

# Evaluation of Lung Dose Using Linac Photon Beam in Geant 4 Simulation

Eun-Sung Jang,<sup>1</sup> Hyo-Yeong Lee<sup>2,\*</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiation Oncology Kosin University Gospel Hospital

<sup>2</sup>Department of Radiological Science, Dongeui University

Received: April 11, 2018. Revised: August 25, 2018. Accepted: August 31, 2018

## ABSTRACT

The Geant 4 simulated the linear accelerator (VARIAN CLINAC) based on the previously implemented BEAMnrC data, using the head structure of the linear accelerator. In the 10 MV photon flux, Geant4 was compared with the measured value of the percentage of the deep dose and the lateral dose of the water phantom. In order to apply the dose calculation to the body part, the actual patient's lung area was scanned at 5 mm intervals. Geant4 dose distributions were obtained by irradiating 10 MV photons at the irradiation field ( $5 \times 5$  cm<sup>2</sup>) and SAD 100 cm of the water phantom. This result is difficult to measure the dose absorbed in the actual lung of the patient so the doses by the treatment planning system were compared. The deep dose curve measured by water phantom and the deep dose curve calculated by Geant4 were well within  $\pm 3\%$  of most depths except the build-up area. However, at the 5 cm and 20 cm sites, 2.95% and 2.87% were somewhat higher in the calculation of the dose using Geant4. These two points were confirmed by the geometry file of Geant4, and it was found that the dose was increased because thoracic spine and sternum were located. In cone beam CT, the dose distribution error of the lungs was similar within 3%. Therefore, if the contour map of the dose can be directly expressed in the DICOM file when calculating the dose using Geant4, the clinical application of Geant4 will be used variously

Keywords: Geant4 simulation, linac accelerator, human phantom, Percentage Depth Dose

## I. INTRODUCTION

의료분야에서 적용하여 사용된 몬테카를로 시뮬레이션은 방사선 조사에 따른 인체 내부의 선량분포와 흡수 선량을 계산할 수 있다. 특히 방사선 치료 영역에서 정확한 선량분포를 예측하고 치료계획을 세우는 경우에 유용하게 쓰이는 통계적 계산법이다.<sup>[1]</sup>

몬테카를로 기법을 이용한 시뮬레이터 중 고에너지 입자 실험을 위해 유럽입자물리연구소(European Organization for Nuclear Research, CERN)에서 개발된 Geant4는 물질 내에서 모든 입자의 물리적 과정을 시뮬레이션 할 수 있을 뿐 아니라 복잡한 기하

학적 구조를 묘사 할 수 있고, 전자기장에서의 취급이 가능한 시뮬레이션 코드이다. 또한, 객체지향 언어인 C++를 프로그래밍 언어로 사용하여 기능성과 활용성, 적용의 다양성을 갖추고 있어 고에너지와 핵물리실험, 천체물리, 의학물리, 방사선 방어와 우주과학 등 다양한 영역에서 활용되고 있다.<sup>[2-4]</sup>

Geant4는 C++를 기반으로 만들어진 범용적으로 사용 가능한 핵 및 물리 전산모사를 위한 도구상자이다. Geant4는 1993년 유럽입자물리연구소(CERN)와 고에너지 가속연구기구(KEK)에서 동시다발적으로 촉발된 Fortran을 기반으로 한 Geant3의 후계 프로그램에 대한 요구를 받아 CERN의 검출기연구 개발위원회(Detector Research and Development Committee,

\* Corresponding Author: Lee Hyo Yeong

E-mail: lhy250@deu.ac.kr

Tel: +82-51-890-2679

DRDC)가 구성한 RD44에 의해 개발되기 시작했다.<sup>[11-12]</sup> RD44는 유럽, 아시아, 일본, 캐나다, 미국 등 10여 개의 실험에서 과학자, 기술자들의 협업으로 이루어졌다. Geant4의 가장 큰 특징은 C++의 객체지향 철학을 잘 따른 설계이며, 이를 위하여 각각의 기능별로 코드를 구현하여 각각의 필요한 기능만을 이용할 수 있게 했고, 이를 상속받아 필요한 다른 기능을 추가할 수 있는 확장성을 가질 수 있게 되었다.<sup>[13]</sup> 구현된 기능들은 전산모사를 위한 구조체를 관리하는 기하 및 물질, 물체와 입자의 상호작용, 입자의 추적, 수치화 및 상호작용한 점의 관리, 사건과 경로의 관리, 시각화 및 사용자 인터페이스로 입자 물리학의 전산모사를 위해 필요한 대부분 기능을 구현했다. 물리적인 계산은 대부분의 물리 모델을 이용할 수 있도록 만들어졌으며, 실제 실험에서 얻은 데이터 결과를 통하여 그 정확도를 높일 수 있게 만들어졌다.<sup>[15-17]</sup> Geant4에서는 전자기 상호작용에 대해 이론적으로 1 KeV 이상의 에너지에 대해 전산모사가 가능한 표준전자기물리모델(standard), 250 KeV의 저에너지 영역까지 전산모사가 가능하게 에너지를 낮춰 정밀도를 높인 물리 모델인 리버모어(Livermore), 페넬로페(Penelope) 물리모델의 세 가지 모델을 제공하고 있다.<sup>[18]</sup> 또한 의학물리 분야에서 가속기를 이용한 선량 분포, 동위원소를 이용한 치료 및 핵의학, 진단 방사선, 양성자 치료, 방사선 모니터링 등등의 분야에서 다양한 연구가 이루어지고 있다.<sup>[17-18]</sup>

본 연구에 사용된 Geant4 코드는 선형가속기의 헤드 구조를 정밀하게 시뮬레이션으로 구현하는 것은 제조사별로 다양하고 현실적으로 큰 어려움이 따르기 때문에 이를 적용하는 것은 한계가 있다. 따라서 기존에 구현된 BEAMnrc 자료를 바탕으로 선형 엑셀레이터(VARIAN CLINAC iX)를 시뮬레이션 하였다.<sup>[5-10]</sup> 선량분포 평가의 기준이 되는 물 팬텀(50cm × 50cm × 50cm<sup>3</sup>)내에서 심부선량 백분율(Percentage Depth Dose, PDD) 및 측면선량(Lateral Dose)과 Geant4 시뮬레이션과 비교 평가하였으며,<sup>[11-15]</sup> 이 결과를 바탕으로 실제 환자 폐(Lung)에 흡수되는 선량은 측정할 수 없기 때문에 치료계획시스템에 의한 선량분포를 평가하고자 한다.

## II. MATERIAL AND METHODS

### 1. 선형가속기 헤드 시뮬레이션

#### (Linear accelerator gantry head)

가속기의 헤드 부분은 시뮬레이션 코드를 사용하여 각 구성요소에 대한 구성 성분과 target에서부터 다엽콜리메이터까지의 거리로 각각의 기능을 모델링 하였으며 Fig. 1에 나타내었다. 조사야를 결정해 주는 두 쌍의 jaw가 항상 target을 따라 움직이도록 구성되어 있다. Varian Clinac iX 선형가속기를 모델로 전자선과 target을 통과한 후 발생하는 광자선 및 노즐 부분과 좌, 우 각각 60개의 Leaf을 가지는 다엽 콜리메이터를 모델링 하였다.

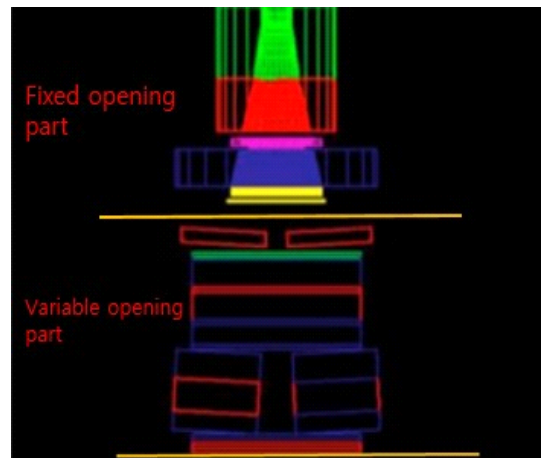


Fig. 1. Simulation of linac treatment head geometry by means of HeppRep visualization system.

### 2. 에너지 스펙트럼 교정(Geant4 simulation)

Geant4 시뮬레이션에서 교정된 에너지 스펙트럼을 실제 치료의 에너지 스펙트럼과 일치시키기 위해, 물 팬텀에서 측정된 선량분포와 Geant4 시뮬레이션에서 선량분포를 일치시킴으로써 식 (1)이 사용되었고, 함수를 통해서 에너지 스펙트럼의 기본 데이터에서 치료기 헤드 각각의 구조에 따른 가중치를 고려한 매개변수를 사용하여 최대 에너지와 평균 에너지를 수정하여 실제 치료에 사용되는 에너지 스펙트럼 분포와 똑같은 스펙트럼 데이터를 생성하였다.

$$dE_p(E) = dENE \exp(a - bE) \quad E_{min} \leq E \leq E_{max} \quad (1)$$

### 3. 10MV 팬텀 빔과 선량 지점별 Geant4 선량 계산

의료용 선형가속기의 절대선량 측정에 대한 권고안으로는 크게 AAPM Task Group 51, 혹은 IAEA( Technical Report Series)—398이 제시되고 있다. 이상의 모든 프로토콜은 인체와 밀도성분이 유사한 물을 측정의 대상으로 한다. 심부선량 분포를 측정하기 위해 물 팬텀(Blue Phantom, Wellhofer, IBA, Germany)은 SSD를 100 cm에서 Dmax, 5cm 씩 이동하면서 30 cm까지, 조사야 5×5~30×30cm<sup>2</sup> 시행하였다. 균일한 물 팬텀에서 10 MV 광자 빔의 정확한 Geant4 모델을 수행하였다. 크로스 빔 프로파일의 계산은 Zoubair가 수행한 작업에서 Geant4 코드와 관련된 것과 같은 검출 조건에서 수행하였다. Linac 가속기 헤드에 의해 방출된 10 MV 광자 빔으로 조사되는 물 팬텀의 교차 빔 프로파일(두개의 뚜렷한 깊이에서) 계산에서 선량분포를 Fig. 2와 같이 측정하였다. 가속기 헤드에서 물 팬텀으로 전달되는 위상 공간(PH)의 계산. 균질한 물 팬텀으로부터 5cm 떨어진 위상 공간은 이 매체에서 10 MV 빔에 의해 증착된 선량의 몬테카를로 시뮬레이션 입력으로 사용되었다. 10 MV 광자 빔에 대한 시뮬레이션 모델의 깊이-선량 곡선을 검증하기 위해 Geant4 시뮬레이션을 사용하여 데이터와 비교했다.

## 2. 인체 팬텀 (Alderson Rando Phantom) & CT DICOM data

Geant4 Geometry는 인체 해부를 표현하기 위해 인체 팬텀이 Fig 3과 같이 사용되었다. 인체 팬텀은 근육, 뼈, 폐, 공동 등 여러 신체 조직들을 모방한 물질을 사용하였고, 모든 신체조직에 대한 조직 대용물과 이들의 특성은 ICRU 44 표준에 포함되어 있다. 인체 팬텀은 남성과 여성을 구분하여 모델링되어 있고, 두께가 25mm 인 34개의 슬라이스가 연결되어 인체의 두경부(Head& Neck), 폐(Lung), 복부(Abdomen), 골반(Pelvis)을 형성한다.

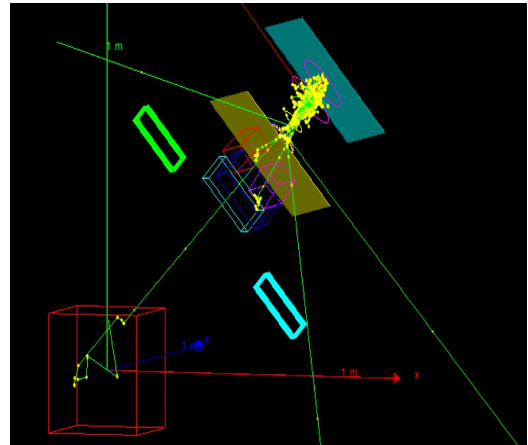


Fig. 2. Schematic view of the experimental setup including the simulated geometry of the 10 MV Varian linac head and the simulated geometry of the water phantom.

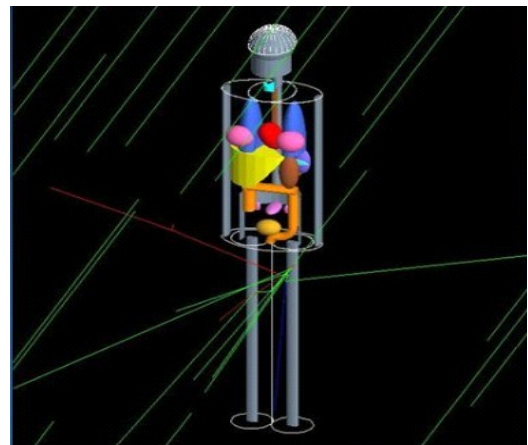
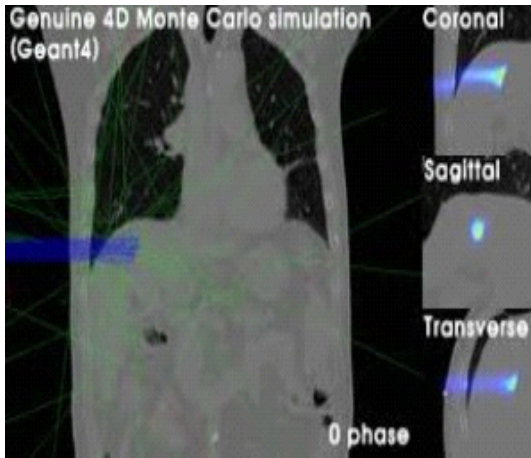
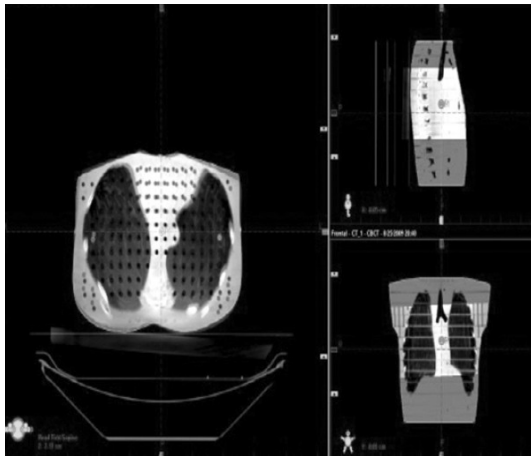


Fig. 3. Geant4 anthropomorphic phantom.

Geant4의 폐(Lung)는 예제 파일을 변환하여 코드를 작성하였다. CT 데이터의 DICOM 파일을 Geant4 시뮬레이션에 사용할 수 있는 geometry로 변환하기 위해 Genat4 코드에서는 DicomHandler.cc 라는 변환 파일을 사용한다. DICOM 파일은 헤더 부분과 픽셀 데이터 부분으로 구성되고, 이진 부호(Binary)로 코드화되어 있다. 이진 부호 코드는 CT 영상 정보인 픽셀 정보를 나타낸다. 또한 인체팬텀을 사용하였다. Lung의 선량 계산을 위해 CT 장비를 이용하여 부위를 5 mm 간격으로 스캔하였다. Fig. 4의 (a)에서 Geant4로 인체 팬텀을 CT 스캔한 영상 (b) 인체 팬텀을 CT 장비로 스캔해서 얻어진 영상이다.



(a) Geant4 anthropomorphic phantom of the CT image



(b) anthropomorphic phantom of the CT image

Fig. 4. Comparison Geant4 simulation CT anthropomorphic phantom image with measurement CT image.

### 3. 환자 폐부위의 선량분포의 평가(Evaluation of dose distribution in actual patient's lung area)

선량 계산을 인체 팬텀뿐만 아니라 인체부위에 적용하기 위해 실제 환자의 폐 부위를 5mm 간격으로 스캔하였다. Water phantom 조사야  $5 \times 5 \text{cm}^2$ , SAD 100cm에서 10MV 광자를 입사하여 Geant4 선량분포를 구하였다. 이 결과를 적용하여 실제 환자의 폐에 흡수되는 선량은 측정이 측정할 수 없기 때문에 치료 계획 시스템에 의한 선량을 비교하였다.

## III. RESULTS

### 1. 에너지 스펙트럼 교정(Geant4 simulation)

각 선량 측정 지점에서 계산 선량과 측정 선량의 차이는 다음과 같은 식으로 구하였다.

$$U_{95} = \{t_{95}^2 (V_{eff})S^2 + 3U^2\} \quad (1)$$

여기서  $t_{95}(V_{eff})$ 는 자유도  $V_{eff}$ 와 신뢰의 수준  $p=95\%$ 에 대한 t분포로부터 정해진다.  $V_{eff}$ 는 현재의 측정에서 반복관측에 의한 통계적 방법으로 구해진 표준불확도 성분  $S_i$ 들만을 고려하여 Welch-Satterthwaite 공식으로 유도한 인자이다.

$$S^2 = \frac{C_1^2}{S_1^2}, \quad C_i = \alpha f / \alpha x_i \text{ 이고,} \quad (2)$$

$$U^2 = \sum U_j^2(y) = \sum C_j^2(a_j^2/3) \text{ 는 그 외의}$$

모든

불확도 성분을 설명하는데,  $+a_j$  와  $-a_j$ 는 최량측정값인  $x_j$ 의 상한값과 하한값을 정확히 알고 있다고 가정한 것이다. 즉,  $x_j - a_j \leq x_j + a_j$  이다. 따라서 위 식(1), (2)를 이용하여 에너지를 0.15 MeV 구간별로 측정하여 확률분포를 구했다. 여기서 구한 에너지 스펙트럼의 확률분포는 다시 누적 확률분포로 변환하여 시뮬레이션의 에너지 스펙트럼 데이터로 사용하였다. Fig.5는 Geant4 시뮬레이션에 의한 에너지 스펙트럼 분포를 나타내었고, 에너지 교정에서 불확도가 3% 이내에서 일치함을 확인하였다.

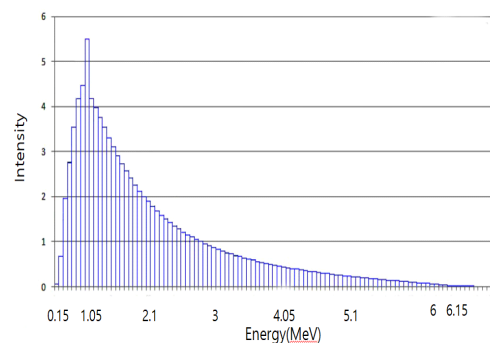


Fig. 5. Geant4 simulation of the energy calibration.

## 2. 10MV 팬텀 광자 빔과 선량 지점별 Geant4 선량 계산

Geant4 시뮬레이션에서 심부선량분포와 물 팬텀에서 측정된 심부선량 분포는 Build-up 영역을 제외한 대부분의 깊이에서  $\pm 3\%$  이내로 잘 일치하였다. 그러나 5cm와 20cm 지점에서 2.95%와 2.87%로 Geant4 시뮬레이션을 사용한 선량 계산에서 조금 높은 값을 Fig. 6에서 보였고, 두 지점에서의 해부학적 구조는 Geant4 geometry 코드를 통해 확인할 수 있다.

또한, 이것은 등뼈와 앞가슴뼈 있는 곳으로 Bone에서 Geant4에 의한 선량이 증가하여 계산된 것으로 알 수 있었다. Fig. 5는 물 팬텀에서 측정된 심부선량 곡선을 Fig. 6은 10MV 광자선  $d_{max}$  지점과 5cm, 10cm, 20cm의 깊이에서 측정 선량과 Geant4의 later beam profile을 나타낸 것이다. 측정 선량은 선량의 변화 폭이 일정 한 반면 Geant4는 선량 변화가 심한 조사면의 경계 부위에서 선량 변화 폭이 3%까지 오차가 발생하였다.

CT lung 부위를 5mm 슬라이스 간격으로 하였을 때 픽셀 간격은 5.264mm로 잘 일치하였다.  $5 \times 5 \text{cm}^2$ , SSD 100cm에서 100MU, 10MV 광자선을 입사하여 치료계획에서 선량과 Geant4의 계산치는  $\pm 3\%$  이내로 일치함을 Fig. 7과 Fig. 8에서 확인할 수 있다.

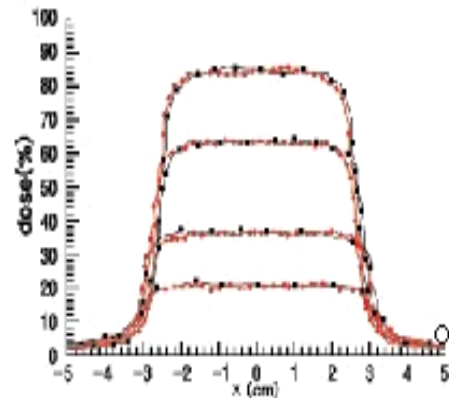


Fig. 6. Depth-dose profile. Lateral dose profiles at 5, 10 and 20 cm depth for the  $5 \times 5 \text{cm}^2$  field, with the 10 MV beam. The black lines refer to measured data; green dots refer to Geant4 Monte Carlo.

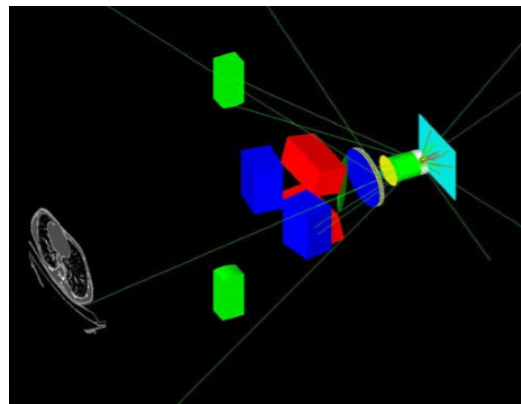


Fig. 7. Geant4 simulation CT slice of lung.

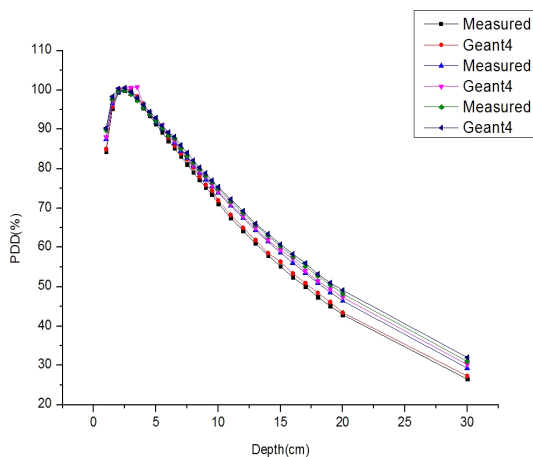


Fig. 5. A comparison of measured and simulated depth doses distribution of the 10 MV photon beam for field size of various. The black lines refer to measured data; green dots refer to Geant4 Monte Carlo.

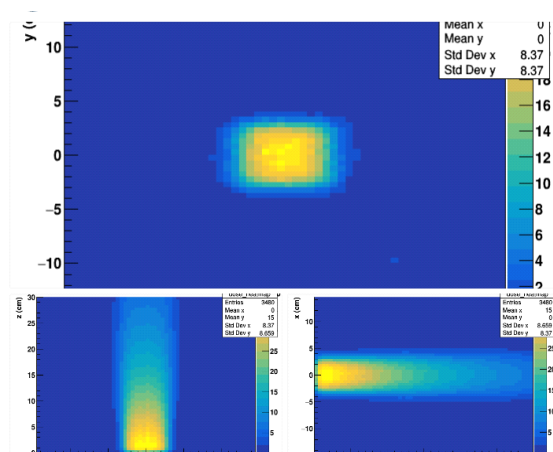


Fig. 8. G4Linac Monte Carlo code has been used to perform histogramming of a set dosimetric functions in water phantom for a 10 MV Linac operating  $5 \times 5 \text{cm}^2$  field.

선량 계산을 인체 팬텀뿐만 아니라 인체에 적용하기 위해 실제 환자의 폐 부위를 GE사의 CT로 5mm 간격으로 스캔하였다. 환자의 폐를 Cone beam CT에서 얻은 영상으로 폐의 선량분포 오차는 3% 이내임을 Fig. 9에서 확인하였다.

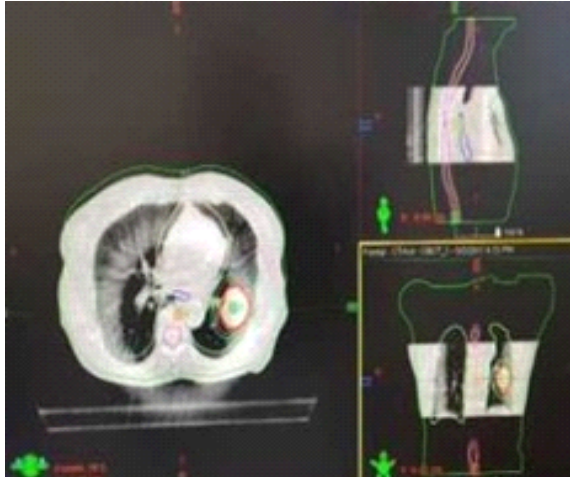


Fig. 9. The patient's lung by Cone beam CT.

#### IV. DISCUSSION & CONCLUSION

본 연구에서 Geant4 코드는 선량 계산의 정확도에 영향을 미치는 가속기 헤드 구조를 모형화하였다. 인체의 복잡한 구조와 형태를 보이는 폐(lung) 부위에서 Geant4의 코드변환을 이용한 선량뿐만 아니라 실제 인체에 조사하였을 때에도 정확한 선량이 이루어져야 한다. 폐암 환자에게 흉부 방사선 치료는 생존을 연장시키며 암에 의한 통증 등 증상을 호전시킨다. 또한 Stage I, II의 폐암 환자에서 수술이나 항암 화학 치료가 불가능할 경우에 사용될 수 있다. 그러나 방사선치료의 부작용으로는 방사선 폐렴, 식도염, 심낭염 및 척수염 등이 있는데, 이중 가장 심각한 합병증 중의 하나가 방사선 폐렴이다. 또한 일부에서는 심한 호흡 장애로 인해 사망에 이르기도 하며 일부에서는 폐섬유화로 인한 만성 호흡곤란이 유발되기도 한다. 따라서 정확한 선량을 주기위해서는 정확한 선량평가가 이루어져야 함을 확인 하였다. 또한 적용 결과 방사선 치료계획시스템에서 계산된 선량은  $\pm 3\%$  이내에서 잘 일치하였다. 이러한 Monte Carlo 알고리즘의 정확도는 사용되는 근사치, 가속기의 헤드 모델, 분산감소 기술, 환자나 팬텀을

구성하는 모든 물질의 속성을 추출하기 위한 방법에 의해 영향을 받는다.<sup>[19-20]</sup> 따라서 Geant4 시뮬레이션을 이용한 선량에서 직접 선량의 등선량분포(contour map)가 표현된다면 다양한 임상적 적용이 가능할 것이다.

#### Reference

- [1] F. Verhaegen, "Monte Carlo modeling of external radiotherapy photon beams," *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 48, No. 21, pp. 107-164, 2003.
- [2] Nederlandse Commissie Voor Stralings dosimetrie, Monte Carlo Treatment Planning: An introduction NCS Delft the Netherlands, Report 16, 2006.
- [3] S. Agostinelli, J. Allison, K. Amako, J. Apostolakis, H. Araujo, P. Arce, "GEANT4-simulation toolkit," *Nuclear Instruments and Method Physics Research A.*, Vol. 506, No. 3, pp. 250-303, 2003.
- [4] J. Allison, K. Amako, J. Apostolakis, H. Araujo, P. A. Asai. "Geant4 developments and applications," *IEEE Transactions on Nuclear Science*, Vol. 53, No. 1, pp. 270-278, 2006.
- [5] F. Foppiano, B. Mascialino, M. G. Pia, M. A. Piergentili, "A Geant4 based simulation of an accelerator's head for intensity modulated radiation therapy," *Nuclear Science Symposium Conference Record, IEEE*, Vol. 4, No. 2, pp. 2128-2132, 2004.
- [6] R. Popa, M. Dumitrache, and A. Ciovlita, "A depth dose of VARIAN clinac 2300 C/D, ELEKTA synergy platform, and Siemens primus linacs," *Roman. Physics Reports*, Vol. 64, No. 4, pp. 997-1010, 2012.
- [7] A. Mesbahi, M. Fix, M. Allahverdi, E. Grein, and H. Garaati, "Monte Carlo calculation of varian 2300 C/D linac photon beam characteristics: a comparison between MCNP4C, GEANT3 and measurements," *Applied Radiation and Isotopes*, Vol. 62, No. 3, pp. 469-477, 2005.
- [8] L. Apipunyasopon, S. Srisatit, and N. Phaisangittisakul, "An investigation of the depth dose in the buildup region, and surface dose for a 6 MV therapeutic photon beam: Monte Carlo simulation and measurements," *Journal of Radiation Research*, Vol. 54, No. 2, pp. 374-382, 2013.
- [9] M. Asghar, M. Parinaz, K. Ahmad, and F. Alireza,

- "Dosimetric properties of a flattening filter-free 6-MV photon beam: a Monte Carlo study," *Radiation Medicine*, Vol. 25, No 7, pp. 315-324, 2007.
- [10] M. Oprea, C. Constantin, D. Mihailescu, and C. Borcia, "A Monte Carlo investigation of the influence of initial electron beam characteristics on the absorbed dose distributions obtained with a 9 MeV IORT accelerator," *U.P. B. Sci. Bull., Ser. A.*, Vol. 74, No. 4, pp. 153-166, 2012.
- [11] O. Chibani, B. Mofteh, and C. M. Ma, "On Monte Carlo modeling of megavoltage photon beams: a revisited study on the sensitivity of beam parameters," *Medical Physics*, Vol. 38, No. 1, pp. 188-201, 2011.
- [12] E. L. Chaney, T. J. Cullip, and T. A. Gabriel, "A Monte Carlo study of accelerator head scatter," *Medical Physics*, Vol. 21, No. 1, pp. 1383-1390, 1994.
- [13] M. K. Fix, H. Keller, P. Ruegsegger, and E. J. Born, "Simple beam models for Monte Carlo photon beam dose calculations in radiotherapy," *Medical Physics*. Vol. 27, No. 12, pp. 2739-2747, 2000.
- [14] M. K. Fix, P. J. Keall, K. Dawson, and J. V. Siebers, "Monte Carlo source model for photon beam radiotherapy: photon source characteristics," *Medical Physics*. Vol. 31, No. 11, pp. 3106-3121, 2004.
- [15] R. D. Lewis, S. J. Ryde, D. A. Hancock, and C. J. Evans, "An MCNP-based model of a linear accelerator X-ray beam," *Physics in Medicine & Biology*. Vol. 44, No. 5, pp. 1219-1230, 1999.
- [16] A. Mesbahi, P. Mehnati, and A. Keshtkar, "A comparative Monte Carlo study on 6 MV photon beam characteristics of VARIAN 21EX and ELEKTA SL-25 linacs," *Iran. Journal of Radiation Research*, Vol. 5, No. 1, pp. 23-30, 2007.
- [17] A. Mesbahi, M. Fix, M. Allahverdi, E. Grein, and H. Garaati, "Monte Carlo calculation of varian 2300 C/D linac photon beam characteristics: a comparison between MCNP4C, GEANT3 and measurements," *Applied Radiation and Isotopes*. Vol. 62, No. 3, pp. 469-477, 2005.
- [18] S. Y. JANG VASSILIEV, O. N. LIU, H. H.; MOHAN, R. "Development and commissioning of a multileaf collimator model in Monte Carlo dose calculations for intensity-modulated radiation therapy," *Medical Physics*, Vol. 33, No. 3, pp. 770-781, 2006.
- [19] A. C. H. OLIVEIRA, J. W. VIEIRA, M. G. SANTANA, F. R. A. LIMA, "Monte Carlo Simulation of a Medical Linear Accelerator for Generation of Phase Spaces, In: International Nuclear Atlantic Conference - INAC, Recife. 2013 International Nuclear Atlantic Conference - INAC 2013, 2013.
- [20] N. TYAGI, J. MORAN, M. LITZENBERG, D. w. BIELAJEW, A. F., FRAASS, B. A., CHETTY, I. J., "Experimental verification of a Monte Carlo-based MLC simulation model for IMRT dose calculation," *Medical Physics*, Vol. 34, No. 2, pp. 651-663, 2007.

## Geant4 Simulation에서 Linac 광자선을 이용한 폐 선량평가

장은성,<sup>1</sup> 이효영<sup>2,\*</sup>

<sup>1</sup>고신대학교 복음병원 방사선종양학과

<sup>2</sup>동의대학교 방사선학과

### 요 약

Geant4 코드는 직선 가속기의 헤드 구조를 사용하여 이전에 구현된 BEAMnrC 데이터를 기반으로 선형 가속기 (VARIAN CLINAC.)를 시뮬레이션하였다, 10MV 광자 선속에서 물팬텀의 심부선량백분율과 측면 선량의 측정값과 Geant4를 비교 평가하였다. 선량 계산을 인체부위에 적용하기 위해 실제 환자의 Lung 부위를 5mm 간격으로 스캔하였다. Water phantom의 조사야(5×5cm<sup>2</sup>), SAD 100cm에서 10MV 광자를 조사하여 Geant4 선량분포를 구하였다. 이 결과는 실제 환자의 폐(lung)에 흡수되는 선량을 측정하기는 어렵다 그래서 치료계획 시스템에 의한 선량을 비교하였다. 물 팬텀에서 측정된 심부선량 곡선과 Geant4에 의해 계산된 심부선량 곡선은 build-up 영역을 제외한 대부분의 깊이에서 ± 3% 이내로 잘 일치하였다. 그러나 5cm와 20 cm 지점에서 2.95%와 2.87%로 Geant4를 사용한 선량 계산에서 다소 높은 값을 보이고 있다. 이 두 지점은 Geant4의 geometry 파일을 통해 확인할 수 있었으며, 흥추와 흥골이 위치되어 선량이 증가된 것으로 알 수 있었다. 또한, cone beam CT를 적용한 결과에서 폐(lung)의 선량분포 오차는 3% 이내로 유사한 값을 얻었다. 따라서 Geant4를 이용하여 선량을 계산할 때 DICOM 파일에 직접 선량의 contour map이 표현될 수 있다면 Geant4의 임상적 적용이 다양하게 사용될 것이다.

중심단어: Geant4 시뮬레이션, 선형가속기, 인체 팬텀, 심부선량 백분율