

◆특집◆ 생체공학

골조직의 기계적 특성

최귀원\*

The Mechanical Properties of Bone Tissues

Kuiwon Choi\*

**Key Words** : Cortical bone tissue (치밀골조직), Cancellous bone tissue (망상골조직), Mechanical properties (기계적특성), Osteon (치밀골단위조직), Trabeculae (망상골단위조직)

1. 서론

뼈는 인체 내에서 기계적인 지지, 장기의 보호 및 여러 생리학적 항상성(homeostasis)을 유지시키는 중요한 생물학적인 기능을 가지고 있다. 이러한 특수한 기능적 요구를 만족시키기 위하여 각각의 뼈 및 골조직은 독특한 모양, 구조 그리고 생물학적, 기계적인 기능을 가지고 있다. 예를 들어, 두개골은 2개의 얇은 치밀골 (cortical or compact bone) 판과 그 사이에 망상골 (cancellous or trabecular bone) 층으로 구성되어있어 두개골의 주요기능인 뇌를 보호하기 적합하다. 인체를 지지하고 운동을 가능하게 하는 장골 (long bones)의 경우는 두개골과는 달리 뼈의 외부는 치밀골로 둘러싸여 있으며, 내부는 망상골로 채워져 있다 (Fig.1). 그리하여 장골의 경우는 인체의 지지 및 운동기능을 수행하기에 적합하다.

모든 골조직이 기계적 기능을 수행하지만, 망상골의 중요한 기능은 인체에 필요한 적혈구의 생산 및 인체내의 mineral density 를 유지하는 것이다.

이는 망상골의 부피 대비 높은 표면적으로 인한 뼈의 흡수와 생성이 치밀골 보다 빨리 일어나기 때문이다. Fig.2와 3은 치밀골과 망상골의 기본 구조를 보여준다. 치밀골의 경우는 osteon이라는 실린더 형태의 구조로 구성되어있으며, 망상골의 경우는 그림에서 보는 바와 같이 다공성구조로 되어있다. 망상골의 경우 인체 부위에 따라 그 구조 및 다공성 정도가 다른데, 이는 각 부위에 요구되는 기계적, 생물학적 기능이 다르기 때문이다.

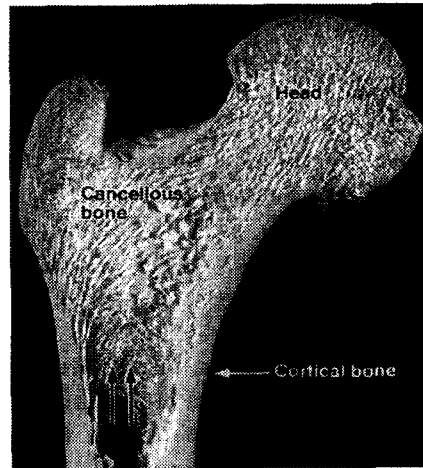


Fig. 1 Bone section of human proximal femur

\* 한국과학기술연구원 의과연구센터 책임연구원

Tel. 02-958-5921, Fax. 02-958-5909

Email choi@kist.re.kr

인공관절 및 인공치아, 재활공학, 세포생체역학 분야에 관심을 두고 연구활동을 하고 있다.

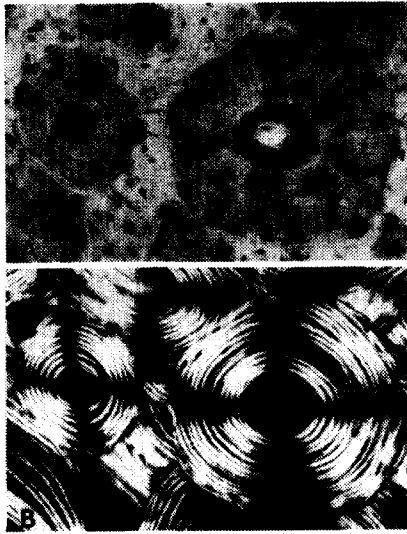


Fig. 2 (A) Cross section of cortical bone showing osteon with its lacunae and canaliculi. (B) Same section in polarized light.

이러한 뼈 구조는 나이에 따라서 변화하며 노인들의 뼈 질환인 골다공증은 뼈의 밀도가 급속히 저하되어 다공성구조의 다공성 정도 (porosity)의 증가로 인한 뼈 구조물의 파괴를 야기한다. 노령화 사회에서의 심각한 문제인 골다공증의 예방 및 치료를 위해서는 골조직의 기계적 특성에 대한 연구가 필수적이다. 또한 인공관절의 이식이나 골절의 치료등 뼈와 관련된 모든 치료에 있어서도 골조직의 기계적 및 생물학적 특성에 대한 이해가 우선적으로 있어야 한다.

본 논문은 치밀골 및 망상골 조직의 구조적인 특성의 차이를 알아보고, 두 골 조직의 기계적 특성을 살펴보는 것에 그 목적이 있다.

## 2. 골조직의 구조적 특징

Fig. 4는 치밀골을, Fig. 5는 망상골 조직의 구조를 도식적으로 표현한 그림이다. 치밀골 조직은 지름이 100 ~300  $\mu\text{m}$ , 길이가 1mm인 실린더 형태인 osteon이 기본구조로 되어있으며, osteon의 외곽은 cement line (0.5~1  $\mu\text{m}$ )으로 둘러싸여 있다. Osteon

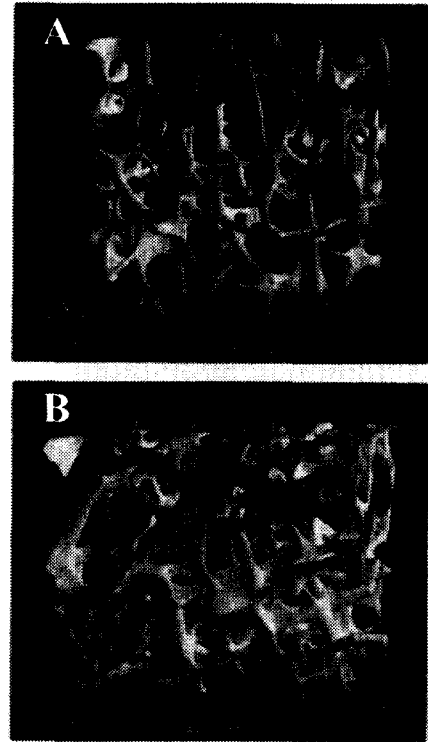


Fig. 3 Typical 3D images of human cancellous bones; (A) Spine and (B) Iliac Crest

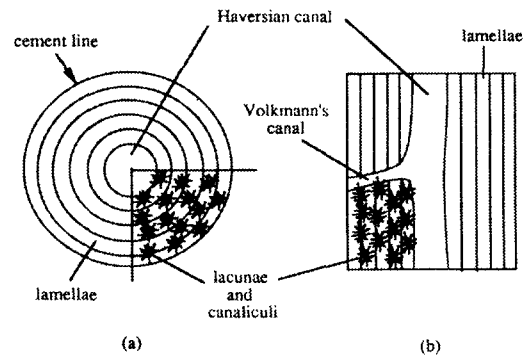


Fig. 4 A simplified diagram of osteon structure. (a) transverse and (b) longitudinal section

사이에 존재하는 골조직은 골의 흡수, 생성 과정

(remodeling)을 반복하는 과정에 발생하는 기존 osteon의 잔유물이다. Remodeling 과정을 통하여 불필요한 치밀골은 터널형태로 흡수되고, 그 공간은 새로운 골조직으로 채워진다. 각각의 osteon은 구심형 층상구조 (lamellae; 1~5 μm 두께)로 되어 있으며, 그 속에 골세포 (osteocyte)가 타원형의 공간 (lacunae; 10~50 μm)에 분포하고 있다.

반면에 망상골의 기본단위는 trabeculae라고 불리며 그 두께는 약 100~640 μm이다. 망상골 조직은 치밀골과 달리 osteon이 거의 존재하지 않으며 (두께가 400 μm 이상인 trabeculae에는 osteon이 존재함), 모자이크 형태의 segment들로 구성되어 있다 (trabecular packet). 각각의 packet 속에는 일정한 방향성을 지닌 lamellae가 존재하며, packet들은 cement line으로 구분된다. Osteon의 부재는 망상골 조직이 치밀골과 달리 remodeling이 표면에서 발생하며 그 주기가 치밀골 보다 훨씬 짧아서 생물학적 기능을 담당하기에 적합하다.

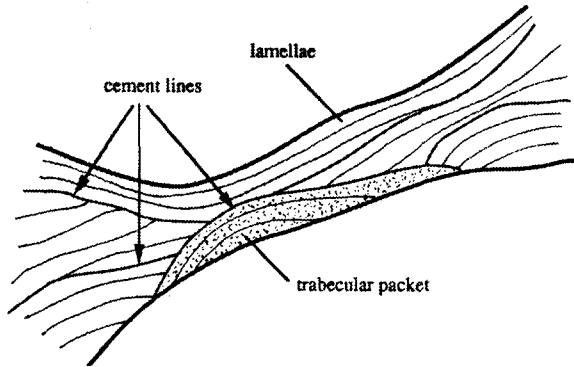


Fig. 5 A simplified diagram of cancellous bone tissue. A trabecular packet is illustrated by the dotted area. Lacunae and canaliculi which exist throughout trabeculae are not illustrated in this diagram.

### 3. 골조직의 기계적 특성

#### 3.1 치밀골 조직의 기계적 특성

치밀골 조직의 기계적 특성은 많은 실험을 통하여 널리 보고되고 있다. 전통적인 기계적 실험인 단축 인장/압축 실험, 3-point 혹은 4-point 굽힘 실험

등에 의하여 비교적 쉽게 그 기계적 특성을 구할 수 있다. Table 1은 치밀골 조직의 탄성계수의 값을 나타내고 있다. 치밀골의 구조적 특성으로 인하여 실험 방법에 따라 탄성계수의 값이 달라지며, 또한 사람의 뼈와 소의 뼈의 값도 다른 것을 알 수 있다.

Table 1. Elastic Modulus of Cortical Bone Tissue

Elastic Modulus (GPa)	Human	Bovine
Tensile	17.4	20.1
Bending	14.8	19.9
Shear	3.51	4.14

치밀골 조직의 기계적 특성을 측정하는 또 다른 방법으로 초음파를 이용한다. 탄성계수는 초음파의 속도 ( $\nu$ )와 치밀골의 밀도 ( $\rho$ )로 구해진다.

$$E = \rho \nu^2 \quad (\text{식1})$$

초음파측정의 장점은 등방성이 아닌 치밀골 조직의 기계적 특성을 동일 시편으로 파의 방향을 조절하여 구할 수가 있다는 것이다. 초음파측정에 있어 유의할 사항은 음파의 파장이 시편의 단면보다 커야하며, 또한 구조물의 characteristic dimension (치밀골의 경우 osteon)보다도 커야한다.

최근 10여년 동안 개발된 nanoindentation을 이용한 골조직의 기계적 특성 측정 또한 활발하다. 이 기술은 하중 30 μg, 변위 0.16 nm의 해상도를 보유하고 있어 micron 이하의 공간적 측정이 가능하다. Fig. 6은 전형적인 nanoindentation 측정의 방법을 보여준다. Unloading data는 Sneddon에 의해 제안된 비대칭, rigid punch 모델에 따라 해석되며, 수학적 해법은 Oliver and Pharr가 제안한 방법에 의해서 탄성계수가 구해진다.

$$S = \frac{dP}{dh} = \beta \frac{2}{\sqrt{\pi}} E_r \sqrt{A} \quad (\text{식2})$$

S; unloading stiffness, A; project area of contact,  $E_r$ ; reduced modulus,  $\beta$ ; empirical shape factor

Nonrigid indenter를 사용할 경우  $E_r$ 은 아래와 같은

식으로 구해진다.

$$\frac{1}{E_r} = \frac{(1-\nu_s^2)}{E_s} + \frac{(1-\nu_i^2)}{E_i} \quad (\text{식3})$$

$E_s$ ; sample modulus,  $\nu_s$ ; sample Poisson's ratio

$E_i$ ; indenter modulus,  $\nu_i$ ; indenter Poisson's ratio

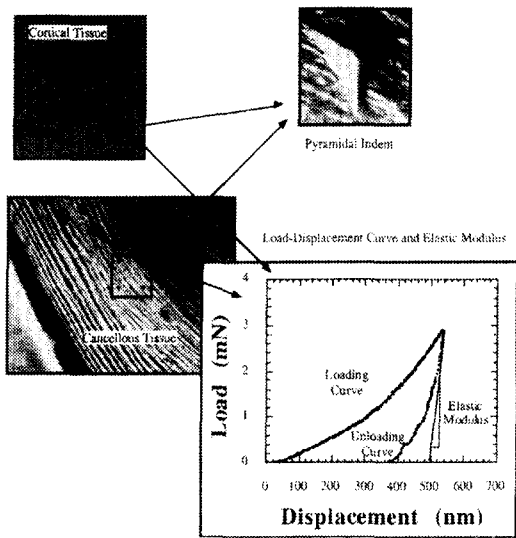


Fig. 6 Nanoindentation technique for bone tissue elastic modulus measurements.

### 3.2 망상골 조직의 기계적 특성

망상골 조직의 기계적 특성을 측정하는 것은 치밀골의 경우보다 훨씬 어려움이 많다. 이는 앞서 설명한 바와 같이 망상골의 기본 구조인 trabeculae의 크기가 무척 작으며 또한 형태가 일정하지 않고 복잡하여 표준 시편의 가공이 어려우며, 실험 또한 용이하지 않기 때문이다.

골조직을 구성하는 기본 성분은 치밀골이나 망상골이나 동일하다. Collagen 섬유와 무기질인 hydroxyapatite가 근간을 이루며 여기에 다른 단백질이 포함되어 있다. 하여 두 골조직의 기계적 특성이 동일하다는 가설이 한 때에는 지배적이었다. 1975년 Runkle and Pugh의 망상골 조직 실험 이후로 이런 가설에 의문이 제기되었으며, 현재에는 망

상골 조직이 치밀골 조직과 다른 기계적 특성을 가진다고 보편적으로 여겨지고 있다.

1989년 Kuhn의 논문이 발표되기 전에 보고되었던 망상골의 탄성계수 값은 1 GPa에서 13 PGa 까지 광범위한 분포를 보여주었다. 실험방법의 차이 및 시편의 종류에 따른 편차보다는 불규칙한 시편 형상을 이용한 실험에 따른 오차가 크게 작용했으리라 사료된다. Runkle and Pugh의 buckling 실험, Ryan and Williams의 인장실험 등에서 사용된 시편은 너무나 불규칙하여 정확한 탄성계수를 구하기가 거의 불가능하다.

유한요소법을 이용한 back-calculation 방법이 사용되기도 하였다. Williams and Lewis 와 Beaupre and Hayes는 13.8 GPa을 망상골 조직의 탄성계수로 추정 발표하였다. micro-CT 기술이 보편화 됨에 따라 보다 정교한 trabeculae의 3차원 형상의 모델링이 가능하게 되었다. Hou 등은 28개의 척추 망상골 조직의 탄성계수 계산에서 평균 5.7 GPa을 보고하였으며, Ladd 등 역시 척추뼈를 이용한 계산에서 6.6 GPa을 평균치로 보고하였다.

초음파를 이용한 망상골 조직의 탄성계수는 비교적 높은 값으로 보고되고 있다. Ashman and Rho는 11-13 GPa, Rho 등은 14.8 GPa의 값을 보고하였다.

Nanoindentation 방법은 최근 10년 동안 가장 널리 이용되고 있는 방법이다. 500-nm-deep indent 실험으로 일정한 탄성계수 값이 보고되고 있다. 치밀골의 경우 19.1 GPa (femoral diaphysis), 15.8 GPa (femoral neck) 으로 보고되었으며, 망상골 조직의 경우는 11.4 GPa로 보고되었다.

고전적인 기계적인 실험으로 Choi and Goldstein은 1992년 망상골로부터 trabeculae를 추출하여 일정한 형태로 표준시편을 가공하여 (rectangular beam) 4-point bending 실험을 실시하였다. 같은 방법으로 치밀골 시편을 제작하여 탄성계수를 서로 비교하였다. Fig. 7은 망상골에서 골조직 시편을 가공하는 과정을 도식화한 그림이다. 그들은 치밀골의 경우 탄성계수가 6.8 GPa, 망상골의 경우는 5.7 GPa로 치밀골의 경우보다 ~20% 낮은 값을 보고하였다. 치밀골의 경우 일반적인 탄성계수의 값인 17 GPa 보다 유의하게 낮은 값을 보인 이유는 그들 시편의 크기가 약 100 μm로 실제 골조직에 내재하고 있는 lacunae (약 20-40 μm)와 같은 biological defect의 영향이 bending 실험에서 크게 작용한 것으

로 유추하고 있다. 실제 치밀골의 시편크기가 500  $\mu\text{m}$  이상인 경우 탄성계수의 값이 14 GPa을 보여주고 있어 시편크기에 따른 영향이 bending 실험에서 나타나고 있음을 보여준다.

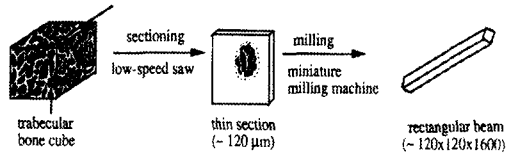


Fig. 7 Schematic diagram of cancellous bone tissue specimen preparation procedure.

치밀골과 탄성계수 차이는 골조직의 구조적 차이에 기인한다. 특히 bending 실험에서 이러한 구조적 차이는 극대화될 것이다. Fig. 8은 4-point bending 하에서 골조직의 미세구조에 따른 기계적 특성 차이를 보여준다. 하중방향을 기준으로 한 각 골조직의 lamellar 방향 및 cement line의 분포를 살펴보면 치밀골과 망상골의 탄성계수 차이를 유추할 수 있다.

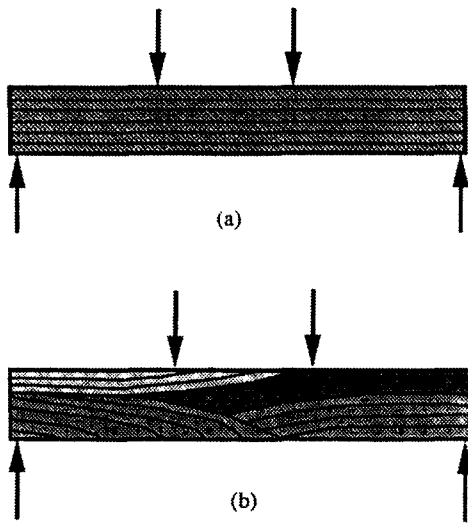


Fig. 8 A simplified diagram which shows microstructural characteristics of cortical (a) and cancellous (b) tissue specimens.

망상골의 탄성계수가 치밀골 보다 약 20~30% 낮은 보편적인 결과를 설명하는 요인으로 골조직의 구조적 차이뿐만 아니라 각 골조직의 mineral density, porosity 차이 등을 고려할 수 있다. Fig. 9는 Choi 등에 의해서 보고된 결과로서 망상골 조직이 치밀골 조직에 비해 낮은 mineral density를 보여주고 있으며, 탄성계수와 mineral density 사이에는 유의한 상관관계가 있음을 나타내고 있다. Fig. 9에서 탄성계수의 상당한 부분은 mineral density 이외의 각 시편의 미세구조 혹은 가공상태 등의 다른 요인에 의해 결정되어졌음을 또한 알 수 있다.

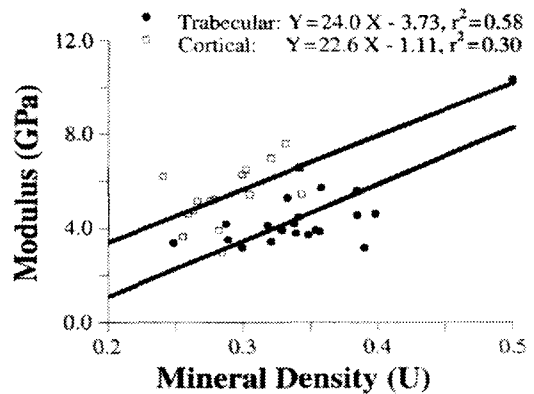


Fig. 9 Linear regression models show correlations between the modulus and mineral density values for each type of bone tissue.

정적인 탄성계수 외에 골조직의 피로특성을 밝히는 것은 실제적으로 임플란트에 대한 뼈의 반응이나 질환상태의 뼈의 거동을 이해하는데 매우 중요하다. 평상시 뼈는 무수한 반복하중 하에서 작용하며 또한 단순 압축하중 이외에도 비틀림이나 굽힘 하중의 영향을 많이 받고 있다. 골조직의 피로특성에 대한 보고는 1992년 Choi and Goldstein의 논문이 유일하다. 전술한 바와 동일한 방법으로 4-point bending 피로시험을 수행하여 S-N curve를 구하여 두 골조직의 피로특성을 비교하였다 (Fig. 10). 망상골 조직의 피로특성이 치밀골 조직보다 유의하게 낮았으며, 이는 미세구조의 차이로 이해된다. 또한 Fig. 8에서 보여준 바와 같이 bending 하중에 대한 두 골조직의 lamellae 층의 분포 역시 중요한 요인으로 작용하였을 것이다.

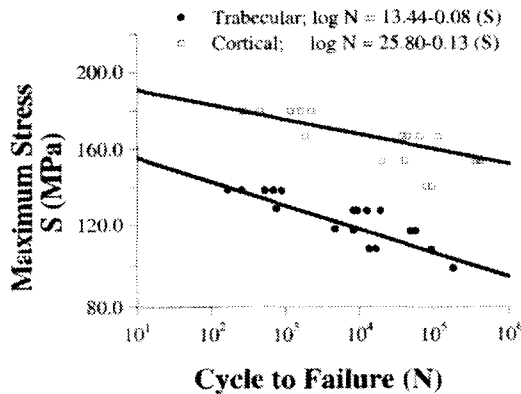


Fig. 10 Median S-N curves for cancellous and cortical bone tissues. Cortical bone tissue demonstrated higher fatigue strength than cancellous bone tissue.

#### 4. 결론

보고된 결과를 종합하면 망상골 조직의 탄성계수가 치밀골 조직보다 약 20~30% 낮은 것으로 판단된다. 하지만, 이것은 mineral density 만으로 설명되지는 못하며, 두 골조직의 미세구조적 차이에 기인한다고 여겨진다. 또한 두 골조직의 탄성계수 차이가 20~30% 라고 일반적인 일치를 보고 있지만, 정확한 망상골 조직의 탄성계수는 아직도 불확실하다. 미세조직을 정량화 할 수 있고 이를 기계적 특성과 연관시키는 정밀한 연구가 요구된다.

#### 참고문헌

1. Schaffler, M., Burr, D., and Frederickson R., "Morphology of the osteonal cement line in human bone," *Anat. Rec.*, Vol. 217, pp. 223-231, 1987.
2. Choi, K., Kuhn, J., Ciarelli, M., and Goldstein, S., "The elastic modulus of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and size-dependency of cortical bone modulus," *J. Biomechanics*, Vol. 23, pp. 1103-1110, 1990.
3. Williams, J., "Ultrasonic wave propagation in cancellous and cortical bone: prediction of some experimental results by Biot's theory," *J. Acousti.*

- Sco. Am.*, Vol. 91, pp. 1106-1112, 1992.
4. Ashman, R., and Rho, J., "Use of a transmission ultrasonic technique for the in vitro evaluation of bone ingrowth," *J. Biomechanics*, Vol. 23, pp. 941-950, 1990.
5. Rho, J., Ashman, R., and Turner, C., "Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile technique," *J. Biomechanics*, Vol. 26, pp. 111-122, 1993.
6. Sneddon, I., "The relation between load and penetration in the axisymmetric Boussineq problem for a punch of arbitrary profile," *Int. J. Eng. Sci.*, Vol. 3, pp. 47-54, 1965.
7. Pharr, G., Oliver, W., and Brotzen, F., "On the generality of the relationship among contact stiffness, contact area, and elastic modulus during indentation," *J. Mater. Res.*, Vol. 73, pp. 613-621, 1992.
8. Rho, J., Tsui, T., and Pharr, G., "Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation," *Biomaterials*, Vol. 18, pp. 1325-1333, 1997.
9. Runkle, J., and Pugh, J., "The micro-mechanics of cancellous bone," *Bull. Hosp. J. Dis.*, Vol. 36, pp. 2-10, 1975.
10. Guo, X., and Goldstein, S., "Is trabecular bone tissue different from cortical bone tissue?," *Forma*, Vol. 12, pp. 185-196, 1997.
11. Mente, P., and Lewis, J., "Experimental method for measurement of the elastic modulus of trabecular bone tissue," *J. Orthop. Res.*, Vol. 7, pp. 456-462, 1989.
12. Ryan, J., and Williams, J., "Tensile testing of rodlike trabeculae excised from bovine femoral bone," *J. Biomechanics*, Vol. 22, pp. 351-359, 1989.
13. Kuhn, J., Goldstein, S., Choi, K., London, M., Feldkamp, L., and Matthews, L., "Comparison of the trabecular and cortical bone tissue moduli from human iliac crest," *J. Orthop. Res.*, Vol. 7, pp. 876-887, 1989.
14. Choi, K., and Goldstein, S., "A comparison of the fatigue behavior of human trabecular and cortical bone tissue," *J. Biomechanics*, Vol. 25, pp.

- 1371-1382, 1992.
15. Williams, J., and Lewis, J., "Properties and an anisotropic model for the mechanical behavior of proximal tibial epiphysis," *J. Biomech. Eng.*, Vol. 104, pp. 50-58, 1982.
  16. Beaupre, G., and Hayes, W., "Finite element analysis of a three-dimensional open-celled model for trabecular bone," *J. Biomech. Eng.*, Vol. 107, pp. 249-259, 1985.
  17. Hou, F., Lang, S., Horshaw, S., Reimann, D., and Fyhirie, D., "Human vertabral body apparent density and hard tissue stiffness," *J. Biomechanics.*, Vol. 31, pp. 1009-1018, 1998.
  18. Ladd, A., Kinney, J., Haupt, D., and Goldstein, S., "Finite-element modeling of trabecular bone: comparison with mechanical testing and determination of tissue modulus," *J. Orthop. Res.*, Vol. 167, pp. 622-632, 1998.
  19. Currey, J., and Brear, K., "Young's modulus and yield stress in mammalian mineralized tissues," *J. Mater. Sci. Mater Med.*, Vol. 1, pp. 14-25, 1990.