한국음향학회지 제29권 제6호 pp. 388~394 (2010)

뼈 모사체에서 다공율 및 구조에 대한 음속 및 감쇠계수의 변화

Variations of Speed of Sound and Attenuation Coefficient with Porosity and Structure in Bone Mimics

김 성 일*, 최 민 주**, 이 강 일*
(Seong Il Kim*, Min Joo Choi**, Kang Il Lee*)

*강원대학교 물리학과, **제주대학교 의학과
(접수일자: 2010년 7월 5일; 수정일자: 2010년 7월 28일; 채택일자: 2010년 8월 5일)

본 연구에서는 뼈에서 다공율 및 골미세구조에 대한 음속 및 감쇠계수의 변화를 살펴보기 위하여 원통형 다공을 갖는 폴리아세탈로 제작된 뼈 모사체가 이용되었다. 0 %부터 65.9 %까지의 다공율을 갖는 6개 뼈 모사체의 음속 및 감쇠계수는 12.7 mm의 직경 및 1.0 MHz의 중심 주파수를 갖는 한 쌍의 광대역, 비집속형 초음파 트랜스듀서를 이용하여 수중에서 투과법에 의하여 측정되었다. 음속은 뼈 모사체의 구조적 특성에 상관없이 다공율이 증가함에 따라 거의 선형적으로 감소하였다. 1.0 MHz에서 측정된 감쇠계수는 뼈 모사체의 구조적 특성에 따라 다공율에 대하여 선형적인 또는 비선형적인 상관관계를 나타냈다. 이와 같은 결과는 뼈 샘플 및 뼈 모사체를 이용하여 다른 연구자들에 의하여 발표된 결과와 잘 일치하며, 사람의 뼈에서 골다공증 진단을 위한 초음파 변수와 골밀도 및 골미세구조 사이에 존재하는 상관관계를 이해하는데 도움이 된다.
핵심용어: 골다공증, 뼈 모사체, 다공율, 골밀도, 골미세구조, 정량적 초음파, 음속, 감쇠계수
투고분야: 생체 및 의학 음향 분야 (15.4)

In the present study, polyacetal bone mimics with circular cylindrical pores were used to investigate variations of speed of sound and attenuation coefficient with porosity and microarchitecture in bone. The speed of sound and attenuation coefficient of the 6 bone mimics with porosities from 0 % to 65.9 % were measured by a through-transmission method in water, using a pair of broadband, unfocused transducers with a diameter of 12.7 mm and a center frequency of 1.0 MHz. Independently of the structural properties of the bone mimics, the speed of sound decreased almost linearly with the increasing porosity. The attenuation coefficient measured at 1.0 MHz exhibited linear or nonlinear correlations with the porosity, depending on the structural properties of the bone mimics. These results are consistent with those previously published by other researchers using bone samples and mimics, and advances our understanding of the relationships of the ultrasonic parameters for the diagnosis of osteoporosis with the bone density and microarchitecture in human bones.
Keywords: Osteoporosis, Bone Mimic, Porosity, Bone Mineral Density, Bone Microarchitecture, Quantitative Ultrasound, Speed of Sound, Attenuation Coefficient
ASK subject classification: Biological and Medical Acoustics (15.4)

I. 서 론

골다공증이란 골강도 (bone strength)의 감소로 인하여 작은 충격에도 골절이 쉽게 발생하는 전신적 골질환으로서 척추와 둔부의 골밀도를 측정한 수치가 2.5 표준편차 (T 점수)보다 작은 경우로 정의된다 [1]. 여기서 T 점수는 환자의 골밀도를 동일한 성별 및 인종의 건강한 젊은 성인의 평균 골밀도와 비교하여 표준편차로 나타낸 것이다. 골강도는 골밀도 (bone mineral density) 뿐만 아니라 골미세구조 (bone microarchitecture) 등의 골질 (bone quality)을 포함하는 개념이며, 현재 임상에서는 요추 및 근위 대퇴부의 단위면적당 골밀도를 측정하는 이중에너지 X-선 흡수계측법 (dual energy X-ray absorptiometry;

책임저자: 이 강 일 (acustica@kangwon.ac.kr)
200-701 강원도 춘천시 효자2동 192-1 강원대학교 물리학과
(전화: 033-250-8475; 팩스: 033-257-9689)

DEXA)이 가장 정확한 골다공증 진단법으로 알려져 있다 [2]. 골밀도를 측정하는 이유는 골밀도가 골강도의 60 % – 80 %를 반영하며, 골생검 없이 비침습적으로 측정할 수 있는 지표이기 때문이다. 한편 말초 골격계의 골밀도를 평가하는 정량적 초음파 (quantitative ultrasound; QUS) 기술은 초음파가 투과하기에 가장 용이한 해부학적 구조를 갖는 종골 (발뒤꿈치뼈)에서 음속 (speed of sound; SOS) 및 광대역 감쇠계수 (broadband ultrasound attenuation; BUA)와 같은 초음파 변수를 측정하고, 이 초음파 변수들과 골밀도 사이의 선형적인 상관관계로부터 골밀도를 예측한다 [3]. 비록 초음파 골밀도 측정기는 DEXA에 비하여 골밀도 측정의 정확성이 떨어지지만, 방사선을 이용하지 않으므로 방사선 노출에 대한 위험성이 없고, 진단기기의 휴대가 용이하며, 진단기기의 가격 및 검진 비용이 저렴한 장점을 가지므로 골다공증 선별검사에 널리 이용되고 있다.

위에서 언급하였듯이 골강도는 골밀도 (또는 다공율)에 의하여 대부분 설명될 수 있으나, 골미세구조 또한 골강도를 반영하는 중요한 인자 중의 하나로 알려져 있다. 예를 들면 그림 1은 마이크로컴퓨터 단층촬영법 (micro computed tomography; μCT)를 이용하여 획득된 해면질골 샘플의 영상을 나타낸다 [4]. 두 해면질골 샘플의 다공율은 거의 동일한 값 (A: 87.0 % 및 B: 86.3 %)을 갖지만 골미세구조는 확연히 다른 것을 볼 수 있으며, 이로 인하여 두 해면질골 샘플의 감쇠계수 (A: 6.5 dB/cm 및 B: 10.2 dB/cm)도 서로 다른 값을 갖는 것으로 나타났다. 따라서 최근 골밀도뿐만 아니라 골미세구조를 예측하기 위한 목적으로 QUS 기술에 대한 관심이 점차 증가하고 있는 추세이다 [5]. 그러나 실제로 사람의 뼈를 이용하여 뼈의 구조적 특성이 초음파 변수에 미치는 영향을 규명하는 것은 기술적으로 용이하지 않으므로 대부분 30 % 이상의 다공율을 갖는 해면질골을 모사하는 뼈 모사체 (bone mimic)를 대상으로 수행된 연구가 대부분이다 [6–10]. 예를 들면 Clark 등 [6] 및 Strelitzki 등 [7]은 다공 크기와 같은 골미세구조를 용이하게 조절하기 위하여 다양한 크기의 젤라틴 입자로 구성된 뼈 모사체를 이용하여 다공율 및 다공 크기에 대한 음속 및 감쇠계수의 변화를 연구하였다. 최근에 Wear [8, 9] 및 Lee [2]는 해면질골의 골소주를 모사하는 나일론 줄을 높이 방향으로 평행하게 배열하여 제작된 뼈 모사체를 이용하여 음속 및 감쇠계수와 뼈 모사체의 구조적 특성 사이에 높은 선형적인 상관관계가 존재하는 것을 보고하였으며, 이로부터 QUS 기술을 이용하여 골밀도뿐만 아니라 골미세구조도 평가가 가능하다는 것을 제안하였다. 한편 Lee 및 Choi는 원통형 다공을 갖는 뼈 모사체를 이용하여 0 % – 66 %의 비교적 넓은 다공율 영역에 대하여 위상속도 및 감쇠계수와 다공율 사이의 상관관계를 규명하였으며, 이로부터 위상속도 및 감쇠계수는 제한된 다공율 영역 내에서 다공율과 선형적인 상관관계를 갖는다는 것을 발표하였다 [10]. 이와 같은 연구들에 이용된 뼈 모사체는 구조 및 재질에서 서로 상당한 차이를 보이지만 사람의 뼈에서 초음파 변수와 골밀도 및 골미세구조 사이에 존재하는 상관관계를 이해하는데 도움이 된다.

본 연구에서는 뼈에서 다공율뿐만 아니라 골미세구조에 대한 음속 및 감쇠계수의 변화를 살펴보기 위하여 원통형 다공을 갖는 폴리아세탈 (polyacetal)로 제작된 뼈 모사체가 이용되었다. 폴리아세탈은 뼈에서 주파수 및 다공율에 대한 음속 및 감쇠계수의 변화를 살펴보기 위하여 본 저자들의 선행연구에서 최초로 이용되었다 [10]. 본 연구에서는 뼈에서 음속 및 감쇠계수의 변화에 대한 골미세구조의 효과를 살펴보기 위하여 표면에 수직한 서로 다른 개수의 다공 축을 갖는 뼈 모사체가 추가적으로 포함되었다. 뼈 모사체의 음속 및 감쇠계수는 12.7 mm의 직경 및 1.0 MHz의 중심 주파수를 갖는 한 쌍의 광대역, 비집속형 초음파 트랜스듀서를 이용하여 수중에서 투과법에 의하여 측정되었다.

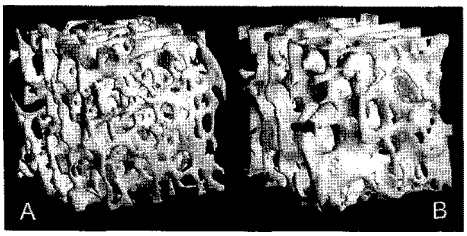

그림 1. μCT를 이용하여 획득된 해면질골 샘플의 영상
Fig. 1. Images of two cancellous bone samples obtained by using μCT.

II. 대상 및 방법

그림 2는 본 연구에서 이용된 6개 뼈 모사체의 사진을 나타낸다. 그림 2에서 볼 수 있듯이 6개의 뼈 모사체는 $20\times20\times10$ mm^{3}의 체적을 갖는 직육면체 형태의 폴리아세탈에 0.8 mm의 동일한 다공 직경 (pore diameter)을 갖는 원통형 다공을 서로 다른 다공 간격 (pore spacing)으로 또는 표면에 수직한 서로 다른 개수의 다공 축 (pore

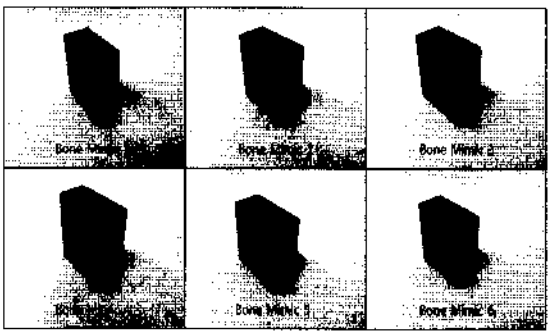

그림 2. 본 연구에서 이용된 6개 뼈 모사체의 사진
Fig. 2. Photographs of the 6 bone mimics used in the present study.

axis)을 따라 균일하게 배열하여 제작되었다. 폴리아세탈의 음속 및 감쇠계수는 무기질골 (mineralized bone material)과 비교적 유사한 값을 가지며, 밀도 또한 무기질골과 큰 차이를 나타내지 않는 것으로 보고되었다 [10]. 표 1은 본 연구에서 이용된 6개의 뼈 모사체에 대한 구조적 특성 (다공 직경, 다공 간격, 다공 축) 및 다공율을 나타낸다. 1군으로 분류된 4개의 뼈 모사체는 다공이 전혀 없는 1개의 뼈 모사체를 제외하고 각각 직육면체 형태의 폴리아세탈에 0.8 mm의 동일한 다공 직경을 갖는 원통형 다공을 3.0 mm, 2.0 mm, 및 1.3 mm의 서로 다른 다공 간격으로 표면에 수직한 3개의 다공 축을 따라 균일하게 배열하여 제작되었다. 2군으로 분류된 4개의 뼈 모사체는 다공이 전혀 없는 1개의 뼈 모사체를 제외하고 각각 직육면체 형태의 폴리아세탈에 0.8 mm의 동일한 다공 직경을 갖는 원통형 다공을 1.3 mm의 동일한 다공 간격으로 표면에 수직한 1개, 2개, 및 3개의 다공 축을 따라 균일하게 배열하여 제작되었다. 각각의 뼈 모사체에서 직육면체 형태의 뼈 모사체 체적에 대한 원통형 다공 체적의 비로 정의되는 다공율 β (%)는 다음과 같이 주어진다.

$$\beta(\%) = \frac{a^2}{4s^2}\left[n\pi - (n-1)\frac{2a}{s}\right] \times 100 \quad (1)$$

여기서 a는 다공 직경, s는 다공 간격, 및 n은 표면에 수직한 다공 축의 개수를 나타낸다. 표 1에서 볼 수 있듯이 1군으로 분류된 4개의 뼈 모사체는 식 (1)에 의하여 각각 0 %, 14.9 %, 31.3 %, 및 65.9 %의 다공율을 가지며, 이들 사이의 다공율 차이는 다공이 전혀 없는 뼈 모사체를 제외하고 서로 다른 다공 간격에 기인한다. 한편 2군으로 분류된 4개의 뼈 모사체는 각각 0 %, 29.7 %, 47.8 %, 및 65.9 %의 다공율을 가지며, 이들 사이의 다공율 차이는 다공이 전혀 없는 뼈 모사체를 제외하고 표면에 수직한 서로 다른 개수의 다공 축에 기인한다. 본 연구에서 이용된 6개의 뼈 모사체는 0 % – 65.9 %의 다공율을 가지며, 피질골 (다공율: 0 % – 30 %) 및 해면질골 (다공율: 30 % – 100 %)의 다공율 영역에 고르게 포함되는 것을 알 수 있다.

뼈 모사체의 음속 및 감쇠계수는 그림 3과 같은 실험 장치를 이용하여 수중에서 투과법에 의하여 측정되었다. 그림 3에서 볼 수 있듯이 12.7 mm의 직경 및 1.0 MHz의 중심 주파수를 갖는 한 쌍의 광대역, 비집속형 초음파 트랜스듀서 (Panametrics V303)는 트랜스듀서의 발산각 (약 10°) 및 뼈 모사체의 크기 (20×20×10 mm^3)를 고려하여 음속 및 감쇠계수의 측정에 오차를 유발하지 않도록 두 트랜스듀서 표면 사이의 거리가 제조자에 의하여 명시된 근거리 음장 길이 (27.6 mm)의 약 두 배 (54 mm)가 되는 지점에 설치되었다. 초음파 신호를 발생 및 수신하기 위하여 펄서/리시버 (Panametrics 5800PR)가 이용되었으며, 수신된 초음파 신호를 관찰 및 수집하기 위하여 디지털 오실

표 1. 본 연구에서 이용된 6개의 뼈 모사체에 대한 구조적 특성 (다공 직경, 다공 간격, 다공 축) 및 다공율
Table 1. Structural properties (pore diameter, pore spacing, and pore axis) and porosity of the 6 bone mimics used in the present study.

Group	Mimic #	Pore diameter (a)	Pore spacing (s)	Pore axis # (n)	Porosity (β)
1	1	Pure polyacetal without pores			0 %
	2	0.8 mm	3.0 mm	3	14.9 %
	3	0.8 mm	2.0 mm	3	31.3 %
	4	0.8 mm	1.3 mm	3	65.9 %
2	1	Pure polyacetal without pores			0 %
	5	0.8 mm	1.3 mm	1	29.7 %
	6	0.8 mm	1.3 mm	2	47.8 %
	4	0.8 mm	1.3 mm	3	65.9 %

로스코프 (LeCroy WS44Xs)가 이용되었다. 뼈 모사체의 음속 및 감쇠계수는 그림 3과 같이 수직방향으로 서주 마주 보는 초음파 트랜스듀서 사이에 뼈 모사체가 없는 경우와 있는 경우에 각각 수신된 초음파 신호를 이용하여 결정되었다. 뼈 모사체의 음속 SOS [m/s]는 다음과 같은 식에 의하여 계산되었다 [11].

$$SOS = \frac{c_w}{1 - \frac{c_w \Delta t}{d}} \tag{2}$$

여기서 c_w는 수중에서의 음속 (1461.7 m/s @ 14 ℃), d는 뼈 모사체의 두께, 및 Δt는 서주 마주 보는 초음파 트랜스듀서 사이에 뼈 모사체가 없는 경우와 있는 경우에 각각 수신된 초음파 신호의 시간차를 나타낸다. 주파수에 의존하는 뼈 모사체의 감쇠계수 $\alpha(\omega)$ [dB/cm]는 음속을 측정하기 위하여 수집된 동일한 수신 신호를 이용하여 다음과 같은 식에 의하여 계산되었다 [10].

$$\alpha(\omega) = \frac{20\log(e)}{d}\left[\ln\frac{|A_0(\omega)|}{|A_p(\omega)|} + \ln|\tau(\omega)|\right] \tag{3}$$

여기서 e는 자연상수, d는 뼈 모사체의 두께, $A_0(\omega)$ 및 $A_p(\omega)$는 서주 마주 보는 초음파 트랜스듀서 사이에 뼈 모사체가 없는 경우와 있는 경우에 각각 수신된 초음파 신호의 파워스펙트럼레벨, 및 $\tau(\omega)$는 물과 뼈 모사체 사이의 경계면에서의 파워투과계수를 나타낸다. 식 (3)의 우변에서 첫째 항은 뼈 모사체의 겉보기 감쇠계수를 나타내며, 둘째 항은 물과 뼈 모사체 사이의 경계면에서 발생하는 투과손실을 나타낸다. 일반적으로 90 % 이상의 매우 큰 다공율을 갖는 해면질골의 투과손실은 수중에서 매우 작으므로 무시될 수 있으나, 본 연구에서는 다음과 같은 식으로 주어지는 파워투과계수 $\tau(\omega)$를 구하여 감쇠계수를 보정하였다 [10].

$$\tau(\omega) = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_1+Z_2)^2} \tag{4}$$

여기서 Z_1 (=1.46 Mrayl) 및 Z_2 (=1.51~3.43 Mrayl)는 각각 물과 뼈 모사체의 음향임피던스를 나타낸다.

III. 결과 및 고찰

그림 4는 그림 3과 같이 수중에서 수직방향으로 서주 마주 보는 초음파 트랜스듀서 사이에 뼈 모사체가 없는 경우와 있는 경우에 각각 수신된 초음파 신호를 나타낸다. 그림 4에서 볼 수 있듯이 각각의 뼈 모사체를 투과한 신호들이 뼈 모사체가 없는 경우에 수중에서만 투과한 신호보다 더 빠른 수신 시간을 갖는 것을 알 수 있다. 6개 뼈 모사체의 음속은 이 신호들이 최대 진폭을 갖는 수신 시간을 기준으로 식 (2)에 의하여 결정되었다.

그림 5는 6개 뼈 모사체의 다공율 함수에 대한 음속을 나타낸다. 그림 5에서 볼 수 있듯이 다공율이 증가함에 따라 음속은 거의 선형적으로 감소하며, 이는 뼈 샘플 및 뼈 모사체를 이용하여 다른 연구자들에 의하여 발표된

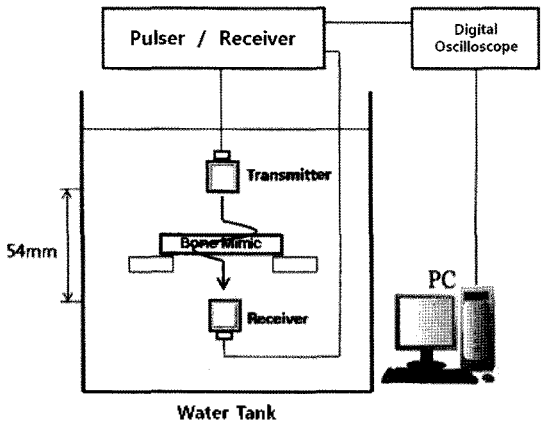

그림 3. 수중에서 투과법에 의하여 뼈 모사체의 음속 및 감쇠계수를 측정하기 위한 실험 장치

Fig. 3. Experimental setup for the measurements of speed of sound and attenuation coefficient of bone mimics by using a through-transmission method in water.

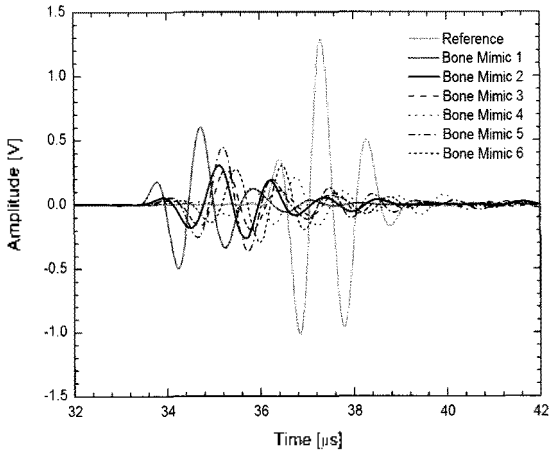

그림 4. 초음파 트랜스듀서 사이에 뼈 모사체가 없는 경우와 있는 경우에 각각 수신된 초음파 신호

Fig. 4. Ultrasonic signals received with and without the bone mimics between the ultrasonic transducers.

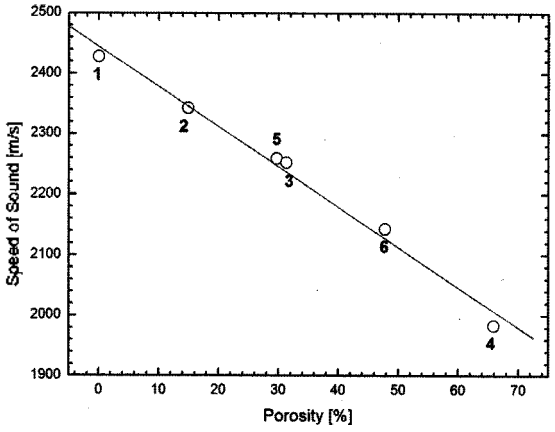

그림 5. 6개 뼈 모사체의 다공율 함수에 대한 음속
Fig. 5. Speed of sound as a function of porosity for the 6 bone mimics.

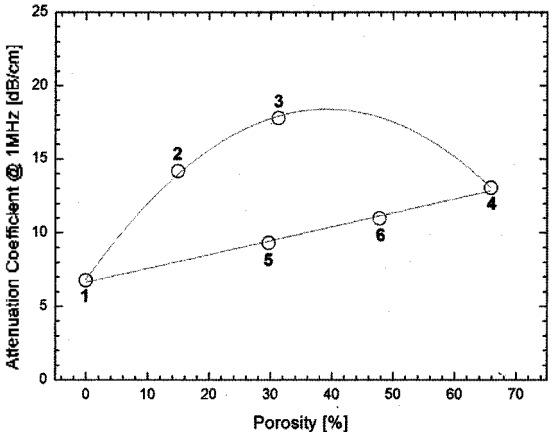

그림 6. 6개 뼈 모사체의 다공율 함수에 대한 감쇠계수 (@ 1.0 MHz)
Fig. 6. Attenuation coefficient (@ 1.0 MHz) as a function of porosity for the 6 bone mimics.

결과와 잘 일치한다 [2, 6, 7, 12]. Clark 등은 다양한 크기의 젤라틴 입자로 구성된 뼈 모사체를 이용하여 10 % – 80 %의 다공율에 대하여 다공율이 증가함에 따라 음속이 선형적으로 감소하는 것을 보고하였다 [6]. Strelitzki 등도 46.5 % – 82.4 %의 다공율을 갖는 젤라틴 입자로 구성된 뼈 모사체를 이용하여 600 kHz에서 측정된 위상속도가 다공율과 근사적으로 음의 선형적인 상관관계를 갖는 것을 발표하였다 [7]. 최근 Wear는 연부 조직 (soft tissue)과 유사한 매질에 나일론 필라멘트를 무작위로 삽입하여 제작된 뼈 모사체를 이용하여 90 % – 100 %의 다공율에 대하여 다공율이 증가함에 따라 500 kHz에서 측정된 위상속도가 선형적으로 감소하는 것을 보고하였다 [12]. 또한 Lee는 해면질골의 골소주를 모사하는 나일론 줄을 높이 방향으로 평행하게 배열하여 제작된 뼈 모사체를 이용하여 91 % – 98 %의 다공율에 대하여 1 MHz에서 측정된 위상속도가 다공율과 음의 선형적인 상관관계를 갖는 것을 관찰하였다 [2]. 그림 5에서 주목해야 할 점은 뼈 모사체의 음속이 구조적 특성에 상관없이 다공율에 따라 변한다는 것이다. 특히 그림 2에서 볼 수 있듯이 뼈 모사체 3 및 5는 확연히 서로 다른 구조적 특성 (다공 축의 개수)을 갖지만 유사한 다공율 (31.3 % 및 29.7 %)을 가지며, 이들의 음속은 다공율에만 전적으로 의존하여 유사한 값을 갖는 것을 알 수 있다.

그림 6은 6개 뼈 모사체의 다공율 함수에 대한 감쇠계수 (@ 1.0 MHz)를 나타낸다. 표 1에서 볼 수 있듯이 1군으로 분류된 4개의 뼈 모사체는 다공이 전혀 없는 경우를 제외하고 각각 직육면체 형태의 폴리아세탈에 0.8 mm의 동일한 다공 직경을 갖는 원통형 다공을 3.0 mm, 2.0 mm, 및 1.3 mm의 서로 다른 다공 간격으로 표면에 수직한 3개의 다공 축을 따라 균일하게 배열하여 제작되었다. 즉 다공이 전혀 없는 뼈 모사체를 제외하고 동일한 다공 직경 및 개수의 다공 축을 갖는 1군의 뼈 모사체 사이의 다공율 차이는 서로 다른 다공 간격에 기인한다. 그림 6에서 볼 수 있듯이 1군의 뼈 모사체는 다공율이 증가함에 따라 감쇠계수도 증가하면서 31.3 %의 다공율을 갖는 뼈 모사체 3에서 최대값을 가지며, 그 이후의 다공율 영역에서는 감소하는 비선형적인 변화를 나타낸다. 뼈 모사체 2 및 3의 감쇠계수는 원통형 다공의 내벽과 유체 사이에서의 점성 손실 및 뼈 모사체 내부의 폴리아세탈 뼈대로부터의 산란에 기인하며, 뼈 모사체 4의 감쇠계수는 해면질골과 유사한 격자 구조를 갖는 폴리아세탈 뼈대로부터의 산란에 기인한다. 이와 같이 1군의 뼈 모사체에서 나타나는 감쇠계수와 다공율 사이의 비선형적인 상관관계는 유체에 포화된 다공성 매질에서 발견되는 중요한 특성으로서 뼈 샘플 및 뼈 모사체를 이용하여 다른 연구자들에 의하여 발표된 결과와 잘 일치한다 [6, 7, 13, 14]. 대표적인 예로서 Clark 등 [6] 및 Strelitzki 등 [7]은 다양한 크기의 젤라틴 입자로 구성된 뼈 모사체를 이용하여 감쇠계수가 50 %의 다공율에서 최대값을 갖는 것을, 즉 감쇠계수가 다공율에 따라 비선형적으로 변하는 것을 보고하였다. Han 등은 사람 및 동물의 뼈 샘플을 이용하여 넓은 다공율 영역에 대하여 감쇠계수와 골밀도 사이에 나타나는 비선형적인 상관관계를 측정하였다 [13]. 이를 설명하기 위하여 Serpe 및 Rho는 매우 낮은 골밀도 영역 및 매우 높은 골밀도 영역에서는 흡음으로 인한 감쇠가 지배적이며, 그 외의 중간 골밀도 영역에서는 산란으로

인한 감쇠가 지배적임을 제안하였다 [14]. 한편 Nicholson 등은 산란 모델 (scattering model)을 이용하여 뼈에서 관찰되는 감수계수와 다공율 사이의 비선형적인 상관관계를 최초로 예측하였다 [15].

표 1에서 볼 수 있듯이 2군으로 분류된 4개의 뼈 모사체는 다공이 전혀 없는 경우를 제외하고 각각 지육면체 형태의 폴리아세탈에 0.8 mm의 동일한 다공 직경을 갖는 원통형 다공을 1.3 mm의 동일한 다공 간격으로 표면에 수직한 1개, 2개, 및 3개의 다공 축을 따라 균일하게 배열하여 제작되었다. 즉 다공이 전혀 없는 뼈 모사체를 제외하고 동일한 다공 직경 및 다공 간격을 갖는 2군의 뼈 모사체 사이의 다공율 차이는 표면에 수직한 서로 다른 개수의 다공 축에 기인한다. 그림 6에서 볼 수 있듯이 2군의 뼈 모사체는 다공율이 증가함에 따라 감쇠계수도 선형적으로 증가하며, 이는 표면에 수직한 다공 축의 개수가 증가함에 따라 뼈 모사체 내부의 폴리아세탈 뼈대로부터의 산란으로 인한 감쇠도 점차 증가하는 것으로 이해될 수 있다. 또한 1군의 뼈 모사체에서 나타나는 다공율에 대한 변화와 확연히 다른 것을 볼 수 있으며, 특히 뼈 모사체 3 및 5는 서로 유사한 다공율 (31.3 % 및 29.7 %)을 갖지만 감쇠계수는 서로 다른 값을 갖는 것을 알 수 있다. 뼈 모사체 3은 2.0 mm의 다공 간격 및 표면에 수직한 3개의 다공 축을 가지며, 뼈 모사체 5는 1.3 mm의 다공 간격 및 표면에 수직한 1개의 다공 축을 갖는다. 즉 뼈 모사체 5는 초음파가 입사되는 표면에 수직한 1개의 다공 축을 가지므로 주로 원통형 다공의 내벽과 유체 사이에서 점성 손실에 의한 감쇠가 발생하고, 따라서 구조가 상대적으로 더욱 복잡한 뼈 모사체 3에 비하여 작은 값의 감쇠계수를 갖는다. 이와 같은 결과로부터 그림 1과 같이 뼈 샘플을 이용하여 Nicholson 등 [4]에 의하여 보고된 결과를 설명할 수 있으며, 또한 음속에 비하여 감쇠계수가 구조적 특성에 더욱 민감한 초음파 변수임을 알 수 있다.

IV. 결 론

본 연구에서는 뼈에서 다공율 및 골미세구조에 대한 음속 및 감쇠계수의 변화를 살펴보기 위하여 원통형 다공을 갖는 폴리아세탈로 제작된 뼈 모사체가 이용되었다. 0 %부터 65.9 %까지의 다공율을 갖는 뼈 모사체의 음속 및 감쇠계수는 12.7 mm의 직경 및 1.0 MHz의 중심 주파수를 갖는 한 쌍의 광대역, 비집속형 초음파 트랜스듀서를 이용하여 수중에서 투과법에 의하여 측정되었다. 음속은 뼈 모사체의 구조적 특성에 상관없이 다공율이 증가함에 따라 거의 선형적으로 감소하였다. 1.0 MHz에서 측정된 감쇠계수는 뼈 모사체의 구조적 특성에 따라 다공율에 대하여 선형적인 또는 비선형적인 상관관계를 나타냈다. 이와 같은 결과는 뼈 샘플 및 뼈 모사체를 이용하여 다른 연구자들에 의하여 발표된 결과와 잘 일치하였다. 결론적으로 향후에는 골강도를 보다 정확히 평가하기 위하여 골밀도뿐만 아니라 골미세구조도 함께 예측할 수 있는 QUS 기술을 개발할 필요가 있다.

감사의 글

본 과제 (결과물)는 교육과학기술부의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 광역경제권 선도산업 인재양성사업의 연구결과이며, 일부는 지식경제부의 지원을 받아 연구되었음.

참 고 문 헌

1. 이강일, 최민주, "골다공증 여성에서 요추골 및 대퇴골 부위의 골밀도와 종골 음속 사이의 상관관계," *한국음향학회지*, 28권, 6호, 542-547쪽, 2009.
2. 이강일, "해면질골에서 위상속도 및 감쇠계수 측정에 의한 구조적 특성 평가," *한국음향학회지*, 28권, 7호, 661-667쪽, 2009.
3. C. F. Njeh, D. Hans, T. Fuerst, C. C. Gluer, and H. K. Genant, *Quantitative Ultrasound: Assessment of Osteoporosis and Bone Status*, Martin Dunitz, London, 1999.
4. P. H. F. Nicholson, R. Muller, X. G. Cheng, P. Ruegsegger, G. Van Der Perre, J. Dequeker, and S. Boonen, "Quantitative ultrasound and trabecular architecture in the human calcaneus," *J. Bone Miner. Res.*, vol. 16, no. 10, pp. 1886-1892, 2001.
5. P. Laugier, "Instrumentation for in vivo ultrasonic characterization of bone strength," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 55, no. 6, pp. 1179-1196, 2008.
6. A. J. Clark, J. A. Evans, J. G. Truscott, R. Milner, and M. A. Smith, "A phantom for quantitative ultrasound of teabecular bone," *Phys. Med. Biol.*, vol. 39, pp. 1677-1687, 1994.
7. R. Strelitzki, J. A. Evans, and A. J. Clarke, "The influence of porosity and pore size on the ultrasonic properties of bone investigated using a phantom material," *Osteoporosis Int.*, vol. 7, no. 4, pp. 370-375, 1997.
8. K. A. Wear, "The dependencies of phase velocity and dispersion on trabecular thickness and spacing in trabecular bone-mimicking phantoms," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 118, no. 2, pp. 1186-1192, 2005.
9. K. A. Wear, "Ultrasonic attenuation in parallel-nylon-wire

cancellous-bone-mimicking phantoms," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 124, no. 6, pp. 4042-4046, 2008.

10. K. I. Lee and M. J. Choi, "Phase velocity and normalized broadband ultrasonic attenuation in polyacetal cuboid bone-mimicking phantoms," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 121, no. 6, pp. EL263-EL269, 2007.
11. K. A. Wear, "Measurement of phase velocity and group velocity in human calcaneus," *Ultrasound Med Biol.*, vol. 26, no. 4, pp. 641-646, 2000.
12. K. A. Wear, "The dependencies of phase velocity and dispersion on volume fraction in cancellous-bone-mimicking phantoms," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 125, no. 2, pp. 1197-1201, 2009.
13. S. Han, J. Rho, J. Medige, and I. Ziv, "Ultrasound velocity and broadband attenuation over a wide range of bone mineral density," *Osteoporosis Int.*, vol. 6, pp. 291-296, 1996.
14. L. Serpe and J. Y. Rho, "The nonlinear transition period of broadband ultrasound attenuation as bone density varies," *J. Biomech.*, vol. 29, pp. 963-966, 1996.
15. P. H. F. Nicholson, R. Strelitzki, R. O. Cleveland, and M. L. Bouxsein, "Scattering of ultrasound in cancellous bone: predictions from a theoretical model," *J. Biomech.*, vol. 33, pp. 503-506, 2000.

저자 약력

•김 성 일 (Seong Il Kim)

2009년: 강원대학교 물리학과, 이학사
2009년 ~ 현재: 강원대학교 물리학과, 석사과정
※ 관심분야: 골다공증 진단을 위한 정량적 초음파 기술

•최 민 주 (Min Joo Choi)
한국음향학회지 제24권 제5호 참조

•이 강 일 (Kang Il Lee)
한국음향학회지 제28권 제6호 참조