 코드를 기반으로 하여 Varian사의 선형가속기 모델을 구현하였고, 선량분포의 검증을 수행하였다.

초기 선형가속기의 커미셔닝 절차를 하는 동안에 광자선 측정 자료를 검증하고 결정하기 위한 측정이 수행되며, 이에 근거하여 백분깊이선량과 빔측면도가 특정 기계에 적용된다. 본 연구에서는 몬테카를로 전산모사를 이용하여 선형가속기 머리부를 재구성함으로써 광자선의 선질을 결정하였고, 전산모사로부터 획득한 에너지 스펙트럼 결과는 선형 연구들의 결과값과 유사한 결과를 나타내어 적절한 것으로 생각된다. Mesbahi 등의 연구와 Baumgartner 등이 연구한 광자선의 평균에너지는 본 연구의 결과값과 비교하면 약 2.40% 차이를 나타내었는데, 그 이유는 모델링의 기하학적

구조와 스펙트럼의 측정 위치가 요인으로 작용했을 것으로 생각된다.[14,15]

10 × 10 cm<sup>2</sup>와 15 × 15 cm<sup>2</sup> 조사면 크기에 대한 Geant4 코드의 계산값과 선형가속기 커미셔닝 측정값의 백분깊이선량 곡선을 비교한 결과에서, 백분율 차이의 관계를 깊이 따라 관찰하였다. 두 조사면 크기의 중심축상 차이  $\delta_1$ 은 모두 -2% 이내로 나타났다. 이것은 허용치 기준 내에서 용인할 수 있는 일치를 보여준다. 선량증가영역  $\delta_2$ 에서 중심축상  $\delta_1$ 과 비교하여 선량차이가 크게 나타났다. 10 × 10 cm<sup>2</sup>와 15 × 15 cm<sup>2</sup> 조사면 크기의 선량증가영역 차이는 각각 -4.40%, -3.17% 이내였다. 10 × 10 cm<sup>2</sup> 조사면 크기의 유의확률은 0.05 이하의 값으로 유의한 차이를 보였다. 선량증가영역의 차이는 이전 연구들에서도 보고되었다. Mesbahi 등은 선량증가영역의 차이는 7%까지 증가하였다고 보고하였으나, 본 연구에서는 최대 5% 이내의 차이를 보였다.[14] Sardari와 Ding 등은 선량증가영역에서는 몬테카를로 계산 결과와 실험 측정 사이의 일관성이 낮다고 보고하였다.[21,22] 전자 오염은 선량증가영역의 선량분포에 영향을 주고, 통계적으로 큰 변동이 이 영역에서 일어나게 된다. 본 연구에서는 Geant4 코드의 계산선량자료와 비교해볼 때 측정선량자료가 선량증가영역에서 대부분 높게 나타났다. 여기서 마이너스 기호는 측정 선량이 Geant4 코드에 의해 계산된 선량보다 높게 평가된 것을 의미한다. 실험의 과대 평가는 공동전리함 때문으로 볼 수 있다. CC13 전리함 모델 같은 경우에 0.13 cm<sup>3</sup> 공동의 체적이 작기 때문에 가파른 선량기울기가 존재하는 선량증가영역에서 선량측정을 과대 평가하게 된다. 이것은 물표면과 최대선량깊이 전인 백분깊이선량 곡선 지점에서 하전입자평형의 결여가 존재하기 때문이다.[23] 그리고 전산모사를 할 때 emstandard\_opt2 물리 모델을 이용한 실험이 다른 연구에서 진행되었다.[24] 선량증가영역에 대한 전산모사를 위해 다른 종류의 물리 모델을 사용한 실험도 필요하다고 생각된다.

깊이 10 cm에서 빔측면도가 평가되었고 두 조사면 크기에서 측정값과 차이를 분석하였다. 허용치 이내의 값을 나타냈으며 용인할 수 있는 일치가 빔측면도에서도 획득되었다. 두 조사면 크기의 분석 결과는  $\delta_2$  영역에서 6% 이내로 측정 자료와 일치하였다. 분석결과  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  조사면 크기에서 더 큰 차이를 보였다.  $\delta_3$  영역과  $\delta_4$  영역은 허용치 이내였으며,  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  조사면 크기에서 차이가 더 현저하였다. 반응영역인  $\delta_2$  영역을 제외하고 나머지 영역에서 일반적으로  $\pm 4\%$  이내였고, 통계학적으로 유의하지 않았다.  $\delta_{50-90}$ 과  $RW_{50}$ 은 허용치 이내로 나타났다. 흡수 에너지의 곡선은 조사면 가장자리 가까이에서 감소하는 경향이 있고, 두 조사면 크기에서 최대 차이는 반응영역에서 나타났다. 이 영역은 빠른 감소가 나타나기 때문에 높은 기울기 선량이 존재한다. 반응영역에서 높은 선량 차이는 고선량 기울기의 존재로 설명될 수 있다. 이러한 반응영역의 차이는 선형가속기 머리부의 추가적인 전자의 상호작용과 산란선 때문에 비롯된다. 반응영역에 대한 곡선의 기울기는 조사면 크기에 의존하였고,  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  조사면 크기에서 더 급격하였다. 더 큰 조사면 크기로 되어 있는 빔측면도는 에너지 스펙트럼을 생산하는 빔반지름폭, 평균전자에너지, 에너지범위와 같은 초기전자조건에 더 크게 영향을 받는다.[25,26] 그리고 에너지흡수곡선의 변동은 팬텀 물질의 산란에 의해 영향을 받는다. 다른 가능한 요소들도 본 연구에서 획득한 일치에 영향을 받는 것으로 보인다. 유효에너지, 기하학적 구성 요소, 물질 성분, 물리 모델, 실험 자료 측정의 정확성이 영향을 줄 것이며, 이를 고려하여 선량분포를 검증해야 할 것으로 생각된다.[27]

## V. 결론

본 연구에서는 몬테카를로 전산모사 기반 Geant4 코드를 이용해서 6 MV 선형가속기의 전산모사를 제시하였다. 본 연구는 Geant4 코드가 선형가속기 머리부를 모델링할 수 있다는 것을 보여주었다. 두 조사면 크기에 따른 Geant4 코드로 획득한 계산선량결과는 측정선량자료와 허용치 내에서 일치함을 나타냈다. 본 실험은 Geant4 코드가 광자선을 전산모사하는데 유효하다는 것을 나타낸다. 몬테카를로 전산모사의 정확성은 향상되어왔고, 초기 매개변수를 적용함으로써 보다 복잡한 형태의 전산모사를 할 수 있을 것이다. Geant4 코드는 선량 점검을 목적으로 선량 계산을 수행할 요건을 갖추고 있는 것으로 생각된다.

## REFERENCES

- [1] Ahnesjo A, Aspradakis MM. Dose calculations for external photon beams in radiotherap. Phys. Med. Biol. 1999;44(11):R99-155.
- [2] Verhaegen F, Seuntjens J. Monte Carlo modelling of external radiotherapy photon beams. Phys. Med. Biol. 2003;48(21):R107-64.
- [3] Chauvie S, Scielzo G. Radiotherapy treatment planning with Monte Carlo on a distributed system. IEEE. 2004;1765-9.
- [4] Gonias P, Zaverdinos P, Alkhorayef M, Sulieman A, Kappas C, Theodorou K. Monte Carlo Simulation of 6MV Varian Clinac Photon Beam Using GEANT4-GATE. J At Nucl Phys. 2020;2(1):30-8.
- [5] An JS, Lee CL, Baek CH. Monte Carlo Simulation of a Varian 21EX Clinac 6 MV Photon Beam Characteristics Using GATE6. Journal of Radiological Science and Technology. 2016;39(4):571-5.
- [6] Agostinelli S, Allison J, Amako K, Apostolakis J, Araujo H, Arce P, et al. Geant4—a simulation toolkit. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A. 2003;506(3):250-303.
- [7] Sheikh-Bagheri D, Rogers DWO. Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code. Med. Phys. 2002;29(3):391-402.
- [8] Ivanchenko V, Apostolakis J, Bagulya A, Abdelouahed HB, Black R, Bogdanov A, et al. Recent Improvements in Geant4 Electromagnetic Physics Models and Interfaces. Progress in Nuclear Science and Technology. 2011;2:898-903.
- [9] Pandola L, Andenna C, Caccia B. Validation of the GEANT4 simulation of bremsstrahlung from thick targets below 3 MeV. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B. 2015;41-8.
- [10] Kang SK, Ahn SH, Kim CY. A Study on Photon Dose Calculation in 6 MV Linear Accelerator Based on Monte Carlo Method. Journal of Radiological Science and Technology. 2011;34(1):43-50.
- [11] International Atomic Energy Agency. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water.

Technical Reports Series No. 398; 2000.

[12] International Atomic Energy Agency. Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. Technical Reports Series No.430; 2004.

[13] Venselaar J, Welleweerd H, Mijnheer B. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. *Radiotherapy and Oncology* 60. 2001;191-201.

[14] Mesbahi A, Fix M, Allahverdi M, Grein E, Garaati H. Monte Carlo calculation of Varian 2300C/D Linac photon beam characteristics: A comparison between MCNP4C, GEANT3 and measurements. *Applied Radiation and Isotopes* 62. 2005;469-77.

[15] Baumgartner A, Steurer A, Maringer FJ. Simulation of photon energy spectra from Varian 2100C and 2300C/D Linacs: Simplified estimates with PENELOPE Monte Carlo models. *Applied Radiation and Isotopes* 67. 2009;2007-12.

[16] Chetty IJ, Curran B, Cygler JE, DeMarco JJ, Ezzell G, Faddegon BA, et al. Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. *Med. Phys.* 2007;34(12):4818-36.

[17] Keall PJ, Siebers JV, Arnfield M, Kim JO, Mohan R. Monte Carlo dose calculations for dynamic IMRT treatments. *Phys. Med. Biol.* 2001;46.

[18] Ding GX. Using Monte Carlo simulations to commission photon beam output factors-A feasibility study. *Physics in Medicine & Biology*. 2003;48(23):3865-74.

[19] Mesbahi A, Reilly AJ, Thwaites DI. Development and commissioning of a Monte Carlo photon beam model for Varian Clinac 2100EX linear accelerator. *Applied Radiation and Isotopes*. 2006;64(6):656-62.

[20] Fix MK, Keller H, Regsegger P, Born EJ. Simple beam models for Monte Carlo photon beam dose calculations in radiotherapy. *Med Phys.* 2000;27(12):2739-47.

[21] Sardari D, Maleki R, Samavat H, Esmaeeli A. Measurement of depth-dose of linear accelerator and simulation by use of Geant4 computer code. *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*. 2010;64-8.

[22] Ding GX. Dose discrepancies between Monte Carlo calculations and measurements in the buildup region for a high-energy photon beam. *Med. Phys.* 2002;29(11):2459-63.

[23] Andreo P. Monte Carlo techniques in medical radiation physics. *Physics in Medicine & Biology*. 1991;36(7):861-920.

[24] Bakkali JEL, Bardouni TEL. Validation of Monte Carlo Geant4 code for a 6 MV Varian linac. *Journal of King Saud University-Science*. 2017;29:106-13.

[25] Jim nez Spang F. Monte Carlo Study of the Dosimetry of Small-Photon Beams Using CMOS Active Pixel Sensors [dissertation]. University College London; 2011.

[26] Tzedakis A, Damilakis JE, Mazonakis M, Stratakis J, Varveris H, Gourtsoyiannis N. Influence of initial electron beam parameters on Monte Carlo calculated absorbed dose distributions for radiotherapy photon beams. *Med. Phys.* 2004;31(4):907-13.

[27] Cho SH, Vassiliev ON, Lee SS, Liu HH, Ibbott GS, Mohan R. Reference photon dosimetry data and reference phase space data for the 6 MV photon beam from Varian Clinac 2100 series linear accelerators. *Med. Phys.* 2005;32(1):137-48.

구분	성명	소속	직위
제1저자	이준성	전북대학교병원 방사선종양학과	방사선사
공동저자	김양수	전북대학교병원 방사선종양학과	팀장
교신저자	이선영	전북대학교 의과대학 방사선종양학과	부교수