

<원저>

전자선치료 시 3D 프린터로 제작한 환자 맞춤형 차폐체의 유용성 평가

안기송¹⁾·정우찬¹⁾·김대현²⁾·김무섭³⁾·윤도균³⁾·심재구¹⁾·서태석³⁾¹⁾대구보건대학교 방사선과·²⁾강북삼성병원 방사선종양학과·³⁾가톨릭대학교 의공학교실

Evaluation of the Usefulness of Patient Customized Shielding Block Made with 3D Printer in the Skin Cancer Electron Beam Therapy

Ki-Song Ahn¹⁾·Woo-Chan Jung¹⁾·Dae-Hyun Kim²⁾·Moo-Sub Kim³⁾·
Do-Kun Yoon³⁾·Jae-Goo Shim¹⁾·Tae-Suk Suh³⁾¹⁾Department of Radiologic Technology Daegu Health College²⁾Department of Radiation Oncology, Kangbuk Samsung Hospital³⁾Department of Biomedical Engineering and Research Institute of Biomedical Engineering,
College of Medicine, Catholic University of Korea

Abstract In order to improve and supplement the shielding method for electron beam treatment, we designed a patient-specific shielding method using a 3D printer, and evaluated the usefulness by comparing and analyzing the distribution of electron beam doses to adjacent organs. In order to treat 5 cm sized superficial tumors around the lens, a CT Simulator was used to scan the Alderson Rando phantom and the DICOM file was converted into an STL file. The converted STL file was used to design a patient-specific shield and mold that matched the body surface contour of the treatment site. The thickness of the shield was 1 cm and 1.5 cm, and the mold was printed using a 3D printer, and the patient customized shielding block (PCSB) was fabricated with a cerrobend alloy with a thickness of 1 cm and 1.5 cm. The dosimetry was performed by attaching an EBT3 film on the surface of the Alderson Rando phantom eyelid and measuring the dose of 6, 9, and 12 MeV electron beams on the film using four shielding methods. Shielding rates were 83.89%, 87.14%, 87.39% at 6, 9, and 12 MeV without shielding, 1 cm (92.04%, 87.48%, 86.49%), 1.5 cm (91.13%, 91.88% with PCSB), 92.66%) The shielding rate was measured as 1 cm (90.7%, 92.23%, 88.08%) and 1.5 cm (88.31%, 90.66%, 91.81%) when the shielding block and the patient-specific shield were used together. PCSB fabrication improves shielding efficiency over conventional shielding methods. Therefore, PCSB may be useful for clinical application.

Key Words: 3D Modeling, 3D Printer, Electron beam therapy, Superficial cancer, Bolus

중심 단어: 3D 모델링 프로그램, 3D 프린터, 전자선 치료, 표재성 암, 볼루스

I. 서론

방사선치료는 종양 조직에 최대 선량으로 조사하고 정상 조직에 최소 선량을 조사함으로써 정상장기의 부작용과 합병증 발생률을 줄이고, 인체 여러 부위에서 발생하는 종양

의 특성에 대항하기 위해 다양한 치료 기술이 발전되어 왔다[1]. 방사선치료 대상인 종양 즉 표적이 피부표면에 위치한 경우 광자선으로 가능하지만 전자선을 이용하여 방사선 치료를 하는 경우가 많다. 그 이유는 전자선의 물리적 특성 영향과 밀접하다. 전자선의 물리적 특성은 산란박, 조준기

This research was supported by the National Research Foundation of Korea(NRF) funded by the Ministry of Science, Radiation Technology Research and Development program(Grant No. 2017M2A2A7A01021264)

Corresponding author: Jae-Goo Shim, Department of Radiologic Technology Daegu Health College, Youngsong-ro 15, Buc-gu, Daegu 41453, Republic of Korea / Tel: +82-53-320-1458 / E-mail: sjg2428@dhc.ac.kr

Received 5 December 2019; Revised 24 December 2019; Accepted 26 December 2019

Copyright ©2019 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

개방, 조사통 구조, 조사 면의 크기 및 형태 그리고 차폐체 밀도 및 두께 등에 따라 전자선이 투과할 시 물질의 원자핵 혹은 궤도전자와 상호작용이 일어나 입사 전자들의 운동 에너지와 방향에 변화가 일어나 다중 산란이 발생한다[2,3]. 따라서 다중 산란 영향으로 인해 전자선은 조사선량이 유효 치료 80% 심부선량백분율(Percentage Depth Dose; PDD)을 지나면 선량 흡수가 급격히 감소로 방사선 영향이 적어져 부작용 발생률이 낮아진다. 이에 따라 전자선 치료 시 체표에서 5 cm 이하 깊이 표재성 종양 치료에 이용되고 있다[4]. 표재성 종양 치료 시 표적 주변의 손상위험장기가 위치할 경우 방사선 영향을 최소화하기 위해서 매우 정밀한 치료계획 및 차폐방법이 요구되는데, 손상위험장기에 과도한 방사선 영향을 받으면 부작용 또는 합병증이 발생할 수 있기 때문이다. 예를 들어 수정체(lens) 부위 주위에 기저세포암(basal cell carcinoma)이 발생하여 전자선 치료를 시행할 경우 수정체는 방사선 감수성이 높은 장기로 수정체 역치 선량 2 Gy 이상 피폭 받을 시 일시적으로 백내장이 발생하며, 5 Gy 이상 피폭 받았을 때는 만성 장애의 백내장이 발생한다[5].

따라서 표재성 종양 치료 시 손상위험장기의 방사선 노출을 줄이기 위해 차폐체를 제작하여 방사선 노출을 최대한 줄여주는 것이 중요하며 현재 임상에서는 치료 기술에 따른 다양한 차폐방법을 적용하여 차폐를 시행하고 있다.

방사선치료를 위해 차폐체 제작을 할 경우 전자선 치료 차폐 방법은 차폐 블록을 부착한 조사통을 표적에 중심을 맞추어 차폐를 시행하는데, 조사통에 부착하는 차폐 블록과 인체 표면 간 거리에 의하여 공기층(Air gap)이 생겨 문제가 발생한다. 이러한 공기층 부분을 최소화하기 위해 공기층이 생기지 않도록 조사통을 조사 부위에 최대한 밀착하지만 조사되는 인체 표면이 불규칙하여 공기층이 생길 확률이 높다. 따라서 표면 선량이 감소하여 원하는 차폐효율을 얻기 힘들다[6-8]. 또한 광자선 치료 차폐방법은 환자 표면을 스티로폼을 통해 조형을 만든 후 저용융점 납합금을 이용하여 차폐체를 수작업으로 제작하여 사용한다. 이와 같은 방법의 제한성은 첫째, 종양 위치한 부분마다 모양은 다르고, 환자마다 인체 해부학적 구조 및 조사방향이 달라지므로 환자 개별적 맞춤형으로 제작하는 번거로움으로 제작 시간이 오래 걸린다. 둘째, 차폐체 제작을 위해 공구를 이용하여 수작업으로 차폐체를 진행하기 때문에 작업종사자에게 발생할 수 있는 개인 숙련도에 따라 차폐체 제작의 완성도가 좌우된다. 셋째, 환자 맞춤형의 차폐체를 제작하는 경우 환자의 표면을 본뜨기 위하여 석고를 이용하는 방법이 있다. 이러한 방법은 석고를 환자 표면에 직접 접촉해야하기 때문에

환자의 불편함을 발생 시킬 수 있다 [9-11].

따라서 선형 연구들을 통해 기존 방사선 차폐방법의 문제점을 보완하기 위한 연구가 진행되었으나 손상위험장기 차폐방법에 대한 뚜렷한 해결 방법이 없기 때문에 개선이 필요하다. 본 연구는 저용융점 납합금과 현재 의료 기관에서 사용이 증가하는 3-Dimensional(3D) 프린터 기술을 접목한[12, 13] 차폐체를 제작하는 방법을 고안하였으며, 3D 프린터 기술을 통해 효율적인 차폐체 제작이 가능하다.

3D 프린터 방식의 종류에는 가장 보편적으로 많이 사용하는 FDM(Fused Deposition Modeling; FDM) 방식으로 PolyJet, SLA (Stereo Lithography Apparatus; SLA), SLS (Selective Laser Sintering; SLS), InkJet, DLP (Digital Lighting Process; DLP) 등이 있다. 본 논문에서는 제작비용과 시간 면에서 효율적이며 타 방식보다 장치의 구조와 프로세스가 간단하여 보급률이 높아 어디서든 프린터를 구매하기 쉬운 가장 대표적인 방식인 FDM 방식을 사용하였다[14].

방사선 차폐방법의 문제점을 개선하기 위하여 고안한 3D 프린터 기술을 활용한 차폐체 제작방법은 CT Simulator를 통해 인체 모형 팬텀(Alderson Rando phantom)을 스캔 후 DICOM 파일을 STL 파일로 변환하고, 변환된 STL 파일을 이용하여 치료 부위의 체표 윤곽과 일치하는 환자 맞춤형 차폐체와 주형틀을 디자인했다. 디자인된 모델을 3D 프린터로 인쇄 후 저용융점 납합금을 이용하여 3D 환자 맞춤형 차폐체(Patient Customized Shielding Block; PCSB)를 제작하였다. PCSB는 개인 맞춤형 제작이 쉽고, 불규칙한 체표 윤곽에 균일한 선량 분포를 종양에 조사하기 어려웠던 문제점을 해결할 수 있다 [4]. 또한 높은 치료 효과를 얻을 수 있을 뿐만 아니라 표적 주변의 손상위험장기를 차폐할 수 있는 장점을 갖고 있다. 그리고 3D 프린터 기술은 굴곡진 부분 또는 복잡한 형상 제작에 용이하고 정확하여 완제품 제작 시 제조 공정을 간소화할 수 있기 때문에 짧은 시간 안에 제작 가능하여 방사선 작업 종사자의 업무효율 증대와 더불어 환자는 보다 정확한 차폐체 제작으로 표적으로의 선량 전달이 더 정확할 것이다.

따라서 본 연구에서는 기존 차폐방법의 문제점 보완을 위하여 3D 프린터를 이용한 환자 맞춤형 차폐체 제작 방법을 고안했으며, 차폐 효과를 평가하기 위해 팬텀의 손상위험장기 선량 분포를 비교 및 분석하여 환자 맞춤형 차폐체 제작에 유용성을 알아보려고 한다.

II. 대상 및 방법

본 연구는 전자선 치료 시 정상조직에 대한 기존의 차폐 방식과 인체 표면을 직접 차폐하는 환자 맞춤형 차폐체 (Patient Customized Shielding Block : PCSB)를 이용한 방법에 따른 손상위험장기 선량을 측정하여 비교하고자 하였다. 인체의 얼굴 부위 중 수정체(lens)는 손상위험장기로서 방사선 감수성이 높기 때문에 인체 모형 팬텀(Alderson Rando phantom)의 얼굴 부위 중 임의로 수정체(lens)가 위치한 눈(Eye) 주변에 크기 5 cm인 피부 종양이 발생한 가정하에 실험을 진행하였다. 가정된 종양을 치료하는 과정에서 사용되는 환자 맞춤형 차폐체는 3D 프린터를 이용하여 제작하고 차폐 방법에 따른 손상위험장기의 선량 측정을 실시하였다.

1. 환자 맞춤형 차폐체 설계 및 제작

환자 맞춤형 차폐체(Patient customized shielding block: PCSB) 제작은 CT 모의치료기(Light speed RT 16, GE, U.S.A)를 이용하여 획득한 인체 모형 팬텀(Alderson Rando phantom) CT 영상을 바탕으로 영상을 제작하였다[15]. 획득한 CT 영상을 이용해 표재성 종양의 치료계획은 전산화치료계획컴퓨터인 Phillips사 Pinnacle3, Ver. 16.0)을 사용하여 치료계획을 세웠다. 치료계획을 통해 빔의 방향, 에너지와 치료부위 주변의 고려해야 할 장기와 차폐체 사용 여부를 결정하고 제작에 관한 정보가 포함된 CT 영상을 의료용 디지털 영상 및 통신 표준(Digital Imaging and Communications in Medicine: DICOM) 파일형식으로 얻었다. 3D 프린터로 계획한 환자 맞춤형 차폐체 출력을 위해 이미지 파일 형식 변경이 필요하여 Materialise Mimics (ver.21.0, Belgium)을 이용하여 DICOM 파일 형식이 아닌 STL파일 형식으로 변환하였고, 변환된 STL 파일은 3D 모델링 프로그램인 메타세쿼이아(Metasequoia 4, Ver.4.6, Japan)을 사용하여 환자 맞춤형 차폐체를 모델링 진행하였다. 환자 맞춤형 차폐체의 재질로 사용한 저용융점 납합금(Cerrobend Alloy) 구성은 비스무스(Bi)+납(Pb)+주석(Sn)+카드뮴(Cd)으로 3D 프린터로 직접 출력할 수 없어 모델링 된 환자 맞춤형 차폐체를 이용하여 주형틀을 모델링을 실시하였으며, 환자 맞춤형 차폐체 주형틀은 적층형 방식인 FDM 방식 3D 프린터(maketbot replicator z18, U.S.A)로 출력하였으며, 사용된 필라멘트는 생분해성 열가소성 폴리에스터(Polylactic Acid: PLA)를 사용하였다. 출력된 주형틀에 저용융점 납합금을 부어 환자 맞춤형 차폐체를 제작하였다[Fig. 1]. 이런 과정으로 Alderson Rando phantom에 가정된 표재성 종양

조직을 차폐하기 위한 환자 맞춤형 차폐체는 1.5 cm, 1 cm 이다[Fig. 2], [15].

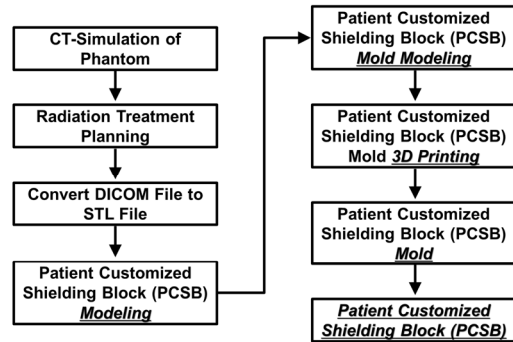


Fig. 1. Patient customized shielding block manufacturing process

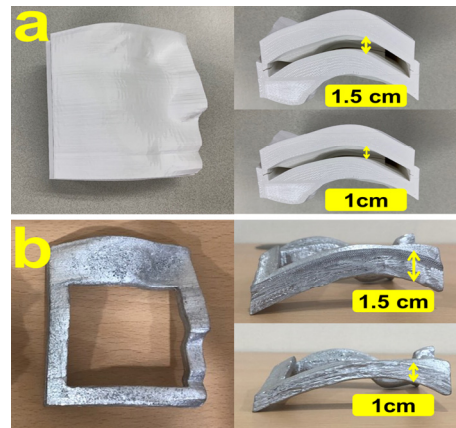


Fig. 2. (a) Two types of patient customized shielding molds printed using a 3D printer, (b) Two types of patient customized shielding block(1, 1.5 cm)

2. 전자선 치료 Set-up

Alderson Rando phantom에 표재성 종양을 치료하기 위해 선형가속기(IX Varian, CA, U.S.A)를 이용하여 갠트리 각도 325°, 선원 표면 간 거리(Source Surface Distance: SSD) 100 cm로 설정하였으며, 선속 중심과 표적 부위와의 중심을 일치시켰다[Fig. 3].



Fig. 3. Experimental settings for dose measurement

3. 전자선 치료 시 차폐방법에 따른 손상위험장기 선량측정

본 실험은 손상위험장기에 대한 선량을 측정하기 위해 수정체(lens)가 위치한 눈꺼풀 표면에 필름을 부착하였다. 선량 측정에 사용된 필름은 차폐체의 유무와 방식에 따른 선량을 측정하기 위해 선량 흡수 범위가 1~10 Gy로 단위 에너지 100 KeV부터 MeV까지 선량 측정 범위가 넓은 GafChromic EBT3 film, Ashland, U.S.A를 사용하였으며 [16, 17] 차폐 방법마다 필름의 위치는 동일하게 부착하였다. 차폐방식에 따른 손상위험장기인 수정체에 들어가는 선량을 측정하기 위하여 6 × 6 cm² 조사면 크기로 만들어 전자선 치료 시 사용되는 조사통에 부착하는 기존 방법의 차폐체와 환자의 치료 부위에 직접 올려 사용하는 환자 맞춤형 차폐체를 사용하였다. 아래 그림은 4가지 실험 방법으로 분류하였고, 6, 9, 12 MeV의 에너지를 조사하며 각 차폐방식과 환자 맞춤형 차폐체의 두께(1 cm, 1.5 cm)에 따른 손상위험장기 선량을 측정하였다[Fig. 4]

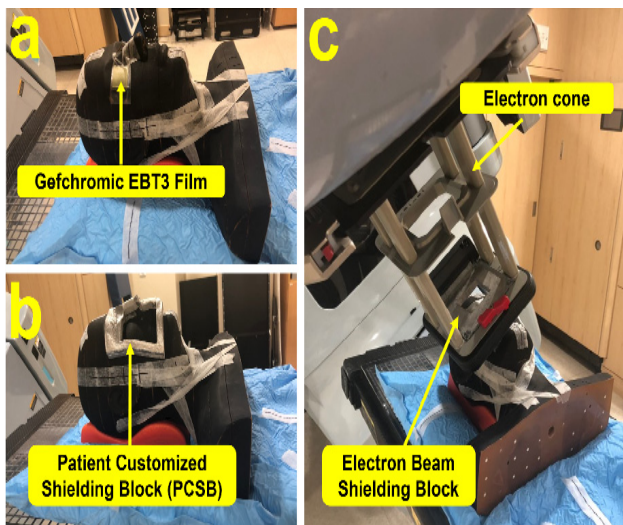


Fig. 4. (a) GafChromic EBT3 film, (b) Patient customized shielding block (PCSB), (c) Shielding block settings for dose measurement

- (1) 차폐체 사용 안 한 경우: 조사통에 차폐 블록을 장착하지 않고 선량을 측정
- (2) 기존의 전자선 치료 시 사용되는 차폐 블록 사용한 경우: 기존의 전자선 치료방식과 동일하게 조사통에 차폐 블록을 장착한 후 선량을 측정
- (3) 환자 맞춤형 차폐체를 사용한 경우: 조사통에 차폐 블록을 장착하지 않고 환자 맞춤형 차폐체만 Alderson Rando phantom에 직접 밀착시킨 후 선량을 측정

(4) 기존의 전자선 치료 시 사용되는 차폐 블록과 함께 사용한 경우: 기존의 전자선 차폐 블록과 환자 맞춤형 차폐체를 동시에 장착시킨 후 선량을 측정

위의 실험과정에서 차폐 방식과 에너지를 제외한 모든 과정은 기하학적 조건이 동일한 상태에서 측정되었으며 기계적 선량의 오차를 줄이기 위하여 동일한 조건에서 2회 반복 측정하였다. 측정된 EBT3 필름은 디지털 평판 스캐너 (Epson Expression 1000XL - Graphic Arts)을 이용하여 스캔 후 필름 데이터 측정 프로그램(FilmQA - Pro)을 이용하여 결과 값을 얻은 후 평균값과 표준편차 값을 산출하여 차폐체 유무와 차폐 방식 차이에 따른 결과를 통하여 비교, 분석하였다.

III. 결과

차폐방법 따라 EBT3 film에 측정된 선량 값은 에너지와 차폐체 두께를 구분하여 D_{min}, D_{max}, D_{mean} 값으로 측정하였고, 측정된 두 번의 선량 값의 평균으로 데이터를 분석하였다. 이에 따라 다음과 같은 공식으로 차폐율을 계산하였다 (식 1), [18]

$$\text{Shielding Dose Rate (\%)} = \frac{NSD - SD}{NSD} \times 100 \dots\dots\dots\text{식 (1)}$$

NSD: Non Shielding Dose
SD: Shielding Dose

1. 선량 측정

총 4가지의 측정방법에 대한 선량은 다음과 같이 측정되었다. 첫째, 환자 맞춤형 차폐체와 조사통에 부착하는 차폐 블록을 사용하지 않고 EBT3 film에 조사된 평균 선량값(D_{mean})은 6 MeV의 경우 109.53 cGy, 9 MeV의 경우 116.5 cGy, 12 MeV의 경우 118.75 cGy로 측정되었다. 둘째, 차폐 블록만 사용한 방법에서는 조사통에 차폐 블록을 부착한 상태에서 EBT3 film에 선량을 조사하였으며 측정된 평균 선량값(D_{mean})은 6MeV의 경우 17.71 cGy, 9 MeV의 경우 14.98 cGy, 12 MeV의 경우 14.98 cGy로 측정되었다. 셋째, 환자 맞춤형 차폐체만 사용한 방법에서 평균 선량값(D_{mean})은 두께가 1 cm일 때 6 MeV의 경우 8.75 cGy, 9 MeV의 경우 14.58 cGy, 12 MeV의 경우 16.0 4cGy로 측정되고, 두께가 1.5cm일 때 평균 선량값(D_{mean})은 6 MeV의 경우 9.75 cGy, 9 MeV의 경우 9.46 cGy, 12 MeV의 경우 8.72 cGy로

측정되었다. 넷째, 차폐 블록과 환자 맞춤형 차폐체를 같이 사용한 방법에서 평균 선량값(D_{mean})은 환자 맞춤형 차폐체 두께가 1 cm일 때 6 MeV의 경우 10.23 cGy, 9 MeV의 경우 9.05 cGy, 12 MeV의 경우 14.15 cGy로 측정되었고, 환자 맞춤형 차폐체 두께가 1.5 cm일 때 6 MeV의 경우 12.85 cGy, 9 MeV의 경우 10.88 cGy, 12 MeV의 경우 9.72 cGy로 측정되었다[Table 1] .

2. 차폐율 계산

차폐 블록을 적용했을 때와 적용하지 않은 두 비교 결과는 6 MeV인 경우 83.89%, 9 MeV인 경우 87.14%, 12 MeV인 경우 87.39%로 차폐율이 감소하였다.

환자 맞춤형 차폐체만 사용한 방법은 차폐체를 사용하지 않은 방법에 비해 환자 맞춤형 차폐체가 두께가 1cm일 때 6 MeV인 경우 92.04%, 9 MeV인 경우 87.48%, 12 MeV인 경우 86.49%로 차폐율이 감소하였으며, 환자 맞춤형 차폐체 두께가 1.5 cm일 때 6 MeV인 경우 91.13%, 9 MeV인 경우 91.88%, 12 MeV인 경우 92.66%로 차폐율이 감소하였다.

차폐 블록과 환자 맞춤형 차폐체를 동시에 사용한 방법은 차폐체를 사용하지 않은 방법에 비해 환자 맞춤형 차폐체

두께가 1 cm일 때 6 MeV인 경우 90.7%, 9 MeV인 경우 92.23%, 12 MeV인 경우 88.08%로 차폐율이 감소하였으며, 환자 맞춤형 차폐체 두께가 1.5 cm일 때 6 MeV인 경우 88.31%, 9 MeV인 경우 90.66%, 12 MeV인 경우 91.81%로 차폐율이 감소하였다[Table 2], [Fig. 5].

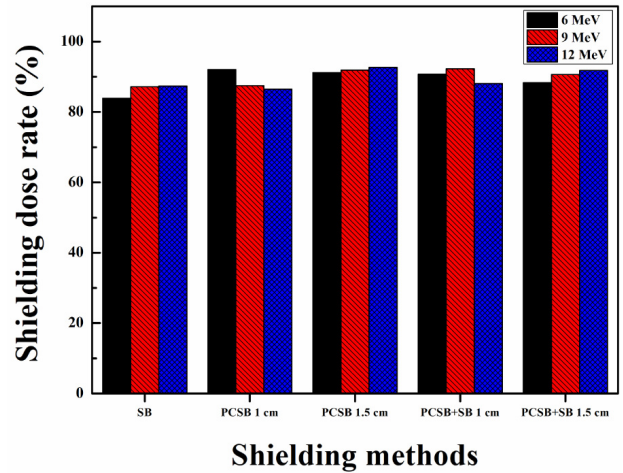


Fig. 5. Shielding dose rate according to the shielding method

Table 1. Lens dose comparison for shielding method

D_{mean} , D_{max} , D_{min} (cGy)	Energy (MeV)	Non shielding Block (cGy)	Shielding Block (cGy)	Patient Customized Shielding Block (cGy)		Patient Customized Shielding Block and shielding Block (cGy)	
				1 cm	1.5 cm	1 cm	1.5 cm
				D_{mean}	6	109.53	17.71
	9	116.50	14.98	14.58	9.46	9.05	10.88
	12	118.75	14.98	16.04	8.72	14.15	9.72
D_{max}	6	164.85	47.63	67.78	44.04	48.05	86.66
	9	167.38	57.53	90.59	35.62	74.86	116.23
	12	196.34	55.99	67.97	78.82	87.26	48.2
D_{min}	6	95.91	11.57	4.87	4.94	5.56	8.18
	9	101.46	10.18	9.91	5.12	5.29	6.65
	12	104.22	10.41	10.8	4.81	9.47	5.95

Table 2. Shielding dose rate according to the shielding method

Energy (MeV)	Shielding Block (%)	Patient Customized Shielding Block (%)		Patient Customized Shielding Block and shielding Block (%)	
		1 cm	1.5 cm	1 cm	1.5 cm
6	83.89	92.04	91.13	90.70	88.31
9	87.14	87.48	91.88	92.23	90.66
12	87.39	86.49	92.66	88.08	91.81

IV. 고 찰

1. 환자 맞춤형 차폐체의 차폐 성능

차폐체 제작 시 두께 결정은 치료계획 시 차폐하고자 하는 부위에 입사하는 빔의 선질과 에너지에 따라 정해진다. 저용량점 납합금의 경우 전자선 차폐는 MeV 1/2 mm 정도면 95% 차폐를 한다.[19] 따라서 본 논문에서 실험한 6, 9, 12 MeV의 적절한 차폐 두께는 3, 4, 5, 6 mm가 될 수 있다. 그러나 본 논문에서는 1, 1.5 cm 두께의 환자 맞춤형 차폐체 제작을 실시하였고 실험했다. 그 결과 현재 임상에서 적용하는 전자선 에너지에 따른 6, 9, 12 MeV 차폐 블록 차폐율 83.89%, 87.14%, 87.39%보다 높은 평균 90%이상 차폐율 확인을 통해 차폐효과가 향상되었다. 그러나 두께에 따라 차폐율이 무조건 높은 결과를 볼 수 있는 것은 아니었으며, 에너지에 따라 차폐율의 변화가 비례적 관계를 보여주지 않았다. 이러한 원인은 다음과 같은 이유로 설명되어 질 수 있다.[20, 21] 전자선이 투과하는 차폐체 물질과의 상호작용으로 인하여 이차 전자 및 제동복사 발생, 표면 선량에 영향을 주는 후방 산란과 측방 산란 때문이라고 생각되며, 환자 맞춤형 차폐체를 단독으로 사용하는 것이 더 높은 차폐율을 보였다. 따라서 본 논문에서 제안하는 환자 맞춤형 차폐체를 기존의 차폐체와 같이 사용하거나 단독으로 사용하게 되면 보다 높은 차폐효과를 얻을 수 있을 것으로 사료된다.

2. 3D 프린터 기술 접목한 환자 맞춤형 차폐체 제작 적합성

기존 차폐체 제작은 방사선치료가 전문인 숙련된 종사자가 직접 수작업으로 제작하여 정확하게 제작하지만 미세한 부분에 차폐가 필요한 경우 미세한 부분까지 정확하게 고려한 차폐체를 제작하기 어렵다. 하지만 본 연구에서 제안하는 환자 맞춤형 차폐체는 3D 프린터를 이용하여 제작하여 환자의 체표 윤곽에 맞는 정밀한 모양의 차폐체를 제작할 수 있으며, 제작 과정을 간소화할 수 장점이 있다[10,11], [22]. 본 실험 결과에서 알 수 있듯 조사통에 차폐 블록을 부착하여 차폐한 방법과 달리 환자 맞춤형 차폐체를 사용한 차폐 방법에서 환자의 피부표면을 직접적으로 차폐함으로써 균일한 선량으로 종양에 조사할 수 있으며 또한 손상위험장기인 수정체에 조사되는 불필요한 선량을 감소시킬 수 있다. 방사선치료 시 환자의 자세 재현성에서도 환자 맞춤형 차폐체는 환자 체표 데이터로 제작하여 치료 준비과정에서 차폐체를 표적 피부표면에 맞춰서 차폐할 위치에 올려놓기

만 하면 되기 때문에 환자 셋업이 용이하며, 재현성을 증가하는 장점이 있다. 이런 장점에도 불구하고 제한점으로 여전히 환자의 피부표면에 차폐체를 올려놓음으로써 차폐체의 무게에 의한 환자의 불편함은 해결해야 할 문제점으로 남아있다. 또한 다양한 에너지 선택 및 반복 측정 횟수에 대한 제한점은 향후 3D 맞춤형 차폐체 제작을 통한 연구에서 추가적으로 보완해야 하는 제한점도 있다. 추후 여러 연구를 통해 이러한 부분이 해결된다면 환자 맞춤형 차폐체는 환자가 방사선치료 시 손상위험장기에 조사되는 불필요한 선량을 최소한으로 주며 방사선치료의 목적을 달성할 차폐 방법이라 사료된다.

V. 결 론

본 논문에서는 차폐방법과 차폐체의 유무에 따른 차폐율을 알아 보기위해 손상위험장기인 수정체에 미치는 전자선 선량을 측정, 분석하였다. 결과적으로 3D 프린터로 제작한 환자 맞춤형 차폐체를 사용한 방법이 가장 우수하였다. 차폐체 제작에서도 3D 프린터로 제작하는 경우 기존 차폐체 제작 시간보다 짧았으며, 제작 과정에서 발생할 수 있는 작업종사자에 대한 오류도 줄일 수 있다. 또한 불규칙한 체표 윤곽에서도 환자 맞춤형의 차폐체를 제작 할 경우 좀 더 세밀하고 정교하게 제작할 수 있으며 오차를 줄일 수 있다. 본 논문에서 제안하는 3D 프린터를 이용하여 제작한 환자 맞춤형 차폐체 사용은 방사선 작업 종사자의 업무효율을 높일 수 있을 뿐만 아니라 방사선치료 효과를 보다 더 높일 수 있을 것이므로 임상에서 유용하게 사용할 수 있을 것으로 사료된다.

REFERENCES

- [1] Group IMRTCW. Intensity-modulated radiotherapy: Current status and issues of interest. International Journal of Radiation Oncology. 2001;51(4):880-914.
- [2] Jette D, Walker S. Electron dose calculation using multiple-scattering theory: Evaluation of a new model for inhomogeneities. Medical Physics. 1992; 19(5):1241-54.
- [3] Verhaegen F, Symonds-Taylor R, Liu H, Nahum A. Backscatter towards the monitor ion chamber in high-energy photon and electron beams: charge in-

- tegration versus Monte Carlo simulation. *Physics in Medicine & Biology*. 2000;45(11):3159.
- [4] Khan FM, Doppke KP, Hogstrom KR, Kutcher GJ, Nath R, Prasad SC, et al. Clinical electron-beam dosimetry: report of AAPM radiation therapy committee task group No. 25. *Medical physics*. 1991; 18(1):73-109.
- [5] Bentel GC, Nelson CE, Noell KT. *Treatment planning and dose calculation in radiation oncology*. Elsevier; 2014.
- [6] Sharma S, Johnson M. Surface dose perturbation due to air gap between patient and bolus for electron beams. *Medical Physics*. 1993;20(2):377-8.
- [7] Kong M, Holloway L. An investigation of central axis depth dose distribution perturbation due to an air gap between patient and bolus for electron beams. *Australasian Physics & Engineering Sciences in Medicine*. 2007;30(2):111.
- [8] Khan Y, Villarreal-Barajas JE, Udowicz M, Sinha R, Muhammad W, Abbasi AN, et al. Clinical and dosimetric implications of air gaps between bolus and skin surface during radiation therapy. *Journal of Cancer Therapy*. 2013;4(7):1251.
- [9] Dubey A, Sharma A, Leylek A, Harris C, Sasaki D, Butler J, et al. Using optical scanner and 3-dimensional printer technology to create lead shielding for radiation therapy of facial skin cancer with low-energy photons: An exciting innovation. *International Journal of Radiation Oncology*. 2016; 96(2):E712-E3.
- [10] Yeung W, Luk N, Yu K. Current tools of radiation therapy in treatment of skin cancer. *Hong Kong Journal of Dermatology & Venereology*. 2009;17(2): 79-86.
- [11] Ouhib Z, Kasper M, Calatayud JP, Rodriguez S, Bhatnagar A, Pai S, et al. Aspects of dosimetry and clinical practice of skin brachytherapy: The American Brachytherapy Society working group report. *Brachytherapy*. 2015;14(6):840-58.
- [12] Fuller SM, Butz DR, Vevang CB, Makhlof MV. Application of 3-dimensional printing in hand surgery for production of a novel bone reduction clamp. *The Journal of Hand Surgery*. 2014;39(9): 1840-5.
- [13] Dong Z, Li Q, Bai S, Zhang L. Application of 3-dimensional printing technology to Kirschner wire fixation of adolescent condyle fracture. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2015;73(10):1970-6.
- [14] Noh KS, Seo HW, Kim TY, Lee YG. Development of a G-Code generator for color gradation generations in a mixing chamber FDM 3D printers. *Korean Journal of Computational Design and Engineering*. 2017;22(1):10-7.
- [15] Jung SM, Yang JH, Lee SH, Kim JU, Yeom DS. A Study on Developing Customized Bolus using 3D Printers. *The Journal of Korean Society for Radiation Therapy*. 2015;27(1):61-71.
- [16] Devic S, Seuntjens J, Abdel-Rahman W, Evans M, Olivares M, Podgorsak EB, et al. Accurate skin dose measurements using radiochromic film in clinical applications. *Medical Physics*. 2006;33(4):1116-24.
- [17] Quach K, Morales J, Butson M, Rosenfeld AB, Metcalfe PE. Measurement of radiotherapy x-ray skin dose on a chest wall phantom. *Medical Physics*. 2000;27(7):1676-80.
- [18] Han SH. Evaluation of shielding rate of bismuth depending on the type of medical radioisotope. *Journal of the Korea Convergence Society*. 2018; 9(7):87-93.
- [19] *Radiation Therapeutics 4th Edition*. Chung-Gu Publisher; 2016.
- [20] Lee SH, Cha SY, Lee SY. Aluminum, copper and lead as shielding materials in 6 MeV electron therapy. *The Journal of the Korea Contents Association*. 2014;14(2):457-66.
- [21] Lee SH, Kwak KT, Park JK, Kim YS, Cha SY, Lee SH, et al. A study on the dose variation according to atomic number and field size of shielding materials in MeV electron beam. *Korean Journal of Radiation Therapy*. 2013;25(2):145-51.
- [22] Arenas M, Sabater S, Sintas A, Arguís M, Hernández V, Árquez M, et al. Individualized 3D scanning and printing for non-melanoma skin cancer brachytherapy: A financial study for its integration into clinical workflow. *Journal of Contemporary Brachytherapy*. 2017;9(3):270.

구분	성명	소속	직위
제1저자	정우찬	대구보건대학교 방사선과	재학생
	안기송	대구보건대학교 방사선과	재학생
공동저자	김무섭	가톨릭대학교 의공학교실	박사대학원생
	윤도균	가톨릭대학교 의공학교실	연구교수
	서태석	가톨릭대학교 의공학교실	교수
	김대현	강북삼성병원 방사선종양학과	의학물리사
교신저자	심재구	대구보건대학교 방사선과	조교수