

# 해면뼈의 기계적 특성 예측을 위한 유한요소 모델의 평가

## Evaluation of FE Model for the Prediction of Mechanical Property of Trabecular bone

\*박상백<sup>1</sup>, #채수원<sup>2</sup>, 한승호<sup>3</sup>

\*S. B. Park<sup>1</sup>, #S. W. Chae(swchae@korea.ac.kr)<sup>2</sup>, S. H. Han<sup>3</sup>

<sup>1</sup> 고려대학교 대학원 기계공학과, <sup>2</sup> 고려대학교 기계공학과, <sup>3</sup> 가톨릭대 응용해부연구소

Key words : Finite Element Analysis, Femur, Trabecular bone

### 1. 서론

미세 전산화 단층촬영(Micro-CT) 이미지를 기반으로 하는 미세 유한 요소법이 발달하면서 해면골의 구조적 거동에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다. 대퇴부 넙다리뼈 목 부분은 골다공증이나 골괴사증과 같은 질병으로 인한, 혹은 나이로 인한 뼈의 쇠퇴(atrophy)로 인해 뼈의 골절(fracture)이 쉽게 발생한다.[1] 뼈의 진단을 위해 수행하는 골 밀도(BMD: Bone Mineral Density) 평가는 뼈의 손상(risk)에 대해 예상 할 수 있다. 하지만 피검사자의 골밀도 특성과 피검 부위에 따라 내부의 미세 구조가 다르기 때문에 해면골의 기계적인 거동은 골밀도만으로 예측할 수 없다. 따라서 뼈의 손상과 골절에 관한 기계적 거동에 대한 예측을 위해서는 뼈의 내부의 미세구조에 대한 연구가 필요하다.[2]

최근 연구들에서 van Rietbergen 등은 CT image를 이용한 유한요소모델을 구현하는 방법을 개발하고 해면뼈의 조직의 탄성계수를 평가하였다.[3] 또한 Niebur 등이 피질 골의 조직(tissue)을 이용하여 경골 해면뼈의 비선형 유한요소모델을 입증하였다. 이 연구들에서는 복셀요소를 사용하였는데 해면뼈의 내부구조를 복셀요소로 정확한 구현을 하기에는 무리가 있다.[4]

본 연구는 해면골의 기계적 물성을 예측하기 위하여 복셀 요소를 사용하여 유한요소모델을 구성하고 압축해석을 수행하였다. 이를 통해 해면골의 구조적인 특성으로 인한 겉보기 탄성계수를 측정해보고 검증에 위해 실험결과와 비교해보았다. 또한 복셀요소가 모델 형상을 구현하는데 있어 생기는 문제점들에 대해 알아보기 위해 복셀요소로 구현된 유한요소 모델에서의 미세구조들에 대한 평가를 수행하였다.

### 2. 연구 방법

시편의 추출 및 CT 자료 구축은 카톨릭 대학교 응용해부학 연구소에서 시행하였다. 시편은 골다공증과 무관한 사인으로 사망한 사체 1구(30대 남성)의 넙다리 목 부분을 다이아몬드 코어드릴을 사용하여 획득하였다.(Fig.1) 시편의 크기는 시험시 시편과 측정장비에서 발생하는 마찰력을 최소화하기 위하여 횡방향으로 지름 6mm의 원형단면을 가지고 종방향으로 높이 12mm인 시편을 추출하였다. 적출 시 뼈의 물성변화에 영향을 줄 수 있는 화학적 처리는 하지 않았으며, 적출즉시 시험편을 가공하여 시험하였다. 시험편의 제작 방향은 머리-목과 축부분이 이루는 각도(neck angle)와 같은 방향으로 제작하였다. 해면뼈 시편 미세단층 촬영은 Skyscan-1076 (SKYSCAN, Belgium)를 이용하였다. 2차원 미세영상 데이터는 CT자료의 해상도를 17.74um x 17.74um 로 35.48um간격씩 촬영하였다.

CT 데이터 파일을 Amira™를 사용하여 해면골만을 유추해 내기 위해 한계치 작업을 수행하였다.(Fig.2(a)) 복셀요소를 구성하기 위해한계치 설정을 통해 얻어진 표면들의 픽셀(pixel)들을

썩아 올려 복셀(voxel)화 하고 다시 복셀을 모아 정육면체 모양의 요소를 구성하였다. 원통 모양의 전체 시편 적출 시 잔류응력의 영향을 받았을 가능성이 있는 원통의 가장자리 부분을 제거하였다. 또한 원통 모양의 전체시편(Fig.2(b))에서 계산의 간소화를 위하여 약 4.5mm x 4.5mm x 4.5mm 내외의 정육면체 체적을 구성하였다.(Fig.2(c)) 복셀의 dimension을 고려하여 요소의 한 변의 길이가 각각 71um와 108um정도의 요소로 구성된 모델 두 가지를 구성하였다. 이런 방식으로 각각 다른 부위에서 15case 씩 추출하여 모델을 구성하였다.

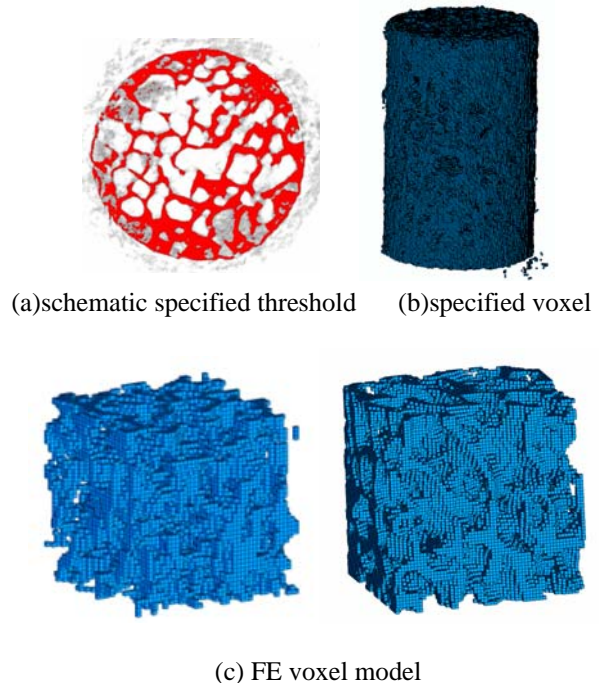


Fig. 2 FE model construction by using CT data

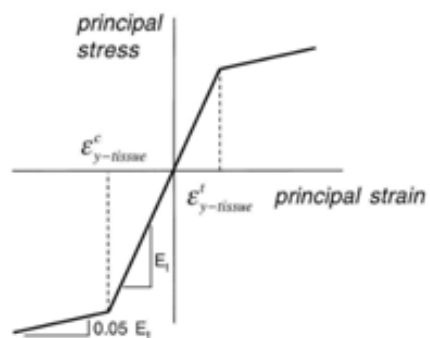


Fig. 3 Schematic of the bilinear tissue level constitutive model.[6]

해석은 ABAQUS 6.4™를 이용하여 수행하였다. 육면체 체적의 아랫부분은 압축방향에 대해서 구속하였고 MPC(Multi point constraint)를 사용하여 압축방향의 변위 하중(약1.2%strain)을 주었다. 해면뼈의 물성치는 인접 피질골의 물성과 유사하다는 Harun H. Bayraktar 등의 연구를 토대로 해면골의 인접 피질골의

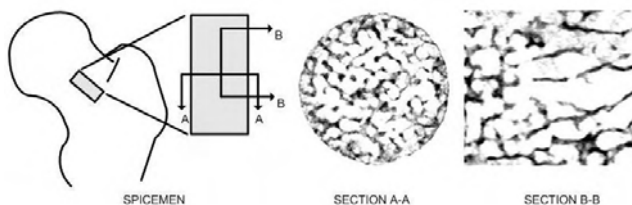


Fig.1 section of typical trabecular bone specimens

물성치를 사용하였다.[5] 그래서 탄성구간의 초기 물성치는 디지털 코리아의 실험값 중 해면뼈 시편을 추출한 부위와 가장 인접한 피질골의 탄성계수를 고려하여 5.8GPa로 적용하였다. 또한 소성과 관련된 해석을 위해 항복응력 이후에 대한 물성치는 피질골의 조직에서 항복이 발생할 경우 탄성계수의 95%가 감소한다는 Niebur의 연구를 참고하여 Fig. 3 와 같이 적용하였다.[6].

Table 1 Result of FE analysis

	Type	Apparent modulus
		(MPa)
Voxel (71um)	FE	20~450
		(avg. 50)
Voxel (108um)	FE	10~80
		(avg. 21)
Digital korean	Experiment	499

### 3. 결과

본 연구에서는 유한 요소 해석에 사용한 것과 동일한 시편을 압축 실험하여 해석 결과를 비교 검증하였다. 탄성계수는 겉보기 물성(apparent modulus)으로 전체 모델에 발생하는 반력을 관심체적 밀면의 면적으로 나눈 stress와 모델의 변위를 높이로 나눈 strain을 사용하여 구하였다.

유한요소 모델의 해석 결과는 더 큰 요소를 사용한 경우(108um Voxel)에 실험값과 비교하기 힘든 결과를 얻었다. 최소값과 최대값의 편차는 비교적 크지 않았지만 평균값은 21MPa로 실험값 499MPa 대비 평균 오차가 약 96%(98~84%)로 큰 차이가 있었다. 71um의 복셀요소를 사용하여 해면뼈의 물성을 평가하기에는 무리가 있는 것으로 판단된다. 71um 요소 모델은 일부 case에서 탄성계수가 실험값 499MPa에 가까운 450MPa내외의 값을 얻을 수 있었다. 그러나 평균값은 실험결과와 차이나는 결과(50MPa, 평균 오차 약 90%(96~10%))를 얻었다. 최소값의 경우에도 50MPa로 실험값과 큰 차이가 나는 것을 확인할 수 있었다. 요소의 크기가 작을수록 실험값에 유사한 결과를 얻을 수 있는 것으로 판단된다.

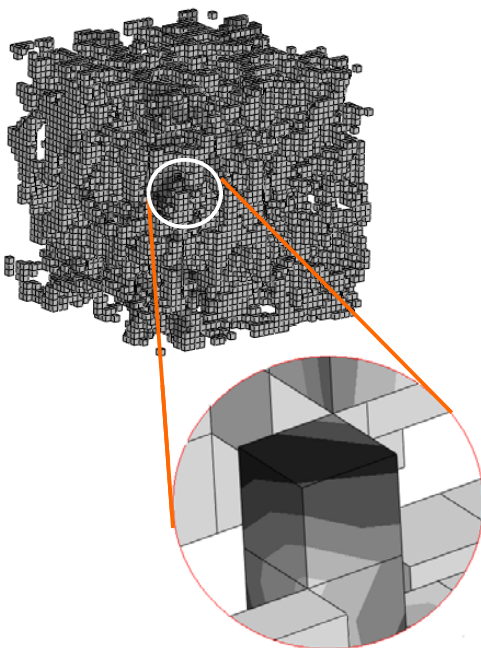


Fig. 4 Partial structure of the voxel FE model

복셀의 미세구조에서 기하학적인 문제가 발생하는 것을 확인할 수 있었다. Fig.4에서 확인할 수 있는 복셀의 부분적인 구조에서 일부 free node들에 응력이 집중되는 것을 확인할 수 있었다.

이는 복셀구조가 물리적으로 불가능한 구조를 포함하는 것에서 그 원인을 찾을 수 있다. 복셀 요소는 일부 구조에서 요소간의 연결부위에서 요소의 면으로 연결된 구조가 아닌 요소간에 접이나 선으로 연결된 구조를 발견할 수 있다. 또한 이런 잘못된 연결이 이루어지는 경우 요소의 뒤틀림을 유발하는 error를 발생시킨다. 이런 구조적 문제점은 대각선 방향의 연결 구조에서 더욱 두드러지게 확인할 수 있다.

### 4. 결론

본 연구에서는 CT data를 이용하여 복셀 요소로 이루어진 유한요소 모델을 통해 넓다리 목 부분의 해면뼈의 기계적 물성에 대해 알아보기 위하여 압축 해석을 실행하였고 실험결과와 함께 비교하였다. 유한요소 모델의 해석 결과는 실험결과와 큰 차이가 있었다. 비교적 요소의 크기가 작을수록 실험 결과와 유사해지는 경향성을 확인할 수 있었다. 또한 복셀요소 사이의 연결에서 물리적으로 불가능한 구조를 발견할 수 있었으며, 이런 잘못된 구조로 인한 요소의 뒤틀림으로 오류가 발생할 수 있음을 확인하였다.

### 후기

본 논문은 2007년도 정부(과학기술부)의 재원으로 한국과학재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (No. R11-2007-028-01001-0).

### 참고문헌

1. Young-Min Kim and Hee Joong Kim, "Pathological fracture of the femoral neck as the first manifestation of osteonecrosis of the femoral head". Journal of Orthopaedic science vol5, 605-609, 2000.
2. Ulrich, D., van Rietbergen, B., Laib, A. and Rueggsegger, P. "The ability of three-dimensional structural indices to reflect mechanical aspects of trabecular bone". Bone vol.25, 55-60, 1999.
3. van Rietbergen, B., Weinans, H., Huiskes, R. and Odgaard, A., "A new method to determine trabecular bone elastic properties and loading using micromechanical finite-element models". Journal of Biomechanics, vol. 28, 69-81, 1995.
4. Niebur, GL., Feldstein, M.J., Yuen, J.C., Chen, T.J. and Keaveny, "High-resolution finite element models with tissue strength asymmetry accurately predict failure of trabecular bone". Journal of Biomechanics 39, 734-741, 2006.
5. Bayraktar, H., Morgan, H., Niebur, G., Morris, G. and Wong, E. and Keaveny, T. "Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue". Journal of Biomechanics vol. 37, 27-35, 2004.
6. Harun H. Bayraktar, Elise F. Morgan, Glen L. Niebur, Grayson E. Morris, Eric K. Wong, Tony M. Keaveny, "Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue". Journal of Biomechanics, vol 37, 27-35, 2004.
7. Digital Korean, KISTI, <http://digitalman.kisti.re.kr/>