

3D 프린팅 비압박 유방 팬텀 제작을 위한 복셀 기반 수치 모델에 관한 연구

A Numerical Voxel Model for 3D-printed Uncompressed Breast Phantoms

저자	윤한빈 ; 백철하 ; 전호상 ; 김진성 ; 남지호 ; 이자영 ; 이주혜 ; 박달 ; 김원택 ; 기용간 ; 김동현 ; 원종훈 ; 김호경
저널명	Journal of biomedical engineering research : the official journal of the Korean Society of Medical & Biological Engineering
발행기관	대한의용생체공학회
NDSL URL	http://www.ndsl.kr/ndsl/search/detail/article/articleSearchResultDetail.do?cn=JAKO201720861273583
IP/ID	128.134.207.84
이용시간	2018/07/04 10:42:23

저작권 안내

- ① NDSL에서 제공하는 모든 저작물의 저작권은 원저작자에게 있으며, KISTI는 복제/배포/전송권을 확보하고 있습니다.
- ② NDSL에서 제공하는 콘텐츠를 상업적 및 기타 영리목적으로 복제/배포/전송할 경우 사전에 KISTI의 허락을 받아야 합니다.
- ③ NDSL에서 제공하는 콘텐츠를 보도, 비평, 교육, 연구 등을 위하여 정당한 범위 안에서 공정한 관행에 합치되게 인용할 수 있습니다.
- ④ NDSL에서 제공하는 콘텐츠를 무단 복제, 전송, 배포 기타 저작권법에 위반되는 방법으로 이용할 경우 저작권법 제136조에 따라 5년 이하의 징역 또는 5천만 원 이하의 벌금에 처해질 수 있습니다.

3D 프린팅 비압박 유방 팬텀 제작을 위한 복셀 기반 수치 모델에 관한 연구

윤한빈¹ · 백철하^{2,3,4} · 전호상¹ · 김진성⁵ · 남지호¹ · 이자영¹ · 이주혜¹
박달⁶ · 김원택⁶ · 기용간⁶ · 김동현⁶ · 원중훈^{2,3} · 김호경^{7,8}

¹양산부산대학교병원 방사선종양학과, ²동서대학교 방사선학과, ³동서대학교 방사선보건환경연구센터
⁴동서대학교 보건과학과, ⁵연세대학교 방사선종양학과, ⁶부산대학교병원 방사선종양학과,
⁷부산대학교 기계공학부, ⁸부산대학교 차세대 의료기술 연구센터

A Numerical Voxel Model for 3D-printed Uncompressed Breast Phantoms

Hanbean Youn¹, Cheol Ha Baek^{2,3,4}, Hosang Jeon¹, Jinsung Kim⁵, Jiho Nam¹,
Jayoung Lee¹, Juhye Lee¹, Dahl Park⁶, Wontaek Kim⁶, Yongkan Ki⁶,
Donghyun Kim⁶, Jong Hun Won^{2,3} and Ho Kyung Kim^{7,8}

¹Department of Radiation Oncology, Pusan National University Yangsan Hospital

²Department of Radiological Science, Dongseo University

³Center for Radiological Environment & Health Science, Dongseo University

⁴Department of Health Science, Dongseo University

⁵Department of Radiation Oncology, Yonsei University

⁶Department of Radiation Oncology, Pusan National University Hospital

⁷School of Mechanical Engineering, Pusan National University

⁸Center for Advanced Medical Engineering Research, Pusan National University

(Manuscript received 15 May 2017 ; revised 16 June 2017 ; accepted 19 June 2017)

116

Abstract: Physical breast phantoms would be useful for the development of a dedicated breast computed tomography (BCT) system and its optimization. While the conventional breast phantoms are available in compressed forms, which are appropriate for the mammography and digital tomosynthesis, however, the BCT requires phantoms in uncompressed forms. Although simple cylindrical plastic phantoms can be used for the development of the BCT system, they will not replace the roles of uncompressed phantoms describing breast anatomies for a better study of the BCT. In this study, we have designed a numerical voxel breast phantom accounting for the random nature of breast anatomies and applied it to the 3D printer to fabricate the uncompressed anthropomorphic breast phantom. The numerical voxel phantom mainly consists of the external skin and internal anatomies, including the ductal networks, the glandular tissues, the Cooper's ligaments, and the adipose tissues. The voxel phantom is then converted into a surface data in the STL file format by using the marching cube algorithm. Using the STL file, we obtain the skin and the glandular tissue from the 3D printer, and then assemble them. The uncompressed breast phantom is completed by filling the remaining space with oil, which mimics the adipose tissues. Since the breast phantom developed in this study is completely software-generated, we can create readily anthropomorphic phantoms accounting for diverse human breast anatomies.

Corresponding Author : Ho Kyung Kim
School of Mechanical Engineering Pusan National University,
Busandaehak-ro 63beon-gil, Geumjeong-gu, Busan 46241,
Republic of Korea

TEL: +82-51-510-3511 / E-mail: hokyung@pusan.ac.kr

이 성과는 2016년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No.2016R1C1B1010527).

Key words: Breast phantom, 3D printer, random number, breast CT

I. 서론

여성의 유방은 인체 장기 중 가장 복잡한 형태의 기관 중 하나이다. 이러한 복잡성은 실질조직(functional unit)과 지방조직(surrounding unit)의 무질서한 분포에 기인한다. 따라서 유방에서 유발되는 각종 질환의 진단은 타 장기에 비해 어려우며, 스크리닝 검사를 위해 고해상도의 맘모그래피(mammography)나 깊이 방향으로의 단층영상을 제공하는 디지털 단층영상합성법(digital tomosynthesis) 등이 사용된다. 최근에는 스크리닝 검사 시 수반되는 유방 압박에 대한 불편함과 완전 3차원 영상에 대한 요구를 충족시키기 위해 엷드린 상태에서 촬영하는 유방 전용 CT에 대한 관심이 높아지고 있으며, 관련 연구가 활발히 수행 중에 있다[1-5].

의료 영상시스템을 개발하는 초기 단계에서는 환자를 대상으로 하는 임상실험보다는 팬텀을 이용한 연구가 일반적이며 또 효율적이다. 하지만 유방의 경우 내부 물질 분포의 복잡성으로 인해 상용화된 팬텀이 매우 제한적일 뿐만 아니라 맘모그래피 시스템에 적합한 유방 압박을 고려한 납작한

형태의 팬텀이 대부분이며, 유방 전용 CT와 같이 엷드린 상태를 모사하는 유방 팬텀은 거의 찾아보기 어렵다[6,7]. 현재로서는 플라스틱 실린더 형태의 팬텀이 유방 전용 CT의 평가 목적으로는 거의 유일한 대안이라 할 수 있다[3,8].

본 연구에서는 유방 전용 CT 시스템 개발에 활용할 수 있는 압박되지 않은 유방 팬텀을 개발하였다. 팬텀을 이용한 전임상 연구에서도 실제 환자 케이스처럼 모사할 수 있도록 유방에서의 해부학적 구조의 무작위성을 고려하여 팬텀을 설계하였다. 소프트웨어 기반의 팬텀이기 때문에 해상도, 밀도, 크기 등의 설정/편집이 가능하며, 3D 프린팅을 통해 하드웨어 팬텀으로의 제작 역시 가능하다. 본 논문에서 유방 팬텀의 디자인을 자세히 기술하며, 3D 프린터로 제작한 예를 보인다.

II. 연구 방법 및 재료

1. 복셀 기반 소프트웨어 팬텀의 디자인

하드웨어 팬텀 제작을 위해 먼저 기본이 되는 복셀 기반

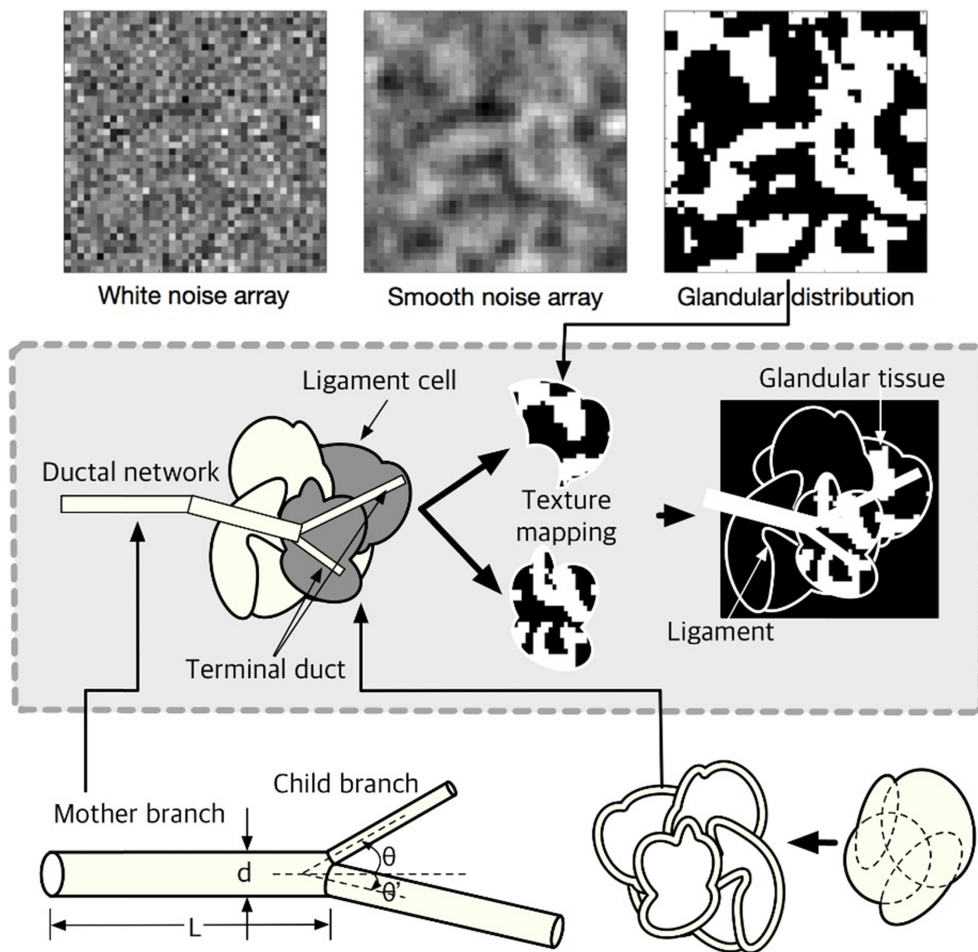


그림 1. 복셀 기반 소프트웨어 의인 유방 팬텀의 제작과정 모식도.

Fig. 1. Schematic illustration of the development of voxel-based anthropomorphic breast phantom.

표 1. 매트랩 내장 난수 발생 함수 및 사용처.

Table 1. Built-in random number functions in the Matlab and their applications in this study.

Function name	Description	Instruction	Application
normrnd	Normal distribution	R = normrnd (mean, standard deviation)	Cooper's ligaments ductal cylinders
rand	Uniform distribution	R = rand	3D white spectrum child-duct branching

의 소프트웨어 유방 팬텀을 디자인하였다. 유방은 지방조직과 실질조직이 무작위적으로 뒤섞여 그 내부를 구성한다. 본 연구에서는 실질조직을 먼저 모델링하고 나머지 영역을 지방조직으로 채우는 방법을 택하였다. 유방의 실질조직은 유선, 소엽조직, 그리고 쿠퍼인대로 구분된다[9]. 이 중 실제 모유를 생산하고 종양이 발생할 수 있는 조직은 유선과 소엽조직의 조합이다. 쿠퍼인대의 경우 유방의 외부 형상을 유지하는 것이 가장 큰 역할이므로 유방의 실질조직과는 관련이 적다. 하지만 쿠퍼인대의 분포가 엑스선 영상에서 겹쳐보일 경우 유방의 실질조직으로 오인될 수 있으므로 보다 사실적인 팬텀의 제작을 위해서는 쿠퍼인대 역시 함께 모델링하는 것이 바람직하다.

소프트웨어 팬텀을 모델링하는 전체적인 과정을 그림 1에 도시하였다. 모델링은 앞서 구분한 조직 별로 수행하였고 각 부분은 기본적인 해부학적 정보를 기준으로 무작위적으로 생성하였다. 여기서 기본적인 해부학적 정보란 각 조직의 구성단위 별 평균값을 의미하며, 실제 모델링에 적용할 때에는 정규분포나 균일분포를 따르는 난수 생성기를 이용하여 해부학적 구조의 무작위성을 고려하였다. Matlab(Mathworks Inc., USA)을 이용하여 소프트웨어 팬텀을 프로그래밍하였으며, Matlab 난수 생성 내장함수와 그 사용처를 표 1에 정리하였다.

실질조직 분포의 근간이 되는 유선조직은 그림 1에서 보인 바와 같이 실린더 관(duct)의 조합과 분지(branch)로 디자인할 수 있다. 전체 유선을 모델링하기 위해 유두에서 시작되는 주관(main duct)을 먼저 생성하였다. 정규분포를 따르는 난수를 이용하여 관의 지름, 길이 및 각도 등 관의 형상을 결정하였다. 각 관의 종말부에서 관의 갈라짐 여부를 결정하였으며, 이 역시 난수에 의해 결정되는데 갈라짐이 많을수록 유방의 밀도가 치밀해지므로 팬텀 설계 전에 미리 결정한 유방의 밀도 목표치에 따라 그 확률을 조절하였다. 관의 갈라짐으로 결정될 경우 두 개의 자식가지(child branch)가 부모가지(mother branch)에서 생성된다. 여기서 모유의 흐름을 보존하기 위해 자식가지 단면적의 합은 부모가지의 단면적과 같도록 하였다. 관의 분지를 통해 단면적이 줄어들면서 자식가지가 다음 세대의 부모가지로 치환되는 재귀 연산을 계속해서 수행하였으며, 관의 단면적이 미리 결정한 종말관의 지름보다 작아지는 순간 연산을 종료하였다. 본 연

구에서는 종말관의 지름을 단위 복셀의 크기와 동일하게 설정하였다.

쿠퍼인대는 타원체의 조합으로 단위 인대를 만들고 각 단위 인대를 조합함으로써 모델링할 수 있다. 단위 인대를 생성할 때 타원체의 장축 및 단축의 길이 그리고 각 타원체의 중심 위치를 무작위적으로 생성하였으며, 타원체 간의 교집합 연산을 통해 단위 인대를 생성하였다. 생성된 단위 인대를 얇은 막(membrane) 형태로 모델링하기 위해 이를 확장한 후, 확장하기 전 단위 인대와의 차이를 구하였다. 이렇게 생성한 단위 인대를 3차원 공간 내에서 조합하여 최종 쿠퍼인대를 생성하였다.

마지막으로 소엽조직의 경우 해부학적 조직 자체의 크기가 단위 복셀의 크기에 비해 작을 수 있으므로 그 분포를 무작위적으로 모델링하였다. 백색 스펙트럼(white spectrum)을 3차원 공간 내에서 생성한 후 해당 백색 스펙트럼을 저주파 통과 필터에 통과시키고 이를 다시 이진화하여 소엽조직의 분포를 모델링하였다. 이 때 사용한 저주파 통과 필터는 $B(f) = \alpha f^{-\beta}$ 이며[10,11], 여기서 f 는 공간 주파수를 나타내고, α 와 β 는 각각 스펙트럼의 크기와 기울기를 의미한다. α 의 경우 이진화 과정 때문에 큰 의미가 없으며, 결국 β 에 의해 소엽조직 분포 형상이 결정된다. 본 연구에서는 $\beta = 1.5$ 를 이용하였다[10].

이상의 유선 모델, 쿠퍼인대 모델 및 소엽조직 모델을 조합하여 최종 소프트웨어 팬텀을 디자인하였다. 우선 소엽조직은 유선의 종말부에 위치하므로 유선조직 모델을 생성하는 과정에서 종말관(terminal duct)을 마킹하였다. 그런 후 유선조직 모델과 쿠퍼인대 모델을 조합하여 쿠퍼인대 중 종말관이 만나는 단위 인대를 다시 마킹하고 마킹된 단위 인대와 소엽조직 분포에 교집합 연산을 수행하여 종말관 주변 이외의 영역에서의 소엽조직을 제거하였다. 마지막으로 각 조직에 정수의 마킹 인덱스를 부여하고 소프트웨어 복셀 팬텀 제작을 완료하였다.

2. 복셀 데이터의 표면 데이터로의 변환

제작된 복셀 기반 유방 팬텀을 3D 프린터로 출력하기 위해서는 폴리곤 기반 데이터(예, STL 파일)로의 변환이 필요하다. 이를 위해 마칭큐브 알고리즘(marching cube algorithm)을 이용하였다[12]. 본 연구에서는 마칭큐브 알

고리즘을 직접 구현하였다[13]. 물론 상용 마칭큐브 소프트웨어를 사용할 수도 있다.

마칭큐브 알고리즘은 복셀 대 복셀 연산으로 폴리곤을 생성한다. 따라서 고해상도 복셀 데이터의 경우 매우 큰 용량의 폴리곤 데이터로 변환되게 되는데, 장비에 따라 3D 프린터의 입력이 불가능할 수도 있다. 일반적으로 삼각형 저감 및 평탄화 방법으로 폴리곤 데이터의 양을 줄일 수 있다 [13]. 하지만 유방 팬텀은 내부 구조, 특히 유선과 쿠퍼인대 모델의 해상도가 상대적으로 높아 데이터 저감 알고리즘을 적용할 경우 내부 구조의 왜곡을 유발할 수 있다. 이에 본 연구에서는 최근방 이웃 보간법을 이용하여 소프트웨어 복셀 데이터의 해상도를 먼저 떨어뜨린 후 마칭큐브 알고리즘을 적용하는 방법을 택하였다. 복셀 팬텀이 3차원으로 이루어져 있으므로 보간을 통한 해상도 저감 비율의 세제곱에 반비례하여 데이터 양이 줄어들게 되므로 해부학적 정보를 보존하는 동시에 팬텀의 용량을 효과적으로 조절할 수 있다. 본 연구에서는 $512 \times 512 \times 313$ 개의 복셀로 생성된 유방 팬텀을 $256 \times 256 \times 156$ 개의 복셀로 재샘플링 한 후 마칭큐브 알고리즘을 적용하였다.

3. 3D 프린팅 기법을 이용한 팬텀의 제작

본 연구에서 사용한 3D 프린터는 SLA(stereolithography) 타입의 프린터(Form 2, Formlabs Inc., USA)로써 광경화성 액체 수지가 담긴 수조에 레이저를 조사하여 경화시킨 후 이를 적층하는 방식이다. 일반적으로 널리 사용되는 FDM(fused deposition modeling) 방법에 비해 상대적으로 정밀하게 조형할 수 있고, 또한 매끄러운 표면을 얻을 수 있는 장점이 있다. 다만 제작 과정에서 제작물이 바닥에 고정되지 않는 경우 지지대가 자동으로 생성되는데, 모든 조형이 완료된 이후 지지대를 제거하는 과정이 부가적으로 필요하다. 본 연구에서 사용된 장비는 250 mW 출력과 405 nm 파장의 레이저를 사용하며 25, 50, 100 μm 의 적층 두께를 선택할 수 있다. 레이저 초점의 크기는 140 μm 이며, 최대 조형 가능한 부피는 145 mm \times 145 mm \times 175 mm이다.

FDM 방식에 비해 SLA 방식의 가장 큰 단점은 한번에 하나의 물질에 대해서만 조형이 가능하다는 점이다. 최근 출시된 FDM 방식 3D 프린터는 여러 개의 노즐에 각각 다른 물질의 필라멘트를 장착하고 슬라이스마다 여러 개의 물질을 조형 후 적층할 수 있다. 하지만 SLA 방식은 액체 상태의 수지를 사용하므로 한 번에 한 가지의 물질만을 조형할 수 있다. 본 연구에서 제작하고자 하는 유방 팬텀은 적어도 실질조직과 지방조직의 구분이 필요하기 때문에 SLA 방식 보다는 FDM 방식이 유리할 수 있지만, 반면 FDM 방식은 유선이나 쿠퍼인대와 같이 세밀한 형상의 조형에 적합하지

못한 단점이 있다. 조직 간 구별 문제를 해결하기 위해 본 연구에서는 소프트웨어 유방 팬텀에서 피부 모델과 실질조직 모델, 그리고 지방조직 모델로 구분한 후 3D 프린터를 이용하여 피부 모델과 실질조직 모델만을 각각 프린트하여 두 파트를 조합하고 나머지 영역을 액체 상태의 지방으로 채움으로써 하드웨어 팬텀을 완성하였다.

투명한 광경화 수지(GPCL02, Formlabs Inc., USA)를 사용하여 조형을 하였으며, 인체 연조직과의 엑스선 반응 특성 유사도를 확인하기 위해 프린팅된 팬텀을 CT 스캔하였다. 120 kVp 조건에서 촬영한 CT 영상에서 수지의 CT값(Hounsfield unit)은 139로써, 일반적인 인체의 연조직과 유사함을 확인하였다.

III. 연구 결과 및 고찰

STL 파일을 생성하기 위해 모델링한 복셀 팬텀을 그림 2에 나타내었다. 그림 2(a)와 2(b)는 각각 실질조직의 유선조직 모델과 피부 모델의 볼륨 렌더링 결과이다. 이때 유선조직의 자식가지 분화 확률은 0.5이다. 그림 2(c)는 복셀 팬텀의 시상 단면(sagittal) 단층 영상이다. 각각의 색상은 물질의 종류를 구분하는데, 녹색은 피부 모델, 적갈색은 쿠퍼인대 모델, 주황색은 소엽조직 모델, 그리고 하늘색은 지방조직 모델을 나타낸다. 도시한 복셀 팬텀을 온라인에 게시하였으며[14] 게시된 결과는 3차원 행렬로써 Matlab의 기본 데이터 파일 포맷인 "mat" 형식을 취한다. 공개된 팬텀에서 행렬 값 1, 2, 3, 4는 각각 지방조직 모델, 피부 모델, 소엽조직 모델, 그리고 쿠퍼인대 모델을 의미한다.

복셀 팬텀으로부터 생성한 STL 파일의 렌더링 결과를 그림 3에 나타내었다. 좌우는 각각 피부 모델과 실질조직 모델에 대한 STL 파일로써, 마칭큐브 알고리즘 적용 결과 피부 모델은 507928개, 내부 실질조직 모델은 1917872개의

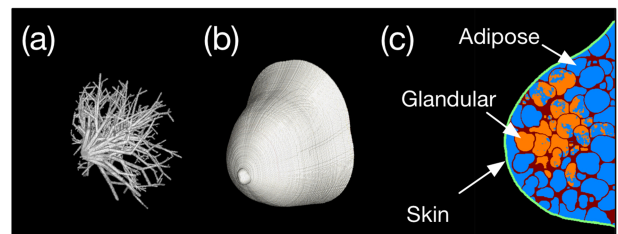


그림 2. 본 연구에서 개발한 인체 모사 유방 팬텀의 (a) 유선조직과 (b) 피부의 볼륨 렌더링 결과 및 (c) 3D 복셀 팬텀의 중앙 횡단면 단층 영상.

Fig. 2. Anthropomorphic voxel phantom developed in this study: volume rendered images of (a) ductal network tissues and (b) external skins, and (c) the sagittal slice image of the voxel phantom.

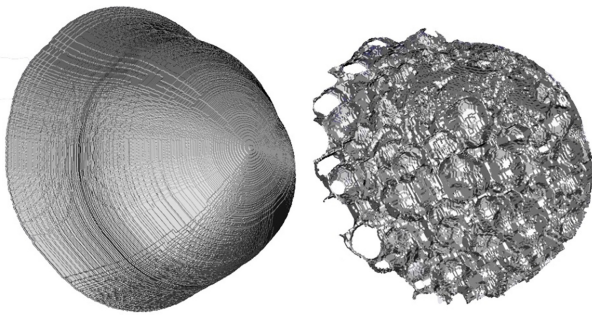


그림 3. 피부(좌)와 실질조직(우)의 STL 파일 변환 결과. 각각의 STL 파일은 507928개와 1917872개의 메쉬들로 구성됨.
 Fig. 3. The 3D-rendered STL files describing the skin(left) and the functional units(right). Each STL file consists of 507928 and 1917872 meshes.

폴리곤으로 구성되었음을 확인하였다. 동일한 복셀 해상도에서 약 4배가량 더 많은 폴리곤이 실질조직 모델로부터 생성되었는데, 이는 형상의 복잡도 때문이다. 피부 모델의 경우 반구 형태의 단혀진 형상인데 반해 실질조직 모델은 내부가 쿠퍼인대 및 소엽조직들로 가득 차 있다. 실질조직과 피부 STL 파일의 용량은 각각 95.9 Mbytes와 25.4 Mbytes이다. $512 \times 512 \times 313$ 개의 복셀로 구성된 소프트웨어 팬텀으로부터 STL 파일을 생성할 경우 약 350 Mbytes와 100 Mbytes의 용량으로 생성되는데 기 보유한 3D 프린터의 입력 파일의 한계는 150 Mbytes로 실질조직 모델의 조형이 불가능하다. 이는 3D 프린터 기종 별로 그 차이가 있으므로, 사용하고자 하는 기종의 스펙을 정확히 파악하고 가장 높은 해상도를 선택하는 것이 좋을 것으로 판단된다. 복셀 데이터와 마찬가지로 피부 모델과 실질조직 모델을 STL 파일로 변환한 결과 역시 온라인에 게시하였다[15]. 해당 파일은 일반적인 상용 3D 프린터에 직접 입력이 가능하다.

그림 3에서 확인할 수 있듯이 팬텀의 표면에서 관찰되는 계단 현상은 복셀 팬텀을 마칭큐브 알고리즘을 이용하여 폴리곤으로 변환하였기 때문이며, 이는 복셀 팬텀의 기본 해상도와 관련되기 때문에 복셀 데이터를 사용하는 팬텀에서는 피할 수 없다. 다만 3D 프린터의 해상도보다 작은 크기의 복셀을 사용하거나 폴리곤 데이터에 대해 평탄화 과정을 적용한다면 계단 현상을 줄일 수 있을 것이다. 하지만 본 연구에서 사용한 3D 프린터의 최소 조형 해상도가 0.025 mm 임을 고려한다면 실용적으로 적용 불가능한 용량의 STL 파일이 생성될 수 밖에 없고 평탄화 과정을 수행 할 경우 내부 실질조직, 특히 쿠퍼인대 모델의 왜곡이 발생할 가능성이 있다. 또한 피부 조형 결과와 실질조직 모델의 조형 결과를 조합하는 과정에서 오차가 발생할 수도 있을 것이다.

3D 프린터를 이용한 각 파트 별 조형 결과를 그림 4에 나타내었다. 그림 4(a)와 4(b)는 각각 지지대 제거 전 후의 결

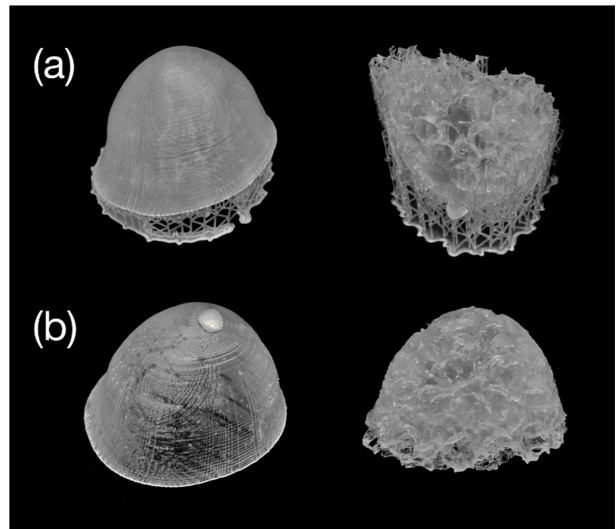


그림 4. (a) 지지대 제거 전과 (b) 제거 후의 피부와 실질조직 조형 결과.
 Fig. 4. Fabricated skin and functional units before (a) and after (b) the removal of supporting rods.

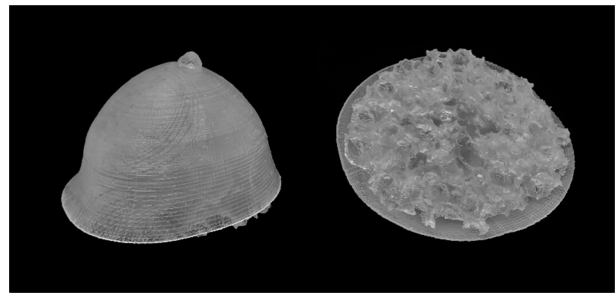


그림 5. 피부와 실질조직을 조합한 최종 유방 팬텀 조형 결과.
 Fig. 5. The completed breast phantom by combining the skin and functional-unit parts. The empty space is filled with oil, which mimics the adipose tissues.

과로써, 초기 가공 완료 후 에탄올 세척을 거쳐 지지대 제거를 수행하였다. 이후 추가적인 후가공은 더 이상 하지 않았다. 참고로 지지대는 조형이 종료된 직후 제거해야만 손쉽게 제거가 가능하다. 만일 완전 건조가 진행된 이후에 지지대를 제거할 경우 피부 모델은 문제가 없으나 실질조직 중 특히 얇은 쿠퍼인대 모델이나 유선조직 모델이 파손될 우려가 있다.

피부와 실질조직 모델에 대해 각각 조형 시간은 약 13시간과 23시간이다. 조형 시간은 형상과 조형 부피에 따라 달라지는데 실질조직에 비해 피부는 내부가 완전히 비었기 때문에 상대적으로 조형이 빨리 완료되었다. 조형 후 지지대를 제거한 이후 12시간 이상 추가 건조하여 추가적인 파손을 막고자 하였다.

마지막으로 피부 모델과 실질조직 모델을 조합한 결과를 그림 5에 나타내었다. 피부 조형 결과가 반구 형상이고 실

질조직 모델의 외부 쿠퍼인대가 매우 얇은 막으로 이루어져 있기 때문에 정확한 조립 방향을 결정하는 데에 어려움이 있었으나 사용된 3D 프린터의 해상도가 0.025 mm로 매우 정밀하여 정확한 조립이 가능하였다. 조립 후 액체 형 오일을 주입하여 내부를 채웠으며 피부 외부로 누유는 없었다. 최종 완성 결과는 일반적인 성인 여성의 유방 형상을 매우 잘 모사하고 있으며 내부구조 역시 실제 유방과 유사하게 실질조직이 분포를 이루면서 그 내부에서 무작위적으로 잘 구성되어 있음을 확인하였다.

본 연구에서 사용된 3D 프린터의 최대 조형 크기가 145 mm × 145 mm × 175 mm로 상대적으로 작은 크기의 조형만 가능하지만 본 연구 결과로 미루어 유방 팬텀의 조형에는 무리가 없는 것으로 판단된다. 다만 3D 프린터에서 팬텀을 조형하는 과정에서 3차원 공간상 형상의 위치 및 각도에 따라 최대 조형 크기가 달라질 수 있으므로 주의가 필요하다. 또한 프린터의 스펙에 대비하여 더 큰 크기의 팬텀을 조형하고자 할 때에는 장비 운용 소프트웨어상에 STL 파일을 분할하여 조형할 수 있는 기능이 탑재되어 있으므로 해당 기능을 사용할 수도 있을 것이다. 하지만 이 경우 피부의 접합 면을 정확하게 밀봉하여 액체 지방조직을 주입해야 할 것이다.

IV. 결 론

본 연구에서는 유방암 진단용 CT 시스템을 개발하고 최적화 할 때 유용하게 사용될 수 있는 인체 모사 유방 팬텀을 3D 프린터를 이용하여 제작하였다. 개발한 팬텀의 경우 기존 다른 연구와는 달리 3D 의료영상을 전혀 사용하지 않고 순수하게 소프트웨어적으로 생성하였다. 따라서 다양한 크기, 형태, 밀도 등을 가정한 변환이 자유로우며 3D 프린팅 기법을 이용하여 손쉽게 제작할 수 있다는 장점이 있다.

엑스선 영상시스템을 연구개발하기 위해 개발과정에 투입되는 노력 및 비용을 줄일 목적으로 전산모사 시뮬레이션에 기반한 연구가 널리 사용된다. 유방 전용 CT 역시 전산모사 시뮬레이션이 널리 활용되고 있으므로 본 연구에서 제시한 소프트웨어 팬텀을 활용할 수 있을 것이다. 이 과정에서 도출된 결과를 바탕으로 실제 실험 시스템을 구현하고 평가할 때 본 연구에서 제안한 바와 같이 소프트웨어 팬텀과 완전히 동일하게 프린팅된 팬텀을 실험적으로 다시 한번 적용해 볼 수 있을 것이다. 이러한 경우, 시스템의 한계에 대비하여 성능을 저하시키는 요소를 보다 효과적으로 파악하는 등 실제 연구 및 개발 과정에서 높은 시너지 효과를 얻을 수 있을 것으로 기대된다.

비록 현재 상용으로 판매되고 있는 수지가 완벽한 인체 유사 물질이라 할 수는 없으나 CT 영상의 Hounsfield 값

이 인체 연조직과 거의 유사하므로 엑스선 영상시스템의 성능평가 용도로는 충분할 것으로 판단된다. 향후 추가적인 연구를 통해 다양한 밀도와 형상의 팬텀을 제작하고 엑스선 영상시스템의 성능평가 가능성에 대한 검증을 수행할 계획이다.

팬텀 내에 대조도 대 잡음비(contrast to noise ratio, CNR), 변조전달함수(modulation transfer function, MTF) 등 영상시스템의 성능을 정량적으로 측정할 수 있는 마커(marker)나, 나아가 종괴(mass) 또는 미세석회화(microcalcification) 등 병변 모델을 고려할 수 있을 것이다. CNR이나 MTF를 측정할 수 있는 마커는 구(sphere)나 바패턴(bar pattern) 등을 팬텀 내부에 삽입함으로써 적용이 가능할 것이다. 반면 종괴와 미세석회화의 경우 그 발생 기전을 모델링하여 팬텀 내에 구성하는 과정이 필요할 것이다. 본 연구는 소프트웨어 기반의 팬텀이기 때문에 모델 파라미터 변화가 자유로우며, 따라서 크기 및 형태뿐만 아니라 실질조직의 분포 밀도를 고려한 다양한 유방 모델(예, dense breast) 생성이 가능하다. 영상시스템 디자인 및 촬영조건 최적화 연구 등을 보다 손쉽게 수행할 수 있도록 향후 연구에서는 이와 같이 CNR 및 MTF 평가 그리고 종괴 및 미세석회화 검출능 평가가 가능한 유방 모델을 개발할 계획이다.

References

- [1] A.M. O'Connell, D. Kawakyu-O'Connor, "Dedicated cone-beam breast computed tomography and diagnostic mammography: Comparison of radiation dose, patient comfort, and qualitative review of imaging findings in BI-RADS 4 and 5 lesions," *J. Clin. Imaging Sci.*, vol. 2, no. 1, pp. 1-7, 2012.
- [2] J.M. Boone, "Dedicated breast CT for breast cancer screening," in *Proc. Medical physics: 7th Mexican symposium on medical physics*, Mexico City, Mexico, Oct, 2003, pp. 3-8.
- [3] S. Vedantham, L. Shi, A. Karellas, A.M. O'Connell, "Dedicated breast CT: Fibroglandular volume measurements in a diagnostic population," *Med. Phys.*, vol. 39, no. 12, pp. 7317-7328, 2012.
- [4] S. Vedantham, A. Karellas, M.M. Emmons, L.J. Moss, S. Hussain, S.P. Baker, "Dedicated breast CT: Geometric design considerations to maximize posterior breast coverage," *Phys. Med. Biol.*, vol. 58, no. 12, pp. 4099-4118, 2013.
- [5] A. Sarno, G. Mettivier, P. Russo, "Dedicated breast computed tomography: Basic aspects," *Med. Phys.*, vol. 42, no. 6, pp. 2786-2804, 2015.
- [6] P.R. Bakic, C. Zhang, A.D.A. Maidment, "Development and characterization of an anthropomorphic breast software phantom based upon region-growing algorithm," *Med. Phys.*, vol. 38, no. 9, pp. 3165-3176, 2011.
- [7] A. Samani, J. Bishop, M.J. Yaffe, D.B. Plewes, "Biomechanical 3-D finite element modeling of the human breast using MRI data," *IEEE. Trans. Med. Imag.*, vol. 20, no. 7, pp. 271-279, 2001.
- [8] M. Weigel, S.V. Vollmar, W. Kalender, "Spectral optimiza-

- tion for dedicated breast CT,” *Med. Phys.* vol. 38, no. 1, pp. 114-124, 2011.
- [9] F.H. Netter, *Atlas of human anatomy*, New Jersey, USA: Icon Learning Systems, 2004, pp. 175-177.
- [10] H. Youn, J.C. Han, M.K. Cho, S.Y. Jang, H.K. Kim, J.H. Kim, “Numerical generation of digital mammograms considering imaging characteristics of an imager,” *Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. A.*, vol. 652, no. 1, pp. 810-814, 2011.
- [11] E. Engstrom, I. Reiser, R. Nishikawa, “Comparison of power spectra for tomosynthesis projections and reconstructed images,” *Med. Phys.*, vol. 36, no. 5, pp. 1753-1758, 2009.
- [12] E. William, E. Lorensen, H.E. Cline, “Marching Cubes: A high Resolution 3D Surface Construction Algorithm,” in *SIGGRAPH '87*, Anaheim, CA, USA, Jul, 1987, pp. 163-169.
- [13] H.K. Kim, S. Yun, J.C. Han, H. Youn, M.K. Cho, C.H. Lim, S.K. Heo, C.-S. Shon, S.-S. Kim, B.H. Cho, T.G. Achtekirchen, “Performance characterization of microtomography with complementary metal-oxide-semiconductor detectors for computer-aided defect inspection,” *J. Appl. Phys.* vol. 105, pp. 094701, 2009.
- [14] <https://github.com/beanaaa/AnthroBreastPhantom/blob/master/phan.mat>
- [15] <https://github.com/beanaaa/AnthroBreastPhantom/blob/master/BreastPhantom.zip>