

GEANT4를 이용한 선형가속기 기초 코드 작성과 전자선 에너지 분포 계산

*영남대학교 이과대학 물리학과, †전주예수병원 방사선종양학과, ‡영남대학교 의과대학 방사선종양학교실

조영결* · 김형동* · 김병용* · 김성진* · 오세안* · 강정구† · 김성규‡

GEANT4 Medical Linac 2 예제 코드를 이용하여 선형가속기 전자선의 에너지 분포를 계산하였다. 입사 전자의 평균 에너지는 6, 9, 12, 16, 20 MeV이었으며, 전자선 특성에 영향을 주는 전자선 산란막 물질, 두께, 위치에 따른 에너지 분포를 계산하였다. 산란막 물질은 납, 구리, 알루미늄, 금을 사용하였다. 산란막 위치를 변경하여 선형 가속기 헤드 속 산란막 위치가 전자 및 광자 에너지 분포에 미치는 영향을 분석하였다. 의료용 선형가속기 시뮬레이션의 기초자료인 에너지 분포에 대해 여러 가지 산란막 조건을 적용하여 경향을 나타내었다. 이 결과는 선형가속기 헤드 설계에 이용될 수 있을 것으로 본다.

중심단어: GEANT4, 몬테카를로, 전자선, 에너지 분포

서 론

의료용 선형가속기에서 방출되는 빔의 물리적 특성은 여러 가지 헤드 구성 부품에 크게 영향을 받고, 헤드 내에서 실제적인 측정에 제한이 있어 선형가속기 헤드에서의 빔 특성은 몬테카를로 시뮬레이션(Monte Carlo Simulation) 결과가 이용되어 왔다.¹⁾ 몬테카를로 시뮬레이션은 방사선치료분야에서 물리적 과정들을 정확하게 계산할 수 있고 복잡한 기하학적 구조들을 지원한다. 방사선수송에 관한 몬테카를로 시뮬레이션은 흡수선량 분포 예측을 위한 정확한 방법 중에 하나로 알려져 있다. 그래서 몬테카를로 시뮬레이션은 선량 계산과 측정, 치료계획, 치료 장비 및 중요 부품 개발에 이르기까지 광범위하게 이용되어 왔다.^{2,7)}

치료용 선형가속기에 대한 몬테카를로 시뮬레이션은 주로 EGS4 (Electron Gamma Shower 4),⁸⁾ MCNP (Monte Carlo N-particle)⁹⁾ 등을 사용하여 이루어져 왔다. 최근 GEANT4 (GEometry ANd Tracking)¹⁰⁾코드의 배포판에 의료용 선형

가속기의 예제가 교육용으로 포함되어 있어 손쉽게 실제 환경에 적용 가능하게 되었다. 일반적으로 의료용 선형가속기에 대한 몬테카를로 시뮬레이션은 크게 두 단계에 의해 실행된다. 첫 번째는 선형가속기의 빔 특성에 대한 시뮬레이션으로 가속된 전자빔으로부터 타겟 이후 선형가속기의 헤드 구조에 대한 특성들을 시뮬레이션 코드에 반영한다. 이후 인체 또는 팬텀에 입사되는 에너지 분포를 검출하게 된다. 선형가속기 헤드 부품들은 방출되는 빔 특성에 크게 영향을 주므로 정확한 빔 특성을 알 필요가 있다. 하지만 복잡한 헤드 내부의 기하학적 구조로 이것을 실제로 측정하기는 어렵기 때문에 선형가속기 헤드 내부의 에너지 분포특성은 몬테카를로 계산을 이용한다. 두 번째는 앞서 얻어진 광자선 또는 전자선 에너지 분포를 이용하여 인체 또는 팬텀에 입사시켜 관심 있는 영역에 대한 선량과 깊이 선량율(Percentage Depth Dose), 가로 선량분포(profile)등의 빔 데이터를 획득한다. 이 두 과정을 한 번에 시행하면 엄청난 수의 입자를 생성 시켜 물질과의 상호작용에 대한 분석이 이루어져야 만족할 만한 자료를 획득할 수 있다. 따라서 많은 시간이 소요되고 정보 처리에도 어려움이 있기 때문에 일반적으로 효율적인 시뮬레이션을 위해 두 단계로 나누어서 실시한다. 이후 실제 측정값과 비교하여 선형가속기의 헤드 구조 또는 특성 값들을 보정하게 된다. 실제

이 논문은 2011년 5월 16일 접수하여 2011년 6월 30일 채택되었음.
 책임저자 : 김성규, (705-717) 대구시 남구 대명동 317-1
 영남대학교 의과대학 방사선종양학교실
 Tel: 053)620-3373, Fax: 053)624-3599
 E-mail: skkim3@ynu.ac.kr

데이터와 비교하여 타당성이 검증된 코드를 이용하여 시간이 많이 소요되거나, 실제 실험에 제약이 있는 경우 몬테카를로 시뮬레이션을 이용하여 비교적 용이하고 정확한 결과물을 산출하게 된다.

본 연구는 GEANT4를 이용한 몬테카를로 시뮬레이션의 첫 단계로 의료용 가속기의 기초자료인 헤드 내에서의 에너지 분포를 계산하는 시험 코드를 작성하였다. 전자빔의 몬테카를로 시뮬레이션은 빔 특성에 영향을 주는 선형가속기 구성요소에 대한 시뮬레이션과 선형가속기 전체의 시뮬레이션으로 나누어 생각할 수 있다. 작성된 시험코드는 기초적인 단계인 선형가속기 구성요소에 대한 시뮬레이션에 중점을 두었고 전자빔 특성에 영향을 주는 산란막(scattering foil)의 물질, 두께, 위치에 따르는 전자선 에너지 분포를 계산하도록 되어 있다. 선형가속기의 헤드 구조는 기본적으로 전자총(electron gun), 1차 콜리메이터(primary collimator), 산란막(scattering foil), 2차 콜리메이터(secondary collimator), 다엽콜리메이터(multi leaf collimator) 등을 갖추고 있으나 가급적 단순화한 구조를 사용하였다. 선형가속기 헤드내의 산란막에 따른 전자선 에너지 분포 특성을 확인하기 위해 산란막 위와 아래에 PhaseSpace를 위치시켜 입자 분포, 위치, 에너지 등의 정보로부터 에너지 분포 특성을 획득하였다.

본 논문에서는 작성된 GEANT4 예제 코드로 전자빔 산란막에 따른 전자 및 오염 광자의 에너지 분포 경향을 알 수 있었고, 획득된 계산 결과들은 전자빔 특성에 영향을 주는 헤드 부품 최적화 작업 또는 팬텀에서의 선량 분포 계산 등 추후 향상된 사용자 코드 작성을 위해 도움이 될 것으로 본다.

재료 및 방법

1. GEANT4, Medical Linac 2

몬테카를로 시뮬레이션을 할 수 있는 시뮬레이션 코드 중에 하나인 GEANT4 (GEometry ANd Tracking)는 고에너지물리, 천체물리, 우주 과학, 의학 물리, 방사선 방호 등 여러 분야의 물리적 실험 및 연구 활동에 적용되어 왔다. 물리적 이론과 실험 결과를 바탕으로 입사 입자와 물질의 상호작용에 따른 에너지, 운동량, 경로 등의 상태변화와 2차 입자들의 운동을 계산하고 그 결과를 검출할 수 있는 시뮬레이션 프로그램으로 알려져 있다.¹⁰⁾ GEANT4는 2004년 처음으로 방사선치료분야 의료용 선형가속기 소프트웨어 개발을 위해 적용되었으나, 초기 MedLinac 패키지는 다

른 선형가속기 실행이나 출력 파일생성에서 유연성이 떨어지는 문제점이 있었다. 그렇지만 지속적인 문제점 보완 및 개발을 통해 GEANT4 기반의 의료용 선형가속기 코드인 MedLinac 2가 2009년 GEANT4 (9.3 버전)에서 배포되었다.

본 계산에서는 GEANT4 (9.3.p02 버전)을 이용하였고, C++ 언어로 개발된 GEANT4 운용과 물리적 계산을 위해 상용 컴파일러(MS Visual Studio 2008)와 CLHEP (Class Library for High Energy Physics 2.0.4.6 버전)를 이용하였다. GEANT4에서 전자기 상호작용은 Standard 또는 low energy 모델로 계산되어질 수 있다.¹¹⁾ Poon 등에 의하면 방사선치료관련 시뮬레이션에서는 두 경우 모두 비슷한 결과를 보인다고 하였다.¹²⁾ 본 연구에서 Physics List는 QGSP BIC 패키지를 사용했고 Livermore 모델을 이용하였다.

2. 선형가속기 헤드 구성 및 GEANT4 코드 계산

시뮬레이션에 사용된 입사 전자빔은 거의 단일 에너지로 평균 에너지는 6, 9, 12, 16, 20 MeV이었다. Björk는 가속기에서 초기 전자 에너지분포를 가우시안으로 근사화 할 때 FWHM (Full Width at Half Maximum)이 최빈에너지의 10% 미만인 경우에는 선량분포에 영향이 적다고 보고하였다.¹³⁾ 본 연구에서는 전자의 초기 에너지 분포를 코드의 기본 값인 $FWHM=0.127E_m$ MeV 가우시안으로 가정하여 적용하였다. E_m 는 가우시안 분포의 평균에너지이다. 선형가속기 헤드 구조는 Fig. 1 같이 1차 콜리메이터, 베릴륨 윈도우, 산란막, 이온 챔버, 2차 콜리메이터의 기본 구조로 되어 있다. 선형가속기 전체에 대한 전자선 모드의 시뮬레이션일 경우 어플리케이터(applicator) 구성이 필수이나, 본 논문에서는 선형가속기 헤드 내부의 산란막 입사 전후의 에너지 분포 특성 고찰에 중점을 두어 어플리케이터를 생략하였다. 1차, 2차 콜리메이터는 텅스텐과 철 합금으로 구성되어 있고, 전자선 산란막의 경우 일반적으로 알려진 납, 금, 알루미늄, 구리로 각각 적용하였다.¹⁴⁾ 선형가속기 제조사 별로 사용하는 산란막 물질과 구조가 다르고, 각 유형별 정확한 수치 정보는 알기 어렵다. 일반적으로 단일에너지 특성을 갖는 전자빔의 경우 납 산란막은 0.1 mm 정도의 두께를 가진다고 알려져 있다.¹⁵⁾ 따라서 본 논문에서는 먼저 납 두께를 0.1, 0.2, 0.3 mm로 적용하여 전자 에너지 분포 데이터를 획득하였다. 다른 물질의 경우 원자번호와 전자밀도가 다르므로 여러 두께에서 에너지 분포 데이터를 검출하고 납의 결과와 비교하여 에너지 분포 계산에 적용 할 두께를 결정하였다. 그 결과 알루미늄은 0.7, 1.0, 1.3 mm, 구리는 0.2, 0.4, 0.6 mm, 금은 0.1, 0.2, 0.3 mm이었다.

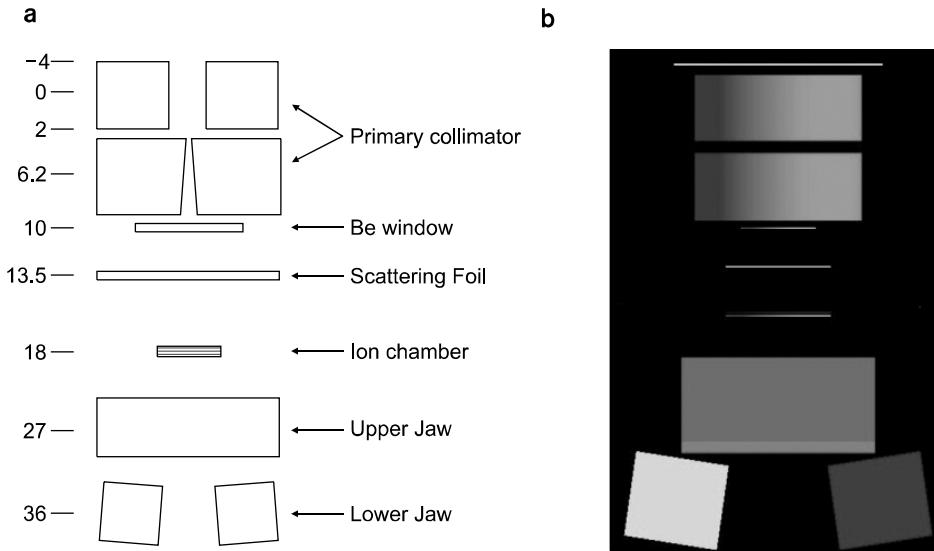


Fig. 1. (a) Geometry of the linear accelerator head used in the GEANT4 simulations. (b) Geometry of the linear accelerator head as shown by GEANT4 windows.

3. 에너지 분포 데이터 분석

코드 계산에 사용된 초기 입사 전자 에너지는 단일 에너지에 가까운 가우시안 에너지 분포 $FWHM=0.127E_m$ MeV를 갖고 있으며, 평균에너지는 6, 9, 12, 16, 20 MeV이었다. 각각의 경우에 산란막 물질과 두께에 따른 전자선과 오염 광자선 에너지 분포를 계산 하였다. 산란막 입사 전, 후의 에너지 분포 변화를 알기 위해 PhaseSpace의 위치를 산란막 위와 아래에 배치하여 각각의 경우에 대해 계산을 하였다. 검출된 PhaseSpace의 입사 분포, 에너지, 위치 정보를 이용하여 에너지 분포를 분석하였다. 각 경우의 에너지 분포를 구하고, 식(1)에 의해 평균에너지를 계산하여 비교하였다.

$$E_{mean} = \frac{\sum_{E=0}^{\max} \Phi(E) \cdot E}{\sum_{E=0}^{\max} \Phi(E)} \quad (1)$$

여기서 $\Phi(E)$ 는 에너지 E 의 플루언스이고, 전체 플루언스는 $\sum_{E=0}^{\max} \Phi(E)$ 로 주어진다. 에너지 분포 데이터로부터 각 평균에너지는 1 keV 간격으로 나누어서 계산되었다. 계산된 에너지 분포 결과에 대한 통계적 불확정성(statistical uncertainty) s 는 아래 식(2)로 예측하였다.²⁾

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

여기서 N 은 독립적인 반복 수행 횟수, $\frac{\sum_{i=1}^N X_i^2}{N}$ 과

$\frac{\sum_{i=1}^N X_i}{N}$ 은 N 번 계산한 결과의 제곱 평균과 평균(\bar{X})이고

$N=10$ 을 적용하였다. 통계적 오차율은 $s' = \frac{100}{\bar{X}} \times s$ 로 계산하였다.

산란막의 위치에 따라 에너지 분포에 미치는 영향을 알아보기 위해 산란막을 베릴륨 윈도우와 이온 챔버 사이 여러 위치에 두고 전자와 오염 광자의 에너지 분포를 검출하였다. 이때 사용된 초기 입사 전자의 평균 에너지는 9 MeV, 산란막 물질은 구리 0.4 mm와 납 0.1 mm를 적용하였다.

결 과

Berger 등은 10 MeV 전자선을 이용하여 0.1 mm 납 산란막을 통과한 후의 에너지 분포를 계산하였다.¹⁵⁾ 이때 0.1 mm 납 산란막을 통과한 후의 최빈 에너지(most probable energy)는 약 9.9 MeV로 이동되었다. 본 연구에서 산란막에 따른 계산을 하기 전에 10 MeV 전자선과 0.1 mm 납 산란막을 적용하여 산란막 통과후의 에너지 분포를 계산하였다. 그 결과 최빈 에너지는 9.8 MeV로 감소되었고, 0.26 MeV의 평균 에너지 감소를 보였다. 전 구간에서의 에너지 분포 자료가 없어 평균 에너지 비교는 불가하였으나, 최빈

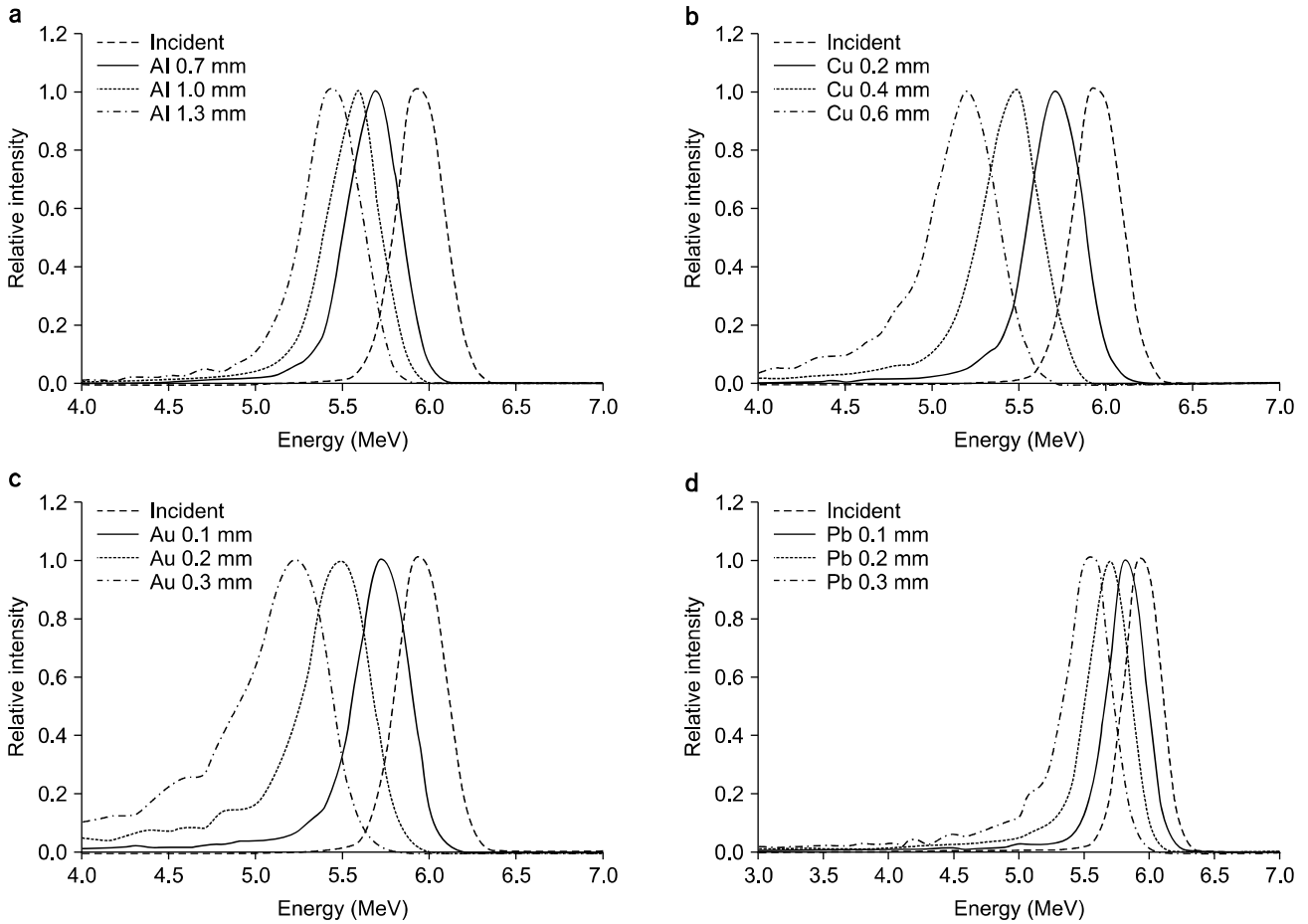


Fig. 2. Comparison of electron spectra for material and thickness of scattering foil. (a) Aluminum (Al), (b) Copper (Cu), (c) Gold (Au), (d) Lead (Pb).

에너지의 이동면에서는 0.1 MeV 차이로 비교적 잘 일치하였다.

Fig. 2는 PhaseSpace의 위치를 고정하고, 초기 입사전자의 평균에너지가 6 MeV일 때 산란막 물질 및 두께에 따른 에너지 분포를 보여준다. Fig. 2a는 알루미늄 산란막의 두께를 다르게 하여 계산한 결과이다. 0.7, 1.0, 1.3 mm일 때 각각의 계산된 평균에너지는 5.47, 5.30, 5.14 MeV로 나타났다. 그림에서 알 수 있듯이 전자선의 에너지 분포는 근사적으로 가우시안 형태를 나타낸다. 산란막 두께가 두꺼워질수록 최빈 에너지가 서서히 저에너지 쪽으로 이동이 되고 결과적으로 평균 에너지가 감소하게 된다. 다른 산란막 물질 구리 Fig. 2b, 금 Fig. 2c, 납 Fig. 2d의 경우에도 산란막 두께가 두꺼워질수록 최빈 에너지가 저에너지 쪽으로 이동되는 현상은 동일하였다. 9, 12, 16, 20 MeV의 다른 평균에너지를 적용한 계산 결과에서도 두께 증가에 따라 최빈 에너

지가 저에너지로 이동되고, 평균에너지가 감소하는 경향을 보였다. 식(2)를 적용한 에너지 분포 계산 결과들의 통계적 오차율은 입사 전자수 10^6 에 대하여 약 $\pm 1.1 \sim 2.6\%$ 범위를 보였다. 팬텀에서의 선량 계산 시에는 실제 선량 분포와 시뮬레이션 계산 결과를 비교하여 실제 값에 가까운 값을 가지도록 가우시안 분포, 평균 에너지, 기하학적 조건 등을 변경 하고, 통계적 오차 범위 안에서 일치할 때의 에너지 분포를 시뮬레이션에 적용한다. 본 논문에서는 선형가속기 헤드 내에서 산란막에 따른 에너지 분포 특성 분석에 중점을 두어, 실제 선량 분포 측정값과 연계한 비교 검증은 실시하지 않았지만 향후 팬텀에서의 선량 계산 수행 시에는 추가적으로 필요할 것으로 생각된다.

Table 1에 각각의 산란막 통과 전 후의 전자와 오염 광자의 평균 에너지를 나타내었다. 공통적으로 전자선 산란막의 두께가 두꺼워질수록 평균 에너지가 감소하는 것을 알

수 있다. 또한 알루미늄의 오염 광자 평균에너지 범위는 0.57~0.56 MeV, 구리의 오염 광자 평균에너지 범위는 0.65~0.72 MeV, 금의 오염 광자 평균에너지 범위는 0.98~1.01

Table 1. Electron mean energy and photon mean energy for material and thickness of scattering foil.

Scattering foil	Electron mean energy (MeV)	Photon mean energy (MeV)
Al 0.7 mm	5.47	0.57
Al 1.0 mm	5.30	0.56
Al 1.3 mm	5.14	0.56
Au 0.1 mm	5.45	0.98
Au 0.2 mm	5.01	1.01
Au 0.3 mm	4.57	1.00
Cu 0.2 mm	5.52	0.65
Cu 0.4 mm	5.16	0.73
Cu 0.6 mm	4.79	0.72
Pb 0.1 mm	5.60	0.95
Pb 0.2 mm	5.37	0.99
Pb 0.3 mm	5.10	0.95

MeV, 납의 오염 광자 평균에너지 범위는 0.95~0.99 MeV로 나타났다. 이는 산란막 물질의 원자 번호가 높을수록 광자 오염이 높다는 것을 보여 준다. Fig. 3a는 구리 0.4 mm의 산란막을 적용하여 에너지에 따른 전자선 에너지 분포를 비교한 그림이다. 초기 입사 전자에너지가 6, 9, 12, 16, 20 MeV일 때 산란막 투과 후 평균 에너지를 보면 5.2, 8, 10.9, 14.8, 18.6 MeV로 각각 나타났다. 동일물질의 산란막과 두께를 적용했을 때 에너지에 따른 평균에너지 감소는 비슷한 것으로 나타났다. Fig. 3b의 금 0.2 mm 산란막을 적용한 경우도 에너지에 따른 전자선 평균에너지의 감소는 비슷한 경향을 보였다. Table 2는 베릴륨 윈도우와 이온 챔버 사이에서 산란막의 위치를 변경하면서 계산한 전자와 오염 광자의 평균 에너지와 비율 결과이다. 초기 입사 전자의 평균에너지는 9 MeV이었고 구리 0.4 mm와 납 0.1 mm 산란막을 이용하여 각 위치에 따른 에너지 분포를 검출하였다. 베릴륨 윈도우와 산란막 사이의 간격이 증가할수록 적은양의 전자 평균에너지 감소와 오염 광자 평균 에너지의 증가를 보였으나, 납 0.1 mm 산란막일 때 위치에 따른

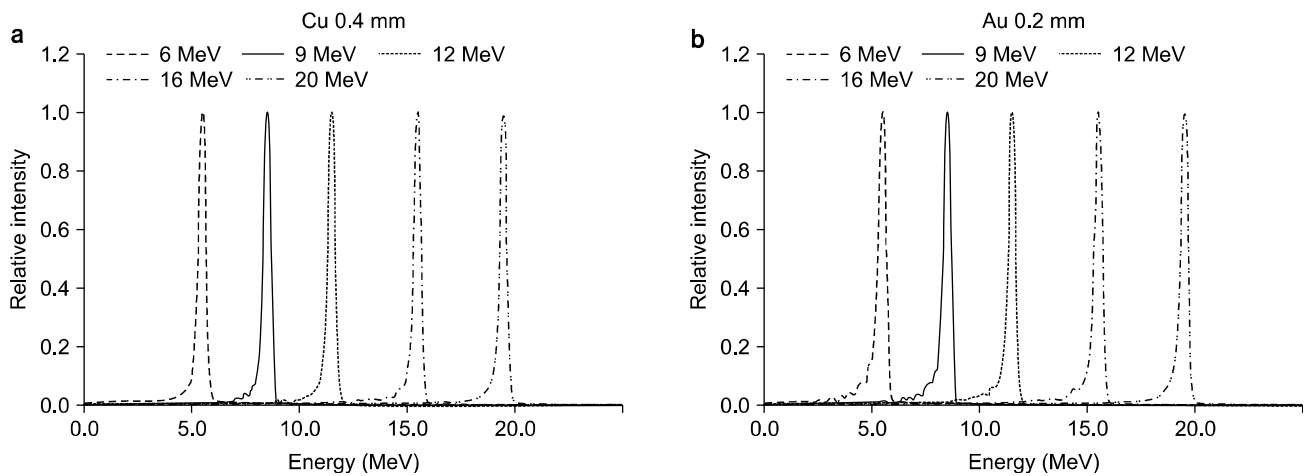


Fig. 3. Comparison of electron spectra for incident electron mean energy. (a) Copper (Cu) 0.4 mm (b) Gold (Au) 0.2 mm.

Table 2. Electron mean energy and photon mean energy for location of scattering foil.

Incident beam (9 MeV), air gap between B/W and S/F	Cu 0.4 mm			Pb 0.1 mm		
	Electron mean energy (MeV)	Photon mean energy (MeV)	Photon contamination (%)	Electron mean energy (MeV)	Photon mean energy (MeV)	Photon contamination (%)
0 mm	8.06	0.99	16.3	8.60	1.24	9.5
35 mm	8.05	0.98	15.2	8.59	1.27	9.4
70 mm	8.03	1.00	15.3	8.57	1.29	9.3

*B/W: beryllium window, S/F: scattering foil.

전자와 오염 광자의 최대 평균에너지 차이는 각각 0.03 MeV, 0.05 MeV이고 오염 광자의 비율은 9.26%에서 9.51%로 선형가속기 헤드 속 베릴륨 윈도우와 모니터링 이온 챔버 사이 산란막 위치에 따른 전자와 오염 광자의 평균 에너지 차이는 크지 않았다. 산란막 투과후 전자선 평균에너지 감소와 광자 오염 증가는 알루미늄 0.7 mm 산란막에서 가장 적게 나타났고, 팬텀에서의 선량 계산 시 이러한 에너지 분포 경향을 고려하여 실제값에 가까운 빔 특성을 가지도록 산란막 물질과 두께가 적용되어야 할 것이다.

고찰 및 결론

본 연구에서는 GEANT4 Medical Linac 2 예제 코드를 이용하여 선형가속기 헤드 내에서 전자 산란막 물질, 두께, 위치에 따른 전자선 및 오염 광자선의 에너지 분포를 계산하였다. 초기 전자선 평균 에너지를 10 MeV 가우시안 분포로 가정하고 납 산란막 0.1 mm에 적용한 결과 0.2 MeV의 최빈 에너지 감소를 확인하였다. 이 값은 Berger 등이 계산한 결과와 비교적 잘 일치하였다.¹⁵⁾ 산란막 물질과 두께를 변경하여 각 경우에 전자 및 오염 광자의 에너지 분포를 계산하도록 하였다. 그 결과 산란막 물질과 두께가 전자 및 오염 광자의 에너지 분포에 미치는 경향을 확인할 수 있었다. 마지막으로 산란막을 선형가속기 헤드 속 여러 위치에 두고 전자와 오염 광자에 대한 에너지분포를 계산하였다. 납 산란막의 경우 위치에 따른 전자와 오염 광자의 최대 평균에너지 차이는 각각 0.03 MeV, 0.05 MeV이고 오염 광자의 비율은 9.26%에서 9.51%로 산란막 위치에 따른 전자와 오염 광자의 평균 에너지 차이는 크지 않았다.

본 연구를 통하여 의료용 선형가속기 시뮬레이션의 기초 자료인 에너지 분포에 대해 여러 가지 산란막 조건을 적용하여 경향을 확인하였다. 획득된 산란막 물질, 두께에 따른 에너지분포 결과는 선형가속기 헤드 개발 또는 팬텀에서의 선량 계산 시 실제 측정값과 비교하여 헤드 내 기하학적 구조 보정에 참고자료로 이용될 수 있을 것으로 본다.

참 고 문 헌

1. Ma CM, Jiang SB: Monte Carlo modelling of electron beams from medical accelerators. *Phys Med Bio* 44:R157-R189 (1999)
2. Chetty IJ, Curran B, Cygler JE, et al: AAPM Report TG-105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. Report of the AAPM Task Group No. 105 *Med Phys* 34:4818-4853 (2007)
3. Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, et al: AAPM Report TG-51: Protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. Report of AAPM Task Group No. 51. *Med Phys* 26:1847-1870 (1999)
4. Faddegon B, Egley B, Steinberg T: Comparison of beam characteristics of a gold x-ray target and a tungsten replacement target. *Med Phys* 31:91-97 (2004)
5. Faddegon BA, O'Brien PF, Mason DLD: The flattened area of Siemens linear accelerator x-ray fields. *Med Phys* 26:220-228 (1999)
6. Faddegon BA, Perl J, Asai M: Monte Carlo simulation of large electron fields. *Phys Med Biol* 53:1497-1510 (2008)
7. Hogstrom KR, Boyd RA, Antolak JA, et al: Dosimetry of a prototype retractable eMLC for fixed-beam electron therapy. *Med Phys* 35:5777-5786 (2004)
8. Rogers DWO, Faddegon BA, Ding GX, Ma CM, Wei J: BEAM: a Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. *Med Phys* 22:503-524 (1995)
9. Los Alamos National Laboratory: MCNPX (Monte Carlo N-Particle Code System) User's Manual V2.4.0, LANL (2002)
10. GEANT4 Collaboration: GEANT4 developments and applications. *IEEE Transactions on Nuclear Science* 53:270-278 (2007)
11. GEANT4 Collaboration: Physics Reference Manual for GEANT4 CERN (2008)
12. Poon E, Verhaegen F: Accuracy of the photon and electron physics in GEANT4 for radiotherapy applications. *Med Phys* 32:1696-1711 (2005)
13. Björk P, Knöös T, Nilsson P: Influence of initial electron beam characteristics on monte carlo calculated absorbed dose distributions for linear accelerator electron beams. *Phys Med Biol* 47:4019-4041 (2002)
14. Manuel Vilchesa, Salvador GP, Rafael G, et al: Effect of the multiple scattering of electrons in Monte Carlo simulation of LINACS. *Radiotherapy and Oncology* 86:104-108 (2008)
15. Berger MJ, Seltzer SM: The influence of scattering foils on absorbed dose distributions from electron beams. Gaithersburg NBS Report 78-1552 (1978)

Calculation of Energy Spectra for Electron Beam of Medical Linear Accelerator Using GEANT4

Young Gull Joh*, Hyung Dong Kim*, Byung Young Kim*, Sung Jin Kim*,
Se An Oh*, Jeong Ku Kang[†], Sung Kyu Kim[‡]

*Department of Physics, College of Science, Yeungnam University, Gyongsan,

[†]Department of Radiation Oncology, Prebysterian Medical Center, Jeonju,

[‡]Department of Therapeutic Radiology&Oncology, College of Medicine, Yeungnam University, Daegu, Korea

The energy spectra for electron beam of medical linear accelerator were calculated using a GEANT4 Medical Linac 2 example code. The incident electron mean energy were 6, 9, 12, 16, 20 MeV. This code was designed to calculate electron beam energy spectra according to material, thickness and location of electron scattering foil affecting electron beam characteristic. Lead, Copper, Aluminum and Gold were used for scattering foil. The energy distribution for electron and photon were analyzed by changing position of scattering foil in the head of linear accelerator. The effect of electron scattering foil on energy spectra which is basic data of simulation for medical linear accelerator were presented. The calculated results would be used in design of medical accelerator head.

Key Words: Monte carlo, GEANT4, Electron beam, Energy distribution