

## Efficacy and Accuracy of Patient Specific Customized Bolus Using a 3-Dimensional Printer for Electron Beam Therapy

Woo Keun Choi\*<sup>†</sup>, Jun Chul Chun<sup>†</sup>, Sang Gyu Ju\*, Byung Jun Min<sup>†</sup>, Su Yeon Park\*, Hee Rim Nam<sup>†</sup>, Chae-Seon Hong\*, MinKyu Kim\*, Bum Yong Koo\*, Do Hoon Lim\*

\*Department of Radiation Oncology, Samsung Medical Center, Sungkyunkwan University School of Medicine, <sup>†</sup>Department of Radiation Oncology, Kangbuk Samsung Hospital, Sungkyunkwan University School of Medicine, Seoul, <sup>‡</sup>Department of Medical Physics, Kyonggi University, Suwon, Korea

We develop a manufacture procedure for the production of a patient specific customized bolus (PSCB) using a 3D printer (3DP). The dosimetric accuracy of the 3D-PSCB is evaluated for electron beam therapy. In order to cover the required planning target volume (PTV), we select the proper electron beam energy and the field size through initial dose calculation using a treatment planning system. The PSCB is delineated based on the initial dose distribution. The dose calculation is repeated after applying the PSCB. We iteratively fine-tune the PSCB shape until the plan quality is sufficient to meet the required clinical criteria. Then the contour data of the PSCB is transferred to an in-house conversion software through the DICOMRT protocol. This contour data is converted into the 3DP data format, STereoLithography data format and then printed using a 3DP. Two virtual patients, having concave and convex shapes, were generated with a virtual PTV and an organ at risk (OAR). Then, two corresponding electron treatment plans with and without a PSCB were generated to evaluate the dosimetric effect of the PSCB. The dosimetric characteristics and dose volume histograms for the PTV and OAR are compared in both plans. Film dosimetry is performed to verify the dosimetric accuracy of the 3D-PSCB. The calculated planar dose distribution is compared to that measured using film dosimetry taken from the beam central axis. We compare the percent depth dose curve and gamma analysis (the dose difference is 3%, and the distance to agreement is 3 mm) results. No significant difference in the PTV dose is observed in the plan with the PSCB compared to that without the PSCB. The maximum, minimum, and mean doses of the OAR in the plan with the PSCB were significantly reduced by 9.7%, 36.6%, and 28.3%, respectively, compared to those in the plan without the PSCB. By applying the PSCB, the OAR volumes receiving 90% and 80% of the prescribed dose were reduced from 14.40 cm<sup>3</sup> to 0.1 cm<sup>3</sup> and from 42.6 cm<sup>3</sup> to 3.7 cm<sup>3</sup>, respectively, in comparison to that without using the PSCB. The gamma pass rates of the concave and convex plans were 95% and 98%, respectively. A new procedure of the fabrication of a PSCB is developed using a 3DP. We confirm the usefulness and dosimetric accuracy of the 3D-PSCB for the clinical use. Thus, rapidly advancing 3DP technology is able to ease and expand clinical implementation of the PSCB.

**Key Words:** Customized bolus, 3D printer, electron beam therapy

### 서 론

성공적인 방사선치료를 위해서는 주변 정상장기에 가는 선량을 최소화하면서 종양에 계획된 치사선량을 정확히 조사하는 것이 중요하다. 전자선 빔은 유효치료 영역(80% Percentage Depth Dose: PDD)을 지나면 선량 흡수가 급격히 감소하는 특성으로 인해 5 cm 이하의 종양 치료에 많이 사용된다.<sup>1)</sup> 이러한 특성은 표적 체적(Target Volume)을 넘어 정상장기(Organ At Risks: OARs)가 위치하는 종양의 치료에 매우 효과적이다. 전자선치료는 광자선 치료에 비해 치

This work was supported by the grant of the ICT R&D program of MSIP/IIPT [Grant No. B0101-14-1081, Development of ICT based software platform and service technologies for medical 3D printing applications].

Received 23 May 2016, Revised 25 May 2016, Accepted 26 May 2016

**Correspondence:** Sang Gyu Ju (sg.ju@samsung.com)

Tel: 82-2-3410-2612, Fax: 82-2-3410-2619

© This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

료 방법이 간단해서 유방암의 흉곽조사(Chest wall Irradiation for Breast Cancer), 피부암(Skin Cancer), 두 경부(Head and Neck) 종양 치료에 주로 이용된다.<sup>2-5)</sup>

하진 입자선 중의 하나인 전자선의 경우 불규칙한 체표 윤곽이나 뼈(Bone), 폐(Lung), 공기 강(Air cavities)등과 같은 체내 불 균질 구조물의 영향에 민감해서 균일한 선량 분포를 종양에 조사하기 어렵다.<sup>1)</sup> 따라서 전자선치료는 치료계획표적용적(Planning Target Volume: PTV)에 균등한 처방선량을 조사하는 것이 중요하다. 이러한 체내 불균질 구조물은 일반적인 물 등가물질에 비해 서로 다른 선량흡수와 산란경향을 보인다. 따라서 PTV내에서 예측이 어려운 Hot Spot, Cold Spot 발생의 원인이 된다. 나아가 종양에 원하는 선량을 정확히 조사하기 어렵고 주변 OARs에 불필요한 방사선을 조사하게 되는 원인이 된다.<sup>6)</sup> 이러한 단점을 극복하기 위해 다양한 방법이 제시되었다. 선량분포를 변형하기 위해 Lief 등은 전자선 빔 썸기(Electron Wedge)를 제안했지만 계산이 복잡하고 제작이 어려워 임상 사용에 널리 사용되고 있지는 않다.<sup>7)</sup> MLC를 이용하여 서로 다른 에너지와 선량을 조사하는 세기변조 전자선 빔 치료 기술(Intensity-Modulated Electron Beam technique)이 소개되었지만 선량계산이 복잡하고 정합 면을 맞추기 어려운 단점을 안고 있다.<sup>8,9)</sup> 볼루스(Bolus)는 이러한 문제를 해결하기 위해 임상에서 가장 많이 사용하는 방법 중 하나다.<sup>4)</sup> 볼루스는 피부 선량을 높이거나 체내 선량분포를 개선하기 위해 사용된다. 후자의 경우, 불규칙한 체표윤곽을 보정하거나 체내 불균질 구조물을 보정하기 위한 목적으로 볼루스가 사용되어 왔다.<sup>6)</sup> 하지만 일반적으로 볼루스는 일정한 두께를 가진 정형화된 형태로 주로 전자선 에너지를 조절해서 원하는 비정을 얻기 위한 목적으로 사용되어왔다. 미국의학물리학회 보고서 25 (The American Association of Physicists in Medicine Task Group report 25)에서는 종양이 처방선량의 90% 이내에 포함될 수 있도록 에너지나 조사면 크기, 볼루스 등을 조절하여 사용할 것을 권고하고 있다.<sup>1)</sup> 하지만 정형화된 평판형 볼루스는 다음과 같은 이유로 체내 불균질 구조물이나 불규칙한 체표윤곽을 보정하는 환자맞춤형 볼루스(Patient Specific Customized Bolus: PSCB) 제작에 사용하기 어렵다.<sup>10,11)</sup> 첫째, 평판형 볼루스의 경우 수작업으로 PSCB를 제작해야 하기 때문에 정확한 가공이 어렵다. 둘째, PSCB는 치료계획시스템(Treatment Planning System: TPS)를 통한 선량 계산 결과를 바탕으로 설계되어야 한다. 일반적인 볼루스의 경우 선량계산을 통해 설계 후 이를 제작설계도로 활용하기 어렵다. 셋째, 임상에서 시행착오를 거쳐

만들어야 하므로 시간이 많이 걸리고 번거롭다.

본 연구는 PSCB 제작과정을 개선하고자 삼차원프린팅(3-Dimensional printing: 3DP) 기술을 도입했다. 3DP 기술은 설계된 삼차원 구조물을 쾌속 조형(Rapid Prototyping)기술을 이용하여 정밀하게 제작 가능한 장점을 가지고 있다.<sup>12)</sup> 다양한 물질을 이용하여 고해상도 제작(0.1  $\mu\text{m}$ )이 가능하다.<sup>13)</sup> 또한 작은 공간( $\sim 2 \text{ m}^2$ )에 설치가 가능하고 소음이 적어 임상에 적합하다. 이러한 장점으로 인해 3DP의 임상적 사용이 최근 증가하고 있다.<sup>14-18)</sup>

이상과 같은 많은 장점에도 불구하고 전자선에서 3DP를 이용한 볼루스 제작에 대한 절차와 선량 검증에 대한 연구는 부족하다.

이에 본 저자는 3DP를 이용해 전자선치료를 위한 PSCB 제작절차를 정립하고 선량 검증을 통해 정확도를 검증하고자 한다.

## 재료 및 방법

### 1. PSCB 설계 방법 및 제작절차 정립

본 연구는 TPS에서 치료계획용 전산화 단층촬영 영상(Planning Computed Tomography: CT)을 이용하여 PSCB를 설계하고 이를 3DP를 이용하여 제작하는 절차를 정립하고 정확도를 평가했다(Fig. 1). PSCB를 제작하는 절차는 다음과 같다. 치료계획용 CT상에 PTV를 그린 후 선량계산을 통해 PTV의 최대비정영역을 포함하는(cover)하는 전자선 에너지와 조사면을 선정한다. 이후 PTV의 말단 표면(distal surface)을 처방 등선량 표면(prescribe isodose surface)이 포함 할 수 있도록 환자체표 윤곽도 위에 PSCB를 그린다. PSCB 제작에 사용될 3DP 물질의 물리적 밀도(Density)를 사전에 측정하고 TPS에서 제공하는 밀도 수정(Override) 기능을 이용하여 PSCB의 밀도를 수동 수정했다. 처방 등선량 표면이 PTV의 말단 표면을 잘 감쌀 수 있도록 PSCB의 모양을 수동으로 여러 차례 수정한다. 치료계획이 완료되면 PSCB의 윤곽(contour) 데이터를 영상 전송 프로토콜(Digital Imaging and Communications in Medicine for Radiation therapy: DICOMRT)을 이용하여 자체 제작한 변환(conversion) 프로그램으로 전송한다.<sup>13,19)</sup> 변환 프로그램은 DICOMRT 포맷의 윤곽 자료를 읽어 점 데이터(cloud point) 구조로 재구성했다. 점 데이터는 메시 피팅(Mesh fitting)<sup>20)</sup> 알고리즘을 이용하여 표면 처리후 STL (STereoLithography, 3D Systems) 파일 포맷으로 변환시켰다.<sup>21)</sup> 전송된 PSCB는 3DP에서 인식 가능한 STL 파일 포맷으로 변환한 후 3DP

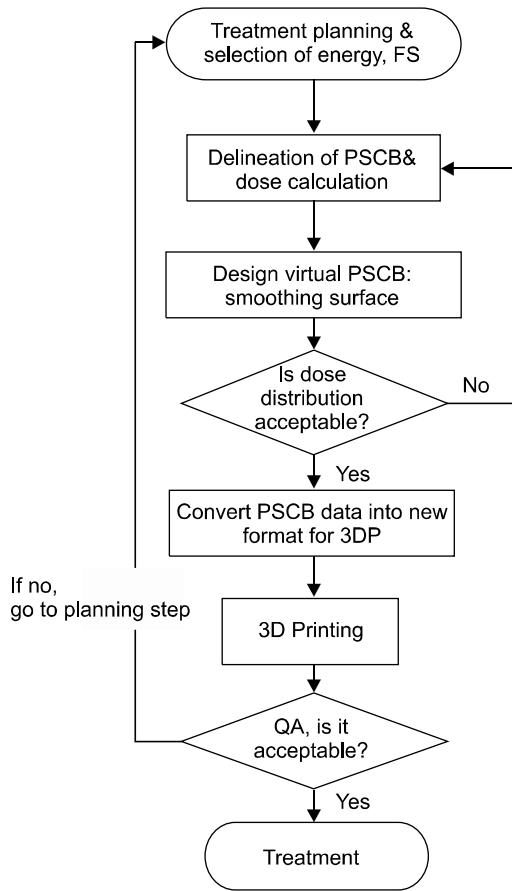


Fig. 1. Work flow diagram for the manufacture of a patient-specific customized bolus using a three-dimensional printer.

에서 출력한다.

선량계산시 적용할 PSCB의 밀도를 결정하기 위해 정육면체의 가상 모형 상자(virtual sample box: VSB,  $5 \times 5 \times 5 \text{ cm}^3$ )를 본 연구에 사용할 3DP (ProJet<sup>®</sup> 160, 3DSYSTEMS<sup>®</sup>, USA)로 제작했다. 해당 3DP는 파우더 재질(PXL<sup>™</sup> core<sup>™</sup>, 3DSYSTEMS<sup>®</sup>, USA, www.3dsystems.com)의 물질을 얇게 도포한 후 잉크젯 방식으로 응고제를 분사하고 이를 반복하여 설계된 모형을 적층한다(Powder Bed and inkjet head 3D printing: PBP). 일반적으로 본 연구에 사용된 3DP의 경우 물체를 제작한 후 후처리를 통해 강도를 높이는 절차를 거치나 본 연구에서는 후처리 과정에서 발생하는 밀도 불균질 현상을 막기 위해 별도의 후처리는 수행하지 않았다. 해당 3DP 물질의 밀도를 측정하기 위해 제작된 VSB를 CT (Discovery RT590, GE, USA) 스캔했다. CT 영상을 TPS (Pinnacle<sup>3</sup>, Philips, USA)로 전송한 후 VSB의 내부 중심에 윤곽(contour)를 그리고 해당 윤곽의 평균 Hounsfield Unit

(HU)을 측정했다. 또한 TPS에 입력된 해당 CT 스캐너의 HU-밀도 변환공식을 적용하여 평균 물리적 밀도를 측정했다.

## 2. 유용성 및 정확도 평가

1) DVH 분석을 통한 맞춤형 볼루스의 유용성 평가: PSCB의 유용성 및 정확도 평가를 위해 고체 물 팬텀의 CT 영상(120 KV, 200 mA, 2.5 mm Thickness)을 이용해 2명의 가상 환자를 만들었다. 각각 오목(concave)한 모양(Fig. 1A), 볼록(convex)한 모양(Fig. 1B)의 PTV를 그렸다. 가상의 환자에서 PSCB가 얼마나 효과적으로 OAR 선량을 줄일 수 있는지 검증하기 위해 PTV 아래쪽에 가상의 OAR을 각각 한 개씩 그렸다(아래쪽 3 cm, 우측으로 3 cm 위치). 앞에서 언급한 PSCB 제작 절차에 따라 OAR에 들어가는 선량을 최소화 하면서 PTV에 균등한 처방선량이 조사될 수 있는 PSCB를 TPS의 윤곽 그리기(contouring) 기능을 이용해 그렸다. 그려진 PSCB의 밀도는 실험을 통해 측정한 3DP 물질의 밀도( $1.5 \pm 1 \text{ g/cm}^3$ )를 수동 밀도보정(density override) 기능을 이용하여 입력했다. 20 MeV (21EX, Varian, USA)의 전자선 빔과  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  (Gantry Angle  $0^\circ$ ,  $6 \times 4 \text{ cm}^2$  Block, 선원-검출기 거리 100 cm) 크기의 전자선 콘(cone)이 사용되었다. TPS에서 제공하는 전자선 빔 선량계산 알고리즘(3D pencil-beam algorithm, Pinnacle<sup>3</sup>, Philips, USA)<sup>6,22</sup>을 이용하여 선량 계산을 수행했으며 PTV의 95%에 3 Gy/Fx를 처방했다. 여러 차례에 걸친 선량계산과 수기에 의한 PSCB 수정을 통해 최상의 치료계획 결과를 얻었다.

PSCB의 유효성을 평가 하기 위해 2명의 가상 환자의 PSCB 사용 전 후, PTV 및 OAR의 선량체적히스토그램(dose volume histogram: DVH)을 비교했다. 또한 PTV와 OAR의 최고 선량( $D_{max}$ ), 최소 선량( $D_{min}$ ), 평균선량( $D_{mean}$ )을 계산했고 OAR의 경우 처방선량의 90% 선량이 받는 체적( $V_{90\%}$ ), 80% 선량이 받는 체적( $V_{80\%}$ )도 함께 조사했다.

2) 선량 정확도 검증: 본 연구에서 제안한 PSCB 제작 과정의 정확도를 평가하기 위해 이차원 선량 검증을 수행했다. 고체 물 팬텀(Solid Water Phantom  $25 \times 25 \times 25 \text{ cm}^3$ )의 빔 중심축에 Gafchromic EBT3 (Ashland, USA) 필름을 수직 삽입했다. 물 팬텀 표면에 제작된 2가지 유형의 PSCB를 각각 올려 놓고 해당 치료계획에서 획득한 빔 조건을 조사했다. 모든 조사조건을 치료계획과 동일한 기하학적 조건 하에서 수행했다. 필름선량 교정을 위해 알고 있는 선량을 조사하여 교정필름을 제작했다. 모든 필름은 조사 12시간 후 동일한 조건에서 필름 스캐너(EPSON 1000XL, Epson, Japan)를 이용하여 디지털화했다. 스캔 된 필름은 전용 분석 프로그램

램(FILMQA™, Ashland, USA)을 이용해 분석했다. 2가지 유형의 PSCB를 측정된 필름은 흑화도-선량(film density to dose) 교정식을 이용하여 선량으로 환산하고 동일 조건에서 TPS로부터 계산한 이차원 선량분포와 중첩 시킨 후 빔 중심축에서의 심부선량(% depth dose)곡선과 이차원 선량 분포를 감마분석( $\gamma$ -index, 3% 선량 오차, 3 mm 거리 오차 적용) 기법을 이용해 비교 평가했다.<sup>23)</sup> 필름 선량 분석을 위해 PTV의 중심점에서의 선량을 기준으로 계산된 선량 분포와 측정된 선량분포간 정규화(normalization)를 수행했다. 재현성 검증을 위해 모든 측정은 3회 걸쳐 반복 시행했다. 정량적 평가를 위해 감마 값이 1을 넘지 않는 화소의 백분율( $\gamma\% > 1$ )을 계산하여 비교했다.

## 결 과

### 1. 맞춤형 볼루스의 유용성 평가

3DP로 제작된 VSD의 CT 스캔 영상으로 평가한 밀도는  $1.5 \pm 1 \text{ g/cm}^3$ 였으며 균등한 밀도를 보였다. 본 연구절차에 따라 제작한 2가지 유형의 가상환자에 맞는 PSCB는 Fig. 2와 같다.

2가지 유형의 가상환자를 대상으로 PSCB를 사용했을 때와 사용하지 않았을 때 계산한 치료계획 결과에서는 현저한 차이를 보였다(Fig. 3). PSCB를 사용하지 않은 경우 표적 내 선량은 균등한 반면 표적 하방에 위치한 OAR도 고선량을 받았다. 즉, 표적의 모양에 맞는 선량 분포를 얻기가 어려웠다. 반면 PSCB를 적용한 결과 선량 감쇄를 통해

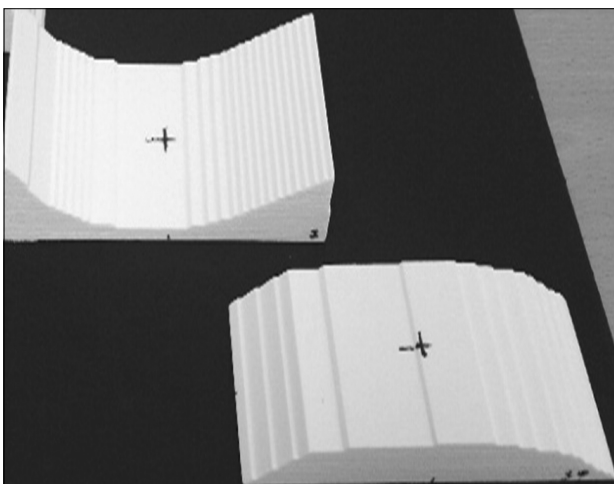


Fig. 2. Two types of patient-specific customized bolus produced by three-dimensional printer for virtual patients (concave and convex shape, physical density= $1.5 \pm 1 \text{ g/cm}^3$ ).

표적의 말단 모양에 적합한 선량분포 획득이 가능했다. 아울러 PSCB가 에너지 감쇄기능을 제공함으로써 표적 너머 선량이 현저히 감소하는 현상을 보였다. 반면 체표선량은 상대적으로 증가했다.

이러한 결과는 선량체적히스토그램에서 쉽게 관찰할 수 있었다. 선량 정규화(normalization)를 수행한 표적의 선량체적히스토그램에서는 PSCB 사용 유무에 따른 큰 선량 차이는 보이지 않는다(Fig. 4). 하지만 OAR의 선량체적히스토그램에서는 PSCB를 사용했을 경우 현저한 선량감소효과가 관찰되었다. PSCB 사용 유무에 따른 치료계획 결과의 정량적 분석 결과도 유사한 경향을 보였다(Table 1). PSCB를 사용할 경우 PSCB를 사용하지 않는 경우에 비해 OAR의 최대선량, 최소선량, 평균선량은 각각 평균 9.7%, 36.6%, 28.3% 감소했다. 특히, 처방선량의 90% 선량( $V_{90\%}$ )을 받는 OAR의 용적은 PSCB를 적용할 경우 약 99% 낮아졌다( $14.40 \text{ vs } 0.1 \text{ cm}^3$ ). 또한 처방선량의 80% 선량을 받는 OAR 체적도 PSCB를 사용할 경우 약 91% 줄었다( $42.6 \text{ vs } 3.7 \text{ cm}^3$ ).

### 2. 선량 정확도 검증

치료계획 장치에서 계산된 빔 중심축 면에서의 이차원 선량분포와 필름으로 측정된 선량분포를 중첩하여 심부선량곡선(Fig. 5a, c)과 감마 분석 결과를 획득했다(Fig. 5b, d). 감마분석결과(3%, 3 mm) 오목 및 볼록 볼루스를 적용한 경우 각각 95%, 98% 통과율(pass rate)을 보였다. 오목 볼루

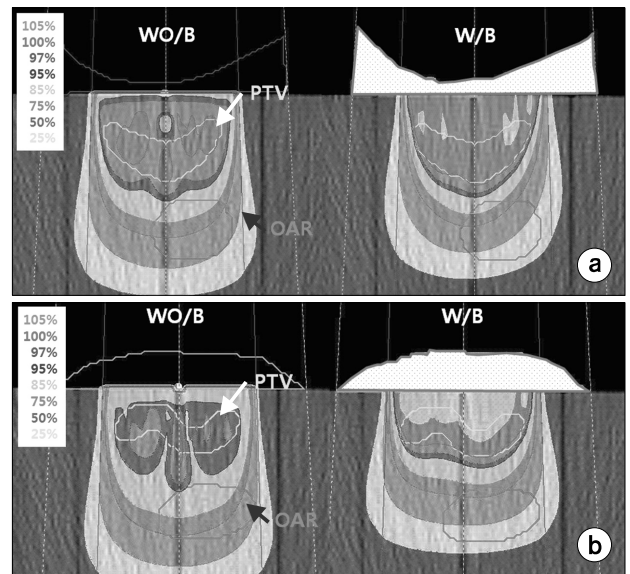


Fig. 3. Comparison of dose distribution of with- and without concave shaped PSCB (a) and convex shaped PSCB (b).

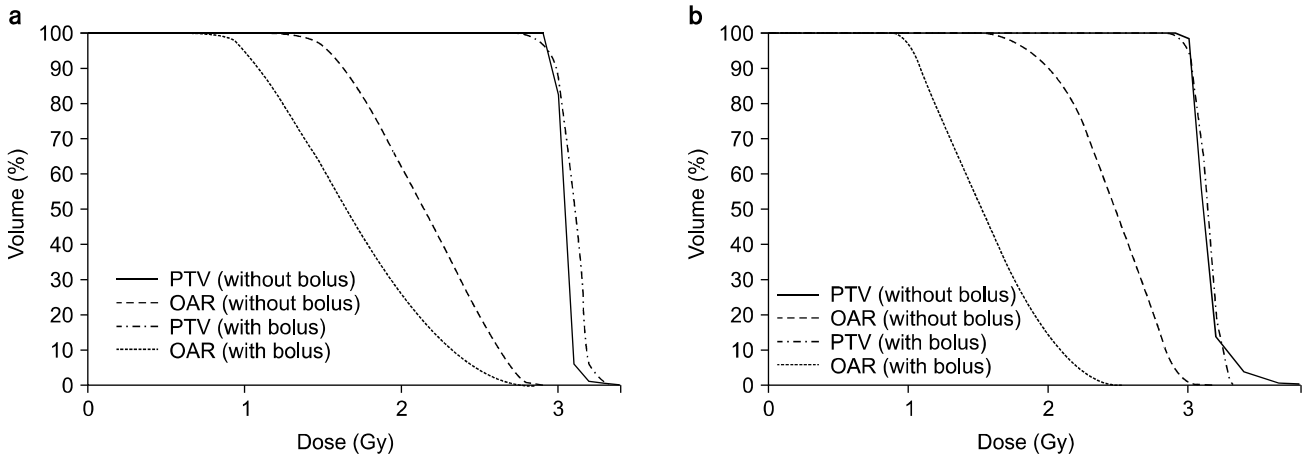


Fig. 4. Comparison of DVHs for OAR and PTV of with- and without concave shaped PSCB (a) and convex shaped PSCB (b).

Table 1. Comparison of the dosimetric characteristic for treatment plan and quality assurance with- and without PSCB.

		PTV				OAR				V <sub>90%</sub>	V <sub>80%</sub>	Gamma Pass Rate (3%/3 mm)
		Volume (cm <sup>3</sup> )	Max Dose (Gy)	Min Dose (Gy)	Mean Dose (Gy)	Volume (cm <sup>3</sup> )	Max Dose (Gy)	Min Dose (Gy)	Mean Dose (Gy)			
Concave	WO/B	16.15	3.35	2.86	3.04±0.05	15.05	2.86	1.28	2.14±0.36	5.04	28.28	0.95
	W/B		3.24	2.64	3.1±0.08		2.77	0.81	1.68±0.45	0.15	6.50	
Convex	WO/B	10.07	3.34	2.88	3.07±0.04	15.05	2.99	1.45	2.43±0.32	23.83	57.05	0.98
	W/B		3.25	2.56	3.04±0.14		2.51	0.92	1.59±0.37	0.00	1.07	
Average	WO/B		3.35	2.87	3.06		2.93	1.37	2.28	14.44	42.67	0.97
	W/B		3.25	2.60	3.08		2.64	0.87	1.64	0.08	3.79	
Ratio			-2.99%	-9.41%	0.65%		-9.74%	-36.63%	-28.29%	-99.48%	-91.13%	

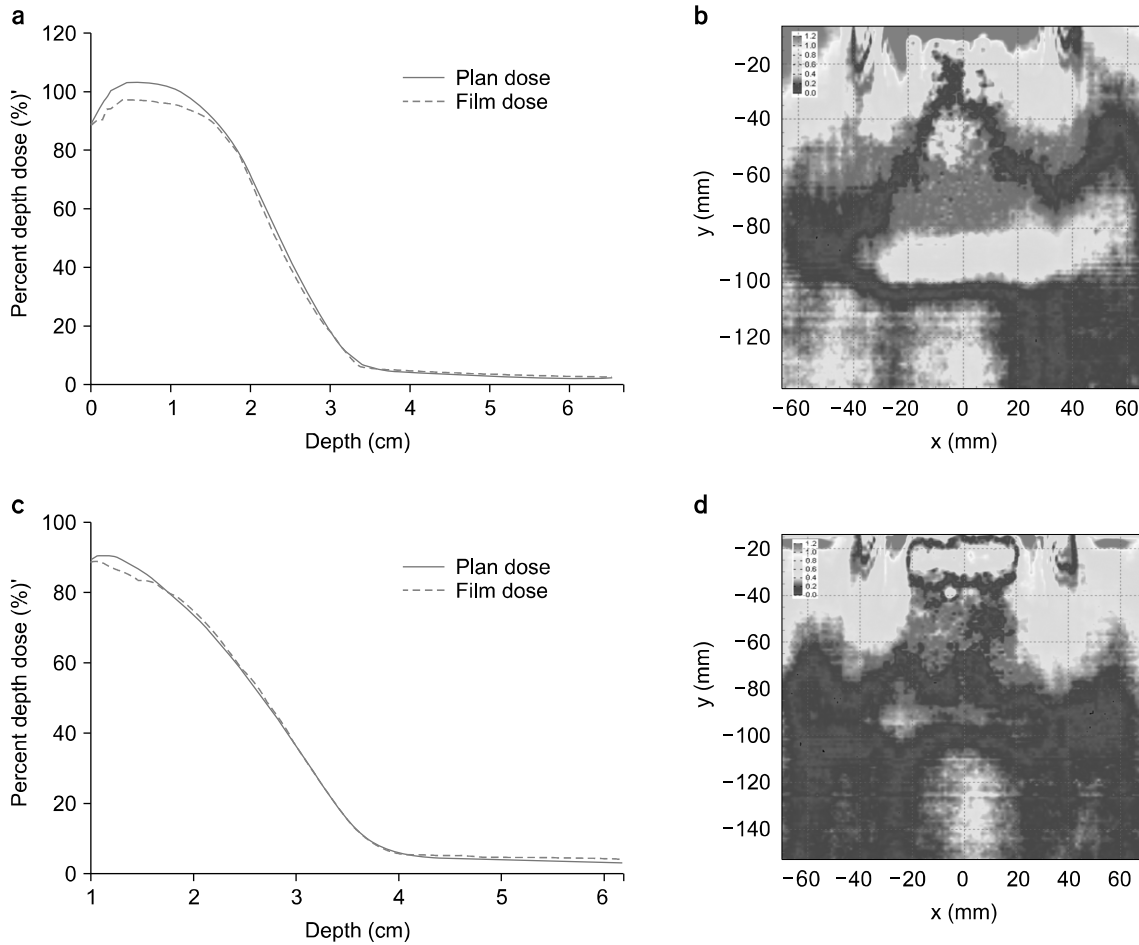
V<sub>90%</sub>: volume received 90% of the prescribed dose, V<sub>80%</sub>: volume received 80% of the prescribed dose, WO/B: without bolus, W/B: with bolus, Ratio: (W/B-WO/B)/WO/B×100%.

스를 적용한 심부선량곡선의 경우 체표로부터 1.5 cm 깊이에서 치료계획 결과에 비해 측정 결과가 다소 낮게(최대 약 5%) 측정되었다. 하지만 처방선량의 90% 선량 이후의 깊이에서는 계산 결과와 측정 결과가 잘 일치했다. 볼록 볼루스의 경우 전 선량 구간에서 3% 이내의 오차로 잘 일치했다. 감마분석 분포(Fig. 5b, d)에서는 표적 중심이나 빔 중심에서의 오차는 적은 반면 조사면 경계와 표면에서 오차 분포가 상대적으로 넓게 분포했다.

### 고찰 및 결론

본 연구는 3DP를 이용해 PSCB를 만드는 절차를 정립하고 임상적용 가능여부를 검증했다. PSCB를 이용해서 크게 2가지 효과를 얻고자 했다. 첫째는 에너지를 조절하는 빔

흡수체 기능을 얻고자 했다. 임상에서 사용하는 선형가속기의 경우 다양한 에너지 선택이 불가능하다. 즉 불연속적인 에너지 균을 가지고 있다(통상 6, 9, 12, 16, 20 MeV). 따라서 제조사에서 제공한 에너지 이외의 중간 에너지를 사용하기 위해서는 별도의 빔 흡수체를 장착하고 TPS 빔 모델링을 필요로 한다. PSCB를 사용해서 에너지를 조절함으로써 표적보다 깊은 깊이에 위치한 OAR 선량감소에 효과적임을 알 수 있었다. 또한 별도의 빔 데이터 입력을 필요로 하지 않아 임상에서 다양한 에너지 활용에 효과적일 것으로 생각된다. 둘째는 종양에 맞는 불규칙한 선량분포를 만드는 기능으로 사용하고자 했다. 전자선 빔 치료에서 표적모양에 맞는 선량분포를 만들기 위해서는 불규칙한 체표 윤곽, 체내 불균질 구조체에 대한 선량보정이 필요하다. PSCB는 이러한 요구에 적합하다.



**Fig. 5.** Comparison of percent depth dose (a) and (c) at central axis of the beam and Gamma analysis (b) and (d) through film dosimetry. (a) and (b) represent PDD and Gamma analysis result for a virtual patient with a concave shaped PSCB respectively. (c) and (d) represent PDD and Gamma analysis result for a virtual patient with a convex shaped PSCB respectively.

PSCB를 이용할 경우 기존 치료법에 비해 몇 가지 고려해야 할 점이 있다. 첫째, 전자선 빔의 에너지와 조사면 크기 선택에 있어 사용 전과 다른 접근 방법이 필요할 것으로 생각된다. PSCB 사용으로 선량 감쇄와 산란 영향이 달라진다. 따라서 반드시 TPS를 통한 선량 계산 결과를 참조해서 치료계획을 수립해야 한다. 몇몇 연구자들에 의해 3DP를 이용해 PSCB를 만드는 연구가 소개되었다.<sup>14,18)</sup> 하지만 TPS에서 선량 계산을 통해 PSCB를 설계하고 이를 3DP로 제작하는 절차는 본 연구에서 처음 소개된다. 둘째, PSCB 설계 시 급격한 두께 변화(sharp surface irregularity)에 의한 산란 불균형이 발생하지 않도록 주의해야 한다. 셋째, CT 슬라이스 두께에 의한 표면 굴곡 보정도 고려해야 한다. PSCB의 윤곽 곡선은 CT 영상당 1개씩 추출하게 된다. 따라서 삼차원 재구성시 슬라이스 두께에 의해 층이 발생

한다. 이러한 층을 없애기 위해서는 CT 스캔 해상도를 높이는 게 좋다(~1.25 mm). 하지만 스캔 해상도를 높이면 방사선 피폭이 증가하고 영상수의 증가로 더 많은 윤곽을 그려야 하는 단점이 있다. 본 연구에서는 이러한 문제를 해결하기 위해 PSCB 윤곽을 삼차원 점 데이터로 변환한 후 영상처리(메시 피팅)를 통해 표면 다듬질(smoothing)을 했다. 표면 처리를 수행할 경우 본래의 구조체에 변화가 없도록 세심한 주의가 필요하다. 마지막으로, PSCB의 사용은 피부 선량을 증가시킨다. 임상 적용을 위해서는 반드시 이에 대한 고려가 필요할 것으로 생각된다. 이상과 같이 PSCB를 이용한 전자선 치료를 위해서는 새로운 치료계획 기술개발이 필요할 것으로 생각된다.

최근 다양한 3DP와 재질이 사용되고 있다. 본 연구에서는 제작 절차와 선량적 정확도 검증을 위해 사용 및 제작

이 간단한 파우더 재질을 사용하는 PDP방식의 3DP를 이용했다. 하지만 임상적용을 목적으로 3DP를 이용해 PSCB를 제작할 경우에는 몇 가지 추가로 고려해야 할 사항들이 있다. 첫째, 체표에 올려 놓고 치료하는 경우 부드러운 촉감과 인체에 무해한 재질을 선택해야 한다. 본 연구에 사용된 3DP의 경우 표면이 딱딱해서 환자 체표에 부착할 경우 불편감을 초래할 수 있다. 하지만, 본 연구에서 제안한 방법에 따라 밀도 보정을 수행하면 최근 소개되는 다양한 재질을 사용할 수 있다. 둘째, 제작 시간과 비용에 대한 고려가 필요하다. 3DP를 이용한 PSCB의 제작 시간과 비용은 PSCB의 적층 높이와 3DP 재질 및 모델과 밀접한 관계를 갖는다. 일반적인 3DP의 경우 제작 시간이 오래 걸린다. 본 연구에 사용된 3DP의 경우 PSCB의 크기가 비교적 작고 프린터 속도가 빨라 약 5~7 시간 정도 소요되었다. 치료계획에서 PSCB를 설계하는 시간을 제외하면 하루 정도의 제작 시간이 소요될 것으로 생각된다. 고정밀 프린팅을 지원하는 고가의 3DP인 경우 제작 비용도 많이 든다. 따라서 임상적용을 위해서는 각 병원에서 사용하고자 하는 PSCB의 유형과 정밀도를 고려하여 3DP를 선택하고 선량학적 정확도를 검증하는 절차가 필요할 것으로 생각된다.

3DP 기술이 빠르게 발전하고 있어 임상적용 범위가 넓어지고 본 연구 결과가 PSCB를 이용한 새로운 치료법 개발에 기여할 것으로 생각된다.

## References

1. Khan FM, Doppke KP, Hogstrom KR, et al: Clinical electron-beam dosimetry: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 25. *Med Phys* 18(1):73-109 (1991)
2. Kirova YM, Campana F, Fournier-Bidoz N, et al: Postmastectomy electron beam chest wall irradiation in women with breast cancer: a clinical step toward conformal electron therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 69(4):1139-1144 (2007)
3. Perkins GH, McNeese MD, Antolak JA, Buchholz TA, Strom EA, Hogstrom KR: A custom three-dimensional electron bolus technique for optimization of postmastectomy irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 51(4):1142-1151 (2001)
4. Low DA, Starkschall G, Bujnowski SW, Wang LL, Hogstrom KR: Electron bolus design for radiotherapy treatment planning: bolus design algorithms. *Med Phys* 19(1):115-124 (1992)
5. Zablow AI, Eanelli TR, Sanfilippo LJ: Electron beam therapy for skin cancer of the head and neck. *Head Neck* 14(3):188-195 (1992)
6. Hogstrom KR: Treatment planning in electron beam therapy. *Front Radiat Ther Oncol* 25:30-52; discussion 61-33 (1991)
7. Lief EP, Lo YC, Humm JL: Electron wedges for radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 40(1):233-243 (1998)
8. Ma CM, Pawlicki T, Lee MC, et al: Energy- and intensity-modulated electron beams for radiotherapy. *Phys Med Biol* 45(8):2293-2311 (2000)
9. Kudchadker RJ, Hogstrom KR, Garden AS, McNeese MD, Boyd RA, Antolak JA: Electron conformal radiotherapy using bolus and intensity modulation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 53(4):1023-1037 (2002)
10. Archambeau JO, Forell B, Doria R, Findley DO, Jurisch R, Jackson R: Use of variable thickness bolus to control electron beam penetration in chest wall irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 7(6):835-842 (1981)
11. Beach JL, Coffey CW, Wade JS: Individualized chest wall compensating bolus for electron irradiation following mastectomy: an ultrasound approach. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 7(11):1607-1611 (1981)
12. Kesner SB, Howe RD: Design Principles for Rapid Prototyping Forces Sensors using 3D Printing. *IEEE ASME Trans Mechatron* PP(99):1-5 (2011)
13. Ju SG, Kim MK, Hong CS, et al: New technique for developing a proton range compensator with use of a 3-dimensional printer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 88(2):453-458 (2014)
14. Burlison S, Baker J, Hsia AT, Xu Z: Use of 3D printers to create a patient-specific 3D bolus for external beam therapy. *J Appl Clin Med Phys* 16(3):5247 (2015)
15. Harris BD, Nilsson S, Poole CM: A feasibility study for using ABS plastic and a low-cost 3D printer for patient-specific brachytherapy mould design. *Australas Phys Eng Sci Med* 38(3):399-412 (2015)
16. Lindsay C, Kumlin J, Jirasek A, et al: 3D printed plastics for beam modulation in proton therapy. *Phys Med Biol* 60(11):N231-240 (2015)
17. Zarghami N, Jensen MD, Talluri S, et al: Technical Note: Immunohistochemical evaluation of mouse brain irradiation targeting accuracy with 3D-printed immobilization device. *Med Phys* 42(11):6507-6513 (2015)
18. Zou W, Fisher T, Zhang M, et al: Potential of 3D printing technologies for fabrication of electron bolus and proton compensators. *J Appl Clin Med Phys* 16(3):4959 (2015)
19. Kim M, Ju SG, Chung K, et al: Development of a 3D optical scanning-based automatic quality assurance system for proton range compensators. *Med Phys* 42(2):1071-1079 (2015)
20. Alexa M, Behr J, Cohen-Or D, Fleishman S, Levin D, Silva CT: Computing and rendering point set surfaces. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 9(1):3-15 (2003)
21. Wikipedia: <http://en.wikipedia.org/wiki/Stereolithography>
22. Hogstrom KR, Mills MD, Meyer JA, et al: Dosimetric evaluation of a pencil-beam algorithm for electrons employing a two-dimensional heterogeneity correction. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 10(4):561-569 (1984)
23. Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA: A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 25(5):656-661 (1998)

## 전자선 빔 치료 시 삼차원프린터를 이용하여 제작한 환자맞춤형 볼루스의 유용성 및 선량 정확도 평가

\*성균관대학교 의과대학 삼성서울병원 방사선종양학교실,

†성균관대학교 의과대학 강북삼성병원 방사선종양학교실, ‡경기대학교 의학물리학과

최우근\*<sup>†</sup> · 전준철<sup>†</sup> · 주상규\* · 민병준<sup>†</sup> · 박수연\* · 남희림<sup>†</sup> · 홍채선\* · 김민규\* · 구범용\* · 임도훈\*

삼차원 프린터(3DP)를 이용하여 환자맞춤형 전자선 치료용 볼루스(patient specific customized bolus, PSCB)를 제작하는 절차를 고안하고 제안된 방법으로 제작한 PSCB의 선량 정확도를 평가했다. 치료계획장치에서 치료계획표적용적(PTV)에 적합한 전자선 빔과 조사면 크기를 선택하고 초기 선량계산을 수행했다. 계산된 선량분포를 기반으로 PSCB를 그리고 재계산을 수행했다. 수 차례 반복을 통해 최상의 PSCB를 설계하고 설계된 윤곽자료를 DICOMRT 프로토콜을 이용해 자체 제작한 변환프로그램으로 전송했다. PSCB의 윤곽자료는 자체 변환프로그램을 이용해 3DP에서 인식 가능한 파일(STL 포맷)로 변환한 후 3DP를 이용해 제작했다. PSCB의 유용성을 검증하기 위해 2명의 가상 환자(오목, 볼록 유형)를 생성했고 각각의 환자에 가상의 PTV와 정상장기(OAR)를 생성했다. 3D-PSCB를 사용했을 때와 사용하지 않았을 때의 선량체적히스토그램(DVH)과 선량 특성을 비교했다. 3D-PSCB 제작의 정확도를 분석하기 위해 필름 선량측정을 통해 선량 정확도를 평가했다. 치료계획 결과와 필름을 이용한 선량분포를 중첩한 후 빔 중심축에서의 심부선량곡선을 구했고 감마분석(3% 선량 오차와 3 mm 거리오차)을 수행 했다. 2명의 가상환자 모두에서 PSCB를 사용한 경우 PTV 선량은 큰 차이를 보이지 않았다. PSCB를 사용할 경우 PSCB를 사용하지 않는 경우에 비해 OAR의 최대 선량, 최소선량, 평균선량은 각각 평균 9.7%, 36.6%, 28.3% 감소했다. 처방선량의 90% 선량( $V_{90\%}$ )을 받는 OAR의 용적은 PSCB를 적용할 경우 약 99% 낮아졌다(14.40 vs 0.1  $\text{cm}^3$ ). 또한 처방선량의 80% 선량을 받는 OAR 체적도 PSCB를 사용할 경우 약 91% 줄었다(42.6 vs 3.7  $\text{cm}^3$ ). 감마분석 결과(3%, 3 mm) 오목 및 볼록 볼루스를 적용한 경우 각각 95%, 98% 통과율(pass rate)을 보였다. 3DP를 이용해 PSCB를 제작하는 절차를 정립하고 선량적 정확도를 평가해서 임상적용이 가능한 만족할 만한 결과를 얻었다. 3DP 기술의 빠른 발전에 힘입어 PSCB의 임상적용이 좀 더 쉬워지고 적용대상이 확장될 것으로 생각된다.

**중심단어:** 맞춤형 볼루스, 삼차원프린터, 전자선 빔 치료