

Monte Carlo Simulation of the Generation of 25 to 150 keV Photon Beams by Using GEANT4

Jonggeun BAEK · Hyunsoo JANG

Department of Radiation Oncology, Dongguk University Gyeongju Hospital, Gyeongju 38067, Korea

Youngkee OH

Department of Radiation Oncology, Keimyung University College of Medicine, Daegu 41931, Korea

Hyungdong KIM

Department of Radiation Oncology, Daegu Fatima Hospital, Daegu 41199, Korea

Byungyong KIM

Department of Radiation Oncology, Semyung Christianity Hospital, Pohang 37816, Korea

Hyunjeong LEE · Eng Chan KIM*

Department of Physics, Yeungnam University, Gyeongsan 38541, Korea

(Received 29 July 2016 : revised 26 August 2016 : accepted 30 August 2016)

Low-energy photons are necessary to improve portal image quality, but are absorbed by the linear accelerator's head components such as the target or the flattening filter. This study is a preliminary study on using low-atomic number (Z) target materials to generate photon beams with energies in the diagnostic energy range of 25 to 150 keV in the 6 MeV electron mode. Beryllium ($Z = 2$), carbon ($Z = 4$), and aluminium ($Z = 13$) were used as low- Z target materials in this study. GEANT4 Monte Carlo simulations were carried out to calculate the photon energy spectrum and the number of produced particles (electrons, photons, 25 to 150 keV photons) for different target materials and thicknesses. Based on the results of GEANT4 Monte Carlo simulations, photons with energies in the range from 25 to 150 keV accounted for more than 34% of the total numbers of photons in the three target materials. On the other hand, 6 MV photons, which were used to acquire the conventional portal imaging, have low-energy photons accounting for 0.3% of the total. This result means that the photons newly generated by using the low- Z target material may improve the portal image quality.

PACS numbers: 87.55.kh

Keywords: GEANT4, EPID, Portal image, Low- Z target



GEANT4 코드를 이용한 25-150 keV 광자빔 생성 전산모사

백종근 · 장현수

동국대학교 경주병원 방사선종양학과, 경주 38067, 대한민국

오영기

계명대학교 의과대학 방사선종양학교실, 대구 41931, 대한민국

김형동

대구파티마병원 방사선종양학과, 대구 41199, 대한민국

김병용

세명기독병원 방사선종양학과, 포항 37816, 대한민국

이현정 · 김응찬*

영남대학교 물리학과, 경산 38541, 대한민국

(2016년 7월 29일 받음, 2016년 8월 26일 수정본 받음, 2016년 8월 30일 게재 확정)

포탈영상의 품질의 향상시키기 위해서는 진단영역 (25-150 keV) 의 방사선선원이 요구된다. 본 연구는 실제 치료용 선형가속기에서 진단영역 에너지를 가지는 광자빔을 생성하기 위한 선행연구이다. 텅스텐 타겟에 비해 상대적으로 원자번호가 낮은 베릴륨 (Be, $Z=4$) 과 카본 (C, $Z=6$), 그리고 알루미늄 (Al, $Z=13$) 타겟을 GEANT4 코드에 적용하여 몬테카를로 (Monte Carlo) 전산모사를 수행하였다. GEANT4 몬테카를로 전산모사 결과를 통해 각 물질의 두께 별 에너지 스펙트럼을 분석하였고, 생성된 전자 및 광자 그리고 25-150 keV 에너지의 광자의 입자수를 비교 분석하였다. 세가지 타겟 모두 전체광자빔 중 25-150 keV 에너지를 포함하는 광자빔을 34% 이상 생성할 수 있음을 확인하였다. 이는 기존의 포탈영상의 방사선선원으로 사용되는 6 MV 광자빔 (0.3%) 에 비해 현저히 높은 진단영역의 에너지를 가지는 광자를 생성하는 것으로, 포탈영상의 품질을 향상시킬 수 있는 새로운 방사선선원이 생성될 수 있음을 의미한다.

PACS numbers: 87.55.kh

Keywords: GEANT4, 전자포탈영상장치, 포탈영상, 낮은 원자번호 타겟

I. 서론

방사선치료가 성공적으로 이루어지기 위해서는 정밀한 치료계획대로 방사선이 조사될 수 있도록 환자자세재현 (patient repositioning) 및 병변위치설정 (target localization) 이 정확하게 이루어져야 한다 [1-5]. 이러한 절차들은 치료시작 전 환자의 신체윤곽표식 및 해부학적 영상을 통해서 이루어지는데, 대부분 방사선 치료기에 부착된 영상장치를 사용한다. 전자포탈영상장치 (electronic portal imaging device, EPID) 는 방사선치료기관에서 가장 많이 사용되는 방사선 치료용 영상장치 중 하나이다 (포탈영상은 치료빔을 영상의 방사선선원으로 획득하는 영상을 말한다). 이러한 EPID는 환자를 투과한 방사선을 디지털 신호로 전환하여 신속하게 환자영상을 제공하는 이점이 있다.

그러나 EPID는 megavoltage (MV) 광자빔을 포탈영상의 방사선선원으로 사용하고 있기 때문에 포탈영상의 품질이 매우 낮다는 단점을 지니고 있다 [6,7]. 치료목적의 MV 광자빔은 환자의 인체 내에서 주로 콤프턴작용 (Compton interaction) 을 발생시키게 되는데, 이러한 콤프턴작용에서 나타나는 질량감쇠계수 (mass coefficient attenuation) 는 연조직과 골조직에서 거의 동일하기 때문에 획득한 포탈영상에서 각 조직 간 구분이 명확하지 않다. 따라서 포탈영상의 품질을 향상시키기 위해서는 진단영역 (25-150 keV) 의 에너지를 포함하는 광자빔이 요구된다. 하지만, 치료용 선형가속기에서 포탈영상의 방사선선원으로 사용되는 6 MV 광자빔의 에너지 스펙트럼은 진단영역의 에너지 (25-150 keV) 를 0.3% 정도만 포함하고 있다 [7]. 실제로 치료용 선형가속기에서 진단영역의 에너지를 포함하는 광자빔은 가속된 전자빔이 치료용 타겟 (주로 텅스텐, $Z=74$) 에 입사하여 타겟물질과 상호작용하면서 발생한다. 하지만 Fig. 1

*E-mail: eckim@yu.ac.kr

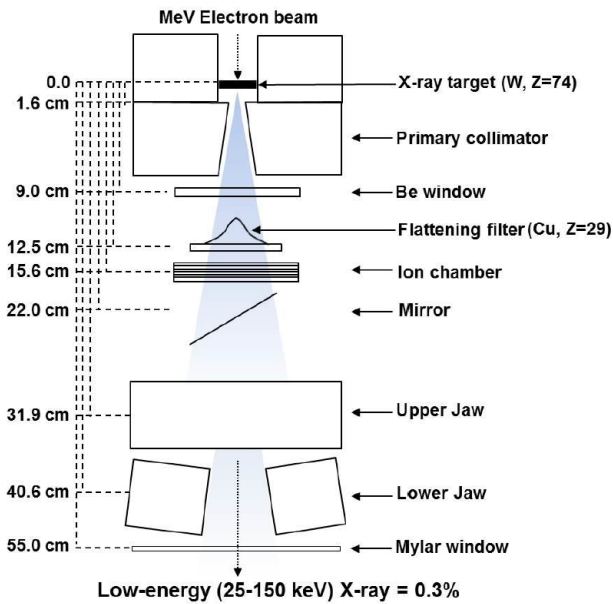


Fig. 1. (Color online) Schematic diagram of the medical linear accelerator head for acquiring a portal imaging.

에서 나타난 것처럼, 두껍고 원자번호가 높은 타겟물질 내에서 거의 대부분 광전흡수 (photoelectrically absorbed) 된다 [8]. 또한 타겟 내에서 흡수되지 않고 투과된 진단 영역 에너지의 광자빔들은 타겟 아래에 위치한 평탄필터 (flattening filter)에 의해 다시 흡수되고 대부분 남아있지 않게 된다. 따라서 진단영역의 에너지를 포함하는 광자빔을 생성하기 위해서는 텅스텐 타겟과 같이 원자번호가 높은 치료용 타겟물질과 평탄필터가 제거되어야 하고, 두께가 얇고 낮은 원자번호를 가지는 타겟물질이 적용되어야 한다. 본 연구는 포털영상의 품질향상을 위해 25-150 keV 에너지를 포함하는 광자빔을 생성하는 치료용 선형가속기에 대한 선행연구이다. 타겟물질의 물리적 특성을 확인하기 위해 텅스텐 타겟의 원자번호보다 낮은 원자번호를 가지는 베릴륨 (Be, $Z=4$)과 카본 (C, $Z=6$), 그리고 알루미늄 (Al, $Z=13$) 타겟을 GEANT4 코드에 적용하여 몬테카를로 (Monte Carlo) 전산모사를 수행하였다. 또한 평탄필터를 제거하여 25-150 keV 에너지의 광자빔을 최대한 생성하고자 하였다. GEANT 4 몬테카를로 전산모사 결과를 통해 각 물질의 두께 별 에너지 스펙트럼을 분석하였고, 생성된 전자 및 광자 그리고 25-150 keV 에너지의 광자의 입자수를 비교 분석하였다.

II. 재료 및 방법

몬테카를로 전산모사는 관심 있는 기하학적 구조에서 입자입자와 물질과의 상호작용으로 발생하는 모든 입자들의

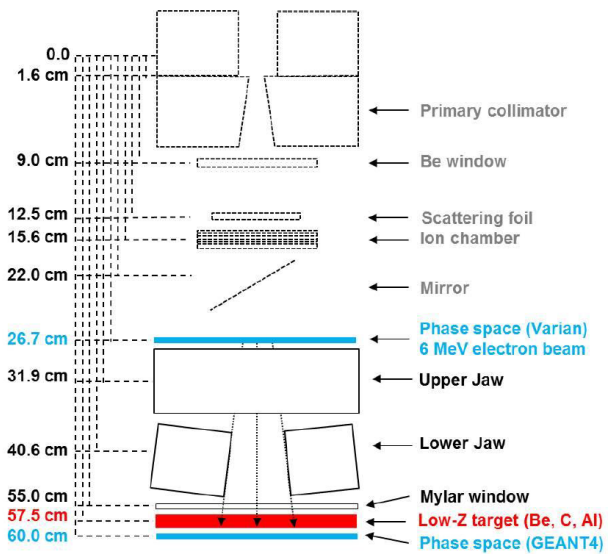


Fig. 2. (Color online) Schematic diagram of the medical linear accelerator components for generation of 25-150 keV photon.

이력 (history)에 대한 정보를 전산모사를 통해 예측하는 통계적 방법이다. 방사선치료분야에 주로 사용되는 몬테카를로 전산모사 시스템은 EGS, EGS4, EGSnrc [9,10], MCNP [11], PENELOPE [12], GEANT4 [13]이며, 본 연구에는 최근 의학물리분야에서 점점 응용 범위를 넓혀가고 있는 GEANT4 (Ver.4.9.6) 코드가 사용되었다. 빔 모델링 (beam modeling)은 치료용 선형가속기의 헤드 내부구조의 특성을 실제로 코드에 반영하여 가속된 전자빔이 헤드 내부에서 수송됨에 따라 생성되는 빔의 특성을 획득하는 과정을 말한다. 또한 위상공간 데이터는 전산모사가 진행된 뒤 기록단면 (scoring plane)을 지나는 모든 입자들의 정보 (입자종류, 에너지, 방향, 위치, 생성위치, 전하 등)가 저장된 것을 말한다. 본 연구에서는 빔 모델링 수행 시 치료용 선형가속기의 헤드 부분에서 발생할 수 있는 다양한 오차를 줄이기 위해, 실제 선형가속기 제조사 (Varian Clinac iX, USA)에서 보안자료로 제공하는 검증된 6 MeV 전자빔의 위상공간 데이터를 이용하여 빔 소스로 사용하였다 (Fig. 2). 제조사 (Varian)에서 제공하는 IAEA 포맷의 위상공간 파일은 실제 선형가속기의 기하학적 입력 변수를 사용하여 GEANT4 몬테카를로 코드에서 생성되었고, E. Gete 등은 이 위상공간 데이터와 측정값을 비교하여 정확한 선량 분포가 발생하는 것을 검증하였다 [14]. 위상공간 파일 생성을 위한 가속기 헤드구조, 입사 전자의 에너지, 공간 분포 등 이와 관련된 상세한 자료는 myvarian.com/montecarlo를 통해 제공받을 수 있다. 입자와 물질간의 물리적 상호작용 계산을 위한 Physics List는 저에너지 리버모어 전자기 상호작용 (Low energy Livermore Electromagnetic models) 모

Table 1. Parameters for Geant4 Monte Carlo simulation.

Electron beam source (6 MeV)	IAEA format phase space data (myvarian.com/montecarlo)
Physics List	Low energy Livermore Electromagnetic models
histories	4×10^7
Cut-off range (photon, electron)	0.01 mm
Field size	$20 \times 20 \text{ cm}^2$

Table 2. The number of particles for various beryllium target thickness.

Beryllium thickness	Number of particles			
	Total	Electron	Photon	25-150 keV photon
10 mm	10,059,739	6,063,098	3,996,497	1,377,590
12 mm	9,409,315	5,281,307	4,127,856	1,454,560
14 mm	8,411,618	4,205,087	4,206,369	1,509,840
16 mm	7,149,692	2,926,058	4,223,484	1,539,150
18 mm	5,875,993	1,679,770	4,196,074	1,546,050
20 mm	4,881,768	752,247	4,129,381	1,531,080
22 mm	4,299,397	255,009	4,044,238	1,505,960

델을 적용하였고, 광자 및 전자의 cut-off range는 0.01 mm 였다. Fig. 2에서 나타난 것처럼, 타겟물질은 선형가속기 겐트리의 트레이 삽입공간에 위치시키고 각 물질의 두께 마다 4×10^7 개의 입사전자를 발생시켜 전산모사 하였다. 타겟물질은 베릴륨 (Be, Z=4), 카본 (C, Z=6), 알루미늄 (Al, Z=13)을 2 mm 두께 별로 적용하였다. Table 1에 전산모사에 사용된 parameter 들을 나타내었다. 타겟 바로 아래에서 생성되는 위상공간 데이터를 통해 각 물질의 두께 별 에너지 스펙트럼과 생성된 전자 및 광자 그리고 25-150 keV 에너지 광자의 입자수를 각각 분석하였다. 또한, 실제 선형가속기에서 EPID 포탈영상의 방사선선원으로 사용 되고 있는 6 MV 광자빔의 스펙트럼도 전산모사를 통해 계산하여 각 타겟물질의 스펙트럼 결과와 비교 평가하였다. 각각의 전산모사 결과는 3% 이내의 통계적 불확도를 보였다.

III. 결과 및 논의

GEANT4 코드를 사용한 몬테카를로 전산모사를 통해 각 타겟물질을 투과한 광자빔의 에너지 스펙트럼을 두께 별로 분석하였다. Fig. 3(a)는 6 MeV 전자빔과 베릴륨 타겟을 통해 생성된 광자빔의 두께 별 에너지 스펙트럼을 나타낸다. 6 MV 광자빔의 스펙트럼과 비교하여, 전체적

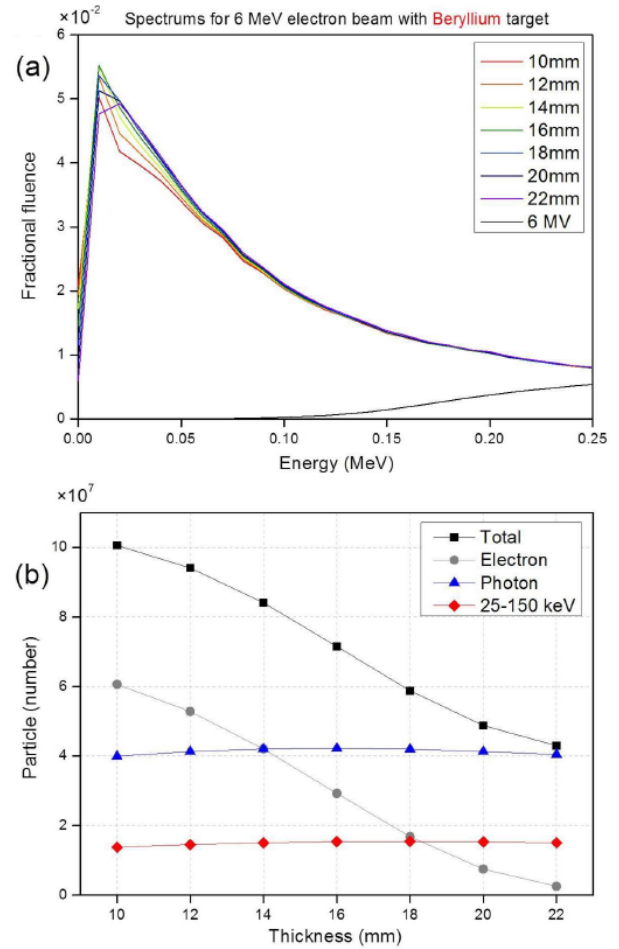


Fig. 3. (Color online) GEANT4 Monte Carlo simulation for various beryllium target thickness (a) calculated photon spectra (b) The number of particles (electron/photon/25-150 keV photon).

으로 스펙트럼이 낮은 에너지 영역에서 가파른 곡선형태의 분포를 보이고 있음을 알 수 있다. 이는 6 MeV 전자빔과 낮은 원자번호의 타겟물질을 통해 저에너지 영역의 광자빔을 포함하는 연속에너지광자빔이 생성됨을 의미한다. 또한 타겟물질의 두께가 증가함에 따라 스펙트럼이 전체적으로 높은 에너지영역으로 이동하는 빔경화 (beam hardening) 현상을 나타낸다. 이는 타겟물질의 두께가 증가하면서 저 에너지 영역의 광자들이 물질을 통과하는 동안 우선적으로 흡수되어 나타나는 현상으로, 이러한 빔경화의 결과로 전체광자빔의 평균 에너지는 높아지게 된다. Fig. 3(b)와 Table 1은 베릴륨 타겟을 투과하여 타겟 및 위상공간에서 생성된 전체입자수, 전자수, 광자수 그리고 25-150 keV 에너지의 광자수를 나타낸다. 타겟물질의 두께가 증가함에 따라 전체입자수와 전자수는 감소하는 것을 알 수 있는데, 이는 입사전자와 물질간의 상호작용이 증가하기 때문에 물질을 투과한 전자수는 감소하게 된다. 하지만, 생성된

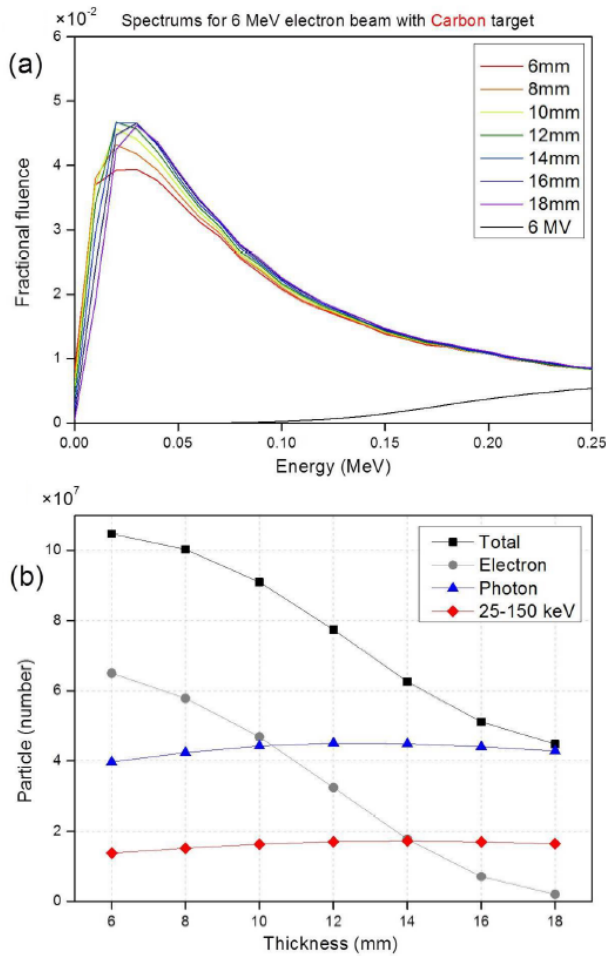


Fig. 4. (Color online) GEANT4 Monte Carlo simulation for various carbon target thickness (a) calculated photon spectra (b) The number of particles (electron/photon/25-150 keV photon).

전체광자수는 타겟물질의 두께에 따라 전자수 감소 만큼의 현저한 차이를 보이지는 않는다. 다만, 16 mm 두께를 기점으로 광자수가 증가하다가 감소하는 것을 알 수 있다. 이는, 본 연구에서 사용된 타겟두께 범위 내에서는 생성되는 광자수와 흡수되어 사라지는 광자수의 비율이 비슷하기 때문이라고 판단된다. 25-150 keV 에너지의 광자 역시 전체광자와 마찬가지로, 타겟두께에 따라 큰 차이를 나타내지 않는다. 18 mm 두께에서 25-150 keV 에너지의 광자를 가장 많이 생성하였으며, 이는 전체광자 중 약 37%에 해당한다. Fig. 4(a)는 6 MeV 전자빔과 카본 타겟을 통해 생성된 광자빔의 두께 별 에너지 스펙트럼을 나타낸다. 베릴륨 타겟에 비해서 완전한 곡선형태의 분포를 나타내고 있으며, 타겟 두께에 따른 빔경화도 조금 더 뚜렷이 나타난다. 이는 카본타겟이 베릴륨타겟에 비해서 원자번호가 높기 때문에 카본타겟 내에서 생성된 저에너지 영역의 광자들이 더 많이 광전흡수되어 평균 에너지가 높아지기 때문이다. Fig. 4(b)

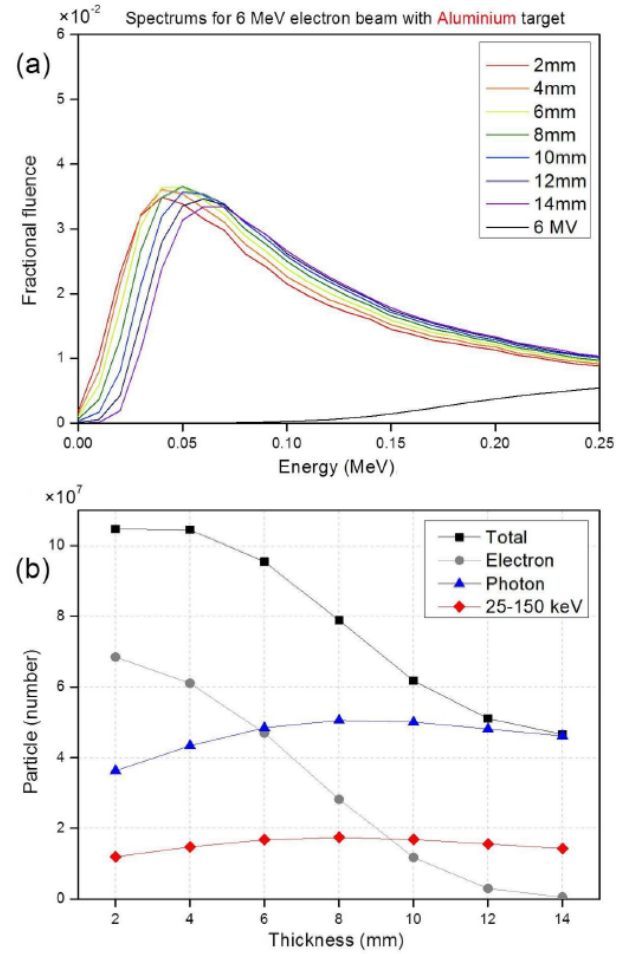


Fig. 5. (Color online) GEANT4 Monte Carlo simulation for various aluminium target thickness (a) calculated photon spectra (b) The number of particles (electron/photon/25-150 keV photon).

와 Table 2는 카본 타겟을 투과하여 타겟 밑 위상공간에서 생성된 전체입자수, 전자수, 광자수 그리고 25-150 keV 에너지의 광자수를 나타낸다. 전체적으로 베릴륨타겟의 결과와 비슷한 경향을 나타낸다. 25-150 keV 에너지의 광자를 가장 많이 생성한 두께는 14 mm 이며, 이는 전체광자 중 약 38%에 해당한다. Fig. 5(a)는 6 MeV 전자빔과 알루미늄 타겟을 통해 생성된 광자빔의 두께 별 에너지 스펙트럼을 나타낸다. 앞선 두 타겟 물질보다 원자번호가 두 배 이상 높기 때문에 물질 내에서 저에너지 광자들의 광전흡수가 더욱 많이 발생하게 된다. 따라서 광자빔의 에너지 스펙트럼이 더욱 완전한 분포를 보이고, 빔경화 역시 앞선 두 타겟보다 현저하게 나타난다. 또한 다른 두 타겟에 비해서 전체적으로 광자수가 많이 생성된 것을 Fig. 5(b)와 Table 3에서 알 수 있다. 이러한 현상 역시 제동복사에 의해 생성되는 광자수가 타겟물질의 원자번호 제곱에 의존하기 ($\propto Z^2$) 때문이다 [15]. 따라서 원자번호가 높은 알루미늄

Table 3. The number of particles for various carbon target thickness.

Carbon thickness	Number of particles			
	Total	Electron	Photon	25-150 keV photon
6 mm	10,470,650	6,502,674	3,967,780	1,378,730
8 mm	10,027,701	5,791,020	4,236,491	1,522,320
10 mm	9,100,764	4,679,913	4,420,637	1,636,870
12 mm	7,741,112	3,239,095	4,501,825	1,703,440
14 mm	6,262,708	1,778,069	4,484,459	1,721,720
16 mm	5,109,471	708,580	4,400,710	1,697,190
18 mm	4,665,419	194,473	4,283,607	1,649,360

Table 4. The number of particles for various aluminium target thickness.

Aluminium thickness	Number of particles			
	Total	Electron	Photon	25-150 keV photon
2 mm	10,477,742	6,850,000	3,631,538	1,188,120
4 mm	10,449,169	6,108,785	4,339,998	1,469,890
6 mm	9,543,067	4,692,607	4,850,058	1,670,700
8 mm	7,879,784	2,823,667	5,055,729	1,734,750
10 mm	6,178,079	1,172,341	5,005,336	1,677,600
12 mm	5,110,944	291,721	4,818,842	1,552,000
14 mm	4,665,419	49,062	4,615,955	1,425,390

타겟물질이 다른 두 타겟물질에 비해 더 얇은 두께에서 더 많은 광자를 생성하게 된다. 25-150 keV 에너지의 광자를 가장 많이 생성한 두께는 8 mm 이며, 이는 전체광자 중 약 34%에 해당한다. 결과적으로 베릴륨, 카본, 알루미늄 타겟을 치료용 선형가속기에 적용하여 25-150 keV 에너지를 포함하는 광자빔을 생성할 수 있음을 GEANT4 몬테카를로 전산모사를 통해 확인하였다. 또한 세가지 타겟물질 모두, 생성된 전체광자빔 중 34% 이상이 25-150 keV 에너지를 포함하는 광자빔임을 알 수 있었다. 이는 기존의 포탈영상의 방사선선원으로 사용되는 6 MV 광자빔이 25-150 keV 에너지영역의 광자빔을 0.3% 포함하는 것에 비해 현저히 높은 수치이며, 포탈영상의 품질을 향상시킬 수 있는 새로운 방사선선원이 생성될 수 있음을 의미한다. 세가지 타겟물질 중 실제 실험에 가장 적합한 타겟은 8 mm 알루미늄 타겟이라고 판단된다. 그 이유는 포탈영상의 품질향상에 가장 중요한 25-150 keV 에너지의 광자수를 가장 많이 생성하기 때문이다. 광자에너지가 높을수록 인체내에서 콤프턴 산란 작용을 많이 발생하게 되고, 산란된 광자는 주로 직진 (mainly forward-peak) 하게 되어 포탈영상의 조사면에 머무르게 된다. 이는 곧 영상의 노이즈로 작용하여 포탈영상의 품질을 저하시키게 된다. 반대로, 광자에너지가 낮을수록 콤프턴 산란이 감소하고 포탈영상의 대조도 (contrast) 를 향상시켜 영상의 품질이 향상된다 [8]. 따라서 가장 많은 25-150 keV 에너지의 광자를 생성하는 8 mm 알루미늄 타겟이 실제 영상획득 실험에 적합하다고 판단된다. 하지만 8 mm 알루미늄 타겟의 경우, 잔존하는 전자빔이 포탈영상에서 노이즈를 발생시키는 요인이 되기 때문에 제거할 필요가 있다. 따라서 전자빔을 제거율이 높고 광자빔의 생성율이 낮은 폴리스티렌과 같은 재질의 전자필터가 적용되어야 할 것으로 사료된다.

IV. 결론

본 연구에서는 포탈영상의 품질을 향상시킬 수 있는 진단 영역의 에너지 (25-150 keV) 를 포함하는 광자빔을 생성하고 자 원자번호가 낮은 베릴륨, 카본, 알루미늄 타겟을 치료용 선형가속기에 적용하여 GEANT4 몬테카를로 전산모사를 수행하였다. 세가지 타겟 모두 전체광자빔 중 25-150 keV 에너지를 포함하는 광자빔을 34% 이상 생성할 수 있음을 확인하였다. 이는 기존의 포탈영상의 방사선선원으로 사용되는 6 MV 광자빔에 비해 현저히 많은 진단영역의 에너지를 포함하는 광자를 생성하는 것으로, 포탈영상의 품질을 향상시킬 수 있는 새로운 방사선선원이 생성될 수 있음을 의미한다. 세가지 타겟물질 중 가장 적합한 타겟은 8 mm 알루미늄 타겟으로, 다른 타겟물질에 비해 얇은 두께로 25-150 keV 에너지의 광자를 가장 많이 생성하였다. 포탈영상의 품질을 보다 더 향상시키기 위해, 잔존하는 전자의 제거를 통한 타겟 최적화 연구가 진행되어야 할 것으로 사료된다.

REFERENCES

- [1] P. Graff, N. Kirby, V. Weinberg, J. Chen and S. S. Yom *et al.*, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **86**, 170 (2013).
- [2] E. Osei, R. Jiang, R. Barnett, K. Fleming and D. Panjwani, *Br. J. Radiol.* **82**, 49 (2014).
- [3] Y. K. Oh, J. Baek, O. B. Kim and J. H. Kim, *J. Appl. Clin. Med. Phys.* **15**, 85 (2014).
- [4] A. F. Ghiam, H. Keller, M. Sharpe, B. Millar and P. Chung *et al.*, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **1**, S895 (2014).
- [5] J. G. Baek, H. S. Jang, Y. K. Oh, H. J. Lee and E. C. Kim, *J. Korean Phys. Soc.* **67**, 38 (2015).

- [6] D. Jaffray, C. Rowbottom, J. Siewerdsen, D. Letourneau and J. Wong *et al.*, [Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.](#) **54**, 334 (2002).
- [7] E. Orton and J. Robar, [Phys. Med. Biol.](#) **54**, 1275 (2009).
- [8] A. Tsechanski, A. F. Bielajew, S. Faermann and Y. Krutman, *Phys. Med. Biol.* **43**, 2221 (1998).
- [9] I. Kawrakow and D. Rogers, NRCC Report PITS-701, 2001
- [10] I. Kawrakow, [Med. Phys.](#) **27**, 485 (2000).
- [11] J. S. Hendricks, G. W. McKinney, L. S. Waters, T. L. Roberts and H. W. Egendorf *et al.*, Los Alamos National Laboratory Report LA-UR-05-2675, 2005
- [12] J. Sempau, E. Acosta, J. Baro, J. Fernández-Varea and F. Salvat, [Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. B](#) **132**, 377 (1997).
- [13] S. Agostinelli, J. Allison, K. A. Amako, J. Apostolakis and H. Araujo *et al.*, [Nucl. Instrum. Meth. A](#) **506**, 250 (2003).
- [14] E. Gete, C. Duzenli, M.-P. Milette, A. Mestrovic and D. Hyde *et al.*, [Med. Phys.](#) **40**, 021707 (2013).
- [15] F. M. Khan, *The Physics of Radiation Therapy*, 4th ed. (Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2010), Chap. 3, p. 31.