논 문

비 파 괴 검 사 학 회 지
Journal of the Korean Society for Nondestructive Testing
Vol. 18, No. 5 (1998)

초음파를 이용한 연골(軟骨)의 강도 평가

한승무, 김문생
부산대학교 기계공학부 및 기계기술연구소

초 록 본 연구에서는 초음파 속도와 광역 감쇠를 이용하여 연골의 강도를 평가하였다. 먼저 60개의 시편을 인체의 연골로부터 얻어서 초음파 속도와 광역 감쇠를 각 시편에 대하여 측정하였다. 시편들은 동일한 두 개의 그룹으로 나누어, 0.0004 s^{-1}와 0.08 s^{-1}의 변형률에서 압축 하중을 작용시킨 후 각 시편에 대한 최대 압축 강도값을 결정하였다. 그 결과, 0.08 s^{-1}에서 측정된 시편들은 0.0004 s^{-1}로 측정된 시편들 보다 63%나 더 높은 평균 강도값을 나타내었다. 초음파 속도와 광역 감쇠는 고변형률 및 저변형률 모두에서 골 강도와 밀접한 연관성을 나타내었다. 또한, 골 강도는 모든 변형률에서 초음파 속도와 광역 감쇠의 선형 조합과도 밀접한 관련성을 보였다. 초음파 파라미터의 사용은 여러 가지 골절에 대한 연골의 저항능력을 평가하기 위한 임상 진단법으로 훌륭한 수단이 될 수 있을 것이다.

1. 서 론

골다공증은 뼈의 질량 감소와 미세구조 변질에 의하여 궁극적으로 골절을 유발하는 일종의 질병이다. 골다공증의 효과적인 치료법은 아직까지 없는 실정이므로 환자를 빠른 시기에 진단하여 골밀도(骨密度, bone mineral density, BMD) 및 골강도의 감소를 평가하고 골절의 발생을 예방하는 것이 중요하다. 기존의 골다공증 진단방법은 주로 X-선을 이용하는데 이들 방법은 인체에 해로우며 단지 골밀도만을 평가한다. 그러나 골다공증과 밀접한 관련이 있는 연골(軟骨)의 강도 예측은 골밀도 뿐만 아니라 여러 가지 뼈의 다른 특성들에 의해 정확히 예측될 수있다.

연골은 기계적 특성이 하중 속도에 의존하는 점탄성(粘彈性) 재료이다. 몇몇 연구들[1-4]은 파괴를 일으키는데 필요한 최대 강도, 탄성계수, 그리고 에너지가 하중 속도와 관련이 있음을 증명하였다. 또한, 연골의 응력-변형 특성은 연골의 방향에 상당히 의존적이다. Galante 등[5]은 하중 지지 방향에서의 압축 강도는 가로 방향으로 적용된 것보다 2배 이상이었다는 것을 발견하였다. 연골의 기계적 특성에 관한 예측은 그것의 이방성(異方性)과 점탄성적인 성질 때문에 매우 복잡하다. 최근에, Weber 등[6]은 골밀도가 급속한 하중에서 보다는 느린 하중에서의 골강도와 더 현저한 관계가 있음을 증명하였다. 이는 골밀도보다는 골의 다른 특성들이 고하중 속도에서 더 중요함을 제시하고 있다.

어떠한 방사선도 포함하지 않는 초음파는 골절 위험을 예측하거나 골다공증을 찾아내기 위한 대체적인 방법으로 사용될 수 있음이 제안되었다. 또한, 초음파는 기존 방사선 방법으로는 얻을 수 없는 연

(접수 : 1998. 5. 6)

골의 미세구조에 관한 정보를 제공할 수 있다. 초음파가 골질에 관한 정보를 제공하는 능력은 초음파 빔이 뼈를 통과할 때 파형이 변화되는 방법을 분석함으로써 얻어지는데, 크게 두 가지 형태로 분류할 수 있다. 첫째로는 초음파가 대상 물질을 통과하는 속도에서 변화가 생기며, 둘째로는 투과된 에너지의 양이 감소한다는 원리를 이용하는 것이다. 최근에는 골의 특성을 초음파 속도(ultrasound velocity, UV)와 관련시키는 연구들이 많이 수행되었다[7-11]. 초음파 감쇠는 재료의 미세구조적 특성[12, 13]에 관련되어 있으며, 특히 복합재료들의[14, 15] 미세한 구조적 성질을 평가하는데 사용되고 있다. 골다공증 진단 연구에서는 초음파 기법의 응용이 광역 초음파 감쇠(broadband ultrasound attenuation, BUA)에 주로 집중되어 왔다[16, 17]. Langton 등[16]은 광역 초음파 감쇠는 골밀도 뿐만 아니라, 연골의 미세구조에 관한 중요한 정보를 제공할 수 있음을 제안하면서, 골다공증 진단에 광역 초음파 감쇠를 사용하였다. 더우기, Grimm[18] 등은 초음파 속도와 광역 초음파 감쇠의 선형조합(linear combination)이 탄성계수의 예측성을 향상시킨다는 사실을 증명하였다.

본 연구는 뼈가 정적인 하중 뿐만 아니라 낙하에 의한 충격하중에 노출될 때에 초음파의 골절 진단 능력을 살펴보기 위한 노력의 일환으로, 고변형률과 저변형률에서 인체 연골의 압축강도를 평가하고 이를 기초로 하여 초음파에 의한 골다공증 진단방법의 타당성을 조사하였다. 또한, 골강도 예측 수단으로써 초음파 속도 및 광역감쇠 뿐만 아니라 그들의 최적 선형조합 파라미터도 함께 평가하였다.

2. 실험 방법

60개의 원통형 연골 시편(직경 10mm, 길이 14.5mm)을 평균 연령 66세(표준편차 7세)인 사체 8구의 경골 근위부로부터 얻었다. 이들 시편들은 corer를 사용하여 상하 방향으로 먼저 잘라내고, 저속 다이아몬드톱(South Bay Technology, Int, San Clemente, CA)으로 최종 마무리하였다. 시편들은 유사한 뼈질량을 갖는 2개의 그룹으로 분류하였다.

모든 시편들의 초음파 속도는 한 쌍의 종파 탐촉자를 사용하여 투과법으로 측정하였다. 0.5MHz의 중심 주파수를 가진 초음파 탐촉자(Parametrics V101, Waltham, MA, USA)를 각 시편의 반대쪽 선단(先端)에 위치하도록 하였다(Figure 1). 초음파 탐촉자와 시편과의 접촉면은 스프링을 이용하여 빈틈이 없도록 한 후 물을 뿌려서 완전한 접촉이 이루어지도록 하였다. 물은 접촉면에서 공기에 의한 초음파의 산란 방지를 위한 결합 매질로서의 역할을 한다. 초음파는 펄스 발생기(Panametric 5055)를 사용하여 전송 탐촉자로부터 수신 탐촉자로 전파되었다. 이 펄스들은 송신파와 수신파 사이의 시간지연을 측정할 수 있게 하는 디지털 오실로스코프(Tektronix 2232, Beaverton, OR, USA)에 저장되었다. 초음파가 시편을 통과할 때 지연되는 시간은 오실로스코프 위에서 송신파의 시작점에서부터 수신파의 시작점까지의 거리로써 결정되었다(Figure 2). 초음파 속도(UV=d/t)는 디지털 캘리퍼로 측정된 시편의 두께(d)와 오실로스코프로 측정된 초음파의 시간지연(t)으로부터 계산되었다.

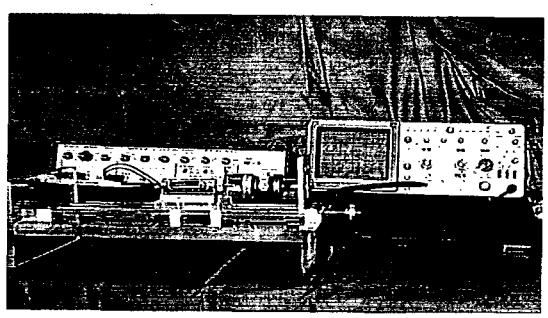


Fig. 1 Photograph of ultrasound velocity measurement apparatus

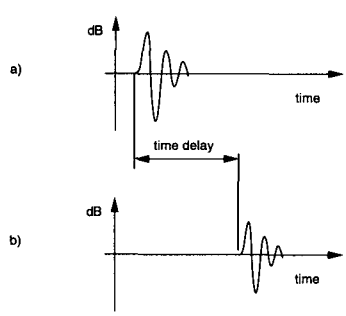
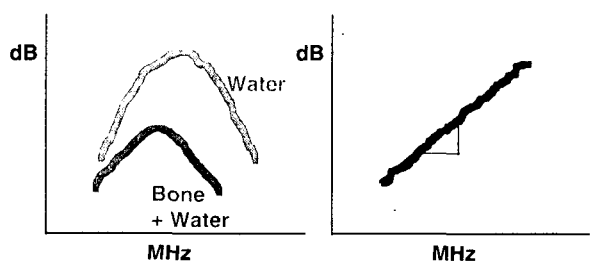


Fig. 2 Typical sonic signals for measurement of ultrasound velocity in bone: a) Original transmiting signal, b) Received signal through the bone sample

초음파 광역감쇠를 측정하기 위하여 중심주파수가 0.5MHz인 한 쌍의 광역 초음파 수중 소자(Panametrics V301)를 물로 가득찬 플렉시글래스(plexiglass) 탱크의 반대쪽 면에서 서로 같은 축방향으로 고정하였으며, 광역 초음파 감쇠를 측정하기 위해서 펄스-수신기에 연결하였다. 증폭된 수신 신호는 신호 선택을 위해 게이트 섹션으로 보내어졌다. 시편들보다 약간 작은 구멍을 가진 신호 차단 홀드(holder)는 초음파가 시편을 통과할 수 있도록 하지만, 시편을 우회하는 비감쇠 신호는 배제한다. 데이터 수집과 해석은 LabVIEW(National Instruments, Austin, TX)로 쓰여진 사용자 프로그램을 이용하여 수행하였다. 오실로스코프로 검출된 시간 영역 신호는 퓨리어(Fourier) 변환을 사용하여 주파수 영역으로 전환하였다. 물 속에서 비어 있는 홀드(holder)에서 얻어진 주파수 스펙트럼의 20배 로그값으로부터 물 속에서 시편을 포함한 홀드로부터 얻어진 주파수 스펙트럼의 20배 로그값을 빼었다. 데시벨(dB)단위의 진폭을 주파수에 대하여 도시하였다. 0.3MHz에서 0.7MHz사이의 그래프에서 최적 선형 회귀선으로부터 얻어진 기울기는 시편의 두께에 의해서 표준화되었고, dB/MHz/cm의 단위로 표현되었다(Figure 3). 단일시편에 대해서 광역 초음파 감쇠 측정의 정확도를 시험하기 위하여, 광역 초음파 감쇠는 시편의 위치를 바꾸지 않고 15번 반복 측정하였다.

각 시편에 대한 초음파 측정은 세번 반복하여, BUA와 UV의 평균값을 결정하였다. 또한 세번의 반복 측정에 대한 평균 표준편차(COV)를 계산하여 BUA와 UV측정의 재현 정확도를 시험하였다.



(a) Amplitude Spectrum (b) Slope (dB/MHz)

Fig. 3 Determination of broadband ultrasound attenuation on the frequency spectrum

그룹 A의 시편들에 대해서는 0.0004 s^{-1}의 준정적(準靜的) 변형률에서 압축 하중을 작용시켰고, 그룹 B의 시편들은 200배나 빠른 0.08 s^{-1}의 속도에서 압축 하중을 받았다. 격렬한 동작에서 인체의 뼈는 약 0.01 s^{-1}에 이르는 변형률을 가진다[20]. 기계적 압축 시험을 통하여 최대 강도를 각 시편에 대해 결정하였다. 골 강도와 각 초음파 파라미터 사이의 관계는 선형 그래프를 사용하여 조사하였다. 또한, 최대 강도를 예측하기 위해 다변수 모델을 구성하여 연관성을 분석하였다.

3. 결 과

세번 반복된 초음파 속도 측정에 대한 표준편차는 1.2%인 것으로 나타났다. 이 값은 시편의 위치 변화에 대한 영향을 포함하였다. 위치 변화없이 단일 시편에 대한 BUA의 정확도 시험으로부터 얻어진 평균 COV는 0.7%였다. 시편 위치를 포함하였을 경우에는 BUA의 COV가 4.8%로 나타났다.

0.08 s^{-1}의 고변형률에서 시험된 시편들은 0.0004 s^{-1}의 저변형률에서 측정된 시편들보다 63% 높은 평균 강도값을 가졌다(Table 1).

Table 1 Experimental results for ultrasound velocity and broadband ultrasound attenuation, and ultimate strength at slow and fast loading conditions

	Mean	
	Slow	Fast
UV(m/sec)	2537	2538
BUA(dB/MHz/cm)	11.0	11.9
Strength(MPa)	1.7	2.7

Table 2 Correlation coefficient, r, and p values from linear regression analyses applied between mechanical strength and ultrasound velocity plus normalized broadband ultrasound attenuation for both quasi-static and fast loading conditions

		Slow loading	Fast loading
Strength :	BUA	.628(.0002)	.502(.0048)
	UV	.712(.0001)	.728(.0001)

UV와 BUA는 저변형률과 고변형률 양쪽 모두에서 최대 강도와 상당히 (유의확률 $p<0.05$) 관련이 있었다(Table 2). UV 및 BUA와 골강도의 상호관련성은 저변형률에 대해서는 Figure 4에 그리고 고변형률에 대해서는 Figure 5에 각각 나타내었다.

준정적(準靜的) 하중에서, 강도는 UV와 BUA의 선형조합과 서로 밀접한 관련이 있었다. 즉, 강도=0.00325UV+0.133BUA−8.03(상관계수 $r=0.853$, 유의확률 $p<0.0001$), 또한, 급속한 하중에 대해서는 강도=0.00685UV+0.181BUA−16.8($r=0.869$, $p<0.0001$)이다. 또한, UV와 BUA의 선형조합은 단일 초음파 파라미터보다 저변형률 및 고변형률 모두에서 골강도를 예측함에 있어서 월등히 우월하였다(Figure 6). UV와 BUA의 선형조합이 보여준 골강도와의 향상된 관련성은 단지 변수수의 증가에 의한 것이기 보다는 UV와 BUA의 상호 독립성에서 기인하였다(UV 및 BUA의 각각의 기여도 유의확률 $p<0.05$).

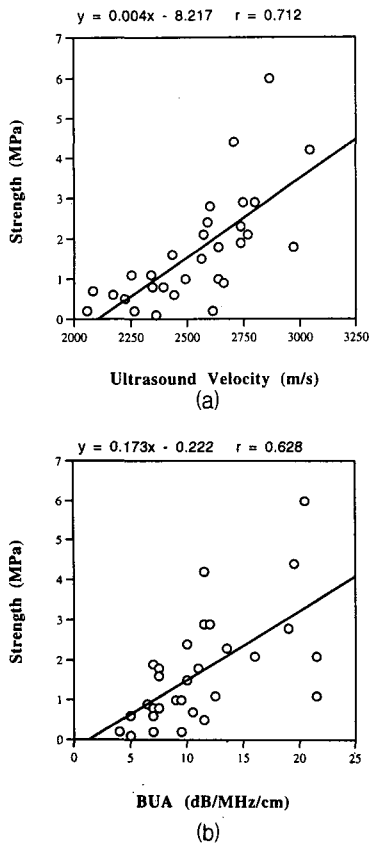


Fig. 4 Linear regressions of strength with (a) UV and (b) BUA for slow loading rate

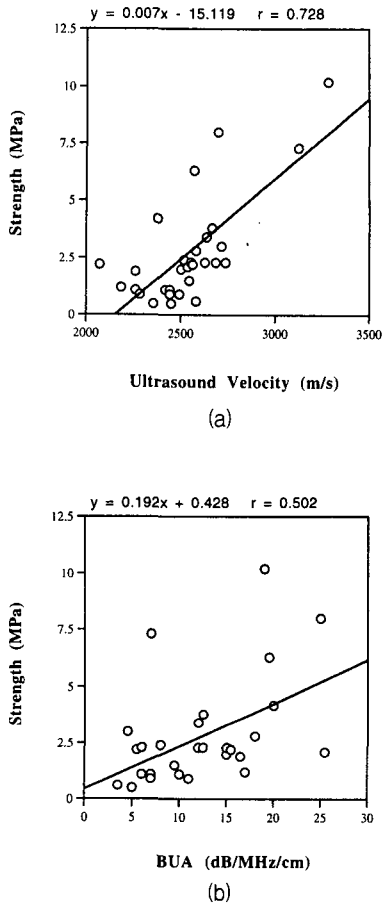


Fig. 5 Linear regressions of strength with (a) UV and (b) BUA for fast loading rate

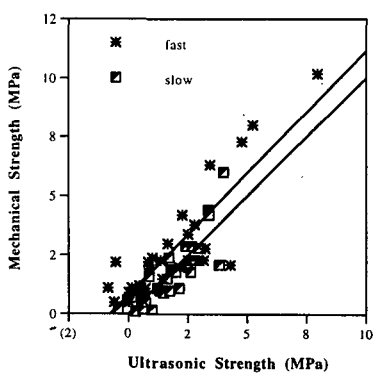


Fig. 6 Regression of measured mechanical strength with ultrasonic strength predicted by the combination of BUA and UV for both slow and fast loadings

4. 고 찰

0.0004 s^{-1}와 0.08 s^{-1}의 변형률은 일상적인 정상 활동 및 격렬한 움직임 동안에 인체의 경골에 가해지는 변형 범위를 나타내기 위해 선택되었다. Lanyon 등[20]은 치밀골(緻密骨)의 중앙 부위에서 보행시 0.002 s^{-1}에서부터 뛰는 동안에는 0.01 s^{-1}까지의 변형률 범위를 측정하였다.

본 연구는 0.08 s^{-1}의 변형률에서의 강도가 준정적 하중에서 보다 현저히 증가함을 증명하였고, 연골의 점탄성 거동을 재확인하였다. 이들 결과들은 하중 속도를 증가시킴으로써 골절 하중의 증가를 증명한 Courtney 등[21]과 Weber 등[6]의 결과와 일치하였다. 또한, Sammarco 등[2]은 하중 속도를 3배로 증가시킴으로써 대퇴골의 파손 에너지가 43% 증가했음을 증명하였다. 그러나, 변형이나 하중 속도를 증가시켜도 강도가 증가되지 않는 임계속도가 존재할 수 있다. 예를 들면, Peterson 등[22]은 비틀림 조건 및 비틀림 하중과 축하중의 조합하중하에서 장골 골절에 대한 변형률의 영향을 조사하였다. 이들의 연구에서, 골절 하중과 에너지를 하중 속도의 함수로 그렸는데, 곡선들은 완만한 증가, 최고점, 그 다음 고하중속도에서의 감소를 보였다. 고하중속도에서는 비틀림 정도와 에너지 흡수력이 현저히 저하했지만, 이러한 감소가 일어나는 속도는 일정하지 않았다. 본 연구에서는 골 강도값이 급속한 하중 속도에서 증가하였다.

골 강도가 골 밀도와 밀접한 관계를 보였을지라도[13], Weber 등[6]은 하중 속도가 증가함에 따라 대퇴 골절힘과 BMD사이의 상호관계는 감소함을 발견하였다. 이들 연구에서, 골절힘은 3가지 다른 하중 속도에서 측정되었는데, 골절하는 힘과 골 밀도 사이의 상호 연관성은 가장 느린 하중 속도에서 가장 현저하였다(r^2=0.89). 가장 느린 속도 0.7mm/s하에서, 뼈는 가장 낮은 BMD영역에서 부러지는 경향을 나타내었다. 그러나, 속도를 4m/s(자유낙하, 전충격(全衝擊)으로 가정)으로 증가시켰을때, 가장 일반적인 골절 위치는 더 이상 가장 낮은 밀도 영역에서 발생하지 않았으며, 더 많은 분쇄(粉碎)가 관찰되었다. 다시 말하면, 골절 패턴은 하중 속도 변화와 함께 다양하게 바뀌었다. 밀도와 골절힘 사이의 상호 연관성은 4m/s에서 아주 형편없었는데, 이때 전자간부(轉子間部)에서 가장 높은 연관계수값(r^2=0.6)을 가졌다.

본 연구에서는 UV와 BUA에 대한 골 강도의 의존성 정도가 변형률이 증가함에 따라 각각 변화됨을 발견하였다. 즉 초음파 속도는 낮은 변형률에서 보다는 높은 변형률에서 강도 예측을 더 정확하게 했으며, 반면에 BUA가 강도를 예측하는 능력은 낮은 변형률에서 더 우수하였다. 이와 같이, 골 강도를 예측하는 단일 초음파 파라미터의 능력은 낮은 하중 속도나 높은 하중 속도 사이에서 특별히 다를 것이 없었다. 예상했던 것처럼, UV와 BUA 양쪽 모두를 사용한 다변수 선형 모델이 골 강도의 예측을 현저히 향상시켰다. 이는 Grimm과 Williams[8]의 모델, 즉 탄성계수 예측능력을 향상시킨 초음파 속도와 감쇠의 선형 조합 모델과 비슷하다. 감쇠와 속도 측정의 조합은 또한, 다른 기계적 물성치의 평가를 향상시킬 수 있다는 그들의 가설이 본 연구에서 확인되었다. 즉, UV와 BUA의 조합이 양쪽 모두의 변형률에서 보여준 골 강도의 예측을 현저히 향상시켰다. 이 발견은 UV와 BUA가 서로 뼈의 다른 특성에 의존적임을 가르킨다. UV는 밀도와 관련이 있으며, 또한 재료의 탄성계수와 연관이 있는 것으로 나타났다[7, 8]. 그리고 BUA는 연골의 이방성, 다공질, 다공크기와 같은 뼈의 구조적 인자들과 더 많이 관련이 있다[12, 18]. 이와 같이, UV와 BUA를 조합하는 모델은 골 강도에 기여하는 더 많은 요소들을 포함하고 있다.

본 연구에서 사용된 0.08 s^{-1}의 높은 변형률은 충격하중에 의한 골절 발생시에 초음파의 골절 예측 능력을 살펴보기 위함이었다. 대부분의 대퇴 골절은 낙하에 의해서 발생된다[24, 25]. 이는 낙하[22, 26]가 대퇴 골절에 대한 중요한 위험 요소가 된다는 것을 나타낸다. 그러나, 낙하의 5% 미만이 골절을 초래하므로[27, 28], 다른 중요한 결정 요소는 낙하의 정도와 대퇴골 강도를 포함한다. Greenspan 등[28]은 노령 낙하자들의 대퇴 골절을 예측할 때, 골 밀도, 몸무게, 그리고 낙하 위치에너지가 모두 독립적으로 중요한 결정 요인임을 발견하였다. 본 연구는 초음파 평가가 정적인 하중 뿐만 아니라 낙하에 의한 골절 위험에서도 지배적인 골절 결정 요인중의 하나인 골 강도와 밀접한 관련이 있음을 제시한다.

초음파 파라미터들, 특히, 그들의 최적조합은 낮은 변형률 못지 않게 높은 변형률에서도 골 강도를 잘 예측한다. 따라서 골 질량과 미세구조 특성들을

반영하는 초음파 파라미터의 사용은 높고 낮은 하중 모두에서 연골의 저항성 평가를 위한 중요한 임상학적 수단을 제공할 것으로 생각된다.

참고 문헌

1) J. H. McElhaney, "Dynamic response of bone and muscle tissue," J. Appl. Physiol. Vol. 21, pp. 1231-6, (1965)
2) G. J. Sammarco, A. H. Burstein, W. L. Davis and V. H. Frankel, "The biomechanics of torsional fractures: the effect of loading on ultimate properties," J. Biomech. Vol. 4, pp. 113-7, (1971)
3) T. M. Write and W. C. Hayes, "Tensile testing of bone over a wide range of strain rates: Effects of strain rate, microstructure and density," Med. Biol. Eng. Vol. 14, pp. 671-80, (1976)
4) D. R. Carter and W. C. Hayes, "The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure," JBJS Vol. 59-A, No. 7, pp. 954-962, (1977)
5) J. Galante, W. Rostoker and R. D. Ray, "Physical properties of trabecular bone," Calcif. Tissue Res. Vol. 5, pp. 236-46, (1970)
6) T. G. Weber, K. H. Yang, R. Woo and R. H. Jr., Fitzgerald, "Proximal femur strength: correlation of the rate of loading and bone mineral density," ASME Adv. Bioengineering Vol. 22, pp. 111-4, (1992)
7) R. Ashman, J. Corin and C. Turner, "Elastic properties of cancellous bone: measurement by an ultrasonic technique," J. Biomechanics Vol. 20, No. 10, pp. 979-86, (1987)
8) R. Ashman, J. Rho and C. Turner, "Anatomical variation of orthotropic elastic moduli of the proximal human tibia," J. Biomechanics Vol. 22, pp. 1-6, (1989)
9) L. Wright, M. Glade and J. Gopal, "The use of transmission ultrasonics to assess bone status in the human newborn," Pediatr. Res. Vol. 22, pp. 541-5, (1987)
10) C. Rubin, G. Pratt, A. Porter, L. Lanyon and R. Poss, "The use of ultrasound in vivo to determine acute change in the mechanical properties of bone following intense physical activity," J. Biomechanics Vol. 20, pp. 723-7, (1987)
11) R. Heaney, L. Avioli, C. Chestnut, J. Lappe, R. Recker and G. Brandenburger, "Osteoporotic bone fragility: detection by ultrasound transmission velocity," JAMA Vol. 261, pp. 2986-90, (1989)
12) C. Gluer, C. Wu, M. Jergas, S. Goldstein and H. Genant, "Three quantitative ultrasound parameters reflect bone structure," Calcif. Tissue Int. Vol. 55, pp. 46-52, (1994)
13) S. M. Han and J. Rho, "Characteristics of ultrasound attenuation in the assessment of trabecular bone property," ORS Transactions of 41st Annual Meeting, pp. 801, Orlando, Florida, (1995)
14) J. Whittier and J. Peck, "Experiments on dispersive pulse propagation in laminated composites and comparison with theory," J. Applied Mechanics Vol. 36(3), pp. 485, (1969)
15) H. Sutherland and R. Lingle, "Geometric dispersion of acoustic waves by a fibrous composite," J. Composite Materials Vol. 6, pp. 490-502, (1972)
16) C. Langton, S. Palmer and R. Porter, "The measurement of broadband ultrasound attenuation in cancellous bone," Eng. Med. Vol. 13, pp. 89-91, (1984)
17) D. Baran, A. Kelly and A. Karellas et al., "Ultrasound attenuation of the os calcis in women with osteoporosis and hip fractures," Calcif. Tissue Int. Vol. 43, pp. 138-42, (1988)
18) M. Grimm and J. Williams, "Prediction of Young's modulus in trabecular bone with a combination of ultrasound velocity and attenuation measurements," ASME Bioengineering Conference Vol. 24, pp. 608-9, (1993)

19) S. Han, J. Rho, J. Medige and I. Ziv, "Ultrasound velocity and attenuation over a wide range of bone mineral density," Osteoporosis Int. Vol. 6, pp. 291-6, (1996)
20) L. E. Lanyon, W. G. J. Hampson, A. E. Goodship and J. S. Shah, "Bone deformation recorded in vivo from strain gauges attached to the human tibial shaft," Acta Orthop. Scan. Vol. 46, pp. 256-68, (1975)
21) A. C. Courtney, E. F. Wachtel, E. R. Myers and W. C. Hayes, "Effects of loading rate on strength of the proximal femur," Calcif. Tissue Int. Vol. 55, pp. 53-8, (1994)
22) D. L. Peterson, J. S. Skraba, J. M. Moran and A. S. Greenwald, "Fracture of long bone: rate effects under singular and combined loading state," J. Orthopaedic Res. Vol. 1, pp. 244-50, (1984)
23) J. C. Lotz and W. C. Hayes, "The use of quantitative computed tomography to estimate risk of fracture of the hip from falls," JBJS Vol. 72-A, No. 5, pp. 689-700, (1990)
24) R. Hedlund and U. Lindgren, "Trauma type, age and gender as determinants of hip fracture," J. Orthop. Res. Vol. 5, pp. 242-6, (1987)
25) J. A. Grisso, J. L. Kelsey, B. L. Strom, G. Y. Chiu, G. Maislin, L. A. O'brian, S. Hoffman and F. Kaplan, "Risk factors for falls as a cause of hip fracture in women," N. Engl. J. Med. Vol. 324, pp. 1326-31, (1991)
26) S. N. Robinovitch, W. C. Hayes and T. A. McMahon, "Prediction of femoral impact forces in falls on the hip," J. Biomech. Eng. Vol. 113, pp. 366-74, (1991)
27) S. R. Cummings, D. M. Black, M. C. Nevitt, W. S. Browner, J. A. Cauley and H. K. Genant et al., "Appendicular bone density and age predict hip fracture in women," JAMA Vol. 263, pp. 665-668, (1990)
28) S. L. Greenspan, E. R. Myers, L. A. Maitland, N. M. Resnick and W. C. Hayes, "Fall severity and bone mineral density as risk factors for hip fracture in ambulatory elderly," JAMA Vol. 271, pp. 128-33, (1994)

Evaluation of Trabecular Bone Strength Using Ultrasound

Seung Moo Han and Moon Saeng Kim
School of Mechanical Engineering and Research Institute of Mechanical Technology,
Pusan National University, Pusan 609-735

Abstract The prediction of bone strength by ultrasound velocity and broadband ultrasound attenuation was examined. Ultrasound velocity and broadband attenuation were measured for sixty specimens of human trabecular bone. Samples were divided into two equal groups and loaded in compression at the strain rates of 0.0004 s^{1} and of 0.08 s^{1}. The ultimate strength was determined for each specimen. Specimens tested at 0.08 s^{1} had a mean value of strength 63% higher than the specimens tested at 0.0004 s^{-1}. Ultrasound velocity and broadband attenuation were significantly associated with compressive strength at both strain rates. Mechanical strength was also correlated strongly with a linear combination of ultrasound velocity and broadband attenuation for both the low and high loading rates. The use of ultrasound parameters may provide good clinical means for assessing the resistance of trabecular bone to both low and high energy trauma.

(*Received: May 6, 1998*)