

'11 추계학술대회 우수 논문

근골격계의 골조직이 가지는 이방성 및 점탄성 특성

김진성*, 권정식*, 노진호*+, 이수용*

The Anisotropic and Viscoelastic Properties of Bone Tissue

Jin-Sung Kim*, Jung-Sik Kwon*, Jin-Ho Roh*+, and Soo-Yong Lee*

ABSTRACT

In this research, biomechanical characteristics of the bone tissue are experimentally investigated. By using specimens of the bovine bone, the mechanical properties are obtained through tension and shear tests. In experiments, non-homogeneous and anisotropic properties with respect to longitudinal and transversal directions are observed. Moreover, the viscoelastic behavior in which modulus and strength properties are dependent on strain rates is analyzed. It is expected that a numerical damage model of the bone be efficiently established based on the results.

초 록

본 연구에서는 외부 충격에 의한 인체의 손상 정도를 수치적으로 예측하기 위한 인체의 근골격계 해석 모델을 제안하기 위해 골 조직이 가지는 기본적인 기계적 특성을 실험적으로 살펴보았다. 기계적 물성 시험의 결과, 골 조직의 위치에 따라 기계적 특성이 변화하는 비균질성을 확인하였다. 축 방향이 횡 방향에 비해 강도와 탄성계수가 2배 정도 높게 나타남을 통해 이방성 특성을 확인하였다. 점탄성 특성을 살펴보기 위해 시험 속도를 다르게 하여 시험을 수행한 결과 변형률 속도가 증가할수록 강도 및 탄성계수가 높게 나타나는 결과를 확인하였다.

Key Words : 경골(Tibia), 대퇴골(Femur), 이방성(Anisotropy), 점탄성(Viscoelasticity), 비균질성(Non-homogeneity)

1. 서론

인체를 구성하는 주요 구조인 골은 체내 기관 보호와 몸의 움직임을 도와주는 기본적인 중요한 구조이다. 또한, 인체 구조의 특성상 골 조직은 외부 충격에 쉽게 노출되어 있다. 자동차 충돌과 같은 외부 충격에 의한 골절은 생명과 직접적으로 연관되어 있다. 이런 외부 충격에 의한 골 조직의 손상 및 파손을 예방하고 그 손상을 치료하기 위해서는 골 조직에 대한 기계적 거동 특성 및 손상 메커니즘 파악이 우선시 되어야 한다.

인체의 골 조직이 가지는 기계적 특성은 인장, 압축, 그리고 전단 시험과 같은 기계적 측정 방법[1-3] 및 나노인덴테

이션(nanoindentation) 방법[4]을 이용한 연구가 이루어지고 있다. 하지만, 생체역학적인 관점에서 골에 가해지는 다양한 하중 조건에 대한 골 조직의 기계적 거동 및 손상 메커니즘을 실험적으로 측정하기에는 많은 한계가 있다. 이런 어려움으로 인해 다양한 외부 하중 조건에 의한 골 조직의 손상을 예측하기 위한 수치해석 방법이 많이 연구되고 있다[5-7]. 국내의 경우, 골절 치료법으로 사용되는 고정판과 뼈 사이의 생체 역학 거동 예측과 관절 부위의 골 조직에 대한 수치해석 연구가 제한적으로 이루어지고 있다[8].

인체구조의 손상을 수치적으로 해석하기 위해서는 표준화된 인체 모델과 함께 해석에 필요한 기본 물성이 확보되어야 한다. 기본 물성은 인장, 압축, 그리고 전단시험과 같은 기계

2011년 추계학술대회 우수논문(무심사)

* 한국항공대학교 항공우주 및 기계공학과

*+ 한국항공대학교 항공우주 및 기계공학과, 교신저자(E-mail:jinhoh@kau.ac.kr)

적 방법으로 얻을 수 있다. 하지만, 시험 환경 조건에 따라 기계적 거동 특성이 변하고 골 조직이 가지는 비균질(non-homogeneity), 이방성(anisotropic), 그리고 점탄성(viscoelasticity) 특성으로 인해 정확한 기계적 물성을 정의하기 어렵다. 인체의 기본 물성을 측정하는데 있어서 인체의 생체 조직을 이용한 방법은 현실적으로 불가능하기 때문에 카데바(cadaver)를 이용한 연구가 많이 진행되고 있다. 하지만, 수학 모델에 필요한 모든 파라미터 값을 카데바를 이용하여 측정하는 방법 또한 거의 불가능한 현실이다. 국내의 경우, 한국과학기술정보연구원(KISTI)에서 카데바를 이용한 한국인의 인체영상데이터를 제공하고 있지만 단순한 압입 시험을 통해 대표적인 물성 값만 제시하고 있다[9].

본 연구에서는 인체의 수학 모델에 필요한 파라미터값을 정의하기 앞서서 골 조직이 가지는 기본적인 특성을 알아보려 한다. 인체의 구성 재료와 유사하다고 알려진 소(bovine)의 경골(tibia)와 대퇴부(femur)를 이용한 기계적 시험을 통해 골의 위치와 방향에 따른 기계적 거동 특성을 확인하였다. 또한, 인체의 골에 대한 기존의 물성 자료와 비교를 통해 유사성과 상관관계를 확인하였다. 이를 통해 추후 인체의 손상을 수치적으로 해석하기 위한 수학 모델의 기본 물성 자료를 축적하고자 한다.

2. 실험

2.1 시험 재료 및 시편 제작

본 연구에서는 소(28개월 및 32개월)의 경골 및 대퇴부가 사용되었다. 시편 제작 전까지 골 조직의 물성 변화에 영향을 줄 수 있는 화학적 처리를 하지 않고 진공팩에 넣어 -20°C 에서 냉동 보관한다[10].

시편의 제작은 Fig. 1에서 보듯이 골에 붙어 있는 근육 및 지방질을 제거한 후, 다이아몬드 띠톱을 이용하여 관절 부분을 절단하고 내부의 연골을 제거하였다. 그리고 골 조직의 위치에 따른 물성 변화를 측정하기 위하여 축 방향(longitudinal direction)을 기준으로 앞(anterior), 뒤(posterior), 바깥쪽(lateral), 그리고 안쪽(medial)로 4등분하였다.

인장 시험 시편은 일반적인 금속 재료인장 시험에서 사용하는 평판 덤벨(flat dumbbell) 형태[11], 전단 시험 시편은 ASTM D5379 M-05[12]를 참조하여 브이(v) 홈이 파진 평판 형태로 제작하였다[1]. Fig. 2에 인장 및 전단 시험 시편을 나타내었다.

2.2 시험 방법

인장, 전단 시험에 사용된 시험기는 MTS 사의 만능 재료 시험기(MTS 810)이며 시험 속도는 변형률 속도를 변위 속도로 환산하여 제어하였다. 변형률 측정은 스트레인 게이지를

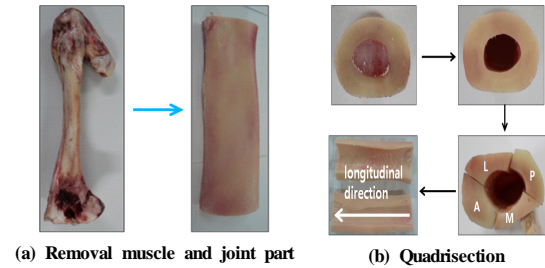


Fig. 1 Specimen cutting process.

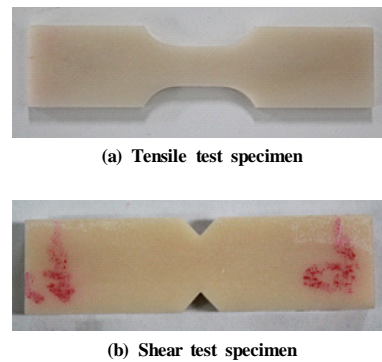


Fig. 2 Specimen types.

사용하였다. 또한, 실제 인체 환경과 유사한 환경을 유지하기 위해 습도 조절 장치를 이용하여 시편 주위의 환경 조건을 상대습도(R.H)를 85%로 유지하였다. Fig. 3에 별도의 환경 챔버가 설치된 시험장비 모습을 나타내었다.

2.3 인장 시험

인장시험은 변형률 속도를 기준으로 0.48 그리고 4.8 mm/min의 속도로 수행하였다. 탄성계수는 골 조직이 가지는 이방성 특성을 고려하여 이방성 재료의 인장시험 규격인 ASTM D3039 M-08[13]에서 제안하고 있는 방법에 따라 변형률 $1,000\mu\epsilon \sim 3,000\mu\epsilon$ 구간의 기울기로 설정하였으며 포와송비는 세로 변형률을 기준으로 $1,000\mu\epsilon \sim 3,000\mu\epsilon$ 구간 내에서 가로 변형률에 대한 비로 계산하였다.

2.4 전단 시험

전단시험은 Iosipescu 시험장치를 사용하여 수행하였다. 전단시험에 적용된 시험법은 ASTM D 5379 M-05이며, 변형률 속도를 기준으로 2.7 그리고 5.4 mm/min의 속도로 수행하였다. 전단계수는 시험 규격에서 제안하고 있는 방법에 따라 전단 변형률 $2,000\mu\epsilon \sim 6,000\mu\epsilon$ 구간 내에서 전단 변형률에 대한 전단 응력의 비로 계산하였다. 시험장치를 Fig. 4에 나타내었다.



Fig. 3 Test equipment.

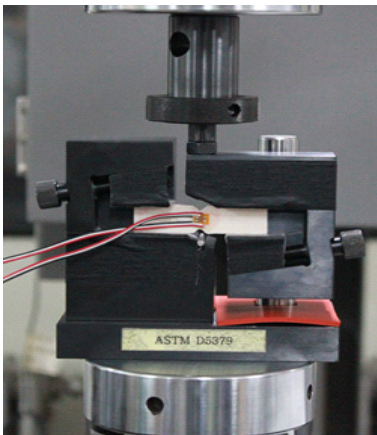


Fig. 4 Shear test using Iosipescu apparatus.

3. 결과 및 고찰

Fig. 5와 Fig. 6은 각각 대퇴부와 경골을 이용한 인장시험에 따른 응력-변형률 선도를 보여준다. 대퇴부와 경골 모두 골의 위치에 따라 탄성계수 및 강도가 다르게 나타나는 것을 확인할 수 있다. 상대적으로 골의 바깥쪽 방향(lateral)의 강도가 높게 나타나고 골의 안쪽 방향(medial)의 강도가 가장 낮게 나타났다. Table 1에 인장 시험을 통해 얻은 골의 위치별 기계적 물성을 나타내었다. Fig. 7에 경골에 대한 변형률 속도에 따른 응력-변형률 선도를 나타내었다. 변형률 속도가 증가할수록 강도 및 탄성계수를 나타내는 변형률에 대한 응력의 기울기가 증가하는 것을 볼 수 있다. 골 조직은 빠른 하중에 대해서 좀 더 강한 경향을 보이는 점탄성의 특성을 나타내고 있다.

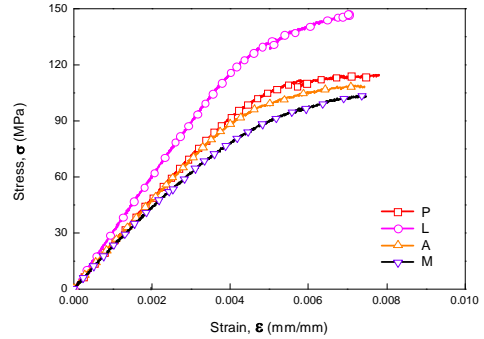


Fig. 5 Stress-strain curves for femur.

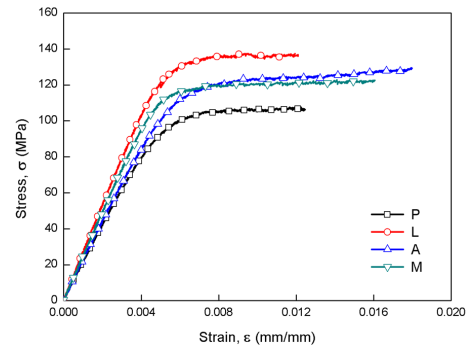


Fig. 6 Stress-strain curves for tibia.

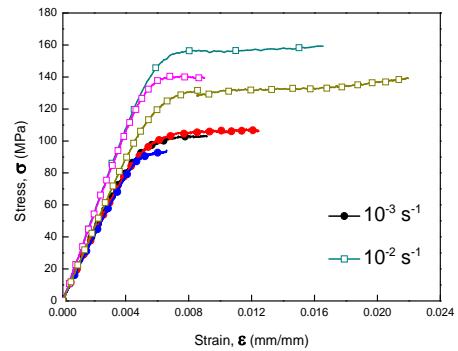


Fig. 7 Stress-strain curves for tibia by strain rates.

Table 1 Tensile mechanical properties by positions

| Position | Elastic modulus (GPa) | Ultimate strength (MPa) | Poisson's ratio |
|----------|-----------------------|-------------------------|-----------------|
| P | 20.02 ± 0.41 | 101.70 ± 6.85 | 0.22 ± 0.00 |
| L | 25.93 ± 0.21 | 133.56 ± 3.94 | 0.22 ± 0.04 |
| A | 20.82 ± 0.52 | 117.00 ± 17.60 | 0.21 ± 0.03 |
| M | 23.45 ± 1.58 | 124.94 ± 10.65 | 0.18 ± 0.06 |

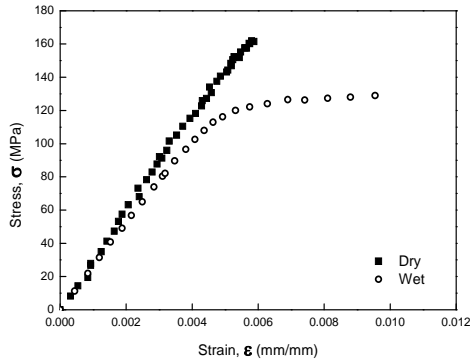


Fig. 8 Stress-strain curves by environment condition.

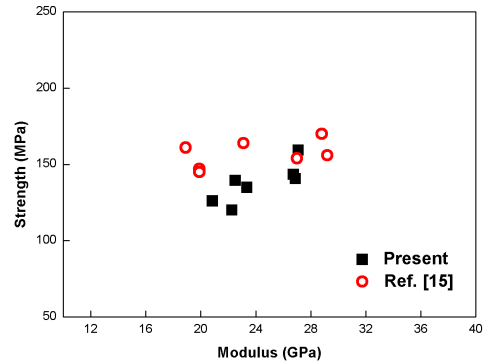


Fig. 9 Comparison of tensile modulus and strength.

Table 2 Mechanical properties by tensile test

| Direction | Elastic modulus (GPa) | Ultimate strength (MPa) | Poisson's ratio |
|--------------|-----------------------|-------------------------|-----------------|
| Longitudinal | 26.09 | 121.14 | 0.23 |
| Transversely | 12.37 | 50.52 | 0.24 |

Table 3 Mechanical properties by shear test

| Strain rate (s ⁻¹) | Shear modulus (GPa) | Ultimate strength (MPa) | Strain at failure (%) |
|--------------------------------|---------------------|-------------------------|-----------------------|
| 0.005 | 4.31 | 43.20 | 1.25 |
| 0.01 | 5.93 | 58.43 | 1.54 |

※ strain(γ) : |ε+45 | + |ε-45 |

Table 2에 동일한 위치에서 추출된 시편에 대한 방향별 인장시험 결과를 나타내었다. 두 방향 모두 포와송비는 유사한 경향을 나타내지만 강도와 탄성계수는 축 방향이 횡 방향에 비해 2배 정도 높게 나타나는 결과를 확인할 수 있다. 이는 골을 구성하는 섬유 조직들이 축 방향으로 배열되어 있기 때문에 상대적으로 축 방향의 기계적 물성이 강하게 나타난다. Table 3은 전단 시험에 대한 시편의 변형률 속도에 따른 기계적 물성을 나타낸 것이다. 변형률 속도가 증가함에 따라 전단계수 및 강도가 증가하는 것을 확인할 수 있다. Fig. 8은 환경 조건에 따른 골의 응력-변형률 선도를 나타내었다. 건조(dry) 조건은 실험실의 환경이 항온 항습(23℃, R.H 50%) 조건인 상태를 나타내며 습한(wet) 조건은 시편 주위의 환경을 습도 조절 장치를 이용하여 실제 생체 환경 조건(R.H 85%)로 유지한 상태를 나타낸다. 건조한 상태와 습한 상태에서 골의 기계적 거동 특성이 다르게 나타나는 것을 확인할 수 있다. 다시 말하면, 건조 상태에서는 취성(brittle) 재료의 특성을 나타내고 습한 상태에서는 연성(ductile) 재료의 특성을 나타낸다. 이는 골의 기계적 특성이 조직 내부의 수분 함량 및 주위의 조건에 영향을 받으며 생체 조건 내에서는 탄성과 소성영역이 함께 존재하는 연성 재료의 거동을 가지는 골 조직의 특성을 보여준다.

Table 4 Comparison of anisotropic properties

| | Present | Ref. [14] |
|-----------------------|------------|------------|
| E _L (GPa) | 21.62±4.19 | 19.90±2.70 |
| E _T (GPa) | 12.90±0.64 | 12.20±1.90 |
| G _{LT} (GPa) | 5.50±0.62 | 5.40±0.70 |
| v _{LT} | 0.31±0.05 | 0.36±0.02 |
| v _{TL} | 0.25±0.04 | 0.23±0.03 |

※ L : Longitudinal direction, T : Transversely direction

Table 4는 본 연구를 통해 얻은 축 방향과 횡 방향에 대한 탄성계수, 포와송비, 그리고 전단계수와 기존 인체 재료의 이방성 물성을 비교하여 나타내었다. Fig. 9는 경골에 대해서 기존 인체 물성과 인장 실험을 통해 얻어진 탄성계수와 강도를 비교하여 나타낸 것이다.

Table 4와 Fig. 9에 보이는 기존 인체 데이터와 실험값을 비교해 보면 상대적으로 유사한 결과를 보여주며 골 조직이 가지는 비균질 특성으로 인한 실험 결과값의 편차를 고려해 볼 때 인체 재료와 유사하다고 판단할 수 있다.

4. 결론

본 연구에서는 인체 구성 유사재료인 소의 경골과 대퇴부를 이용하여 골 조직이 가지는 기계적 특성을 살펴보았다. 동일 부위라 할지라도 골 조직의 위치에 따라 기계적 물성이 변화하는 비균질성을 확인할 수 있었다. 방향에 따라 기계적 물성이 2배 정도 차이가 발생하는 결과를 통해서 이방성 특성도 살펴 볼 수 있었다. 또한, 변형률 속도에 의한 영향을 살펴보기 위해 시험 속도를 조절하여 시험을 수행한 결과, 변형률 속도가 증가함에 따라 강도 및 탄성계수와 같은 기계적 물성이 증가하는 점탄성 특성을 확인하였다. 그리고 환경 조건을 적용한 실험을 통해 실제 생체 조직 내에서 골 조직의 기계적 거동이 연성 재료의 거동 특성을 나타낸다는 것을 확인하였다. 이를 통해 골 조직은 이방성과 연성의 특성이

혼합된 복잡한 거동을 가진다는 결론을 내릴 수 있다.

기존 인체 물성과 비교를 통해서 인체 재료와 유사성을 확인하였고, 이를 통해 실제 인체 구조 모델링에 필요한 여러 파라미터를 인체 구성 유사재료를 이용한 기계적 실험을 통해서 얻을 수 있을 것이다. 좀 더 정확한 인체 손상 메커니즘 해석을 위해서 균열, 고속 충돌과 같은 좀 더 세분화된 시험을 필요로 할 것이라 사료된다.

후 기

이 논문은 국방과학연구소 생존성 기술 특화연구센터의 사업으로 지원받아 연구되었음(계약번호 UD090090GD).

참고문헌

- 1) Turner, C.H., Wang, T., and Burr, D.B., "Shear Strength and Fatigue Properties of Human Cortical Bone Determined from Pure Shear Tests," *Calcif Tissue Int*, Vol. 69, No. 6, 2001, pp. 373-378.
- 2) Dong, X.N., and Guo, X.E., "The Dependence of Transversely Isotropic Elasticity of Human Femoral Cortical Bone on Porosity," *Journal of Biomechanics*, Vol. 37, No. 8, 2004, pp. 1281-1287.
- 3) Shahar, R., Zaslansky, P., Barak, M., Friesem, A.A., Currey, J.D., and Weiner, S., "Anisotropic Poisson's ratio and Compression Modulus of Cortical Bone Determined by Speckle Interferometry," *Journal of Biomechanics*, Vol. 40, No. 2, 2007, pp. 252-264.
- 4) Wang, X.J., Chen, X.B., Hodgson, P.D., and Wen, C.E., "Elastic Modulus and Hardness of Cortical and Trabecular Bovine Bone Measured by Nanoindentation," *Transactions of Nonferrous Metals Society of China*, Vol. 2, No. 2, 2006, pp. 744-748.
- 5) Taddei, F., Cristofolini, L., Martelli, S., Gill, H.S., and Viceconti, M., "Subject-Specific Finite Element Models of Long Bones: An in vitro Evaluation of the Overall Accuracy," *Journal of Biomechanics*, Vol. 39, No. 13, 2006, pp. 2457-2467.
- 6) Ural, A., Zioupos, P., Buchanan, D., and Vashishth, D., "The Effect of Strain Rate on Fracture Toughness of Human Cortical Bone: A Finite Element Study," *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, Vol. 4, No. 7, 2011, pp. 1021-1032.
- 7) Trabelsi, N., Yosibash, Z., Wutte, C., Augat, P., and Eberle, S., "Patient-Specific Finite Element Analysis of the Human Femur-A Double-Blinded Biomechanical Validation," *Journal of Biomechanics*, Vol. 44, No. 9, 2011, pp. 1666-1672.
- 8) 김석훈, 장승환, "접촉조건을 고려한 대퇴골 치료용 복합 재료 고정판의 생체 역학적 거동에 관한 유한요소해석," *한국복합재료학회지*, 제23권 제1호, 2010, pp. 1-8
- 9) 디지털코리아 인체 물성 DB, 한국과학기술정보연구원(KISTI), <http://digitalman.kisti.re.kr>
- 10) An, Y. H., and Draughn, R. A., "Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface," *CRC Press*, Boca Raton, 2000, pp. 121.
- 11) Turner, C.H., and Burr, D.B., "Basic Biomechanical Measurements of Bone : A Tutorial," *Bone*, Vol. 14, No. 4, 1993, pp. 595-608.
- 12) ASTM D5379 M-05, "Standard Test Method for Shear Properties of Composite Materials by the V-Notched Beam Method," *Annual Book of ASTM Standard*, 2007.
- 13) ASTM D3039 M-08, "Standard Test Method for Tensile Properties of Polymer Matrix Composite Materials," *Annual Book of ASTM Standard*, 2008.
- 14) Rho J. Y., "Mechanical Properties of Cortical and Cancellous Bone," Ph.D. dissertation, University of Texas Southwestern Medical Center, Dallas, TX, 1991.
- 15) Burstein A.H., Reilly D.T., and Martens, M., "Aging of Bone Tissue : Mechanical Properties," *Journal of Bone Joint Surgery*, Vol. 58, No. 1. 1976, pp. 82-86.