

&lt;원저&gt;

# 3D 프린팅 기술을 이용한 전산화단층영상 기반 조직 생검 보조기구 개발

김정완<sup>1,2)</sup>·성열훈<sup>2)</sup><sup>1)</sup>가톨릭대학교 여의도성모병원 영상의학과·<sup>2)</sup>청주대학교 보건의료대학원 방사선학과

## Development of Biopsy Assist Device on Computed Tomography Using 3D Printing Technology

Jeong-Wan Kim<sup>1,2)</sup>·Youl-Hun Seoung<sup>2)</sup><sup>1)</sup>Department of Radiology, Yeouido ST. Mary's Hospital, Catholic University<sup>2)</sup>Department of Radiological Science, Graduate School of Health Science, Cheongju University

**Abstract** The purpose of this study was to develop an assist device that could correct and support patient position during biopsy on computed tomography (CT) using 3D printing technology. The development method was conducted in the order of 3D design, 3D output, intermediate evaluation for product, final assist device evaluation. The 3D design method was conducted in the order of prior research data survey, measurement, primary modeling, 3D printing, output evaluation, and supplementary modeling. The 3D output was the 3D printer (3DWOX 2X, Sindoh, Korea) with additive manufacturing technology and the polylactic acid (PLA) materials. At this time, the optimal strength was evaluated to infill degree of product as the 3D printing factors into 20%, 40%, 60%, and 80%. The intermediate evaluation and supplementation was measured noise in the region of interest (ROI) around the beam hardening artifact on the CT images. We used 128-channel MDCT (Discovery 75 HD, GE, USA) to scan with a slice thickness of 100 kVp, 150 mA, and 2.5 mm on the 3D printing product. We compared the surrounding noise of the final 3D printing product with the beginning of it, and then the strength of it according to the degree of infill was evaluated. As a result, the surrounding noise of the final and the early devices were measured at an average of  $3.3 \pm 0.5$  HU and  $7.1 \pm 0.1$  HU, respectively, which significantly reduced the noise of the final 3D printing product ( $p < 0.001$ ). We found that the percentage of infill according to the optimal strength was found to be 60%. Finally, development of assist devices for CT biopsy will be able to minimize artifacts and provide convenience to medical staff and patients.

**Key Words:** Computed Tomography, 3D printing, Biopsy, Assist Device, Beam hardening Artifact

**중심 단어:** 전산화단층영상, 3D 프린팅, 조직생검, 보조기구, 선속경화현상

## I. 서론

산업체에서 기술 환경의 변화로 발생하는 기술애로를 해결하는 것은 쉽지 않은 일이다. 많은 기술 개발 비용과 사용자의 요구 사항을 구체화하는 것이 어렵기 때문이다. 그러나 이를 해결할 수 있는 기술로 3차원(3D) 프린팅 기술 (printing technology)이 많은 주목을 받고 있다. 3D 프린

팅 기술의 장점은 기존 절삭 가공기술로 제작이 어려울 수 있는 제작품을 어떤 형태든 쉽게 구현할 수 있으며, 완제품 생산 시 제조공정이 간소화돼 비용 절감과 시간 단축에 도움이 된다는 점이다[1].

특히, 의료분야는 환자 특성이 상이하기 때문에 범용성이 적고 고도의 기술이 적용되기 때문에 발생하는 기술애로를 바로 대응하는 데 어려움이 있다. 최근 방사선학 분야에서

Corresponding author: Youl-Hun Seoung, Department of Radiological Science, Cheongju University, 298, Daeseong-ro, Cheongwon-gu, Cheongju-si, Chungcheongbuk-do, 28503, Republic of Korea / Tel: +82-43-229-7993 / E-mail: radimage@cju.ac.kr

Received 16 March 2023; Revised 27 March 2023; Accepted 04 April 2023

Copyright ©2023 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

는 3D 프린팅 기술을 활용하여 의료진과 환자에게 편리성을 제공하고 방사선안전관리를 대중화하는데 일조를 하고 있다[2,3]. 혁신적인 의료기술은 환자서비스 측면 등의 세밀한 부분까지는 고려하지 못하는 한계점이 있어서 임상 현장에서 즉흥적으로 대응하는 경우가 종종 있다. 또한 대응 기술이 있더라도 대중적이지 못한 의료기술의 특성상 시판되는 보조기구들은 고가일 뿐 아니라 특수한 고정기구를 생산하는 데 많은 시간이 소요된다[4].

최근 전산화단층영상(computed tomography, CT) 기술의 발전은 실시간으로 흉부 내 조직을 생검할 수 있게 되었다. CT 조직 생검은 혈관 및 신경 등의 중요한 해부학적 구조를 피해 조직검사 침이 목표물에 안전하게 도달하여 병변 조직을 채취해야 한다[5]. 이때 생검 바늘은 최단 경로로 생검 조직에 수직을 유지할 때 기흉 발생을 최소화할 수 있다[6]. 이를 위해서 병변 위치에 따라 환자자세를 변형해야 하며, 시술자는 장애물과 중요한 해부학적 구조물을 고려하고 가장 적합한 생검 바늘 주입 경로를 선택해야 한다. 또한 환자는 변형된 자세를 생검 동안 고정 자세로 유지하고 있어야 한다. 일반적으로 흉부 CT를 기반으로 생검 시 조직의 위치가 앞쪽에 있으면 양와위 자세 그리고 뒤쪽에 있으면 복와위 자세 및 측와위, 사위 자세 등 여러 자세를 취하는데 양와위 자세와 복와위 자세를 제외한 다른 자세는 환자 스스로가 자세를 취하기 힘든 기술애로가 발생한다[7]. 대부분 의료기관에서 범용적인 스펀지 쿠션과 베개, 샌드백 등을 사용하고 있지만, 3D 프린팅 기술은 환자와 장비에 최적화할 수 있는 맞춤 설계 및 제작을 기대할 수 있다.

따라서 본 연구에서는 CT 조직 생검 시 발생하는 환자 자세 고정의 기술애로를 해결하기 위해 3D 프린팅 기술로 보조기구를 개발하고자 하였다.

## II. 대상 및 방법

### 1. 재료

본 연구에서는 보조기구 모델링을 위해 3D 모델러(Fusion 360, autodesk, USA)를 사용하여 설계하였다. 보조기구 제작에 사용된 3D 프린터(Sindo, 2X, Korea)는 적층융합방식(fused deposition modeling, FDM)의 듀얼 노즐이 장착되어 있으며, 최대 출력 크기(W×D×H)는 228×200×300 mm이다. 3D 프린터의 소재는 식물성 플라스틱 소재인 Poly Lactic Acid(PLA)로 직경 1.75 mm의 가느다란 필라멘트 형태로 구성되어 있다. 생검 시 사용된 장비는 128채널의 다중검출기(multi-detector, MD)가 장착된 CT(Discovery 750 HD, GE Healthcare, USA)를 이용하였다.

### 2. 보조기구 출력과정

CT 조직 생검 보조기구를 출력한 과정은 Fig. 1과 같다. 첫째로 CT 테이블 및 환자 크기 등을 계측하고 자세변위가 가능할 수 있도록 3D 모델러를 이용하여 순설계한 후 3D 프린터가 인식할 수 있도록 STL 파일로 변환시켰다. 둘째로 3D 프린터 제조사의 자체 개발 슬라이싱 프로그램 3DWOX 2X Desktop (Sindoh, Korea)을 사용하여 모델링을 적층화시키고, 노즐 경로화를 위한 G-code를 생성하였다. 이때 설계 시 객체 현실화 3차원의 오류 여부를 확인하고, 발생된 오류는 재수정하여 3D 모델링을 최적화하였다. 셋째로 3D 프린터로 모델링을 출력시켰으며, 출력 설정 조건은 Table 1과 같다. 그리고 출력된 모형의 지지대 제거 및 거친 표면을 부드럽게 처리하였다.

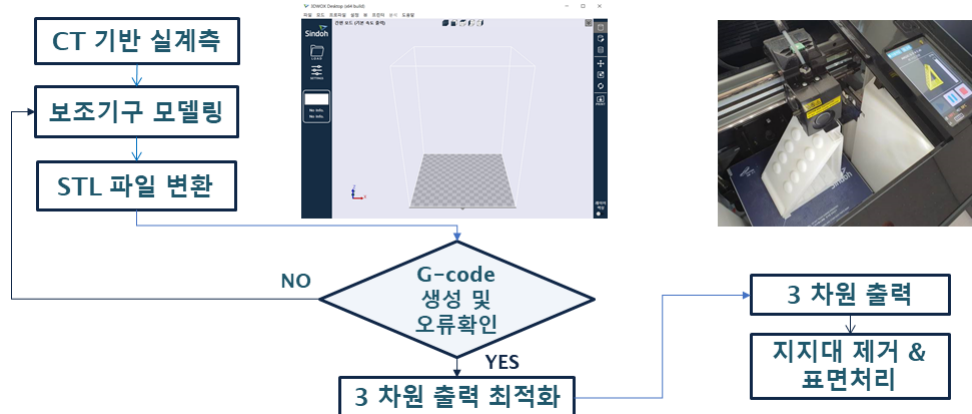


Fig. 1. 3D printing process

**Table 1.** The output parameters of 3D printing

Infilling (%)	80 / 60 / 40 / 20	Nozzle Temperature (°c)	210
Layer Height (mm)	0,2	Heat-Bed Temperature (°c)	60
Extra Shell (mm)	0,8	Nozzle Diameter (mm)	0,4
Printing Speed (mm/s)	100	Supporting (%)	100
Bottom/Top Thickness (mm)	0,7	Support	Partial
Retract Speed (mm/s)	30	Activate Raft	Raft
Retract Distance (mm)	6	First Layer Height (mm)	0,3
Fill Overlap (%)	15	Support Minimum Angle	40
Filament Material	PLA	X/Y direction interval (mm)	0,8
Filament Diameter (mm)	1,75	Z direction interval (mm)	0,2

### 3. 보조기구 모델링 시 고려사항

본 연구의 CT 조직 생검 보조기구는 4가지의 애로사항을 고려하여 설계하였다.

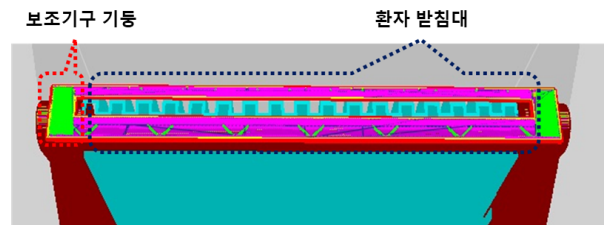
첫째, CT 조직 생검 시 환자 몸통의 회전 자세가 변위될 수 있도록 각도 설정이 되도록 하였다. 이때 각도는 임상에서 방사선사들의 정성적 경험을 반영하여 15°, 25°, 35°의 3단계로 설계하였다.

둘째, CT 조직 생검 보조기구의 구조물에 의한 선속경화 현상이 최소화되도록 설계하였다. 이를 위해 선속경화현상을 야기시키는 보조기구의 바닥면을 제거하고 Fig. 2와 같이 환자 받침대 부분의 내부 채움을 5%로 축소하고 보조기구 기둥부분은 채움을 높이는 이중 출력 기술을 이용하였다.

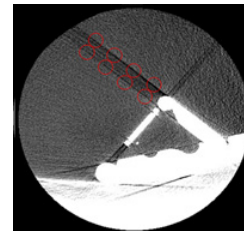
또한 상기 보조기구 출력과정을 통해 출력된 보조기구를 CT 장비에 반복 스캔하고 보조기구에서 주로 발생하는 줄무늬 인공물(Stripe artifact) 영역을 Fig. 3과 같이 8구역의 관심영역(region of interest, ROI)에서 CT 값의 표준편차 값을 구하여 노이즈(noise)로 측정하였으며 초기 출력물과 최종 출력물을 독립표본 t-test로 통계적 유의성을 평가하였다. 이때 CT 스캔 조사조건은 100 kVp, 150 mA, 회전 조사시간 0.5 sec, 단면두께 2.5 mm, 스캔 간격은 2.5 mm로 나선형(Helical) 방식으로 스캔하였다.

셋째, 보조기구의 고정화 설계이다. CT 테이블 바닥은 환자 체형을 고려하여 도랑과 같이 비평탄화되어 있다. 따라서 CT 테이블 바닥과 일치되도록 보조기구를 곡면화하였다. 또한 환자 몸통 무게의 중력에 의하여 보조기구가 고정될 수 있도록 Fig. 4와 같이 삽 형태로 밀 받침대를 구현하였다.

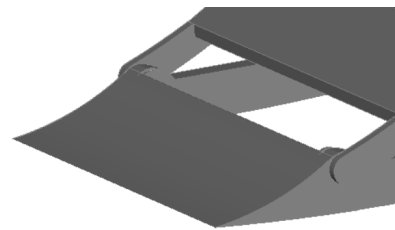
마지막으로 효율적인 3D 프린팅 출력이다. 본 보조기구는 환자 몸통의 하중을 견딜 수 있는 충분한 강도를 유지해야 한다. 그러기 위해서는 내부 밀도를 높여서 출력하면 되지만 출력시간과 재료가 많이 소모되는 단점이 있다. 이를



**Fig. 2.** Dual printing function of 3D printer



**Fig. 3.** Beam hardening artifact of initial device



**Fig. 4.** Shovel-shaped biopsy assist device

위해서 보조기구 기둥부분의 내부 채움(infill)은 20%, 40%, 60%, 80%로 나누어 출력하고 평가하여 높은 가성비를 구현하고자 하였다. 이때 구조물의 강도 평가는 내부 채움 별로 웨이트 기구(Smith, DRAX, Korea)를 이용하여 기구의 무게를 60 kg에서 140 kg까지 10 kg씩 증가시켜 파손 유무를 평가하였다. 또한 출력 시 발생하는 서포터를 최소화하기 위해 구조물을 환자 받침대를 분리하여 조립 형태로 설계하였다.

### III. 결과

#### 1. 최종 보조기구

본 연구에서 개발된 CT 조직 생검 보조기구는 Fig. 5와 같이 수정 및 보완을 반복하여 제작되었다.

그 결과 Fig. 6과 같이 최종 CT 조직 생검 보조기구를 개발하였다. 개발된 보조기구는 200×220×94 mm의 크기로 외형 기능적으로 환자 몸통의 회전 자세가 변위될 수 있도록 3단계의 각도를 조절할 수 있었다.



Fig. 5. The process of developing assist equipment



Fig. 6. Angle change in the biopsy assist device

#### 2. 선속경화현상의 감소효과

초기 설계된 보조기구와 최종 설계된 보조기구를 3D 프린팅 하여 CT 스캔한 결과, Fig. 7과 같이 육안적으로도 선속경화현상에 의한 줄무늬 인공물이 사라졌으며, Table 2와 같이 측정 ROI 내 노이즈(표준편차)도 7.1±0.1 HU에서 3.3±0.5 HU로 유의하게 감소하였다( $p < 0.01$ ).

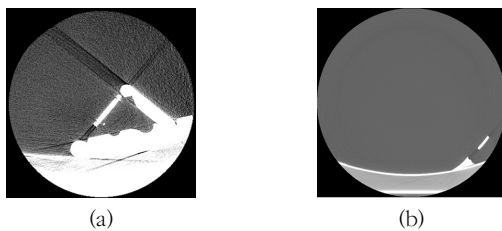


Fig. 7. Stripe artifact of transverse axial image on CT (a) early biopsy assist device and (b) final biopsy assist device

Table 2. Comparison noise of beam hardening in biopsy assist devices

Biopsy Assist Device	Number of ROI area (HU)								Avg.±SD (HU)	Pvalue
	1	2	3	4	5	6	7	8		
Early Device	7.8±2.0	8.6±1.8	7.7±1.3	6.6±0.4	6.7±0.2	7.3±0.4	5.3±0.4	6.9±0.6	7.1±0.1	<0.001
Final Device	3.9±0.3	3.1±0.7	3.9±0.2	3.6±0.3	3.3±0.1	3.1±0.4	2.7±0.2	2.9±0.8	3.3±0.5	

#### 3. 보조기구의 고정화 설계

보조기구의 고정화도 Fig. 8과 같이 CT 테이블 바닥과 일치되는 바닥면이 곡면화되었으며, 삽 형태로 밀 받침대도 구현되었다.

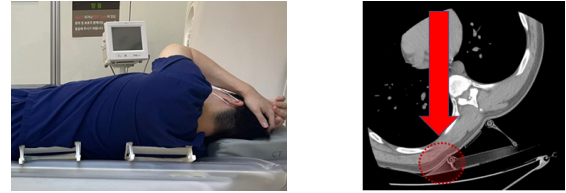


Fig. 8. Shovel-shaped biopsy assist device in CT image

#### 4. 보조기구의 내부 채움 별 강도 실험

CT 조직 생검 보조기구의 강도 실험을 위해 내부 채움 대비 무게를 60 kg에서 140 kg까지 10 kg씩 증가시킨 결과, 내부 채움 60%부터 140 kg까지 강도를 유지하였다. 따라서 최적의 내부 채움은 60%가 적절하다고 판단된다. 그러나 150 kg부터는 Fig. 9와 같이 주로 바닥 받침대와 기둥이 파손되었다.

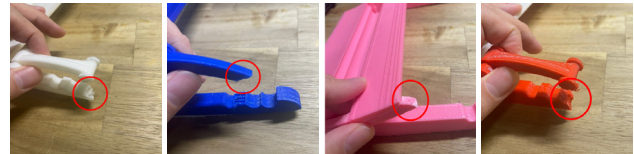


Fig. 9. Damaged parts of biopsy assist device by infill percentage

#### 5. 분리 출력에 따른 시간 및 재료 소모 결과

최종 모델링된 CT 조직 생검 보조기구의 3D 프린팅 시간과 재료 소모를 최소화하기 위해 환자 받침대를 분리하여 출력한 결과, Fig. 10과 같이 출력 시간은 24시간 32분에서 17시간 8분으로 7시간 25분이 감소하였고, 재료는 228.3 g에서 157.5 g으로 70.8 g 절약할 수 있었다.

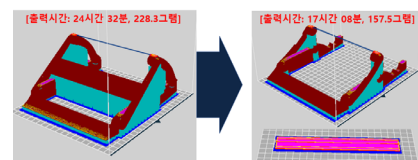


Fig. 10. Advantage of separated printing

## IV. 고 찰

본 연구에서는 CT 조직 생검 시 발생하는 기술애로를 3D 프린팅 기술로 해결하고자 하였다. 이를 위해서는 CT 조직 생검 시 환자자세에 맞는 유연한 각도조절 기능과 CT 스캔 시 발생할 수 있는 선속경화현상의 최소화, 보조기구의 고정화 설계 그리고 효율적인 3D 프린팅 출력 기술이 필요하였다[8,9]. 환자자세에 맞는 유연한 각도는 임상의 방사선사들의 경험을 정성적으로 평가하여 15°, 25°, 35° 3단계의 각도로 변형할 수 있도록 초기에 설계하였다. 그러나 초기 설계 보조기구는 다색 에너지로 구성된 엑스선이 회전조사하면서 엑스선 빔이 보조기구의 두께에 의해 높은 에너지 광자만 남은 선속경화현상을 유발하여 높은 투과력에 의한 검은 띠의 인공물을 발생시켰다[10]. 따라서 추가 설계에서는 양측 보조기구 기둥을 이어주는 상단부분과 바닥면을 제거하여 엑스선이 보조기구에 의해 선속이 경화되는 현상을 최소화시켰다. 또한 환자 받침대 부분의 내부 채움을 5%로 축소하고 보조기구 기둥부분은 60%로 출력하였다. 내부 채움 밀도 변화는 슬라이서 프로그램에서 변경할 수 있는 가장 일반적이고 중요한 매개 변수 중 하나다[11]. 고밀도의 보조기구는 산란 또는 인공물을 유발한다. 따라서 충전 비율과 모양을 변경하면 인쇄된 모델의 물리적 측면, 특히 광자 방사선의 선형 감쇠 계수와 직접 상관되는 밀도를 수정할 수 있다[12]. 강도 실험에서 60%와 80%로 내부를 채운 보조기구가 150 kg에서 파손되었다. 140 kg까지 하중을 견디어 고도 비만의 환자에게도 적용할 수 있도록 하였다. 따라서 60%의 내부 채움 밀도를 설정하여 출력한다면 가장 효율적일 것으로 판단된다. 그 결과, 초기 보조기구의 노이즈는  $7.1 \pm 0.1$  HU를 나타냈는데, 최종 보조기구에서는  $3.3 \pm 0.5$  HU로 개선되었다. 그러나 본 연구에서는 하중 지속시간에 대한 연구는 배제되었기 때문에 최선의 환자 안전을 위해서는 내부 채움을 100%로 설정하여 최상의 강도를 유지할 필요가 있다고 판단된다.

Fig. 11은 CT 조직 생검 시 보조기구가 환자 몸통을 받치고 획득한 CT 투영상(Scout view)이다. 이 그림에서 빨간색 화살표는 양측 보조기구 기둥이며 그 사이에 중앙 조직을 위치시켜 생검할 수 있다. 환자가 보조기구 위에서 몸통을 돌려서 누웠을 때 보조기구가 이탈될 수 있는 점을 방지하기 위해 CT 테이블과 밀착되도록 보조기구 바닥부분을 테이블의 곡선과 일치하도록 설계하였고, 환자 받침대 부분을 삼 형태로 구성하여 환자가 깔고 누웠을 때 환자의 몸통 무게로 고정될 수 있도록 유도하였다. 이때 보조기구를 머리, 허리, 다리 등에 추가적으로 설치한다면 환자의 안정성

과 시술의 정확성을 확보할 수 있다. 또한 이러한 고정성 향상은 환자들의 심리상태를 편안하게 한다[13].

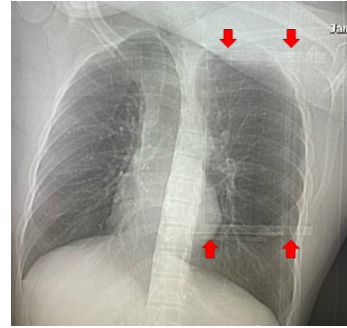


Fig. 11. Pre scan localization image produced when CT biopsy with an assist device (red arrow)

3D 프린팅 기술은 적층하는 방식이기 때문에 기존 절삭 방식과 다르게 많은 시간과 재료가 소요되는 단점이 있다 [14]. 특히, FDM 방식은 출력 시 조형물이 허공에 뜬 부분을 세우기 위해 서포터를 세우면서 출력이 된다. 서포터는 출력 이후에는 제거해야 하는 구조물이기 때문에 이를 최소화한다면 출력 시간과 재료의 소모를 줄일 수 있다. 따라서 본 보조기구에서는 하중에 의해 파손이 되지 않았던 환자 받침대를 분리하여 출력하여 출력 시간을 7시간 25분을 감소시켰고, 재료는 70.8 g를 절약하는 효과를 볼 수 있었다.

기존 3D 프린터를 이용한 방사선기술과학분야의 연구는 3D 프린터 자체의 특성을 이용해 팬텀을 제작하거나, 의료 영상을 기반을 둔 역설계에 의한 환자별 해부학적 모델을 만드는데 집중되어있다[15-18]. 그러나 본 연구에서는 임상 기술애로를 해결할 수 있는 보조기구를 3D 프린팅 기술을 기반으로 순설계하여 최적화했다는 연구의 차별성과 진보성이 있다고 판단된다. 특히, 본 연구에서 진행된 3D 순설계의 역량이 방사선 물리와 임상 기술 등과 융합한다면 3D 프린팅 기술을 임상에 정착시킬 수 있는 방사선사들의 차별화된 직무 역량으로 발전할 수 있으리라 기대한다.

본 연구의 제한점은 전임상단계 연구로써 실제 환자의 하중강도와 시술자 및 환자만족도에 대한 임상적 평가가 이루어지지 못한 점이 있어 추후 CT 조직 생검 시 활용하여 도출된 문제점에 대한 추가 연구가 필요하다.

## V. 결론

본 연구에서는 CT 조직 생검 시 발생하는 기술애로를 3D 프린팅 기술로 해결하고자 하기 CT 조직생검 보조기구를

개발하였다. 그 결과 다음과 같은 결론을 도출하였다.

첫째, 개발된 CT 조직생검 보조기구는 선속경화현상을 최소화하여 영상의 노이즈를 제거하였고 환자자세 변경이 가능하도록 기능을 구현하였다.

둘째, 3D 프린팅 시 야기되는 많은 출력시간과 소재 소모를 분리출력으로 극복했다.

셋째, 임상에서 발생하는 기술애로를 3D 프린팅 기술로 해결할 수 있음을 확인하였다.

넷째, 방사선사의 3D 순설계 역량은 3D 프린팅 기술을 임상에 정착시킬 수 있는 선제적 기술로써 향후 방사선사 직무교육으로 구체화할 필요가 있다.

## REFERENCES

- [1] Kitamori H, Sumida I, Tsujimoto T, Shimamoto H, Murakami S, Ohki M. Evaluation of mouthpiece fixation devices for head and neck radiotherapy patients fabricated in Polyjet photopolymer by a 3D printer. *Physica Medica*. 2019;58:90-8.
- [2] Santos JC, Almeida CD, Iwahara A, Peixoto JE. Characterization and applicability of low-density materials for making 3D physical anthropomorphic breast phantoms. *Radiation Physics and Chemistry*. 2019;164:108361.
- [3] Kadoya N, Abe K, Nemoto H, Sato K, Leko Y, Ito K, et al. Evaluation of a 3D-printed heterogeneous anthropomorphic head and neck phantom for patient-specific quality assurance in intensity-modulated radiation therapy. *Radiological Physics and Technology*. 2019;12:351-6.
- [4] Herrmann KH, Gartner C, Gellmar D, Krüger M, Reichenbach JR. 3D printing of MRI compatible components: Why every MRI research group should have a low-budget 3D printer. *Medical Engineering & Physics*. 2014;36(10):1373-80.
- [5] Iguchi T, Matsui Y, Tomita K, Uka M, Umakoshi N, Munetomo K, Hiraki T. CT fluoroscopy-guided biopsy of pulmonary lesions contacting the interlobar fissure: An analysis of 72 biopsies. *Diagnostic and Interventional Imaging*. 2022;103(6):302-9.
- [6] Saji H, Nakamura H, Tsuchida T, Tsuboi M, Kawate N, Konaka C, et al. The incidence and the risk of pneumothorax and chest tube placement after percutaneous CT-guided lung biopsy: The angle of the needle trajectory is a novel predictor. *Chest*. 2002;121:1521-6.
- [7] Kim DG, Lee JA. Evaluation of the Efficiency of Use of Fixation Instruments in Computed Tomography-Guided Biopsy of Lung Lesions. *The Journal of the Korea Contents Association*. 2022;22(7):676-83.
- [8] Neyaz Z. Soft-Tip Stylet and Saline Instillation Technique: Making Difficult Percutaneous CT-Guided Biopsies Possible. *Indian Journal of Radiology & Imaging*. 2021;31(4):956-60.
- [9] Lehmann S, Frank N. An Overview of Percutaneous CT-Guided Lung Biopsies. *Journal of Radiology Nursing*. 2018;37(1):2-8.
- [10] Pessis E, Campagna R, Sverzut JM, Bach F, Rodallec M, Guerini H, et al. Virtual monochromatic spectral imaging with fast kilovoltage switching: Reduction of metal artifacts at CT. *RadioGraphics*. 2013;33(2):573-83.
- [11] Seoung YH. Effects on Changes of the Speed of Sound and the Broadband Ultrasound Attenuation on the Medium's Infilling in Additive Manufacturing Method of 3D Printing. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2018;41(1):53-60.
- [12] Sugawara H, Takayanagi T, Ishikawa T, Katada Y, Fukui R, Yamamoto Y, et al. New Fast kVp Switching Dual-Energy CT: Reduced Severity of Beam Hardening Artifacts and Improved Image Quality in Reduced-Iodine Virtual Monochromatic Imaging. *Academic Radiology*. 2020;27(11):1586-93.
- [13] Kim MS. Development of Patient-Immobilizing Device for Total Body Irradiation (TBI). *Korean Society of Medical Physics*. 2002;13(3):114-9.
- [14] Savi M, Andrade MAB, Potiens MPA. Commercial filament testing for use in 3D printed phantoms. *Radiation Physics and Chemistry*. 2020;174:108906.
- [15] Hong DY, Lee SW, Kim GB, Lee SM, Kim NK, Seo JB. Development of a CT imaging phantom of an anthropomorphic lung using fused deposition modeling 3D printing. *Medicine*. 2020;99(1):e18617.
- [16] Ballard DH, Trace AP, Ali S, Hodgdon T, Zygmunt ME, DeBenedictis CM, et al. Clinical Applications

of 3D Printing: Primer for the Radiologists, Academic Radiology, 2018;25(1):52-65.

Journal of Radiological Science and Technology, 2023;46(1):1-8.

[17] Hong DY, Lee J, Lee JH, Mun JW, Oh HS, Jeong SH, et al, Evaluation of Usefulness and Fabrication of Femur Phantom on Quality Control of Bone Mineral Density Using 3D Printing Technology.

[18] Lee JY, KIm JH, Park HH, Evaluation of the Applicability of PET/CT Phantom as a 3D Printing Material, Journal of Radiological Science and Technology, 2022;45(5):423-31.

구분	성명	소속	직위
제1저자	김정완	가톨릭대학교 여의도 성모병원 영상의학팀	방사선사
교신저자	성열훈	청주대학교 보건의료대학원 방사선학과	교수