

## Investigation on backscatter According to Changed in Components of Linear Accelerator Using Monte Carlo Simulation

Hwein Kim, Kwonsu Chon

*Department of Radiological Science, Catholic University of Daegu*

### 몬테카를로 시뮬레이션을 이용한 선형가속기 구성요소 변화에 따른 후방산란에 관한 연구

김희인, 천권수

대구가톨릭대학교 방사선학과

#### Abstract

It should be accurate dose calculation to increase the efficiency of radiation therapy, and it is priority to figure out the beam characteristics for this purpose. The target and primary collimator in head components of the linear accelerator have the greatest influence on determining the beam characteristics which is caused by backscatter and it is the factor to consider the shielding structures and equipment management. In this study, we made modeling of the linear accelerator through the Geant4 Monte Carlo simulation and investigated backscatter according to the change of the size and shape in head components. For the scattered electrons, it showed the greatest number of distributions inside of the inner radius at primary collimator. But, for the scattered photons which have the high energy, it was mostly located outside of the inner radius at primary collimator. Scattered positrons showed a small occurrence in about 0.03%. According to the change of the inner radius at primary collimator, it was great changes in the inside of inner radius for all three scattered particles. According to the change of the outer radius at primary collimator, it was shown some considerable effects from more than 60 mm outer radius. It was no significant effect according to the change of target thickness. In this study, we found that backscatter should be considered, and figured out that geometric size and shape of the peripheral components are the factors that influences the backscatter effect.

Keyword : Medical Linear Accelerator, Monte Carlo Simulation, backscatter

#### 요 약

의료용 선형가속기의 헤드 구성요소인 표적물질과 일차 콜리메이터는 선속특징을 결정짓는데 가장 큰 영향을 미치며 이로 인해 발생하는 후방산란은 구조물 차폐와 장비 관리 관점에서 고려하여야 할 요소이다. 이에 본 연구에서는 몬테카를로 시뮬레이션 중 하나인 Geant4를 통해 선형가속기를 모델링하고 헤드 구성요소의 변화에 따른 후방산란 양상을 살펴보았다. 산란되어 발생한 전자의 경우, 표적물질이 위치한 일차 콜리메이터의 내부 반경에 대부분의 분포를 보였으며 이와 반대로 산란된 광자의 경우, 바깥쪽 영역에서 상대적으로 높은 에너지의 산란이 많음을 알 수 있었다.

산란된 양전자는 약 0.03%로 미미한 발생을 보였다. 일차 콜리메이터의 내부 반경이 달라짐에 따라 세 산란입자(전자, 광자, 양전자) 모두 반경 내부 쪽에서의 변화가 컸으며, 전체 반경의 변화에 따른 후방산란은 60 mm 이상에서부터 어느 정도의 영향을 보인다는 것을 알 수 있었다. 표적물질 두께의 변화에는 큰 영향을 받지 않는 것으로 나타났다. 이를 통하여 가속시킨 초기 전자에 대한 후방 쪽으로의 산란도 무시할 수 없음을 알 수 있었으며 주변 구성요소의 기하학적인 형태나 크기에 의해서도 후방산란의 양상이 달라질 수 있음을 알 수 있었다. 따라서 산란된 입자들의 에너지 분포를 통해 장비 관리의 관점에서도 고려하여야 할 결과라고 사료된다.

중심단어: 선형가속기, 몬테카를로 시뮬레이션, 후방산란

## I. INTRODUCTION

의료용 선형가속기는 가속된 전자를 이용하여 여러 물리적인 과정을 거쳐 발생하게 되는 선원을 치료목적과 부위에 맞게 환자의 방사선치료에 사용하고 있다. 방사선치료의 목적에 따라 종양제어확률(TCP, Tumor Control Probability)은 최대화하면서 정상조직손상확률(NTCP, Normal Tissue Complication Probability)은 최소화하기 위하여 정확한 선량 계산은 필수적이며 이 선량 계산에 근본이 되는 선속특징들을 정확히 파악하는 것이 우선시 된다<sup>[1-2]</sup>. 하지만 사용하는 선원의 본질적인 선속특징을 직접적으로 측정하거나 알기 어렵기 때문에<sup>[3-4]</sup> 일반적으로 이러한 특징을 알 수 있는 다른 여러 인자들, 예를 들어 깊이선량분율(PDD, Percentage Depth Dose)이나 프로파일 등을 측정하여 얻은 빔 데이터를 이용하여 제조사별로 계산식에 기반을 둔 선량계산 알고리즘을 사용한 전용 시뮬레이터로 치료 계획을 수립하고 있다<sup>[5-6]</sup>. 몬테카를로 시뮬레이션은 컴퓨터의 도움으로 수치적인 방법을 통해 확률변수의 분포를 예측하는 방법이다. 즉, 우리가 알 수 없는 미지의 값이나 구하기 어려운 방정식의 해를 알고자 할 때, 분석적인 방법이 아닌 확률, 통계적인 방법으로 해에 근접한 값을 얻을 수 있는 접근법이다<sup>[7]</sup>. 이 분포를 얻기 위하여 0에서 1사이의 무작위한 수인 난수(Random Number)를 이용하여 시뮬레이션을 반복하고 이를 통해 확률모형의 모수(Parameter)나 변수에 대해 실제와 근사한 확률분포를 얻어 미래 값을 예측하게 된다<sup>[8]</sup>. 몬테카를로의 확률적인 특성으로 인해 시행횟수가 많아 데이터 수가 많아질수록 시뮬레이션 과정에 소요되는 시간은 증가하지만 통계적 불확정도(Statistical Uncertainty)가 낮아져서 오차가 적은 결과를 얻을 수 있다<sup>[9]</sup>. 몬테카를로 시뮬레이션에는 여러 가

지 종류의 코드가 존재하는데, 특히 열 중성자(Thermal Neutron)에 높은 정확성을 가지는 MCNP(Monte Carlo N-Particle)<sup>[10]</sup>, 전자와 광자의 상호작용에 초점을 둔 EGS(Electron- Gamma-Shower)<sup>[11]</sup>, 세밀한 입자 추적이 가능하고 큰 확장성을 가지는 Geant4(GEometry ANd Tracking)<sup>[12]</sup>가 그 예이다. 그 중 Geant4는 고에너지 입자 물리 연구를 위해 개발된 객체지향(Object-Oriented) 프로그램으로 C++ 언어에 기반을 두고 있으며 전기장뿐만 아니라 자기장에서도 적용이 가능하고 입자의 정의나 기하학적 형태 구현에 있어서 유용성이 크므로 여러 분야에서 많이 사용되고 있다<sup>[13]</sup>. 확률적 개념에 기반을 두고 있는 몬테카를로 시뮬레이션을 선형가속기에 적용시켜 본다면, 가속된 전자가 여러 구조물과 반응하는 실제 과정을 가상으로 구현하여 현실과 동일한 여러 가지 정보들을 얻을 수 있다<sup>[14]</sup>. 이때, 실제 측정으로 얻은 정보와 큰 오차 없이 유사한 결과를 보인다면 알기 어려웠던 근본적인 선속특징을 확률적인 방법으로 실제와 근사하게 알 수 있게 되는 것이다<sup>[15]</sup>. 이에 본 연구는 몬테카를로 시뮬레이션을 이용하여 가속전자가 표적물질(Target)에 부딪혀서 광자가 발생하는 근본적인 과정들이 중요하다고 생각되어 선속특징을 결정짓는 기본적 요소인 선형가속기 헤드 구성요소에 집중하게 되었다. 이와 관련하여 구조물 차폐와 장비 관리의 관점에서 보면 방사선 발생 시 여러 구조물들과의 상호작용으로 생길 수 있는 산란의 영향을 고려하지 않을 수 없고 이 또한 가속기 헤드 구성요소의 영향을 많이 받게 된다<sup>[16-18]</sup>. 이때 표적물질에 부딪쳐 선원이 발생하는 방향과 반대쪽으로 발생하는 후방산란 또한 고려하여야 할 중요한 요소 중 하나이다. 따라서 본 연구에서는 몬테카를로 시뮬레이션 중 Geant4 코드를 이용하여 선형가속기를 모델링하고 발생 선원과 가장 인접한 헤드 구성요소인 표적물질과 일차 콜리메이터(Primary Collimator)의 크기

및 형태 변화에 따른 후방산란 양상을 통해 상호작용으로 발생하는 입자별 분포도를 알아보고자 한다.

## II. METHOD AND DESIGN

### 1. 사용환경 및 선형가속기 모델링

본 연구에서는 Geant4(Ver. 10.0. p02) 을 가상머신(Virtual Machine)을 통해 Linux(Ubuntu Ver. 14.04) 운영체제에서 사용하였다. 또한 고에너지 입자의 물리적 계산을 위해 개발된 기본 라이브러리인 CLHEP(A Class Library for High Energy Physics, Ver. 2.1.4.2)을 사용하였다. 시뮬레이션에는 인텔 쿼드 하스웰 i7 (3.6 GHz CPU, 8 GB DDR3 Memory RAM)을 사용하였다. Geant4에서는 전자기상호작용에 대한 물리 모델로 Standard, Livermore, Penelope의 세 가지를 제공하고 있다<sup>[19]</sup>. 이 중 Livermore와 Penelope는 저에너지 영역에서의 정확도를 높인 물리 모델로서 이는  $\mu\text{m}$  scale에서 중요해지므로 일반적으로 의료용 선형가속기에 사용되는 에너지 영역에서는 Standard Package를 사용한다<sup>[20]</sup>. 본 연구에서는 Standard Option3의 물리 모델을 적용하였다. 길이의 단위로 설정하는 이차입자(Secondary Particle) 생성에 대한 cut value는 1mm로 하였다. 선형가속기에서 발생하는 전자선은 가우시안 형태의 분포를 가지지만 빔의 기준이 되는 중심축에 대한 에너지 스펙트럼과 표적물질과 반응하여 발생하는 광자 수에 대한 정보를 얻고자하므로 본 연구의 시뮬레이션 설정에는 초기 전자 에너지를 6 MeV 단일 에너지로 설정하였다<sup>[21-22]</sup>. Fig. 1은 선형가속기 구성요소들을 개략적으로 나타낸 것으로 일반적으로 많이 사용하고 있는 Varian 2100C를 Geant4에서 제공하는 예제 Medical Linac2를 참고하여 구현하였다<sup>[23]</sup>.

### 2. 시뮬레이션 진행과정

진행과정은 크게 세 단계로 나누어 진행하였다. 첫 번째 단계에서는 구현한 이온 전리함 아래에 반경 2.25 cm인 원형의 가상 검출기인 Phase Space를 위치시켰다. 입사 입자의 이력수를  $1 \times 10^8$ 로 설정, 이를 총 10회 시행하여 표적물질을 통해 발생한 광자의 빔 선질을 결정하는 에너지 확률분포를 계산하였다. 그 후

Phase Space에서 얻은 광자에너지 스펙트럼의 확률분포를 다시 선원으로 설정하기 위해 누적확률분포로 변환하였다. 두 번째 단계로, 선질 지표를 평가하는 방법 중 하나인 깊이선량백분율을 얻기 위해  $8 \times 10^8$  이력수로, 총 3회 반복 시행하여 선원표면간거리(SSD, Source to Surface Distance)가 100 cm인 지점에 위치시킨  $500 \times 500 \times 500 \text{ mm}^3$  크기의 물 팬텀에 조사야  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  조건에서 계산하였다. 이때 검출용적으로 설정한 스코어링 복셀은 실제 측정에 사용한 이온 전리함 측정용적인  $0.13 \text{ cm}^3$ 과 근접하게하기 위해  $0.5 \times 0.5 \times 0.5 \text{ cm}^3$ 로 구현하여 선량 값을 도출하였다. 이 결과로 얻은 깊이선량백분율을 측정값과 비교하여 빔 모델링에 대한 검증을 시행하였다.

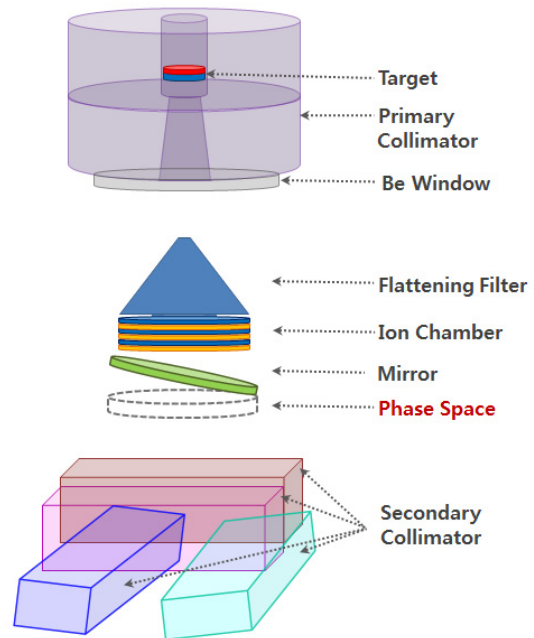


Fig. 1. Components of Linac structure applied in this study.

Fig. 2는 깊이선량백분율의 실제 측정에 사용된 장비로서 선형가속기(Clinac 21EX, Varian, USA), Blue Phantom(IBA Dosimetry, Germany), CU 500E(IBA Dosimetry, Germany), 이온 전리함(CC13, IBA Dosimetry, Germany), OmniPro Accept(IBA Dosimetry, Germany)를 사용하였다.



Fig. 2. Setup image and equipment for measurement the PDD.

마지막 단계로는 검증된 선원설정 및 선형가속기 구조를 통해 표적물질 및 일차 콜리메이터의 형태를 변화시켜 후방산란 양상을 파악하였다. 시뮬레이션을 통해 얻은 데이터에 대한 통계적 불확정도(Statistical Uncertainty,  $s$ )를 알아보기 위해 The History by History 계산 방법인

$$s = \sqrt{\frac{\left( \frac{\sum_{i=1}^N X_i^2}{N} - \left( \frac{\sum_{i=1}^N X_i}{N} \right)^2 \right)}{N-1}} \quad (1)$$

을 이용하였다. 여기서  $N$  은 시뮬레이션을 반복한 횟수를 의미하고, 본 연구에서는 총 10회 반복하였다.  $X_i$  는 시뮬레이션 중  $i$  번째 이력에서의 데이터 값을 의미한다. 상대적 불확정도(Relative Uncertainty,  $s'$ )는 식(2)를 사용하여 추정하였다<sup>[24-26]</sup>.

$$s' = \frac{s}{\bar{X}} \times 100 [\%] \quad (2)$$

여기서  $\bar{X}$  는 계산 결과인  $X$  에 대한 평균이다.

### III. RESULTS

#### 1. 선형가속기 모델링 검증 결과

Fig. 3은 가속된 6 MeV 초기 발생 전자 에너지를 통해 Phase Space에서 얻은 데이터를 0.1 MeV 간격으로 설정하여 광자 에너지의 확률밀도분포를 구한 것이다. 최빈 구간은 0.6 MeV 였으며, 평균에너지는 1.67 MeV 로 Mesbahi<sup>[27]</sup>의 연구와 같은 결과를 보였다. 상대적 불확정도는 총 0.63%로 1% 미만의 오차를 보였다. Fig. 4는 실제 측정과 Geant4로 얻은 깊이선량백분율로 1 mm 간격으로 출력한 결과에서 측정선량 기준 Geant4 계산 선량의 차이가 평균  $\pm 0.19\%$ 로 임상적 허용범위인 2% 이내의 결과로 나타났다. 이를 토대로 시뮬레이션으로 구현한 가속기 모델링이 어느 정도 신빙성이 있음을 파악할 수 있었다.

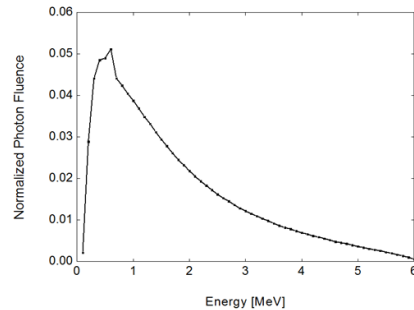


Fig. 3. The photon energy spectrum using Geant4 simulation.

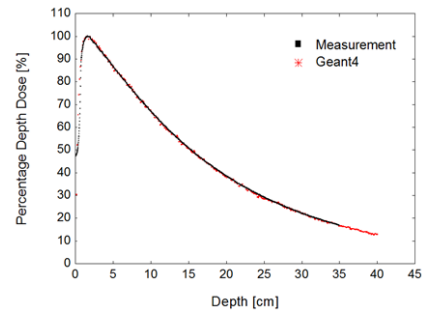


Fig. 4. Comparison photon PDD from measurement and Geant4 simulation at field size  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , SSD 100 cm.

Table 1. Particle fluence and mean energy of the each scatter particles due to change the size of inner radius in upper primary collimator.

Inner radius [mm]	Within inner radius		Outside inner radius		
	Fluence [counts/mm <sup>2</sup> ]	Mean energy [MeV]	Fluence [counts/mm <sup>2</sup> ]	Mean energy [MeV]	
Electron	10	7,611	2.149	17	0.208
	20	4,288	2.346	17	0.231
	30	3,017	2.511	17	0.257
Photon	10	4,975	0.507	58	1.351
	20	4,195	0.472	75	1.333
	30	5,078	0.351	69	1.201
Positron	10	15	0.774	0.12	0.670
	20	4	0.817	0.04	0.669
	30	2	0.852	0.02	0.711

## 2. 헤드 구성요소 변화에 따른 후방산란

앞에서 검증된 선원설정 및 선형가속기 구조를 통해 후방산란 양상을 알아보기 위해 일차 콜리메이터 바로 위쪽에 원형의 가상 검출기를 위치시켜 1 mm 반경에 따른 각 산란입자들의 분포도를 파악하였다. 우선 일반적 형태의 헤드 구성요소에서 일차 콜리메이터 전체 반경의 크기는 고정하고, 진공으로 설정되어 표적물질을 포함하고 있는 영역인 일차 콜리메이터 내부 실린더의 반경을 증가시켜가며  $1 \times 10^8$  이력수로 시뮬레이션 과정에서의 후방산란 영향을 알아보았다. 여기서 일차 콜리메이터의 기본 기하학적 구조는 전체반경 80 mm, 내부 실린더 반경 10 mm 이다.

Table 1은 발생한 세 가지의 산란입자의 내부 실린더 반경 변화에 따른 입자 평균 플루언스와 평균에너지를 보여주고 있다. 전자의 경우에는 내부 반경을 벗어나게 되면 산란되어 오는 수가 대폭 감소하고 그 에너지도 낮아진다. 또한 반경의 크기가 커질수록 평균 에너지가 증가하므로 산란 전자는 실린더 내부 영역에 많이 의존함을 알 수 있다. 이에 비해 광자의 경우에는 전자와는 달리 실린더 내부 반경을 벗어난 영역에서 내부에서보다 상대적으로 높은 에너지의 산란 광자가 많음을 보였다. 이는 주변 구조물에서 에너지가 흡수되어 사라진 산란 전자의 경우와 비교하여 볼 때, 일차 콜리메이터를 통과한 고에너지의 광자가 많

Table 2. Particle fluence and mean energy of the each scatter particles due to change the size of outer radius in upper primary collimator.

Outer radius [mm]	Within inner radius		Outside inner radius		
	Fluence [counts/mm <sup>2</sup> ]	Mean energy [MeV]	Fluence [counts/mm <sup>2</sup> ]	Mean energy [MeV]	
Electron	50	5,973	2.302	2	0.221
	60	5,980	2.301	2	0.206
	70	6,992	2.136	17	0.205
Photon	50	3,957	0.581	107	1.367
	60	3,966	0.580	105	1.378
	70	5,559	0.441	111	1.364
Positron	50	4	0.736	0.03	0.981
	60	4	0.784	0.03	0.701
	70	5	0.767	0.03	0.768

음을 알 수 있는 결과이다. 따라서 산란 광자 차폐의 관점에서 본다면 실린더 내부 영역보다 바깥영역에서의 영향을 더 고려하여야 함을 알 수 있다. 양전자는  $1 \times 10^8$ 의 이력수에 비해 아주 미미한 발생을 보이며, 반경이 커짐에 따라 입자 수는 감소하는데 반해 평균에너지는 증가하는 경향을 보였다.

Table 2는 일차 콜리메이터 내부 실린더 반경은 기본적인 설정인 10 mm로 고정하고, 일차 콜리메이터 전체 외부 반경을 변화시켜가며 얻은 후방산란 분포에 관한 결과이다. 전체 반경 크기 50 mm와 60 mm에서는 세 산란 입자의 경우 모두 입자 플루언스에 큰 변화가 없는 것으로 나타났고, 특히 내부 영역에서의 평균에너지 또한 유사한 결과를 보이므로 전체 반경의 크기는 일정한 크기 이상에서부터 어느 정도의 영향을 보인다는 것을 알 수 있다.

Table 3은 일차 콜리메이터 형태는 고정, 표적물질 두께 변화에 따른 후방산란 양상을 나타낸 것이다. 본 연구의 표적물질의 구조는 텅스텐 재질의 두께 0.0889 cm의 실질부와 열 분산을 위해 실질부 바로 아래 구리 재질의 두께 0.15748 cm를 위치시키고 이 전체를 표적물질로 설정하였다<sup>[28]</sup>. 구리 두께는 고정시키고 텅스텐 두께를 2배(2x), 3배(3x)로 증가시켜가며 후방산란 양상에는 변화가 있는지 알아보았다. 세 산란 입자의 경우 모두 표적물질 두께가 변화함에 큰 영향을 받지 않는 것으로 나타났다. 따라서 비정 길이를 고려

한 최소한의 두께를 만족하는 경우, 그 이상의 두께에 서는 산란되어 후방으로 미치는 영향은 적음을 알 수 있었다.

Table 3. Particle fluence and mean energy of the each scatter particles due to change the thickness of tungsten target.

Target thickness [mm]	Within inner radius		Outside inner radius		
	Fluence [counts/mm <sup>2</sup> ]	Mean energy [MeV]	Fluence [counts/mm <sup>2</sup> ]	Mean energy [MeV]	
Electron	2x	6,468	2.321	15	0.237
	3x	6,461	2.322	15	0.231
Photon	2x	4,134	0.580	107	1.348
	3x	4,163	0.579	108	1.346
Positron	2x	4	0.761	0.03	0.785
	3x	4	0.786	0.03	0.823

Fig. 5는 시뮬레이션에 사용된 선형가속기의 기본 구조에서 선원 중심을 원점으로 하였을 때 각각 산란 입자에 대한 2차원 분포를 나타낸 것이고, Table 4는 앞서 변화시킨 요소들에 따라 원형의 가상 검출기 전체 면적에서 얻은 총 산란 입자(Total counts)에 대한 각 입자수(Counts)와 총 에너지 및 평균에너지를 나타 낸 것이다. 우선 시뮬레이션에 사용된 아무 변화 없는 기본 구조에서는 광자 수 52.5%, 전자 수 47.4%로 광자가 5.1% 더 많이 발생하였으나 전체적인 평균에너지는 전자보다 낮게 나타났다. 양전자의 경우는 0.03%로 아주 적은 발생을 보였다. 실린더 내부 반경을 증가시킴에 따라 전자보다 광자의 발생이 더 증가하였음을 알 수 있었고 양전자는 에너지가 조금 더 높은 발생이 증가하였음을 알 수 있었다. 일차 콜리메이터 전체 외부 반경을 증가시킴에 따른 변화로는 Table 2.에서의 앞선 비교와 마찬가지로 반경 60 mm까지는 세 산란 입자 모두 전체적으로 큰 변화는 없으나 70 mm를 넘어서면서 입자수나 평균에너지에서 다소 변화를 보였다. 표적물질 두께 변화에 따른 각 산란 입자의 항목별 변화에는 큰 차이가 없었다.

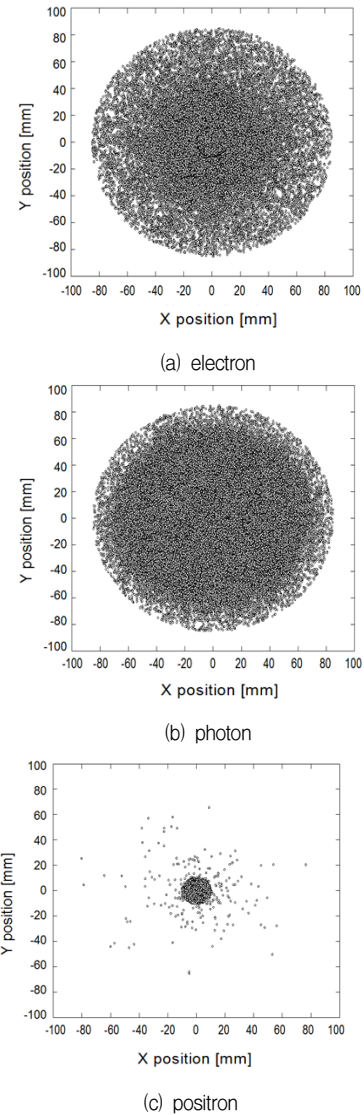


Fig. 5. X and Y coordinates of the electron(a), photon(b), positron(c) backscatter effect in normal geometry.

Table 4. The number of counts, total energy and average energy of the each scatter particles due to change the various parameters in head components.

Category	Normal geometry Inner : 10 mm Outer : 80 mm	Inner radius [mm]		Outer radius [mm]			Target thickness		
		20	30	50	60	70	2×	3×	
Total count	5,174,917	13,122,828	20,564,609	4,480,173	4,442,961	5,177,802	4,508,116	4,516,529	
Electron [MeV]	Count	2,453,365 (47.4%)	5,824,746 (44.3%)	8,595,826 (41.8%)	2,270,944 (50.6%)	2,271,873 (51.1%)	2,454,909 (47.4%)	2,266,869 (50.3%)	2,265,975 (50.2%)
	Total energy	5233715.28	13446005.34	21124487.20	5215556.02	5216765.21	5236730.03	5214556.48	5213410.44
	Mean energy	2.133	2.308	2.457	2.296	2.296	2.133	2.300	2.301
Proton [MeV]	Count	2,719,737 (52.5%)	7,293,179 (55.6%)	11,961,365 (58.1%)	2,207,520 (49.2%)	2,169,380 (48.9%)	2,721,098 (52.5%)	2,239,544 (49.6%)	2,248,871 (49.8%)
	Total energy	1768357.52	4145967.02	6513764.23	1783796.04	1730009.41	1773180.17	1765363.81	1769066.35
	Mean energy	0.650	0.568	0.544	0.808	0.797	0.651	0.788	0.787
Positron [MeV]	Count	1,815 (0.03%)	4,903 (0.03%)	7,418 (0.03%)	1,709 (0.04%)	1,708 (0.04%)	1,795 (0.03%)	1,703 (0.03%)	1,683 (0.03%)
	Total energy	1403.71	3906.29	6219.25	1321.49	1328.30	1403.43	1339.48	1317.71
	Mean energy	0.773	0.796	0.838	0.773	0.777	0.781	0.786	0.783

#### IV. CONCLUSION AND DISCUSSION

본 연구에서는 Geant4 코드를 이용하여 선형가속기 구조를 모델링하고 깊이선량분포를 실제 측정값과 비교, 검증하였다. 이를 바탕으로 선형가속기 헤드 구성요소 형태를 변화시켜가며 후방 쪽의 산란 분포를 확인하였다. 산란되어 발생한 전자의 경우, 표적물질이 위치한 일차 콜리메이터의 내부 반경에 대부분의 분포를 보였으며 이와 반대로 산란된 광자의 경우, 바깥쪽 영역에서 상대적으로 높은 에너지의 산란이 많음을 알 수 있었다. 산란된 양전자는 약 0.03%로 미미한 발생을 보였다. 선형가속기의 여러 구조물에서의 직접, 간접 산란 방사선의 영향을 연구한 Chaney<sup>[17]</sup>의 결과에서 직접 산란 방사선으로 미치는 영향은 전체 1의 비율에서 0.836의 값으로 표적물질에서의 영향이 가장 크며, 간접 산란 방사선의 영향은 0.037의 비율로 일차 콜리메이터에서 가장 크게 나타났다고 보고하고 있다. 이와 더불어 본 연구에서는 가속기 구성요소 중 표적물질과 일차 콜리메이터의 변화에 따른 후방 쪽으로의 산란도 무시할 수 없음을 알 수 있었으며 산란

된 입자들의 에너지 분포를 통해 차폐의 관점에서도 고려하여야 할 이론적인 결과라고 생각된다. 또한 추후 10 MeV 등의 고에너지 광자에 대한 후방산란 분석을 통해 전자, 광자뿐 아니라 중성자에 대한 분석도 필요할 것으로 사료된다.

실제와 가장 유사하게 혹은 실제상황에서 직접적으로 접근할 수 없거나 어려운 정보에 대해 유추해 내는 것이 시뮬레이션을 활용하는 목적이다. 방사선치료를 위해 선원에 대한 정보를 활용하여 컴퓨터를 이용한 가상의 선량분포도를 확인하는 것 또한 최적의 치료 계획을 수립하기 위함이며, 선속밀도가 높아 검출기 등으로 직접적인 선질 측정이 어려운 선형가속기의 빔 선질의 정보를 얻기 위해 가상으로 구현하여 원하는 정보에 접근할 수 있는 것 또한 시뮬레이션이 이용되는 이유이다. 하지만 이러한 시뮬레이션은 실제와 가장 근접하게 묘사가 가능하다는 장점을 가짐과 동시에 그에 대한 한계점을 분명히 수반하고 있다. 얻게 된 정보에 대한 오차의 존재, 실제와 동일한 지오메트리의 디테일한 구현, 가상의 선원 설정, 시간 의존적인 고려 등이 바로 그것이다. 예를 들어 일반적으로 선형

가속기에서 나오는 방사선 빔은 펄스(Pulse) 형태로 수백만 분의 1초 동안 방출되는 시간에 대해 연속적인(Continuous) 특징을 가지고 있다. 이와 비교하여 Geant4의 시뮬레이션 과정 자체는 초기 전자 선원 하나에 파생된 이차 입자의 추적까지 끝난 후 그 다음 시뮬레이션이 수행되므로 시간 연속성의 특징에 의해 초래될 수 있는 영향은 반영되지 않았으므로 본 연구는 이론적인 결과라고 판단된다. 만약 동시에 전자를 발생시키는 시간 의존적인 부분이 시뮬레이션으로 구현 가능하다면 발생한 전자들끼리의 상호작용 또한 실제와 유사해질 것이며 보다 더 현실적인 결과에 근접해 질 수 있을 것으로 사료된다.

### Acknowledgement

This work was supported by the Ministry of Industry, Korea. (Advanced research equipment competitive business year of 2014. (No. 10038749, No. 10047485) We measured the Percentage Depth Dose(PDD) at Department of Radiation Oncology, Catholic university medical center.

### Reference

- [1] Moyed Miften, Mark Wisemeyer, Ajay Kapur, C.-M. Charlie Ma, " Comparison of RTP dose distributions in heterogeneous phantoms with the BEAM Monte Carlo simulation system", *Journal of Applied Clinical Medical physics*, Vol. 2, No. 1, pp.21-31, 2001.
- [2] Edmond Sterpin, " Improving confidence for IMRT and helical tomotherapy treatments using accurately benchmarked Monte Carlo simulation", *Doctoral dissertation, UCL*, pp.26-44, 2008.
- [3] Radhe Mohan, Chen Chui, Leon Lidofsky, " Energy and angular distributions of photons from medical linear accelerators", *Medical physics*, Vol. 12, No. 5, pp.592-597, 1985.
- [4] Yong Hyun Chung, Cheol Ha Baek, Seung Jae Lee, " Monte Carlo simulation of the electronic partial imaging device using GATE", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 1, No. 3, pp.11-16, 2007.
- [5] C. M. Ma, B. A. Faddegon, D. W. O. Rogers, T. R. Mackie, " Accurate characterization of Monte Carlo calculated electron beams for radiotherapy." *Medical physics*, Vol. 24, No. 3, pp.401-416, 1997.
- [6] Hyung Dong Kim, " Estimation of the patient dose distributions using GEANT4 Monte Carlo simulation", *Doctoral dissertation, Yeungnam University, Korea*, pp.1-8, 2015.
- [7] Indrin J. Chetty, Bruce Curranm Joanna E, Cygler, John J. DeMarco, Gary Ezzell, Bruce A. Faddegon, Iwan Kawrakow, Paul J. Keall, Helen Liu, C.-M. Charlie Ma, D. W. O. Rogers, Jan Seuntjens, Daryoush Sheikh-Bagheri, Jeffrey V. Siebers, " Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning." *Medical physics*, Vol. 34, No. 12, pp.4818-4853, 2007.
- [8] Dong Hyun Han, " A study on X-ray spectra calculation of Diagnostic X-ray system Using GEANT4 Code", *Doctoral dissertation, Chonbuk National University, Korea*, pp.40-43, 2012.
- [9] J Sempau, A Sanchez-Reyes, F Salvat, H Oulad ben Tahar, S B Jiang, J M Fernandez-Varea, " Monte Carlo simulation of electron beams from an accelerator head using PENELOPE", *Physics in medicine and biology*, Vol. 46, No. 4, pp.1163-1186, 2001.
- [10] Briesmeister, Judith F. " MCNP4M-A general Monte Carlo N-particle transport code. Version 4C", 2000.
- [11] A. F. Bielajew, H. Hirayama, W. R. Nelson, D. W. O. Rogers, " History, Overview and Recent Improvement of EGS4.", *United States. Department of Energy. Office of Science*, pp.1-26, 2004.
- [12] 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.
- [13] Sang Tae Kim, Sang Koo Kang, Chong Yeal Kim, " Monte Carlo Simulation for a absorbed dose in PMMA phantom during the low-energy X-ray irradiation", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 5, No. 6, pp.383-389, 2011.
- [14] Chang-Ming Ma, Steve B Jiang, " Monte Carlo modelling of electron beams from medical accelerators", *Physics in medicine and biology*, Vol. 44, No. 12, R157-189, 1999.
- [15] Frank Verhaegen, Jan Seuntjens, " Monte Carlo modelling of external radiotherapy photon beams", *Physics in medicine and biology*, Vol. 48, No. 21, R107-R164, 2003.
- [16] Matthias Fippel, " Fast Monte Carlo dose calculation for photon beams based on the VMC electron algorithm", *Medical physics*, Vol. 26, No. 8, pp.1466-1475, 1999.
- [17] E. L. Chaney, T. J. Cullip, T. A. Gabriel, " A Monte Carlo study of accelerator head scatter", *Medical physics*, Vol. 21, No. 9, pp.1383-1390, 1994.



- 
- [18] Daryoush Sheikh-Bagheri, D. W. O. Rogers, " Sensitivity of megavoltage photon beam Monte Carlo simulation to electron beam and other parameters", *Medical physics*, Vol. 29, No. 3, pp.379-390, 2002.
- [19] Emily Poon, Frank Verhaegen, " Accuracy of the photon and electron physics in GEANT4 for radiotherapy applications", *Medical physics*, Vol. 32, No. 6, pp.1696-1711, 2005.
- [20] L. Grevillot, T. Frisson, D. Maneval, N. Zahra, J.-N. Badel, D. Sarrut, " Simulation of a 6 MV Elekta Precise Linac photon beam using GATE/GEANT4", *Physics in medicine and biology*, Vol. 56, No. 4, R903-918, 2011.
- [21] Daryoush Sheikh-Bagheri, D. W. O. Rogers, " Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code", *Medical physics*, Vol. 29, No. 3, pp.391-402, 2002.
- [22] Sang Koo Kang, Sung Hwan Ahn, Chong Yeal Kim, " A Study on Photon Dose Calculation in 6 MV Linear Accelerator Based on Monte Carlo Method", *Journal of Radiological Science and Technology*, Vol. 34, No. 1, pp.43-50, 2011.
- [23] Barbara Caccia, Claudio Andenna, Giuseppe Antonio Pablo Cirrone, " MedLinac2: a GEANT4 based software package for radiotherapy", *Annali dell'Istituto superiore di sanità*, Vol. 46, No. 2, pp.173-177, 2010.
- [24] B. R. B. Walters, I. Kawrakow, D. W. O. Rogers, " History by history statistical estimators in the BEAM code system", *Medical physics*, Vol. 29, No. 12, pp.2745-2752, 2002.
- [25] Joao Seco and Frank Verhaegen, " Monte Carlo Techniques in Radiation Therapy (Imaging in Medical Diagnosis and Therapy)", CRC Press, pp.112-113, 2013.
- [26] Byung Yong Kim, Hyung Dong Kim, Sung Jin Kim, Se An Oh, Jung Gu Kang, Sung Kyu Kim, " Study on the 6 MV Photon Beam Characteristics and Analysis Method from Medical Linear Accelerators Using Geant4 Medical Linac2 Example", *progress in Medical Physics*, Vol. 22, No. 2, pp.79-84, 2011.
- [27] Asgher Mesbahi, Michael Fix, Mahmoud Allahverdi, Ellen Grein, Hossein Garaati, " Monte Carlo calculation of Varian 2300C/D Linac photon beam Characteristics: a comparison between MCNP4, GEANT3 and measurements", *Applied Radiation and Isotopes*, Vol. 62, No. 3, pp.469-477, 2005.
- [28] Radhe Mohan, Chen Chui, Leon Lidofsky, " Energy and angular distributions of photons from medical linear accelerators.", *Medical physics*, Vol. 12, No. 5, pp.592-597, 1985.
-