

3D Printed Phantoms in Medical Imaging: Fabrication Techniques and Recent Research Trends

Kyung-Hwan Jung¹, Ki-Yoon Lee¹, Hyun-Dong Kim¹, Hyun-soo Ha¹,
Seung-Jae Lee³, and Cheol-Ha Baek^{1,2*}

¹Department of Medical Health Science, Kangwon National University, Samcheok 25949, Republic of Korea

²Department of Radiological Science, Kangwon National University, Samcheok 25949, Republic of Korea

³Department of Radiological Science, Dongseo University, Busan 47011, Republic of Korea

(Received 18 March 2026, Received in final form 4 May 2026, Accepted 6 May 2026)

Medical imaging plays a crucial role in modern medicine, including disease diagnosis, treatment planning, treatment response assessment, and prognosis prediction. With the increasing demand for quantitative imaging analysis and the rapid development of artificial intelligence-based image analysis techniques, the reproducibility and standardization of imaging data have become increasingly important. However, patient imaging data often exhibit anatomical variability, differences in acquisition conditions, and ethical limitations, making it difficult to establish controlled and repeatable validation environments. To address these limitations, physical phantoms that mimic the anatomical and physical properties of human tissues have been widely used in medical imaging research. Recently, 3D printing technology has attracted considerable attention for phantom fabrication because it enables the reproduction of realistic anatomical structures derived from medical imaging data. By combining various printing technologies and Tissue-mimicking materials, 3D printed phantoms have been applied to multiple imaging modalities, including CT, MRI, and PET/SPECT, for system performance evaluation, quantitative imaging validation, and algorithm testing. This review summarizes fabrication techniques, material characteristics, major applications, and recent research trends of 3D printed phantoms in medical imaging and discusses their future research directions.

Keywords : 3D printed phantom, medical imaging, phantom fabrication, tissue-mimicking materials, multiple imaging modalities

의료영상 분야에서의 3D 프린팅 팬텀 제작 기술과 연구 동향

정경환¹ · 이기윤¹ · 김현동¹ · 하현수¹ · 이승재³ · 백철하^{1,2*}

¹강원대학교 일반대학원 보건의료과학과, 강원 삼척시 황조길 346, 25949

²강원대학교 방사선학과, 강원 삼척시 황조길 346, 25949

³동서대학교 방사선학과, 부산광역시 주례로 47, 47011

(2026년 3월 18일 받음, 2026년 5월 4일 최종수정본 받음, 2026년 5월 6일 게재확정)

의료영상은 질병의 진단, 치료 계획 수립 및 치료 반응 평가 등 현대 의학에서 핵심적인 역할을 수행하고 있으며, 영상 기반 정량 분석과 인공지능 기반 영상 분석 기술의 발전에 따라 영상 데이터의 재현성과 표준화의 중요성이 더욱 강조되고 있다. 그러나 실제 환자 영상은 해부학적 차이와 촬영 조건의 변화, 윤리적 제약 등으로 인해 반복적이고 통제된 검증 환경을 제공하기 어렵다. 이러한 한계를 보완하기 위한 방법으로 인체 조직의 물리적·해부학적 특성을 모사하는 의료영상 팬텀이 활용되고 있으며, 최근에는 의료영상 데이터를 기반으로 실제 구조를 재현할 수 있는 3D 프린팅 기술이 팬텀 제작에 적극적으로 적용되고 있다. 3D 프린팅을 이용한 팬텀은 다양한 프린팅 기술과 재료 조합을 통해 CT, MRI, PET/SPECT 등 여러 영상 모달리티에서 장비 성능 평가, 정량 영상 분석 및 영상 알고리즘 검증 등에 활용되고 있다. 본 글에서는 의료영상 분야에서 활용되는 3D 프린팅 팬텀의 제작 기술과 재료 특성, 주요 응용 사례 및 최근 연구 동향을 정리하고 향후 발전 방향을 논의하고자 한다.

주제어 : 3D 프린팅 팬텀, 의료영상, 팬텀 제작, 조직 모사 재료, 다중 영상 모달리티

I. 서 론

의료영상은 질병의 조기 진단, 치료 계획 수립, 치료 반응 평가 및 예후 예측에 이르기까지 현대 의학 전반에서 핵심적인 역할을 수행하고 있다[1]. 특히 고령화와 만성질환의 증가, 정밀의료의 확산, 영상 유도 치료기술의 발전에 따라 영상 기반 정량 평가의 중요성은 지속적으로 증가하고 있다[2]. 이에 따라 서로 다른 장비, 기관, 촬영 조건 및 시점에서 획득된 영상의 품질과 정량 지표를 일관되게 비교하고 관리할 수 있는 체계의 필요성이 점차 강조되고 있다. 최근에는 인공지능 기반 영상 분석, 자동 분할, 정량 영상 바이오마커 개발과 같은 기술이 빠르게 확산되면서 영상 데이터의 재현성과 표준화는 임상 및 연구 모두에서 중요한 과제로 부각되고 있다. 그러나 실제 환자 영상은 환자 간 해부학적 차이, 생리적 변동성, 촬영 조건의 차이, 윤리적 제약 등으로 인해 반복적이고 통제된 검증 환경을 제공하기 어렵다[3,4]. 이러한 이유로 임상 조건을 일정 수준으로 모사하면서 반복 가능한 기준 환경을 제공할 수 있는 물리적 기준체, 즉 팬텀의 필요성이 점차 증가하고 있다. 의료영상 팬텀은 실제 인체 조직의 물리적, 해부학적 및 영상학적 특성을 모사한 물리적 모델로서, 영상 장비의 성능 평가, 품질 관리, 영상 재구성 알고리즘 검증, 정량 지표의 정확도 평가, 방사선치료 계획 검증 등 다양한 목적으로 활용된다[5,6]. 예를 들어 전산화단층촬영 팬텀은 HU 값 보정, 공간 해상도 및 대조도 평가에 활용되며, 자기공명영상 팬텀은 T1/T2 맵핑 정확도와 기하학적 왜곡 평가에 사용된다[7,8]. 또한 양전자방출단층촬영 및 단일광자방출단층촬영 팬텀은 방사성 추적자 분포의 정량 정확도와 재현성 평가에 이용되며, 방사선치료 분야에서는 치료계획 검증과 선량 분포 정확도 평가를 위한 핵심 도구로 활용된다[9]. 기존의 상용 팬텀은 주로 아크릴, 물, 균질 조직 등 재료 등을 이용한 단순 기하학 구조를 기반으로 제작되어 왔으며, 표준화된 품질관리와 기본 성능 평가에는 유용하다. 그러나 최근 의료영상 연구는 복잡한 해부학 구조, 병변의 이질성, 환자 맞춤형 치료 환경, 멀티모달 영상 조건, 고도화된 영상 재구성 및 인공지능 분석 알고리즘의 검증까지 요구하고 있다[10-12]. 이러한 변화에 비추어 볼 때 기존 팬텀은 실제 환자 기반의 복잡한 임상 상황을 충분히 반영하는 데 한계가 있으며, 특히 정량 영상 연구와 다중 모달리티 평가를 동시에 지원하기에는 제약이 존재한다. 이와 같은 한계를 보완할 수 있는 기술로 3D 프린팅이 주목받고 있다. 3D 프린팅은 디지털 모델을 기반으로 재료를 층별로 적층하여 원하는 3차원 구조물을 제작하는 기술로, 의료 분야에서는 수술 가이드, 맞춤형 임플란트, 해부학 교육용 모델, 수술 시뮬레이션 모델 등 다양한 응용을 통해 활용 가능성이 입증되어 왔다[13]. 의

료영상 팬텀 분야에서도 환자 영상 데이터에서 추출한 해부학 정보를 기반으로 실제 구조를 반영한 물리적 팬텀을 제작할 수 있다는 점에서 중요한 장점을 가진다. 특히 프린팅 방식, 재료 조성, 내부 충전 구조 및 밀도 조절 등을 활용하면 저비용의 단순 구조 팬텀부터 고해상도의 환자 맞춤형 팬텀까지 다양한 형태의 설계가 가능하다. 따라서 본 논문에서는 의료영상 분야에서 활용되는 3D 프린팅 팬텀의 제작 기술과 재료 특성, 주요 응용 사례, 최근 연구 동향과 기술적 한계를 최근 문헌을 중심으로 고찰하고 향후 발전 방향을 논의하고자 한다.

II. 3D 프린팅 기반 의료영상 팬텀 제작 기술

1. 의료영상 데이터 기반 모델링

의료영상용 3D 프린팅 팬텀 제작은 일반적으로 CT 또는 MRI와 같은 의료영상으로부터 DICOM 형식의 데이터를 획득하는 단계에서 시작된다[14]. 이때 팬텀의 사용 목적에 따라 요구되는 구조 해상도와 재현 수준이 달라지므로 초기 영상 획득 단계에서 슬라이스 두께, 시야 범위, 재구성 커널, 영상 잡음 수준 등의 조건을 적절히 설정하는 것이 중요하다. 특히 미세 혈관, 얇은 피질골, 작은 병변과 같은 세부 구조를 포함하는 팬텀의 경우 원영상의 공간 해상도와 대비 특성이 최종 팬텀의 형상 정확도에 직접적인 영향을 미친다[15]. 이후 관심 구조물에 대한 분할(segmentation)을 수행하여 장기, 병변, 혈관, 골 구조 등을 주변 조직으로부터 구분한다. 분할은 수동, 반자동 또는 자동 방식으로 수행될 수 있으며 임계값 기반 기법, 영역 확장(region growing), 변형 모델(deformable model), 인공지능 기반 분할 등 다양한 방법이 사용된다[16,17]. 그러나 동일한 원영상이라 하더라도 사용된 소프트웨어, 분할 알고리즘, 사용자 개입 정도에 따라 최종 형상이 달라질 수 있으므로 이 단계는 팬텀 제작의 정확도와 재현성을 좌우하는 핵심 과정이다. 분할된 구조는 일반적으로 표면 메쉬 기반의 3차원 모델로 변환되며 이 과정에서 STL 형식이 가장 널리 사용된다[18]. STL 모델은 다수의 삼각형 면으로 표면을 근사하여 표현하므로 삼각형 면의 수와 분포, 메쉬 밀도는 형상 정확도와 프린팅 가능성에 직접적인 영향을 미친다. 지나치게 복잡한 메쉬는 후처리와 출력 시간을 증가시키는 반면 과도한 단순화는 해부학적 정밀도를 저하시킬 수 있으므로 목적에 맞는 수준의 메쉬 최적화가 필요하다. 생성된 STL 모델은 바로 출력에 사용되기보다는 후처리 과정을 거쳐 프린팅 가능한 형상으로 정제된다. 이 과정에는 노이즈 제거, 홀 보정, 자기 교차(self-intersection) 수정, 비다양체(non-manifold) 구조 보정, 메쉬 단순화, 리메쉬(remeshing), 두께 보강 등이 포함될 수 있다[19]. 이러한 후처리 과정의

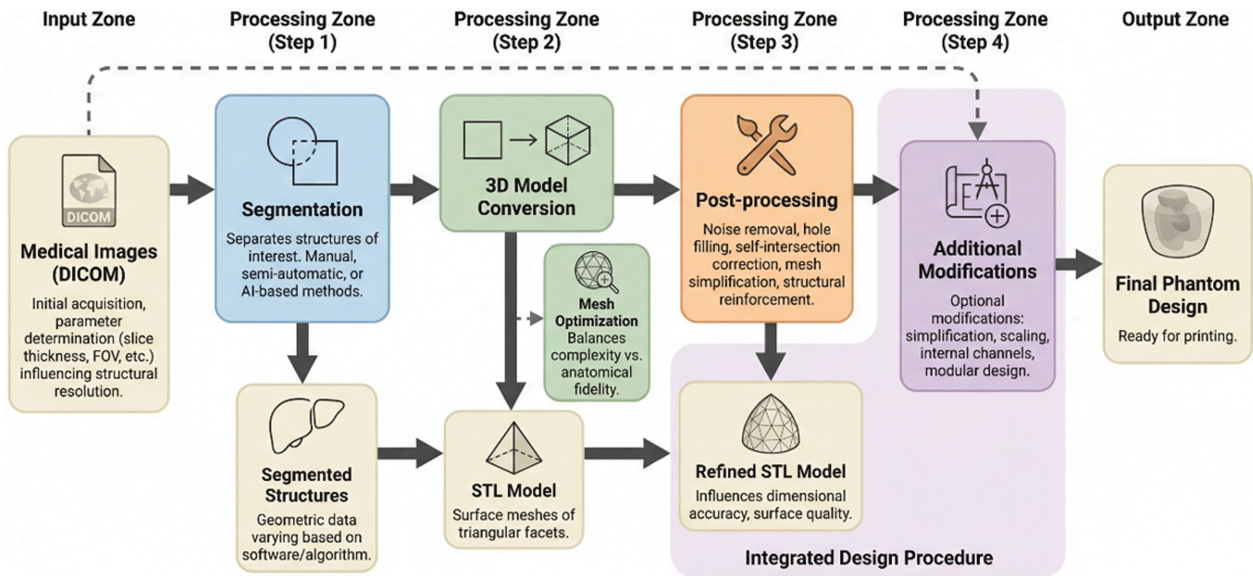


Fig. 1. (Color online) Workflow of medical image data-based 3D printing phantom modeling.

품질은 최종 출력물의 치수 정확도, 표면 품질 및 공정 안정성에 직접적인 영향을 미친다. 실제 팬텀 제작에서는 환자 데이터에서 추출한 구조를 그대로 사용하는 경우도 있으나 연구 목적이나 출력 공정의 제약에 따라 구조 단순화, 크기 조정, 절개면 추가, 내부 채널 설계, 분할 출력 및 조립 구조 설계 등의 변형이 함께 이루어진다. 예를 들어 조영제 또는 방사성 용액 주입을 위한 내부 공간이나 채널을 설계하거나 다중 재료 프린팅이 어려운 경우 외곽 셸과 내부 충전부를

분리하여 제작하는 방식이 사용되기도 한다. 따라서 의료영상 기반 팬텀 모델링은 단순한 형상 변환 과정이 아니라 영상 정보, 실험 목적, 재료 특성 및 프린팅 공정을 통합적으로 고려하는 설계 과정으로 이해할 수 있다. 이러한 의료영상 기반 팬텀 모델링의 전체 과정은 Fig. 1에 제시된 워크플로우와 같이 영상 획득, 구조 분할, 3차원 모델 생성, 메쉬 후처리 및 추가 설계 단계를 거쳐 최종적으로 3D 프린팅 가능한 팬텀 설계로 이어진다.

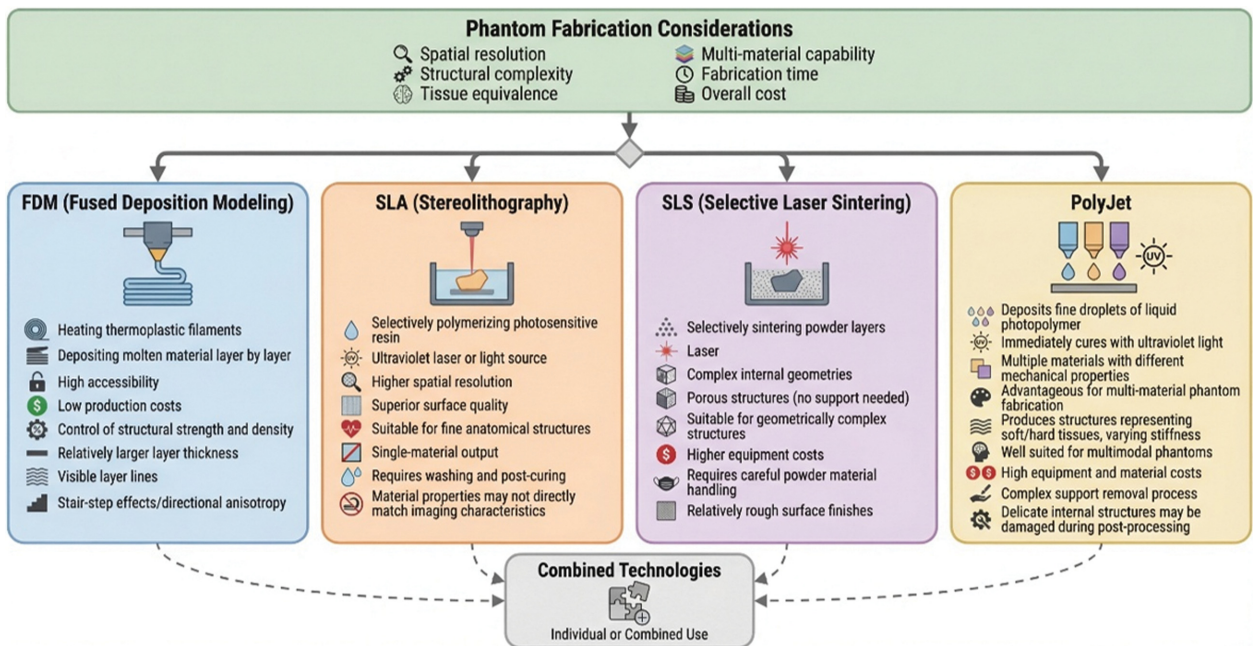


Fig. 2. (Color online) Comparison of major 3D printing technologies used for medical phantom fabrication, including FDM, SLA, SLS, and PolyJet.

2. 3D 프린팅 기술 개요

의료영상 팬텀 제작에 활용되는 3D 프린팅 기술은 대표적으로 Fused Deposition Modeling(FDM), Stereolithography (SLA), Selective Laser Sintering(SLS), PolyJet 등으로 구분된다(Fig. 2)[20]. 각 기술은 적층 방식, 사용 재료, 공간 해상도, 표면 품질, 다중 재료 구현 가능성, 제작 비용 및 후처리 요구 조건 등에서 서로 다른 특성을 가지며 팬텀의 목적에 따라 적절한 기술을 선택하는 것이 중요하다. FDM은 열가소성 필라멘트를 가열하여 용융 상태로 노즐을 통해 적층하는 방식으로 장비와 재료의 접근성이 높고 비용 효율성이 뛰어나 연구 환경에서 널리 사용되는 기술이다. 또한 내부 충전율(infill)과 적층 패턴을 조절함으로써 구조 강도와 밀도를 비교적 쉽게 제어할 수 있다. 그러나 층 두께가 비교적 크고 표면에 적층 흔적이 남기 쉬워 미세 구조 재현과 표면 정밀도 측면에서는 한계가 있다. SLA는 광경화성 수지를 자외선 레이저 또는 광원을 이용하여 선택적으로 중합하는 방식으로 FDM에 비해 높은 공간 해상도와 우수한 표면 품질을 제공한다. 이러한 특성으로 인해 복잡한 곡면 구조나 미세 해부학적 구조를 포함하는 팬텀 제작에 적합하다. 다만 대부분 단일 재료 기반으로 출력되며 세척과 후경화(post-curing) 과정이 필요하다는 점에서 공정이 상대적으로 복잡하다. SLS는 분말 재료 층 위에 레이저를 조사하여 선택적으로 소결(sintering)하는 방식으로 별도의 지지체 없이도 복잡한 내부 구조를 구현할 수 있다. 이러한 특성은 기하학적으로 복잡한 구조체나 기계적 안정성이 요구되는 팬텀 제작에 유리하다. 그러나 장비 비용이 높고 출력 후 표면 거칠기가 비교적 큰 편이라는 제한점이 있다. PolyJet 기술은 액상 포토폴

리머를 미세하게 분사한 뒤 즉시 경화시키는 방식으로 하나의 출력 과정에서 서로 다른 재료와 경도를 조합할 수 있다. 이를 통해 연조직과 경조직, 서로 다른 강성 구조 등을 동시에 구현할 수 있어 다중 재료 팬텀 제작에 유리하다. 반면 장비 및 재료 비용이 높고 서포트 제거와 같은 후처리 과정이 필요하다[21-23].

3. 팬텀 제작 재료

3D 프린팅 기반 의료영상 팬텀 제작에서 재료는 팬텀의 구조적 안정성뿐 아니라 영상 및 물리적 특성 재현에 직접적인 영향을 미치는 핵심 요소이다. 일반적으로 팬텀 제작에 사용되는 재료는 구조 형성을 위한 프린팅 재료와 조직 특성을 모사하기 위한 조직 등가(tissue-mimicking) 재료로 구분할 수 있다[24]. 대표적으로 열가소성 재료, 광경화성 레진, 젤 기반 재료, 실리콘 기반 재료, 그리고 이들을 조합한 복합 또는 하이브리드 재료 시스템이 활용된다. 각 재료는 기계적 특성, 가공성, 영상 재현성 및 장기 안정성에서 서로 다른 특징을 가지며 팬텀의 사용 목적에 따라 적절한 재료를 선택해야 한다. 대표적인 팬텀 제작 재료의 특성과 활용 목적은 Table I에 정리하였다[25,26]. 열가소성 재료(PLA, ABS, PETG 등)는 FDM 방식에서 가장 널리 사용되는 재료로 구조체나 외곽 셸 제작에 적합하다. 이러한 재료는 비용 효율성과 장비 접근성이 높으며 내부 충전율이나 적층 구조를 조절하여 밀도와 기계적 강도를 제어할 수 있다는 장점이 있다. 반면 표면 정밀도와 미세 구조 재현 측면에서는 한계가 있어 정밀 해부학 구조 재현보다는 구조적 프레임 제작에 주로 사용된다. 광경화성 레진은 SLA 또는 DLP 기반 프린팅에서 사용

Table I. Comparison of representative materials used for 3D printing-based medical imaging phantoms.

Material Type	Typical Materials	Main Purpose	Advantages	Limitations	Imaging Applications
Thermoplastic (FDM)	PLA, ABS, PETG	Structural frame, outer shell, molds	Low cost, easy printing, adjustable infill for density control	Limited surface resolution, anisotropy, limited tissue equivalence	CT, X-ray structural phantoms
Photopolymer Resin	SLA/DLP resin	High-resolution anatomical structures	High spatial resolution, smooth surface finish	Usually single-material, post-curing required, limited imaging equivalence	CT, surgical simulation
Gel-based materials	Agar, Gelatin	Soft tissue simulation	Tunable T1/T2 relaxation properties, adjustable acoustic characteristics	Mechanical instability, dehydration over time	MRI, Ultrasound
Silicone-based materials	Silicone elastomer	Durable soft-tissue structures	Mechanical stability, elastic properties similar to soft tissues	Limited CT attenuation control	Ultrasound, MRI
Hybrid / Composite materials	Gel + additives (Ba, Ca, I), polymer composites	Multimodal tissue-mimicking phantoms	Adjustable CT, MRI, and acoustic properties	Complex fabrication, material compatibility issues	CT / MRI / Ultrasound multimodal phantoms

되며 높은 공간 해상도와 우수한 표면 품질을 제공한다. 이러한 특성은 복잡한 기하학 구조나 미세 해부학적 형태를 재현하는 데 유리하다. 다만 대부분 단일 재료 기반으로 출력되며 세척 및 후경화 과정이 필요하다는 점에서 공정이 상대적으로 복잡하다. 젤 및 실리콘 기반 재료는 연조직과 유사한 물리적 특성을 구현하기 위해 활용된다. 젤 기반 재료는 비교적 다양한 조성 조절이 가능하며 조직 모사 연구에서 널리 사용되고 실리콘 기반 재료는 기계적 안정성과 반복 사용 측면에서 장점을 가진다. 이러한 재료는 단독으로 활용되기도 하지만 구조 프린팅 재료와 결합하여 내부 충전 재료로 사용되는 경우도 많다. 최근 팬텀 제작에서는 단일 재료보다 서로 다른 특성을 가진 재료를 조합하는 방식이 점차 확대되고 있다. 예를 들어 3D 프린팅을 통해 구조적 외형을 제작한 뒤 내부를 다른 재료로 채우거나 서로 다른 재료를 조합하여 팬텀의 물리적 특성을 조절하는 방식이 활용된다. 이러한 접근은 구조 재현성과 물리적 특성을 동시에 확보하기 위한 팬텀 설계 전략으로 활용되고 있다. 팬텀 제작 재료를 선택할 때는 영상 재현 특성뿐 아니라 기계적 안정성, 제작 공정의 재현성, 장기 안정성 및 후처리 용이성 등 다양한 요소를 함께 고려해야 한다. 또한 팬텀의 활용 목적에 따라 요구되는 구조 정밀도와 물리적 특성이 달라지므로 재료 선택과 설계 과정은 프린팅 기술, 영상 모달리티 및 실험 목적을 종합적으로 반영하여 결정되어야 한다.

III. 의료영상 분야에서의 3D 프린팅 팬텀 응용

1. 전산화단층촬영 영상 팬텀

CT 영상에서 3D 프린팅 팬텀 연구는 인체 조직의 방사선 감쇠 특성을 정량적으로 재현하는 것을 핵심 목표로 발전해 왔다. CT 영상에서 조직의 선감쇠 특성은 HU 값으로 표현되며, 이는 장비 성능 평가, 촬영 프로토콜 최적화, 영상 재구성 알고리즘 검증 등 다양한 정량 분석의 기준 지표로 사용된다. 따라서 다양한 프린팅 재료와 제작 조건을 조합하여 특정 HU 범위를 구현하고 실제 조직과 유사한 감쇠 특성을 재현하려는 연구가 활발히 수행되어 왔다(Fig. 3)[27]. 이러한 접근을 통해 공기, 폐 실질, 연조직, 해면골 및 피질골 등 서로 다른 조직의 HU 범위를 하나의 팬텀 내부에 구현할 수 있게 되었으며, 이를 기반으로 CT 및 CBCT 장비의 HU 선형성, HU 안정성, 저선량 촬영 조건에서의 화질 변화, 재구성 조건에 따른 정량 지표 변동 등을 평가하는 연구가 이루어지고 있다[28,29]. 특히 CBCT의 경우 산란선과 재구성 과정의 영향으로 CT에 비해 HU 안정성이 떨어질 수 있으므로, 3D 프린팅 팬텀은 이러한 특성 차이를 체계적으로 검증하는데 유용한 도구로 활용된다. 최근에는 실제 환자의 CT 데이

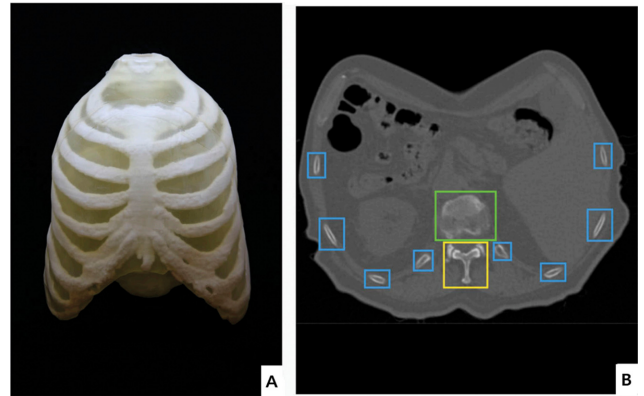


Fig. 3. (Color online) 3D printed thorax phantom and corresponding CT image. (A) External view of the printed phantom. (B) CT slice showing internal anatomical structures and radiopaque inserts [27].

터를 기반으로 해부학적 구조를 재현한 환자 맞춤형 팬텀이 영상 분석 알고리즘과 재구성 기법의 성능 평가에 활용되고 있다. 예를 들어 폐, 종양, 혈관 등 복잡한 구조를 포함하는 팬텀을 이용하여 저선량 CT 복원 알고리즘, 반복 재구성 기법, 딥러닝 기반 영상 향상 기법 등을 적용하고, 병변 경계 보존, HU 안정성, 체적 측정 정확도 등의 정량 지표를 통해 알고리즘 간 성능을 비교한 연구가 보고되고 있다[30,31]. 또한 이중에너지 CT(dual-energy CT) 및 스펙트럴 CT(spectral CT) 기술의 발전에 따라, 서로 다른 원자번호와 밀도를 갖는 재료를 조합한 3D 프린팅 팬텀을 이용하여 물질 분해 알고리즘의 정확도와 가상 단일 에너지 영상의 정량 특성을 평가하는 연구도 증가하고 있다(Fig. 4)[32,33]. 이러한 CT/CBCT 팬텀 연구는 단순한 품질관리를 넘어, 실제와 유사한 구조와 텍스처를 갖는 환경에서 정량 영상 기법과 저선량·스펙트럴 영상 기술의 유효성을 검증하는 방향으로 확장되고 있다.

2. 자기공명영상 팬텀

MRI 분야에서의 3D 프린팅 팬텀 연구는 조직의 자기공명 특성, 특히 T1 및 T2 relaxation time 분포를 재현하는 것을 중심으로 이루어져 왔다. MRI 영상의 신호 대비는 조직 구조뿐 아니라 T1 및 T2 값에 의해 크게 영향을 받기 때문에, 다양한 조직 특성을 동시에 구현할 수 있는 팬텀 설계가 요구된다. 최근 연구에서는 3D 프린팅을 통해 다수의 내부 구획을 갖는 구조를 제작한 뒤, 각 구획에 서로 다른 조성의 재료를 채워 다양한 T1/T2 조합을 구현하는 방식이 활용되고 있다[34]. 이러한 다중 재료 팬텀은 T1/T2 맵핑 알고리즘 검증, 다중 파라미터 MRI 프로토콜 비교, 장비 및 벤더 간 정량 지표의 일관성 평가 등에 활용되고 있다. 한편 MRI에서는 자기장 불균일성과 기울기 자기장 비선형성에 의해 공간 왜곡(spatial distortion)이 발생할 수 있으며, 이는 정밀 방사

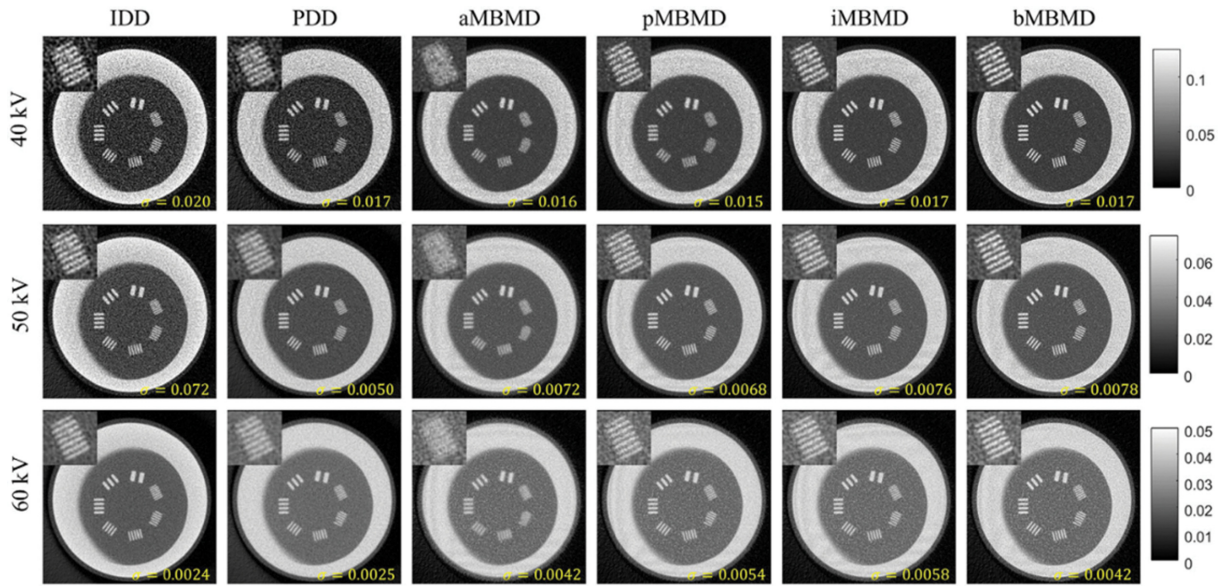


Fig. 4. (Color online) Synthetic monoenergetic images of a 3D printed line-pair phantom used to evaluate spatial resolution and material decomposition performance across different reconstruction [33].

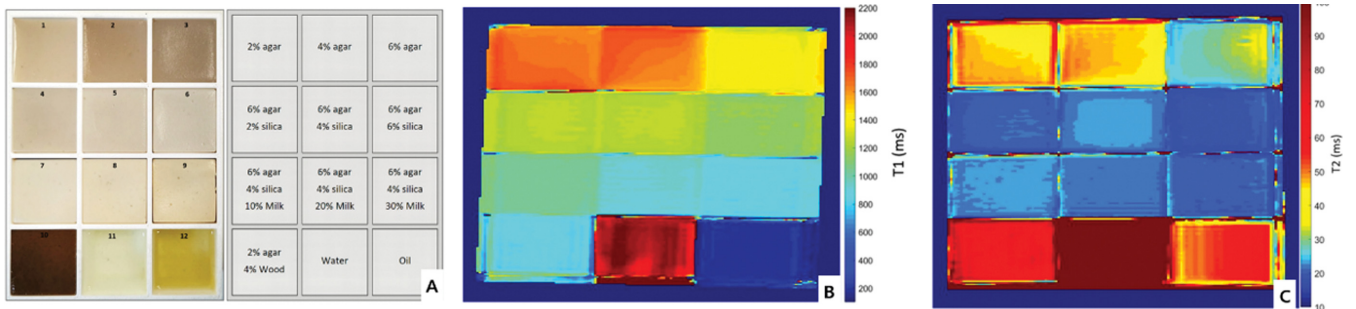


Fig. 5. (Color online) Agar-based tissue-mimicking phantoms. (A) composition and arrangement of the samples, (B) T1 relaxation time map, and (C) T2 relaxation time map [37].

선치료 계획이나 정량 영상 분석에서 중요한 오차 요인이 된다. 이러한 왜곡을 평가하기 위해 정규 격자 구조나 기준 마커 배열을 포함하는 3D 프린팅 기하학 팬텀이 제작되고 있으며, CT 또는 CAD 설계 데이터를 기준값으로 설정하고 MRI 영상에서 측정된 격자점 좌표와 비교하여 기하학적 정확도를 분석하는 연구가 보고되고 있다[35]. 최근에는 MRI 유도 방사선치료 장비(MR-Linac)나 MR 유도 집속 초음파 치료(MRgFUS)와 같은 치료 장비에서 실제 해부학적 구조를 반영한 3D 프린팅 팬텀을 이용하여 영상 유도 정렬 정확도, 치료 영역 위치 오차, MR 기반 온도 맵핑 정확도를 검증하려는 연구도 증가하고 있다(Fig. 5)[36,37].

3. PET 및 SPECT 영상 팬텀

PET 및 SPECT와 같은 핵의학 영상에서 3D 프린팅 팬텀은 영상의 정량 정확도와 재현성을 평가하기 위한 중요한 도

구로 활용되고 있다. 핵의학 영상에서는 방사성 추적자의 분포를 기반으로 표준화 섭취계수나 선량 분포를 정량적으로 분석하는 것이 중요하다. 이를 위해 영상 재구성 과정에서 발생하는 blur 효과, partial volume effect, 영상 잡음 및 정규화 오차 등의 영향을 체계적으로 평가할 수 있는 팬텀이 필요하다. 기존의 구형 또는 원통형 팬텀은 실제 임상에서 관찰되는 복잡한 병변 구조를 충분히 반영하지 못한다는 한계가 있으며, 이에 따라 비정형 병변, 괴사 영역, 혈관 구조 등을 포함하는 복합 구조의 3D 프린팅 팬텀이 개발되고 있다 [38]. 이러한 팬텀을 이용하여 병변 크기, 형상, 병변 대비 변화에 따른 SUV_{max} 및 SUV_{mean} 의 변화를 분석하고, 재구성 파라미터, 영상 필터, time-of-flight 적용 여부 등이 정량 지표에 미치는 영향을 비교하는 연구가 수행되고 있다. 또한 다 기관 연구에서 PET 영상의 정량 지표를 일관되게 비교하기 위해 특정 장기 구조를 모사한 3D 프린팅 팬텀이 개발되고

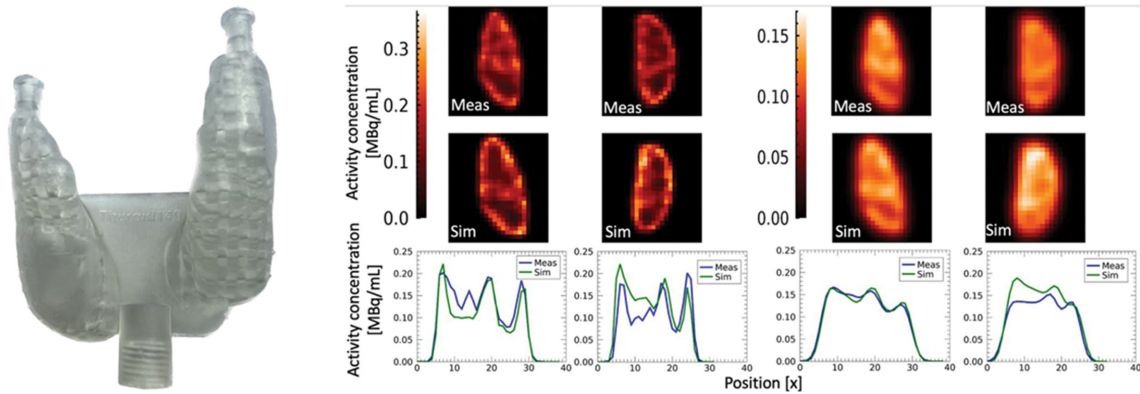


Fig. 6. (Color online) SPECT images obtained from measured and simulated projections of one set of the kidney phantoms [40].

있으며, 이를 이용하여 서로 다른 장비와 촬영 프로토콜에서의 SUV 분포를 비교·조정하는 연구가 진행되고 있다[39]. 최근에는 진단과 치료를 결합한 테라노스틱스(theranostics) 분야에서도 3D 프린팅 팬텀이 활용되고 있으며, 장기 모사 구조와 관류 경로를 포함한 팬텀에 방사성 의약품을 주입하여 SPECT/PET 기반 선량 계산 알고리즘의 정확도를 검증하고 치료 계획의 신뢰성을 사전에 평가하려는 연구가 보고되고 있다(Fig. 6)[40].

4. 초음파 및 기타 영상 팬텀

초음파 영상 분야에서는 3D 프린팅 구조와 조직 등가 젤라틴을 결합한 하이브리드 팬텀이 대표적인 연구 형태로 활

용되고 있다(Fig. 7)[41]. 일반적으로 3D 프린팅을 이용하여 혈관 분지 구조나 장기 외형, 시술 경로 등을 제작한 뒤, 내부를 한천 또는 젤라틴 기반의 음향 조직 등가 재료로 채워 B-mode 영상에서의 경계 반사, 내부 조직 텍스처, 도플러 신호 및 탄성 영상(elastography) 특성을 평가할 수 있도록 설계한다. 또한 혈류 모사 펌프 시스템과 결합하여 실제 혈류 조건을 구현한 팬텀을 이용하면 초음파 유도 중재 시술에서의 바늘 및 카테터 시각화 성능, 혈류 패턴 재현성, 시술 경로 계획의 유효성을 평가할 수 있다. 최근에는 광음향 영상(photoacoustic imaging)과 같이 열, 음향, 광학 특성이 결합된 영상 기술을 위해 열전도도, 음속, 광흡수 계수를 동시에 고려한 복합 팬텀이 제안되고 있으며, 이러한 팬텀은 에너지 전달 과정과 영상 신호 반응을 동시에 검증하는 연구에 활용되고 있다(Fig. 8)[42].

IV. 맺음말

3D 프린팅 기술의 발전은 의료영상 팬텀 연구에 새로운 가능성을 제공하고 있으며, 특히 환자 영상 데이터를 기반으로 한 환자 맞춤형 팬텀 제작, 다중 재료 및 함수 재료 프린팅 기술, 그리고 인공지능 기반 영상 분석 연구와의 융합을 통해 그 활용 범위가 빠르게 확장되고 있다. 이러한 팬텀은 단순한 장비 성능 평가를 넘어 방사선치료 계획 검증, 중재 시술 및 수술 시뮬레이션, 영상 기반 정량 분석 알고리즘 검증 등 다양한 임상 및 연구 분야에서 중요한 역할을 수행하고 있다. 그러나 현재의 3D 프린팅 팬텀 기술은 여전히 해결해야 할 과제를 가지고 있다. 단일 재료로 다양한 영상 모달리티의 물리적 특성을 동시에 재현하기 어렵다는 점, 프린팅 해상도와 공정 안정성의 한계, 후처리 과정 및 장기적 안정성 문제, 그리고 표준화된 제작 및 검증 체계의 부족 등이 주요 기술적 한계로 지적된다. 향후 연구에서는 재료 과학, 3D 프린팅 공정 기술, 영상 물리학 및 인공지능 연구의 융합을 통

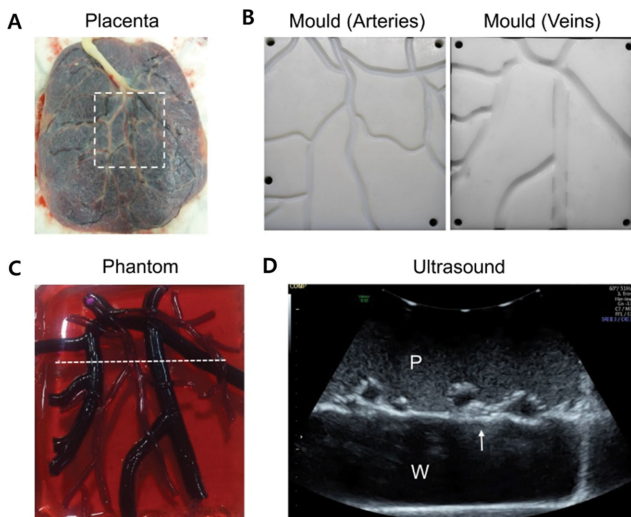


Fig. 7. (Color online) Placenta phantom. (A) Photograph of the chorionic surface of a human placenta used as the phantom model. (B) 3D printed moulds for the chorionic arterial and venous vasculature derived from the placenta. (C) Photograph of the fabricated placenta phantom with the vascular structure placed on the placental base. (D) Ultrasound image of the phantom showing the chorionic fetal vessels (arrow) [41].

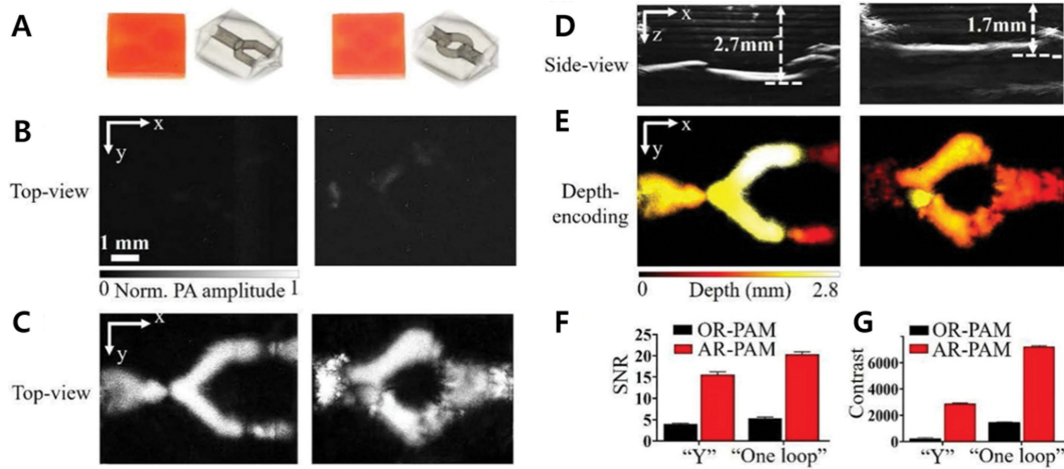


Fig. 8. (Color online) AR-PAM imaging of 3D printed vascular constructs (1.5 wt.% photoabsorber). (A) Photographs of printed Y-shaped and single-loop structures. (B-E) MAP images acquired by OR-PAM and AR-PAM (top view, side view, and depth-coded). (F-G) Comparison of SNR and contrast [42].

해 이러한 한계를 극복하고 현실적인 조직 특성과 해부학 구조를 재현할 수 있는 팬텀 개발이 이루어질 것으로 기대된다. 또한 다기관 협력을 통한 제작 방법의 표준화와 검증 체계 확립이 이루어진다면, 3D 프린팅 팬텀은 의료영상 연구뿐 아니라 임상 품질 관리 및 정밀의료 환경에서도 중요한 역할을 수행할 것으로 전망된다.

References

- [1] R. J. Gillies, P. E. Kinahan, and H. Hricak, *Radiology* **278**, 563 (2016).
- [2] OECD, *Health at a Glance 2023: OECD Indicators*, OECD Publishing (2023).
- [3] A. Zwanenburg, M. Vallières, M. A. Abdalah, and H. J. W. L. Aerts, *Radiology* **295**, 328 (2020).
- [4] A. Traverso, L. Wee, A. Dekker, and R. Gillies, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **102**, 1143 (2018).
- [5] V. Filippou and C. Tsoumpas, *Med. Phys.* **45**, e740 (2018).
- [6] R. Tino, A. Yeo, M. Leary, M. Brandt, and T. Kron, *Technol. Cancer Res. Treat.* **18**, 1533033819870208 (2019).
- [7] J.-K. Wu, M.-C. Yu, S.-H. Chen, and Y.-J. Wang, *PLoS One* **17**, e0266604 (2022).
- [8] M. Jafar, Y. M. Jafar, C. Dean, and M. E. Miquel, *J. Imaging* **3**, 28 (2017).
- [9] R. Boellaard, A. Delgado-Bolton, W. J. G. Oyen, and F. Giammarile, *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging* **42**, 328 (2015).
- [10] P. Homolka, L. Breyer, and F. Semturs, *Biomimetics* **9**, 606 (2024).
- [11] M. Wegner and D. Krause, *J. Mech. Sci. Technol.* **38**, 4537 (2024).
- [12] ICRU, *Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement*, ICRU Rep. 44 (1989).
- [13] M. Vukicevic, S. Mosadegh, A. Min, and I. S. Chung, *J. Cardiovasc. Magn. Reson.* **20**, 72 (2018).
- [14] K. Mei and P. B. Noël, *Med. Phys.* **49**, 825 (2022).
- [15] F. R. Verdun, D. Racine, J. G. Ott, and S. Edyvean, *Phys. Med.* **31**, 823 (2015).
- [16] O. Ronneberger, P. Fischer, and T. Brox, *Lect. Notes Comput. Sci.* **9351**, 234 (2015).
- [17] M. Minaee, Y. Boykov, F. Porikli, and A. Plaza, *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.* **44**, 3523 (2021).
- [18] D. Mitsouras, P. Liacouras, A. Imanzadeh, and F. J. Rybicki, *Radiographics* **35**, 1965 (2015).
- [19] S. Hatamikia, N. Ranta, H. F. Goerres, and A. Schindera, *arXiv:2211.14861* (2022).
- [20] Formlabs, *FDM vs. SLA vs. SLS: 3D Printing Technology Comparison* (2022).
- [21] N. Shahrubudin, T. C. Lee, and R. Ramlan, *Procedia Manuf.* **35**, 1286 (2019).
- [22] H. Shin, J. Lee, and S. Richards, *Proc. SPIE* **10132**, 101321R (2017).
- [23] Sinterit, *SLA vs SLS vs FDM: Comprehensive 3D Printing Comparison* (2025). [Online] <https://sinterit.com/blog/sls-technology/fdm-vs-sla-vs-sls-comparison/>
- [24] C. K. McGarry, L. J. Grattan, A. M. Ivory, and C. H. Clark, *Phys. Med. Biol.* **65**, 23TR01 (2020).
- [25] T. Götz, C. Schmidkonz, E. W. Lang, A. Maier, T. Kuwert, and P. Ritt, *Phys. Med. Biol.* **64**, 245011 (2019).
- [26] E. Silvestro, K. N. Betts, M. L. Francavilla, and R. W. Sze, *J. Digit. Imaging* **33**, 456 (2020).
- [27] S. Hatamikia, M. T. Müller, M. Brehm, M. Kachelrieß, and M. Syben, *Front. Bioeng. Biotechnol.* **8**, 385 (2020).
- [28] J. M. Otton, N. S. Birbara, T. Hussain, G. Greil, T. A. Foley, and N. Pather, *Cardiovasc. Diagn. Ther.* **7**, 507 (2017).
- [29] K. Mei, P. Pasyar, M. Geagan, L. P. Liu, N. Shapira, G. J. Gang, J. W. Stayman, and P. B. Noël, *Sci. Rep.* **13**, 17495 (2023).

- (2023).
- [30] Q. Yang, P. Yan, Y. Zhang, and G. Wang, *IEEE Trans. Med. Imaging* **37**, 1348 (2018).
- [31] E. Immonen, J. Wong, M. Nieminen, L. Kekkonen, S. Roine, S. Törnroos, and E. Metsälä, *Radiography* **28**, 208 (2022).
- [32] Y. Chen, W. Qian, W. Liu, Y. Zhu, X. Zhou, Y. Xu, and X. Zhu, *Clin. Radiol.* **76**, 471.e1 (2021).
- [33] W. Wang, Y. Ma, M. Tivnan, and J. W. Stayman, *Med. Phys.* **48**, 6375 (2021).
- [34] B. E. Yunker, K. F. Stupic, J. L. Wagner, S. Huddle, R. Shandas, R. F. Weir, S. E. Russek, and K. E. Keenan, *J. Res. Natl. Inst. Stand. Technol.* **125**, 125028 (2020).
- [35] R. Rai, Y. F. Wang, D. Manton, B. Dong, S. Deshpande, and G. P. Liney, *Phys. Med. Biol.* **64**, 075010 (2019).
- [36] J. M. Slagowski, Y. Ding, M. Aima, and J. Wang, *arXiv:2003.10351* (2020).
- [37] A. Antoniou, L. Georgiou, T. Christodoulou, N. Panayiotou, C. Ioannides, N. Zamboglou, and C. Damianou, *J. Appl. Clin. Med. Phys.* **23**, e13533 (2022).
- [38] I. S. Negus, R. B. Holmes, K. C. Jordan, D. A. Nash, G. C. Thorne, and M. Saunders, *Med. Phys.* **43**, 5020 (2016).
- [39] E. Pfaehler, J. van Sluis, B. B. J. Merema, P. van Ooijen, R. C. M. Berendsen, F. H. P. van Velden, and R. Boellaard, *J. Nucl. Med.* **61**, 469 (2020).
- [40] L. Jessen, J. Gustafsson, M. Ljungberg, S. Curkic-Kapidzic, M. Imsirovic, and K. Sjögreen-Gleisner, *EJNMMI Phys.* **11**, 8 (2024).
- [41] E. Maneas, W. Xia, D. I. Nikitichev, B. Daher, M. Manimaran, R. Y. J. Wong, C.-W. Chang, B. Rahmani, C. Capelli, S. Schievano, G. Burriesci, S. Ourselin, A. L. David, M. C. Finlay, S. J. West, T. Vercauteren, and A. E. Desjardins, *Phys. Med. Biol.* **63**, 015033 (2018).
- [42] C. Ma, W. Li, D. Li, M. Chen, M. Wang, L. Jiang, L. S. Mille, C. E. Garciamendez, Z. Zhao, Q. Zhou, Y. S. Zhang, and J. Yao, *Biofabrication* **14**, 025001 (2022).