

<원저>

3차원 프린팅 적층가공 방식에서 매질 내부 충전이 초음파 속도와 감쇠에 미치는 영향

성열훈

청주대학교 보건의료과학대학 방사선학과

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

Seoung Youl-Hun

Department of Radiological Science, College of Health Medical Science, Cheongju University

Abstract The purpose of this study was investigating the effect of 3D printing technology that changes the speed of sound (SOS) and the broadband ultrasound attenuation (BUA) by controlling the density of the media phantom. We used 3D printers which called additive manufacturing (AM) by using material with polylactic acid (PLA). The inside of the medium phantom was filled crossly with 100%, 90%, 80%, 70%, 60%, and 50% of the material. The ultrasonic instrument measured the SOS and the BUA using a 0.55 MHz ultrasound output in opposing mode with a pair of transducers. As a result, the density of the medium phantoms with the SOS showed very high correlation ($r = 0.944$), but the SOS showed very low correlation ($r = 0.500$). It is expecting that the manufacturing and measurement method of the medium phantom using 3D printing technology will be used as basic data for ultrasonic bone mineral density

Key Words: 3D printing, Additive manufacturing, Speed of sound, Broadband ultrasound attenuation, Bone mineral density

중심 단어: 3차원프린팅, 적층가공, 초음파속도, 초음파감쇠, 초음파골밀도

I. 서 론

기존의 조형물 제작방식은 일정한 부피의 재료들을 자르거나 깎는 조각 방식의 절삭가공(subtractive manufacturing, SM)법이 주된 제작방법이었다. 그러나 이러한 전통적인 조형물 제작 방식과 상이한 개념의 생산방식인 적층가공(additive manufacturing, AM) 방식을 이용한 3D 프린터 기술이 1984년 미국의 Charles (Chuck) W. Hull에 의해 최초로 개발되었다 [1]. AM 방식은 조형물의 3차원 디지털 단층면을 세밀하게 자른 데이터를 기반으로 액체, 분말, 필라멘트 형태의 고체 소재 등을 층층이 쌓아 올리는 적층형태(layer-by-layer)로 완성하는 방식으로 매우 복잡한 구조를 빠르게 제작할 수 있어 급속조형(rapid prototyping, RP) 방식이라고도 불린다[2].

이때 조형물의 내부의 적층을 얼마나 채우느냐에 따라 조형물의 인장강도 및 연신율 등의 물성이 달라진다. AM방식으로 적층 시 두께방향과 폭방향 적층이 거의 유사한 인장강도와 연신율을 보이고 있지만 길이방향 적층은 상대적으로 매우 낮은 인장강도와 연신율을 보이는 특징이 있다[3]. 일반적으로 3D 프린팅 기술은 외형적인 모델링과 관련된 3차원 시제품 제작에 주로 이용하고 있지만 적층방식에 따른 물성을 이용하는 사례도 있다. 그 사례로 손목깁스를 AM방식의 3D 프린팅 기술로 내부를 100% 충전하여 출력한 경우 기존 깁스보다도 강도가 우수하다고 보고한 선행연구가 있다[4]. 또한 조형물 내부의 노이즈를 최소화하기 위해 100% 충전한 전산화단층영상장비의 정도관리용 팬텀을 개발하기도 하였다[5]. 이처럼 외형적인 시제품뿐만 아니라 내부 충전율에 따른 조형물의 물성을 이용하

Corresponding author: Youl-Hun Seoung, Department of Radiological Science, College of Health Medical Science, Cheongju University, Daesung-ro 298, Cheongwon-gu, Cheongju, Chungcheongbuk-do, 363-764, Korea / Tel: +82-43-229-7993 / E-mail: radimage@cju.ac.kr

Received 15 January 2018; Revised 23 January 2018; Accepted 13 February 2018

Copyright ©2018 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

여 방사선학 분야에 응용할 수 있다. 그러나 주로 모델의 특성과 출력시간의 단축과 소재의 절약을 고려하여 내부 충전을 조절하고 있지만 이에 대한 구체적인 연구는 미흡한 실정이다.

특히 방사선학분야에서는 방사선의 투과정도를 평가할 수 있는 다양한 팬텀개발이 이루어지고 있기 때문에 3D 프린팅에서 내부 충전율은 매우 중요하다. 방사선 중에서도 비침습적이고 다루기가 용이한 초음파는 최근 의료분야에서 각광을 받고 있어 진단 및 치료분야에서 활용되고 있다[6]. 초음파는 탐촉자 안에 있는 미세한 압전 크리스탈(piezoelectric crystal)에 높은 전압을 가하면 진동하면서 펄스 형태의 에너지가 발생된다. 그 에너지는 어떤 매질을 통과할 때 매질의 특성(탄성계수, 포아송 비, 밀도, 다공성 등)에 따라 발생하는 에너지 손실에 의해 수신되는 초음파의 도달 속도 및 진폭이 변화하게 되는 것과 경계면과 매질 내부에서의 반사 및 산란을 일으키게 되는 특성을 가진다[7]. 특히, 초음파를 이용한 골밀도 측정은 골 조직의 소실로 영향을 받는 초음파의 속도(speed of sound; SOS)와 감쇠(broadband ultrasound attenuation; BUA)를 이용하여 평가한다[8,9]. 이러한 변수의 정확성과 재현성을 유지하기 위해서는 정량적으로 측정할 수 있는 정도관리용 팬텀 개발이 중요하며 이를 위해서는 인체 골 조직처럼 동일한 두께를 유지하면서 밀도를 규칙적으로 변화시킨 매질이 필요하다.

따라서 본 연구에서는 AM 방식의 3D 프린팅 기술로 매질 조형물의 밀도를 적층 충전율로 조절하여 각각 출력한 후 매질 조형물이 초음파 속도와 감쇠에 미치는 영향을 알아보고 초음파골밀도 정도관리용 팬텀 개발의 기초자료로 제공하고자 하였다.

II. 재료 및 방법

1. 재 료

3D 프린터는 매질 내부의 밀도를 적층 간격으로 조절할 수 있는 용융적층방식(fused deposition modeling; FDM)의 3D 프린터(Sindoh, DP 200, Korea) 장비를 이용하였다. FDM방식은 AM방식 중 하나로 가느다란 실형태의 필라멘트 고체 소재를 녹여서 쌓는 3D 프린팅 기술이다. 실험에 사용한 3D 프린터는 Fig. 1과 같이 최대 출력크기가 145×145×160 mm, 출력속도는 30~150 sec, 필라멘트 직경은 1.75 mm으로 소재는 폴리락트산(polylactic acid; PLA)을 사용하였다.

초음파장비는 Fig. 2와 같이 탐촉자가 한 쌍으로 구성되어 초음파를 가로축 방향으로 송수신하는 대응모드(opposed

mode) 방식의 초음파골밀도장비(Osteosys, SONOST 3000, Korea)를 사용하였다. 이 장비는 식품의약품안전처 1급 B형기 기 허가 장비로서 0.55 MHz의 초음파 출력을 가지고 있으며 실리콘 겔을 초음파 탐촉자의 커플링으로 사용하는 건식 방식이며, 인체의 종골부위에서 골밀도를 측정하는 장비이다.

조형물의 모델링은 3D 전용 모델러(CADian3D, IntelliKorea, Korea) 프로그램을 이용하였으며 출력을 위한 G-code 변환은 Ultimaker사의 오픈소스 Cura 엔진을 기반으로 개발된 3D 프린터 제조사의 전용 소프트웨어를 사용하였다.

2. 3D 프린팅 기술을 이용한 매질 제작

3D 프린팅 기술을 이용하여 조형물 즉, 매질을 출력하기 위해서 총 3단계의 과정을 진행하였다. 1단계는 매질 조형물의 모델링 단계이다. 매질 조형물은 3D 전용 모델러를 이용하여 지름 90 mm, 높이 20 mm의 원판형으로 설계하였다. 2단계는 출력변수 설정 및 파일변환 단계이다. 3D 프린터 제조사의 전용 소프트웨어에서 모델링된 파일을 3D 프린팅 출력이 될 수 있도록 변수를 다음 Table 1과 같이 설정하였다.

특히, 본 연구 목적에 맞게 매질 조형물의 내부는 100%, 90%, 80%, 70%, 60%, 50%로 채웠으며 적층 패턴은 Fig. 3과 같이 선형(line 방식으로 교차하면서 매질 조형물을 쌓았다. 출력변수 설정이 완료된 후에는 3D 프린터가 데이터를 인식할 수 있도록 0.2 mm 간격으로 얇게 자른 후 소재 출력 노즐이 지나다니는 경로의 설정을 할 수 있는 G-code를 생성하였다. 그리고 3D 가상 데이터를 현실세계에서 출력할 수 있도록 stereolithography (STL) 파일로 변환하여 3D 프린터로 전송하였다.

마지막으로 3단계는 출력단계이다. 3D 프린터에서 출력을 위해서는 먼저 출력판의 수평을 유지해야 한다. 수평은 사각형태의 출력판의 중앙부위와 네 모서리 부위의 바닥면에 대한 노즐의 간격을 동일하게 하여 교정하였다. 그리고 노즐의 온도를 210°C, 출력판의 온도를 60°C로 가온된 후 내부 충전율에 따라 총 6개의 매질 조형물을 출력하였다.

3. 매질 조형물의 내부 충전 평가

3D 프린터를 이용한 적층 간격에 대한 내부 충전 평가는 진단용 X-선 발생장치(MXHF-1500R, MIS, Korea)와 컴퓨터방사선영상 시스템(CR 85-X, Agfa, Germany)을 사용하였다. 매질 조형물과 X선관의 거리는 100 cm, 관전압은 44 kVp, 관전류량은 2.0 mAs로 설정하여 매질 조형물의 X선 투과 영상을 획득하였다. 획득된 영상은 디지털 리더기를 통

해 영상처리 워크스테이션으로 전송하였으며 영상향상 처리 기법을 모두 제로화 한 후 아날로그 필름 특성곡선과 유사한 “S”자 룩업곡선(look up graph; LUG)을 적용하여 디지털 의료영상표준화(digital imaging and communications in medicine; DICOM) 파일로 변환하였다. 변환한 영상파일은 범용 영상분석 프로그램(Image J, NIH, USA)을 이용하여 매질 조형물의 중심에서 동일한 크기의 관심영역(region of interest, ROI)을 설정하여 픽셀 평균 강도(mean intensity)와 표준편차(standard deviation; SD)를 구하였다.



Fig. 1 3D printer of fused deposition modeling

4. 초음파의 속도와 감쇠 평가

최종 출력된 매질 조형물을 대응모드 방식의 초음파골밀도측정장비에서 초음파의 속도와 초음파의 감쇠를 각 8회 반복 측정하여 재현성을 확보하였다. 이때 초음파골밀도측정장비는 바닥면과 수평을 맞추고 1시간 전에 미리 켜둔 후 제조사에서 제공하는 초음파골밀도 전용 팬텀으로 교정을 실시하였다. 그리고 아래 Fig. 4와 같이 탐촉자와 매질 조형물 사이의 공기층에 의한 저항을 제거하기 위해 초음파겔



Fig. 2 Quantitative ultrasound device of transducer opposed mode

Table 1 The output parameters of 3D printing

Infilling (%)	100 / 90 / 80 / 70 / 60 / 50	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	Activate Raft	Raft
Bottom/Top Thickness (mm)	0.7	First Layer Height (mm)	0.3
Retract Speed (mm/s)	30	X/Y direction interval (mm)	0.8
Retract Distance (mm)	6	Z direction interval (mm)	0.2
Fill Overlap (%)	15	Filament Diameter (mm)	1.75
Filament	PLA		

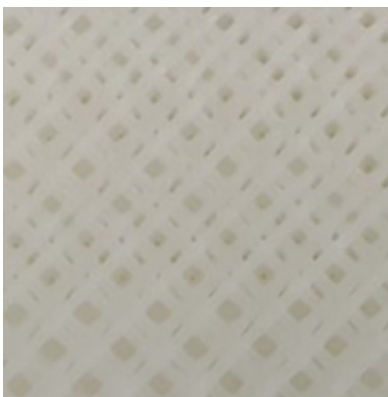


Fig. 3 Example image of inside a linearly stacked medium phantom

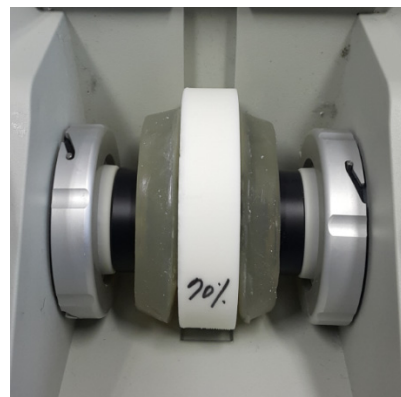


Fig. 4 speed of sound and the broadband ultrasound attenuation measurement using the 3D outputted medium phantom of ultrasound

패드(Aquaflex, Parker Lab. INC., USA)를 흰색의 매질 조형물 양면에 부착하고 측정하였다.

초음파의 속도는 두 개의 탐촉자가 일정한 거리를 두고 고정된 경우에는 물을 투과한 기준신호와 측정부위를 투과한 샘플신호의 수신시간의 차이에 의하여 아래 식 (1)에 의하여 결정된다.

$$SOS = \frac{c_w}{1 - \frac{c_w \Delta t}{d}} \quad (1)$$

c_w : 수중에서의 음속

d : 측정부위의 두께

Δt : 초음파트랜스듀서사이에서 측정부위와

없는 경우에 수신된 초음파신호의 수신시간 차이

초음파의 감쇠 측정은 1984년 Langton 등에 의하여 처음 제안되었으며 측정 부위에서 측정된 초음파 신호의 감쇠계수의 특정한 주파수 영역에 대한 기울기로부터 결정된다. 초음파 감쇠를 구하기 위한 감쇠계수 $\alpha(f)$ (dB/cm)는 아래 식(2)을 이용하여 계산할 수 있다.

$$\alpha(f) = \ln \frac{A_o(f)}{A_s(f)} \quad (2)$$

여기서 $A_o(f)$ 와 $A_s(f)$ 는 초음파 탐촉자 사이에 측정부위가 없는 경우와 있는 경우에 수신된 초음파 신호의 파워스펙트럼(amplitude spectrum)이다. 초음파가 생체조직을 통해 전파될 때 흡수 및 산란에 의하여 감쇠가 발생하게 되며 초음파감쇠 측정장치에서 이용되는 초음파의 감쇠는 측정부위의 두께와 탐촉자의 주파수에 의존한다. 일반적으로 초음파의 감쇠가 적은 물을 기준 물질에 뼈에서 전파되는 음파의 범위를 빼주면 각 주파수마다 순수한 감쇠가 얻어진다.

5. 통계적 분석

매질 조형물의 내부 충전율에 대한 검증은 Microsoft office excel 2007을 사용하여 X-선 영상의 픽셀 평균 강도와 표준편차에 대한 단순회귀모형을 적용한 추세선과 결정계수(R^2)를 구하여 0.9 이상일 때 높은 선형관계로 충전율이 충족되었다고 정의하였다. 그리고 매질 조형물의 밀도 변화에 따른 초음파의 속도와 감쇠는 SPSS software (SPSS 20.0 for Windows, SPSS, Chicago, IL USA)를 이용하여 밀도변화를 종속변수로 하고 초음파의 속도와 감쇠를 독립변수로 하는 단순선형회귀분석을 수행하여 Peason 상관계수(r)를 구하였으며 이때 Peason 상관계수(r)가 1에 가까울수록 높은 상관관계가 있다고 판정하였다.

III. 결과

1. 매질 조형물의 밀도 변화에 따른 X선 감약 영상

매질 조형물의 내부 충전율이 100%, 90%, 80%, 70%, 60%, 50%로 채웠을 때 X선으로 투과한 영상 결과는 Fig. 5와 같다. 100%의 충전율의 X선 영상을 확대 없이 살펴본 결과, 필라멘트의 선형적인 패턴이 보이지 않았지만 90%의 충전 매질 조형물에서는 적층간격에 의한 공기층이 X선 투과로 인하여 검은 색으로 관찰되었으며 50%의 충전에서는 전체적으로 어두운 색이 보였다.

충전율에 따른 6종 팬텀의 중심에서 측정된 동일크기 관심영역의 픽셀 평균 강도와 표준편차 결과, 100%는 2009.5 ± 210.6 , 90%는 2265.9 ± 293.6 , 80%는 2158.2 ± 343.6 , 70%는 2324.7 ± 388.2 , 60%는 2198.2 ± 645.6 , 50%는 2648.2 ± 780.8 로 나타났다. Fig. 6과 같이 이들에 대한 픽셀 평균 강도의 선형 회귀 추세선의 수식은 $y=90.18x+1951.8$, 결정계수(R^2)는 0.615이었으며 표준편차의 선형 회귀 추세선의 수식은 $y=112.91x+48.6$, 결정계수(R^2)는 0.913이었다.

2. 매질 조형물의 밀도 변화에 따른 초음파 속도

충전율에 따른 6종 팬텀의 초음파 속도 결과, 100%는 1688.95 ± 1.68 m/s, 90%는 1603.24 ± 23.05 m/s, 80%는 1554.75 ± 9.51 m/s, 70%는 1532.65 ± 1.27 m/s, 60%는 1467.94 ± 1.67 m/s, 50%는 유효 데이터 획득에 실패하였다. Fig. 7에서 y축은 내부 충전율이며 O 기호는 매질 조형물에서 측정된 초음파 속도 값을 나타내며 그래프 내의 실선으로 보이는 직선은 초음파 속도 값에 대한 선형회귀를 의미하며 (+) 선형곡선을 보였다. 이때 Peason 상관계수(r)는 0.944로 매질 조형물의 밀도와 초음파 속도가 매우 높은 상관관계를 보였다.

3. 매질 조형물의 밀도 변화에 따른 초음파 감쇠

Fig. 8과 같이 y축의 충전율에 따른 6종 팬텀의 초음파 감쇠 결과, 100%는 10.56 ± 1.10 dB/cm, 90%는 14.34 ± 12.17 dB/cm, 80%는 43.33 ± 17.19 dB/cm, 70%는 24.94 ± 3.26 dB/cm, 60%는 53.59 ± 10.06 dB/cm, 50%는 유효 데이터 획득에 실패하였다. 이들에 대한 선형회귀는 (-) 선형곡선을 보였으며 Peason 상관계수(r)는 0.500로 매질 조형물의 밀도와 초음파 감쇠가 매우 낮은 상관관계를 보였다.

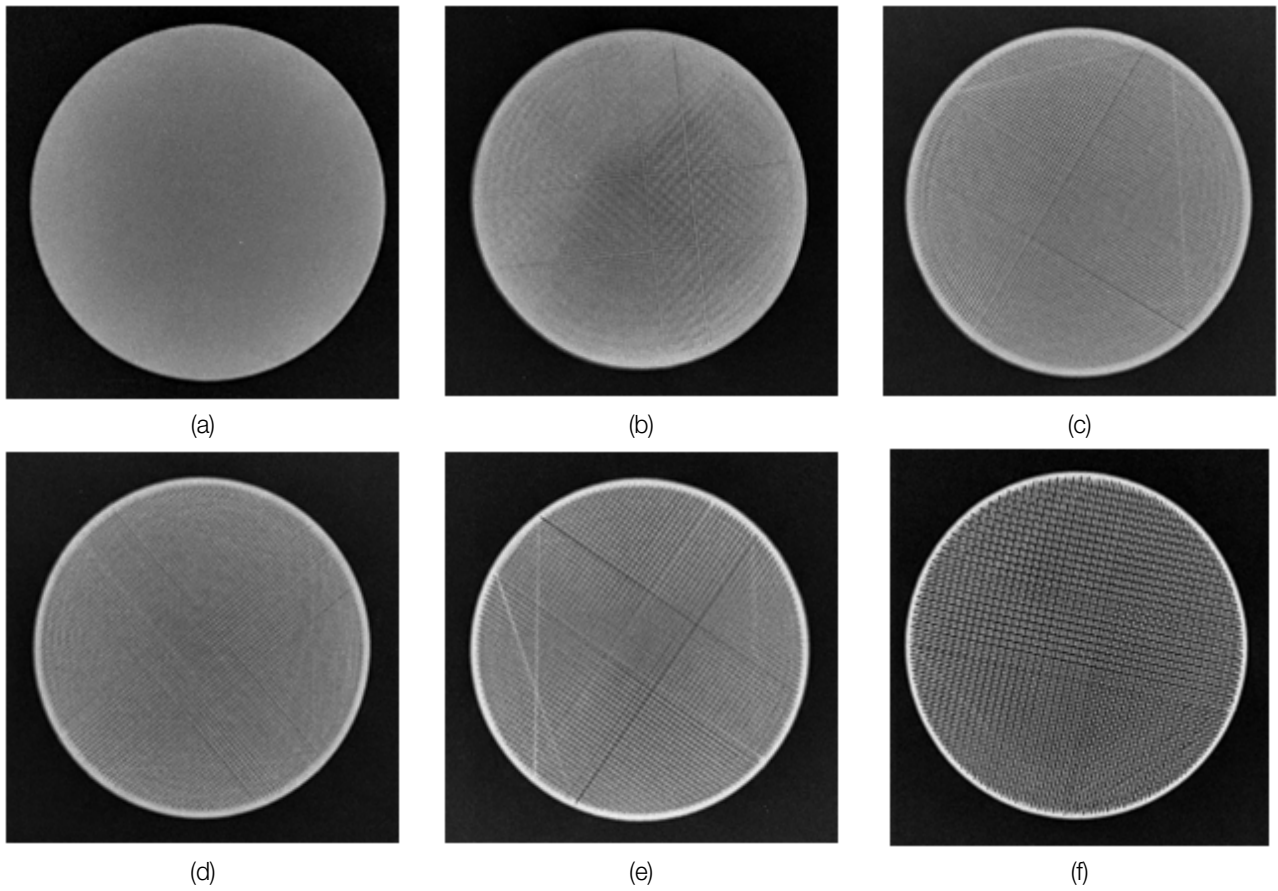


Fig. 5 X-ray images of the medium phantom (a) 100% infill (b) 90% infill (c) 80% infill (d) 70% infill (e) 60% infill (f) 50% infill

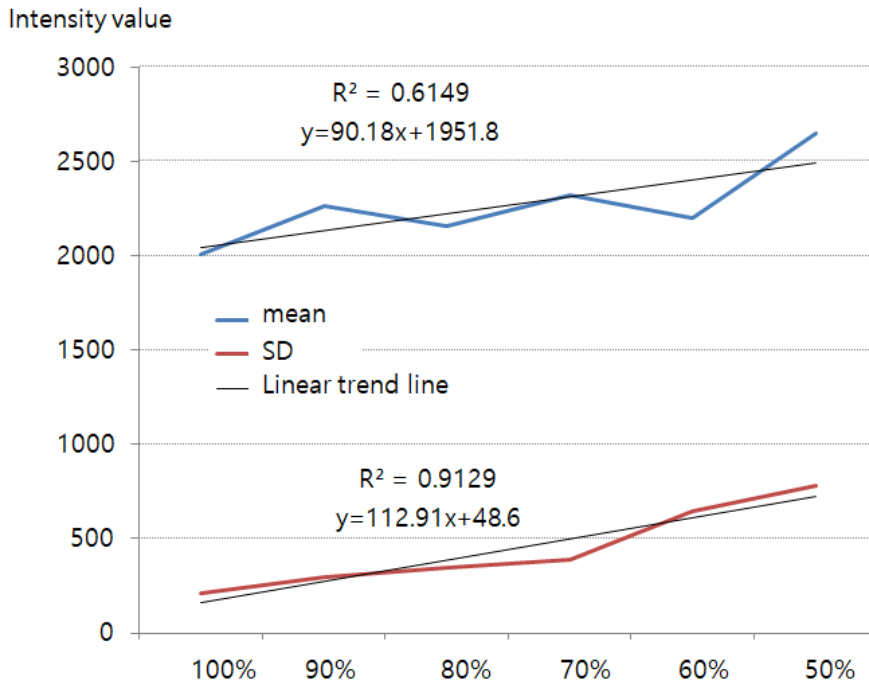


Fig. 6 Linear trend line and decision coefficient for pixel mean intensity and standard deviation of the same size region of interest measured at the center of six phantoms according to filling rate

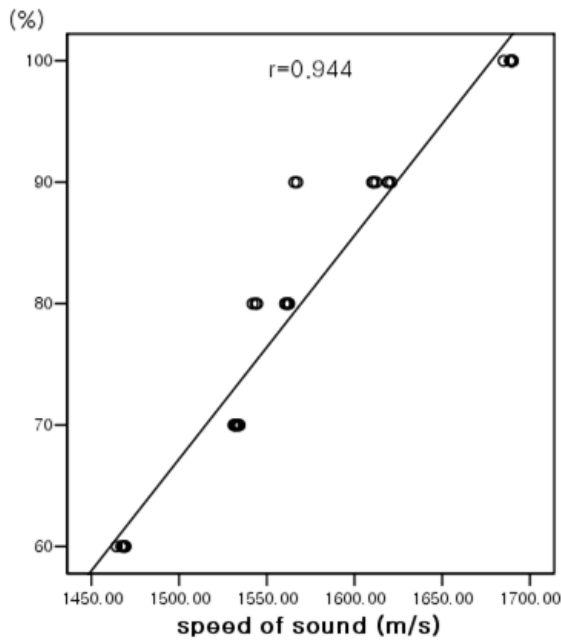


Fig. 7 Linear regression curve of the speed of sound according to density change of medium phantom

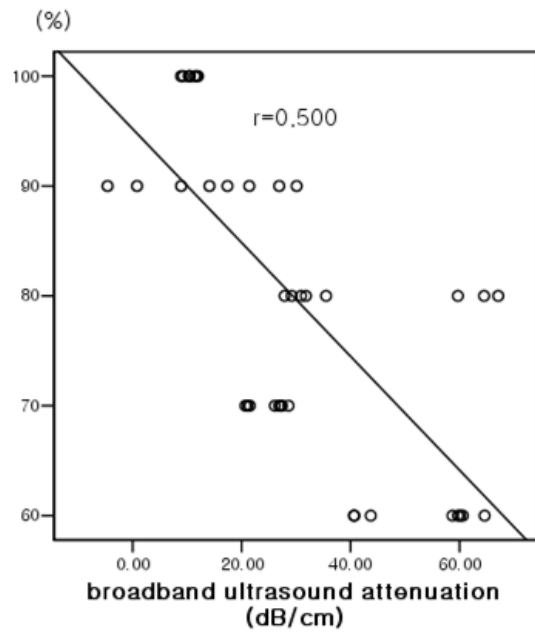


Fig. 8 Linear regression curve of the broadband ultrasound attenuation according to density change of medium phantom

IV. 고찰

최근 생활의 질 향상과 의료기술의 발전으로 수명이 길어지고 사회가 고령화가 되어 가면서 근골격계 질환도 증가하고 있다. 그 중 골다공증(Osteoporosis)은 연골(cancellous bone)의 골소주(trabeculae)의 두께 감소 및 파단에 기인한 뼈 내부 구조의 질적인 변화로 인해 뼈의 통합성과 강도가 약화되어 주요 뼈들의 골절 위험도가 증가되는 대사성 질환이다[10,11]. 골다공증의 발생으로 인한 골절은 골절이 일어나기 전까지는 증상이 없으므로 평소에 골질의 변화량을 측정하여 조기에 예방하는 것이 매우 중요하다[12]. 최근에는 20대의 대학생들을 대상으로 골다공증에 대한 예방적 접근에 대한 연구도 있었다[13]. 골 강도의 생체 내 평가에 대한 생체 적합성 평가 방법(골질의 위험성)은 X-선을 이용한 골밀도측정치를 기반으로 하고 있으며 정량적인 골밀도 측정을 유지하기 위해 전용 팬텀을 이용하고 주기적으로 관리하고 있다[14]. 그러나 장비가 고가이면서 대형이며 무엇보다도 방사선 피폭의 침습적 위험이 내재하고 있다. 반면 초음파측정장비는 저렴하고 방사선 피폭이 없으며 소형이면서 손쉽게 사용할 수 있어 개인가를 중심으로 널리 이용되고 있다. 그럼에도 불구하고 초음파골밀도측정장치를 정도관리할 수 있는 팬텀은 장비 교정을 주목적으로 제조사별로 갖추어져 있어 팬텀이 호환되지 않으며 골밀도 변화에 대응하지 못하는 한계점이 있다. 실제로 인체의 뼈를 이용하여

초음파의 물리적 변수를 규명하는 것은 기술적으로 쉽지 않아 뼈의 다공성을 모사하여 연구하는 사례가 많다. 예를 들면, 뼈의 미세구조의 다공 크기를 용이하게 조절하기 위해 젤라틴 입자로 구성된 팬텀을 제작하기도 하였다[15,16]. 또한 나일론 줄을 높이 방향으로 평행하게 배열하여 모사하여 제작된 해면질골의 골소주 팬텀을 이용하여 초음파의 속도와 감쇠를 평가하기도 하였다[17,18]

본 연구에서는 동일 두께의 매질 조형물 내부를 십자형태의 선형적 형태로 충전하면서 인체 뼈 조직의 다공성을 구현하였다. 이에 대한 X-선 영상을 관찰해보면 100% 충전한 매질 조형물에서는 소재가 적층된 선형적인 모양 없이 균일한 대조도를 보이고 있지만 충전율이 낮아질수록 적층 간격 사이로 투과된 X-선이 많아 영상이 어두운 농도값을 보이고 있었다. 또한 출력된 필라멘트 간격이 넓어져 측정 관심영역에 대한 픽셀 강도의 표준편차 값이 선형적($R^2=0.913$)으로 증가하고 있어 3D 프린팅 기술로 동일한 두께 내에서 규칙적인 물리적 다공성 구조를 변화시켜 성공적으로 구현하였음을 확인할 수 있었다. 초음파는 질량을 가지고 있지 않으나 전파되는 에너지성질을 가지고 있다. 초음파의 펄스는 매질 내에서 입자의 운동 방향이 초음파 파동의 방향과 평행하게 진행되는 압력파의 형태이며, 음이 매질을 이동할 때, 매질의 분자는 교대로 압축(compression)과 이완(rarefaction)을 일으키며 전파된다. 초음파의 전파속도는 매질의 성질에 따라 좌우되는데 매질에 압력이 부피가 줄어드는 비율을 매

질의 압축성(compressibility)이라 하며, 금속같이 압축성이 낮을수록 속도가 빨라지고 공기같이 압축성이 높을수록 속도가 떨어진다. 제작된 매질 조형물에 대한 초음파 속도는 100% 충전했을 때가 가장 빠른 초음파 속도를 보였으며 충전율이 10% 씩 감소했을 때 마다 초음파 전파속도는 선형적($r=0.944$)으로 감소하였다. 이는 젤라틴 입자를 이용한 뼈 팬텀과 연부조직과 유사한 매질에 나일론 필라멘트를 삽입하여 제작한 팬텀에서 다공율이 증가함에 따라 초음파 속도가 선형으로 감소했다는 선행연구와 일치하는 결과였다[15,19]. 또한 소 대퇴골 해면질골 샘플에서 측정한 초음파 속도의 Pearson 상관관계수(r) 0.83보다 더 높은 상관관계이었다[20]. 이러한 결과는 초음파의 속도가 뼈의 물리적 다공성의 구조적 변화에 영향을 받는다는 점을 시사한다. 그러나 50% 충전에서는 유효데이터가 나오지 않았는데 이는 적층간격 사이의 공기층이 너무 커져서 초음파 전파속도가 떨어졌기 때문이다. 이러한 공기저항은 초음파 측정에서 매질과 탐촉자를 바로 접촉하면 생기기 때문에 초음파 전용 겔 또는 본 실험처럼 초음파 겔 패드를 사용해야 한다. 보통 액체 상태에서는 밀도와 압축성이 서로 반비례해 작용하기 때문에 모든 액체 상태에서 초음파의 속도는 비슷해진다. 인체의 경우 뼈를 제외하고는 거의 모든 조직이 액체와 같은 특성을 갖고 있기 때문에 초음파 진단의 대상인 인체 연조직 내의 음파속도는 액체에서의 음파 속도와 비슷한 대략 1,540 m/sec로 측정된다[21]. 초음파 감쇠도 매질의 밀도와 압축력에 의존하고 있지만 인체의 해면골 분리정도와 연결정도에 의해 영향을 받으며 해면골의 방향과 압축된 해면골 축의 구조적인 측면을 반영한다[22]. 이에 대한 선행연구로는 압축된 해면골에 의한 산란특성을 고려하여 나일론 줄을 골소주로 모사하여 높이 방향으로 배열한 팬텀 실험이 있었으며 그 결과 초음파 감쇠는 선형적으로 감소하였다[15]. 또한 종골을 대상으로 0.2-0.6 MHz에서 초음파 감쇠를 측정하는 선행 연구에서도 초음파 감쇠가 높은 선형적인 회귀곡선을 보였다[23]. 그러나 본 연구에서 사용된 PLA 소재는 압축력이 떨어지고 매질 조형물 내부가 십자형태로 고정된 구조로 압축력의 변수가 적기 때문에 초음파 감쇠가 초음파 속도보다 낮은 상관관계수($r=0.500$)의 역 선형성을 보이고 있었다. 이러한 결과는 3D 프린팅 기술로 진보적인 초음파 감쇠에 대한 평가를 위해서는 압축력이 있는 소재 발굴과 내부 구조를 다양한 형태로 설계해야함을 시사한다. 특히, 이강일의 연구에 의하면 골소주 역할을 할 수 있는 내부 구조물의 두께보다는 간격에 초음파 의존성이 있다고 하였기 때문에 이를 고려해야 할 것이다[24]. 또한 상용화된 초음파골밀도측정장비의 탐촉자의 커플링이 다양하고 탐촉자 간의 거리가 상이하기

때문에 공용으로 사용할 수 있는 매질 조형물의 두께 도출도 요구된다.

V. 결론

본 연구에서는 동일한 두께의 매질 내 밀도변화를 AM 방식의 3D 프린팅 기술로 정량적으로 조절된 매질 조형물을 성공적으로 제작할 수 있었으며 이에 대한 초음파 속도와 감쇠에 미치는 영향을 알아 본 결과 AM 방식의 적층 충전율과 초음파 속도가 매우 높은 상관관계가 있었다. 따라서 3D 프린팅 기술을 이용한 매질 조형물 제작 및 측정방법이 향후 초음파골밀도 전용 팬텀 제작에 기초자료로 활용될 수 있으리라 기대한다.

REFERENCES

- [1] Kruth JP, Leu MC, Nakagawa T, Progress in Additive Manufacturing and Rapid Prototyping. CIRP Annals, 1988;47(2):525-40.
- [2] Kulkarni P, Marsan A, Dutta D, A review of process planning techniques in layered manufacturing. Rapid Prototyping Journal, 2000;6(1):18-35.
- [3] Park C, Kim MH, Hong SM, Go JS, Shin BS, A Study on the Comparison Mechanical Properties of 3D Printing Prototypes with Laminating Direction. J Korean Soc Manuf Technol Eng. 2015;24(3):334-41.
- [4] Seoung YH, 3-Dimension Printing for Mesh Types of Short Arm Cast by Using Computed Tomography, J. of Contents Association. 2015;15(1):308-15.
- [5] Seoung YH, Comparison of Hounsfield Units by Changing in Size of Physical Area and Setting Size of Region of Interest by Using the CT Phantom Made with a 3D Printer. J. Radiological Science & Technology. 2015;38(4):421-27.
- [6] Kim SM, Lee MP, Choi BC, Choi SH, Bae HS, Jung HS, Park SY, A Study of Ultrasound Rehabilitation Therapy: Physiological Effects by Change of Ultrasound Intensity. Journal of Biomedical Engineering Research, 2008; 29(1):40-45.
- [7] Laugier P, Haïat G, Bone quantitative ultrasound. Fance: Springer; 2011.

- [8] Bauer DC, Glüer CC, Cauley JA, Vogt TM, Ensrud KE, Genant HK, Black DM, Broadband ultrasound attenuation predicts fractures strongly and independently of densitometry in older women. A prospective study. Study of Osteoporotic Fractures Research Group. *Arch Intern Med.* 1997;157(6):629-34.
- [9] Hans D, Dargent-Molina P, Schott AM, Sebert JL, Cormier C, Kotzki PO, et al., Ultrasonographic heel measurements to predict hip fracture in elderly women: the EPIDOS prospective study. *THE LANCET.* 1996;348(9026):511-14.
- [10] Banse X, Cross-links of collagen and bone quality. *Bull Mem Acad R Med Belg.* 2010;165(7-9):399-408.
- [11] Kim JW, Ha YC, Lee YK, Factors Affecting Bone Mineral Density Measurement after Fracture in South Korea. *J Bone Metab.* 2017;24(4):217-22.
- [12] Steelman J, Zeitler P, Osteoporosis in pediatrics. *Pediatr Rev.* 2011;22(2):56-65.
- [13] Lee WJ, Sex Differences in Bone Marrow Density Measured by Quantitative Ultrasonometry: For 20 year old college student. *J. Radiological Science & Technology.* 2017;40(3):401-05.
- [14] Ministry of Food and Drug Safety, Guideline Establish for Bone Mineral Densitometry of Dual-Energy X-Ray Absorptiometry. Korea: Ministry of Food and Drug Safety; 2016.
- [15] Clarke AJ, Evans JA, Truscott JG, Milner R, Smith MA, A phantom for quantitative ultrasound of trabecular bone. *Phys Med Biol.* 1994;39(10):1677-87.
- [16] Strelitzki R, Evans JA, Clarke AJ, The influence of porosity and pore size on the ultrasonic properties of bone investigated using a phantom material. *Osteoporos Int.* 1997;7(4):370-75.
- [17] Wear KA, The dependencies of phase velocity and dispersion on trabecular thickness and spacing in trabecular bone-mimicking phantoms. *J Acoust Soc Am.* 2005;118(2):1186-92.
- [18] Wear KA, Ultrasonic attenuation in parallel-nylon-wire cancellous-bone-mimicking phantoms. *J Acoust Soc Am.* 2008;124(6):4042-46.
- [19] Wear KA, The dependencies of phase velocity and dispersion on volume fraction in cancellous-bone-mimicking phantoms. *J Acoust Soc Am.* 2009;125(2):1197-201.
- [20] Kim YM, Lee KI, Influence of Cortical Endplates on Ultrasonic Properties of Trabecular Bone. *Journal of Korean Society for Nondestructive Testing.* 2015;35(2):103-11.
- [21] Krieg MA, Barkmann R, Gonnelli S, Stewart A, Bauer DC, Kaufman JJ, et al., Quantitative Ultrasound in the Management of Osteoporosis: The 2007 ISCD Official Positions. *Journal of Clinical Densitometry: Assessment of Skeletal Health.* 2008;11(1):163-87.
- [22] Ministry of Food and Drug Safety, Study on Quality Assessment of Quantitative Ultrasound and Korean Female Normative Data. Korea: Ministry of Food and Drug Safety; 2005.
- [23] Chaffai S, Padilla F, Berger G, Laugier P, In vitro measurement of the frequency dependent attenuation in cancellous bone between 0.2-2.0 MHz. *J Acoust Soc Am.* 2000;108:1281-89.
- [24] Lee KI, Estimation of structural properties from the measurements of phase velocity and attenuation coin trabecular bone. *J Acoust Soc Kor.* 2009;28(7):661-67.