

## Effect of Transverse Magnetic Field on Build-up Region of 6 MV Photon Beam

Seong Soo Shin, Wonsik Choi, and Woo Sang Ahn\*

Dept. of Radiation Oncology, Gangneung Asan Hospital, University of Ulsan College of Medicine, Gangneung 25440, Korea

Jungwon Kwak

Dept. of Radiation Oncology, Asan Medical Center, University of Ulsan College of Medicine, Seoul 05505, Korea

(Received 19 January 2017, Received in final form 6 February 2017, Accepted 6 February 2017)

The purpose of this study was to present an improved method of dose modulation over the increase of build-up for existing 6 MV photon beam. Two neodymium permanent magnets with a strength of 0.5 T (Tesla) were applied with a magnetic field perpendicular to the photon beam. The effects of dose on build-up region with or without the magnetic field were measured according to the magnet-to-magnet distance (MMS) and the magnet-to-surface distance (MSD). For MMS = 6 cm and MSD = 2.5 cm,  $D_{0\text{ mm}}$ ,  $D_{2\text{ mm}}$ ,  $D_{5\text{ mm}}$ , and  $D_{10\text{ mm}}$  showed improved doses of 6.8 %, 14.6 %, 6.9 %, and 2.1 %, respectively, as compared with 6 MV open beam. In this study, the device with low strength magnetic field can be applied directly to the outside of the human body when the target volume located close to the skin is delivered with radiation. It is expected that the method of build-up modulation using a low strength magnetic field will be feasible in the clinical applications.

**Keywords** : build-up region, linear accelerator, magnetic field, photon beam, 6 MV

### 6 MV 광자선의 선량 상승 영역에 대한 자기장 영향

신성수 · 최원식 · 안우상\*

울산의대 강릉아산병원 방사선종양학과, 강원 강릉시 사천면 방동길 38, 25440

곽정원

울산의대 서울아산병원 방사선종양학과, 서울시 송파구 올림픽로 43길 88, 05505

(2017년 1월 19일 받음, 2017년 2월 6일 최종수정본 받음, 2017년 2월 6일 게재확정)

저 강도 자기장을 이용하여 기존의 6 MV 광자선에 대한 선량 상승보다 향상된 선량 변조 방법을 제안하고 이를 실험적으로 선량 효과를 확인하고자 하였다. 0.5 T (Tesla) 강도를 지니는 두 개의 네오디뮴 영구 자석을 광자선에 수직 방향으로 자기장을 인가하였다. 자석과 자석 간의 거리(MMD)와 자석과 물 표면 간의 거리(MSD)에 따라 자기장을 인가한 경우와 인가하지 않은 경우에서의 선량 상승 영역의 선량 변화를 측정하였다. 자석과 자석 간의 거리가 6 cm이고 자석과 물 표면 간의 거리가 2.5 cm 조건에서 기존 6 MV 광자선의 선량 상승 곡선과 비교하여  $D_{0\text{ mm}}$ ,  $D_{2\text{ mm}}$ ,  $D_{5\text{ mm}}$ ,  $D_{10\text{ mm}}$ 가 각각 6.8 %, 14.6 %, 6.9 %, 2.1 %의 향상된 선량 효과를 보였다. 본 연구를 통해 피부와 매우 인접한 곳에 위치해 있는 표적 체적을 방사선 치료할 경우, 인체 외부에 바로 자기장을 인가하면서 기존 광자선보다 향상된 선량 상승을 기대할 수 있어 임상 적용 가능성이 높을 것으로 기대된다.

**주제어** : 선량 상승 영역, 선형가속기, 자기장, 광자선, 6 MV

#### I. 서 론

자기장을 이용한 의료용 전자빔과 광자빔의 선량 분포 영

향은 몇몇 연구자들에 의해 시도되었다. Bostick[1]은 전자빔의 선량 축적(dose-deposition) 향상을 위하여 축(longitudinal) 방향 자기장을 처음으로 고안하였다. Weinhaus 등[2]은 몬테 카를로(Monte Carlo) 계산을 수행함으로써 Bostick이 고안한 모델의 검증과 더불어 6 T (Tesla) 자기장이 가능한 단일 코일 초전도 자석(single-coil superconducting magnet)을 설계하였

다. Bielajew[3]는 20 T의 강한 축 방향 자기장에서 전자와 광자빔에 대한 반음영(penumbra)을 이상적인 빔 측면도와 유사한 크기로 줄일 수 있음을 확인하였다. 또한 축 방향 자기장은 방사선이 조사되는 체적(volume) 내 공기강(air cavity)이 존재하는 경우에 불완전한 측면 전자평형(lateral electronic disequilibrium)으로 인한 표적 체적(target volume)의 선량 감소를 극복할 수 있음을 몬테카를로 방법을 이용하여 간단한 물-공기-물 팬텀에서 확인하였다[4]. Litzenberg[5] 등은 bore 직경이 20 cm인 3.5 T의 강한 초전도 솔레노이드 자석을 전자빔과 광자빔의 축 방향으로 인가하였을 때의 선량 효과를 보고하였다. Chu 등[6]은 12, 24, 그리고 50 MV의 고에너지 광자빔과 평행한 방향으로 10 cm 깊이에 15 T의 강한 자기장을 인가하였을 때, 정상장기에 낮은 선량과 표적 체적에 선량을 증가시킬 수 있음을 보였다.

Reiffel 등[7]은 국소적인 강한 횡(transverse) 방향 자기장(13.4 T)을 10 cm 깊이에 위치시키고, 이 때 고 에너지 광자빔(24 MV와 50 MV)에서의 선량 분포 변조 방법을 제안하였다. 특히 24 MV 광자빔에서 좀 더 표적 체적의 선량은 증가시키면서 인접의 정상조직에 들어가는 선량을 감소함을 보였다.

Jung 등[8]은 0.3 T의 저 강도 자기장을 광자빔의 수직방향으로 인가함으로써 전립선암의 방사선 치료에서 직장 점막의 선량 분포 영향을 평가하였다. 단일 빔 모델 팬텀 내에 Gafchromic EBT3 필름을 이용하여 선량 분포를 측정된 결과, 표적 체적에 들어가는 선량은 자기장을 인가하지 않은 경우와 비슷한 선량을 유지하면서 바로 인접한 직장 점막 부위에 들어가는 선량을 약 30 % 감소함을 확인하였다.

기존의 연구는 전자빔과 광자빔에 의해 주로 인체 심부에

서 생성된 이차전자를 외부의 강한 자기장을 이용하여 적절한 선량 효과가 있음을 실험 또는 몬테카를로 계산을 통해 검증 및 확인하였다. 하지만, 인체 심부의 표적 체적에 선택적으로 별도의 강한 자기장을 인가할 수 있는 방법이 현실적으로 어렵기 때문에 임상 적용 측면에서 실현 가능성이 낮다. 또한 강한 자기장으로 인한 전자빔 및 광자빔 가속기의 물리적 영향 평가에 관한 연구도 부족한 상황이다.

따라서 본 연구에서는 가속기의 물리적 영향을 최소화할 수 있는 0.5 T의 저 강도 자기장을 이용하여 인체 심부가 아닌 표면 부위에서의 광자빔에 대한 선량 상승 영역의 변조 방법을 제안하고자 한다. 이를 통해 표면 부위의 표적 체적에 저 강도 자기장의 임상 적용 가능성을 분석하였다.

## II. 실험 방법

자기장에 의한 광자선의 선량 상승 영역의 영향을 실험적으로 평가하기 위하여 TrueBeam 선형가속기(Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA)를 사용하였다. 두 개의 네오디뮴 영구 자석을 광자선과 수직방향이 되도록 물 팬텀( $48 \times 48 \times 41 \text{ cm}^3$ )에 고정된 후, SSD (Source-to-Surface Distance)는 100 cm으로 위치시켰다(Fig. 1). 최대 0.5 T의 세기를 지니는  $5 \times 5 \times 5 \text{ cm}^3$  크기의 네오디뮴 영구 자석을 사용하였다. 두 개의 영구 자석 간의 거리(Magnet-to-Magnet Distance, MMS)를 6 cm와 10 cm 간격에서 6 MV 광자선의 선량 상승 영역을 측정하였다. 또한 영구 자석과 물 표면 간의 거리(Magnet-to-Surface Distance, MSD)를 2.5 cm과 5 cm로 하여 거리별 광자선의 선량 상승 차이를 평가하였다.

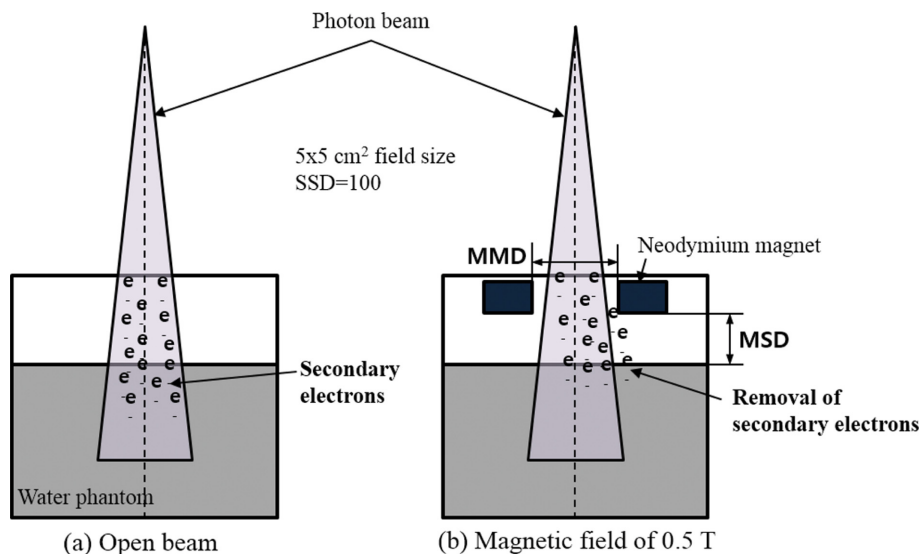
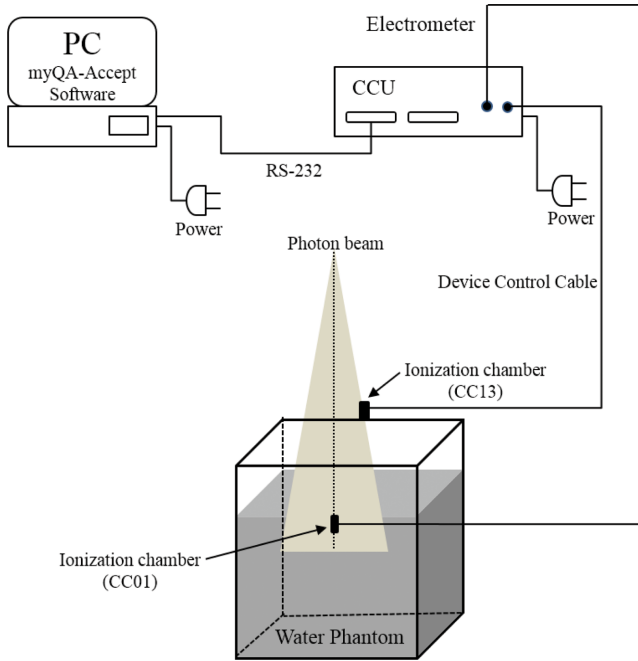


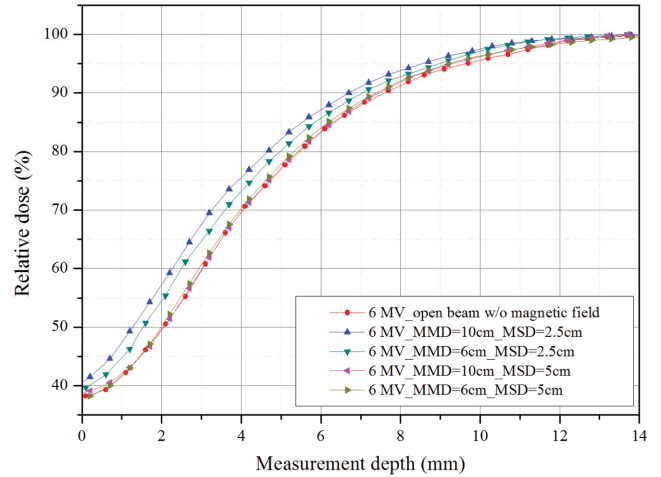
Fig. 1. (Color online) A schematic diagram of modulation of build-up region for 6 MV photon beam using a low strength magnetic field; (a) open beam and (b) open beam with low strength magnetic field.



**Fig. 2.** (Color online) System overview of build-up measurements for 6 MV photon beam with field size of  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ .

광자선의 선량 상승 영역을 측정하기 위하여 고정용 검출기로는 유효 체적이  $0.125 \text{ cm}^3$ 인 CC13 이온 전리함(IBA Dosimetry GmbH, Germany)을, 조사 영역 내 검출기로는 공간 분해능이 뛰어난 유효 체적이  $0.01 \text{ cm}^3$ 인 CC01 이온 전리함을 사용하였다(Fig. 2). 각각의 이온 전리함을 전위계에 연결하고 전용 소프트웨어(myQA-Accept v7.5 software)를 이용하여 광자선의 선량 상승 영역을 측정하였다.

조사야 크기는  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 로 하여 자기장을 인가하지 않은 경우와 인가한 경우에서의 6 MV 광자선의 선량 상승 영역을 측정하여 선량 변화를 평가하였다. 선량률은  $400 \text{ MU/min}$ 에서 측정 불확실도를 줄이기 위해 3회 반복 측정하였다.



**Fig. 3.** (Color online) Build-up measurements of photon beams from field size of  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  with or without low strength magnetic field.

측정된 선량 상승 곡선의 정량적인 평가를 위해 선량 인자(dosimetric parameters)는 물 표면에서의 선량( $D_{0 \text{ mm}}$ ), 2 mm 깊이에서의 선량( $D_{2 \text{ mm}}$ ), 5 mm 깊이에서의 선량( $D_{5 \text{ mm}}$ ), 그리고 10 mm 깊이에서의 선량( $D_{10 \text{ mm}}$ )을 사용하였다.

### III. 실험 결과 및 고찰

다양한 자기장 조건에서 측정된 선량 상승 곡선은 자기장을 인가되지 않은 조건에 측정된 선량 상승 곡선과 비교 및 분석하였다. 우선 측정된 선량 상승 곡선은 분석 전용 소프트웨어(myQA-Accept v7.5 software)에서 적절한 스무딩 기법(smoothing method)을 사용하여 측정 자료를 처리하였다.  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  조사야 크기로 입사하는 광자선에 수직방향으로 자기장을 인가하였을 때 광자선의 선량 상승 영역 내의 선량 변화는 Fig. 3과 같다. 영구 자석과 물 표면과의 거리(MSD)가 가까울수록 기존 6 MV 광자선의 선량 상승 곡선과 비교

**Table I.** Dosimetric parameters of build-up measured from photon beams with or without the magnetic field.

Photon energy	Magnetic field	Dose (%)	Experimental condition				
			MMD <sup>a)</sup>	10 cm	6 cm	10 cm	6 cm
			MSD <sup>b)</sup>	2.5 cm	2.5 cm	5 cm	5 cm
6 MV	0 T	$D_0$				38.0 %	
		$D_{2 \text{ mm}}$				49.9 %	
		$D_{5 \text{ mm}}$				76.6 %	
		$D_{10 \text{ mm}}$				95.6 %	
	0.5 T	$D_0$	40.6 %	39.2 %	38.8 %	37.8 %	
		$D_{2 \text{ mm}}$	57.2 %	54.8 %	50.1 %	50.0 %	
		$D_{5 \text{ mm}}$	81.9 %	80.6 %	77.0 %	77.5 %	
		$D_{10 \text{ mm}}$	97.6 %	97.2 %	96.2 %	96.3 %	

<sup>a)</sup>Magnet-to-Magnet Distance (MMD).

<sup>b)</sup>Magnet-to-Surface Distance (MSD).

하여 비슷한 표면 선량( $D_{0\text{mm}}$ )을 유지하면서 측정 깊이가 증가할수록 높은 선량 상승을 보였다. 반면에 영구 자석과 물 표면과의 거리가 멀수록 6 MV 광자선의 선량 상승 곡선과 선량 효과에 대한 이득은 없었다. 특히, 자석과 물 표면과의 거리가 2.5 cm에서 자석과 자석 사이의 거리(MMD)가 가까울수록 6 MV 광자선과 비교하여 뛰어난 선량 상승을 보였다.

총 4가지 조건에서의 자기장을 인가하였을 때 기존 6 MV 광자선의 선량 상승 곡선과 비교하여  $D_{0\text{mm}}$ ,  $D_{2\text{mm}}$ ,  $D_{5\text{mm}}$ ,  $D_{10\text{mm}}$ 가 평균적으로 각각 약 2.9%, 6.3%, 3.3%, 1.3%가 증가하였다(Table 1). 특히, 영구 자석 간의 거리가 6 cm이고 자석과 물 표면 간의 거리가 2.5 cm에서 다른 자기장 조건보다  $D_{0\text{mm}}$ ,  $D_{2\text{mm}}$ ,  $D_{5\text{mm}}$ ,  $D_{10\text{mm}}$ 가 각각 6.8%, 14.6%, 6.9%, 2.1%의 향상된 선량 상승 효과를 보였다. 이러한 현상은 저 강도 자기장에 의해서 광자선에 의해 생성된 저 에너지 이차 전자만 효과적으로 제거되고 다소 높은 에너지의 이차 전자들이 선량 상승 영역에 기여한 것으로 판단된다.

기존의 몇몇 연구자들에 의해 자기장을 이용한 광자선에 의해 생성된 이차 전자를 제어함으로써 기대할 만한 선량 효과가 있음을 보고하였다. 주로 강한 자기장으로 인해 심부에서의 선량 효과 이득을 평가하였지만 실제 임상 적용하기에는 여러 한계점이 있다. 첫째로 강한 자기장을 특정 인체 내부에만 국소적으로 인가할 수 있는 방법이 현실적으로 불가능하다는 점에서 임상 적용을 위한 실현 가능성이 매우 낮다 [8]. 둘째는 강한 자기장으로 인한 전자선과 광자선을 생성하는 선형가속기 장비에 대한 영향 평가도 필수적인 해결해야 할 과제이다. 마지막으로 선형가속기를 이용한 방사선 치료는 빔 방향, 빔 에너지, 조사야 크기 등 다양한 요소들로 구성되어 있다. 방사선 치료를 위해 많은 빔 방향 사용은 선량 변조를 위하여 자기장 방향도 다양해진다. 이는 선형가속기와 환자 주변 공간적 제한점 때문에 빔 방향에 따라 자기장 장치를 설치하는데 어려움이 있다.

이러한 한계점을 극복하고자 본 연구에서 고안한 자기장 장치를 인체 외부에 용이하게 설치가 가능한 피부암이나 성문암과 같이 종양이 피부와 매우 가까운 곳 또는 인접해 있으면서 표적 체적이 크지 않은 경우에는 임상 적용이 가능할 것으로 판단된다. 특히, 성문암의 방사선 치료에서 조사야의 크기는 대부분  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  또는  $6 \times 6 \text{ cm}^2$ 을 사용한다[9-12]. 이는 본 연구에서 진행된 조사야 크기와 일치함으로써 측정으로부터 도출된 선량 상승 효과를 기대할 수 있다. 또한 방사선 치료를 위해 1~2개 정도의 빔 방향을 사용하기 때문에 자기장 장치를 설치하는데 용이하다. 더불어 0.5 T의 저 강도 영구 자석을 이용하기 때문에 기존의 강한 자기장 장치에 비해 선형가속기에 대한 물리적인 영향에 대한 고려를 최소화할 수 있다.

또 다른 측면에서 현재 전 세계적으로 사용 중인 선형가속기의 최소 광자선 에너지는 대부분 6 MV이므로 피부와 인접해 있는 표적 체적에는 저 선량이 조사될 수 있다. 이러한 불충분한 선량 전달 가능성이 예상된다면 6 MV 광자선으로 치료할 때는 선량 상승을 기대하기 위해 전통적으로 조직등가물질인 볼루스(bouls)를 사용하였다[13, 14]. 비록 볼루스를 적용하여 피부 표면에 충분한 선량을 전달할 수는 있겠지만, 피부에 들어가는 선량은 오히려 상당히 증가하여 피부 보존 효과(skin sparing effect)를 기대하기 어려운 단점이 있다. 이 또한 본 연구에서 고안된 자기장 장치를 이용할 경우, 기존의 6 MV 광자선과 유사한 표면 선량을 보이면서  $D_{2\text{mm}}$ 와  $D_{5\text{mm}}$ 에서 약 10%와 5% 이상의 향상된 선량 상승 효과를 기대할 수 있을 것으로 판단된다.

#### IV. 결 론

본 연구는 임상 적용이 가능한 인체 외부에 자기장을 인가하면서 선형가속기의 물리적 영향을 최소화할 수 있는 저 강도 자기장 장치를 고안하였다. 이를 통해 자기장을 이용하여 기존의 6 MV 광자선의 선량 상승 영역의 변조 가능성을 실험적으로 평가 및 분석을 통해 임상 적용 가능성을 확인하였다.

물 팬텀을 이용한 실험에서 영구 자석과 영구 자석 간의 거리와 자석과 물 팬텀 간의 거리가 가까울수록 기존의 6 MV 광자선의 선량 상승 곡선과 비교하여 향상된 선량 상승을 획득할 수 있었다. 이는 표적 체적이 피부와 가까이 존재하는 경우에 있어서 기존 6 MV 광자선으로 치료할 때 피부 표면에서의 이차 전자 축적(secondary electron deposition) 감소로 인한 낮은 선량이 전달되는 한계점을 극복할 수 있을 것 기대된다.

본 연구로부터 피부와 인접한 곳에서의 향상된 선량 상승 효과가 있음을 실험적으로 확인하였으며, 추후 선량 상승 조건의 최적화를 위한 추가적인 연구가 필요할 것으로 판단된다.

#### 감사의 글

본 연구는 2015년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업(NRF-2014R1A1A2058154, 2015R1C1A1A102036358)과 2016년도 아산재단 재원으로 강릉아산병원 과제 지원을 받아 수행되었음(2016-07).

#### References

[1] W. H. Bostick, Phys. Rev. 77, 564 (1950).

- [2] M. S. Weinhaus, R. Nath, and R. J. Schulz, *Med. Phys.* **12**, 598 (1985).
- [3] A. F. Bielajew, *Med. Phys.* **20**, 1171 (1993).
- [4] S. A. Naqvi, X. A. Li, S. W. Ramahi, J. C. Chu, and S. J. Ye, *Med. Phys.* **28**, 603 (2001).
- [5] D. W. Litzenberg, B. A. Fraass, D. L. McShan, T. W. O'Donnell, D. A. Roberts, F. D. Becchetti, A. F. Bielajew, and J. M. Moran, *Phys. Med. Biol.* **46**, N105 (2001).
- [6] J. C. Chu, L. Reiffel, W. C. Hsi, and V. A. Saxena, *Int. J. Cancer*, **96**(Suppl.), 131 (2001).
- [7] L. Reiffel, A. Li, J. Chu, R. W. Wheatley, S. Naqvi, R. Pillsbury, and A. Saxena, *Phys. Med. Biol.* **45**, N177 (2000).
- [8] N. H. Jung, Y. Shin, I. H. Jung, and J. Kwak, *Radiat. Oncol. J.* **33**, 226 (2015).
- [9] T. Teshima, M. Chatani, and T. Inoue, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **18**, 119 (1990).
- [10] V. T. DeVita, S. Hellman, and S. A. Rosenberg, *Cancer: Principles and Practice of Oncology*, 4th ed., Lippincott, Philadelphia (1993), pp. 631-647.
- [11] Y. H. Kim and G. Y. Chai, *J. Korean Soc. Ther. Radiol.* **15**, 315 (1997).
- [12] G. Marshak, B. Brenner, J. Shvero, J. Shapira, D. Ophir, I. Hochman, G. Marshak, A. Sulkes, and E. Rakowsky, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **43**, 1009 (1999).
- [13] W. M. Mendenhall, R. J. Amdur, C. G. Morris, and R. W. Hinnerman, *J. Clin. Oncol.* **19**, 4029 (2001).
- [14] J. H. Kim and S. J. Byun, *J. Korean Soc. Ther. Radiol. Oncol.* **27**, 29 (2009).