

## 해면뼈의 구조적 특성과 기계적 강도의 상관관계 - 사람 대퇴골두 으뜸 압박 골소주 -

단국대학교 기계공학과, 아주대학교 정형외과학교실<sup>1</sup>, 대련시립중심병원 정형외과<sup>2</sup>

백명현 · 원예연<sup>1</sup> · 최문권<sup>2</sup> · 김영은

### Correlation of the Microstructural and Mechanical Strength of the Trabecular Bone - The Primary Compression Trabeculae in Human Femoral Head -

Myong-Hyun Baek, Ye-Yeon Won<sup>1</sup>, Wen-Quan Cui<sup>2</sup>, Young Eun Kim

*Department of Mechanical Engineering, Dankook University, Yongin,  
Department of Orthopaedic Surgery<sup>1</sup>, Ajou University School of Medicine, Suwon, Korea,  
Department of Orthopaedic Surgery<sup>2</sup>, Dalian Municipality Central Hospital, China*

**Objectives:** Bone mechanical strength is one of the factors to assess for bone fracture risk. Many researchers try to predict the fracture risk by using morphometry indices, experimental test (Instron) and a finite element analysis (FEA). The purpose of this study was to evaluate the correlation between the microstructural property and mechanical strength in the primary compression trabeculae in the human femoral head.

**Methods:** Twenty-one human femoral heads were obtained from 11 patients undergoing a total hip replacement and 10 cadavers. Cylindrical trabecular bone samples were cored from the primary compressive trabecular pattern in the femoral head. The sample size has diameter of 19 mm and a height of 15 mm. All samples were scanned with a micro-CT at a spatial resolution of 21.31  $\mu\text{m}$ . Based on the serial micro-images, the structural properties were directly calculated from ANT software. The mechanical strength was calculated for the experimental test and the FEA.

**Results:** The average yield stress and elastic modulus from the FEA and the Instron system were 13.58 MPa and 266.81 MPa, 13.17 MPa and 288.51 MPa, respectively. Pearson correlations between the morphometry indices, Tb.Sp, BV, BS/BV, BV/TV, MIL and Tb.N were significantly correlated with the mechanical strength.

**Conclusion:** This result indicates that significant correlation the mechanical strength and structural properties can be a useful tool to predict the bone mechanical strength.

**Key Words:** Bone strength, Microstructural property, Mechanical strength, Finite Element Analysis, Micro-CT

논문접수일: 2009년 7월 3일, 심사일: 2009년 7월 13일, 게재확정일: 2009년 7월 27일

책임저자: 김영은, 단국대학교 공과대학 기계공학과

Tel: 031-8005-3520, Fax: 031-8005-3509, E-mail: yekim@dankook.ac.kr

\* 이 논문은 2009년도 정부 (교육과학기술부)의 재원으로 한국과학재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업이며 (No.2009-0063176), 본 연구의 일부는 보건복지가족부 보건의료연구개발사업의 지원에 의하여 이루어진 것임 (A084120).

뼈는 칼슘, 인, 단백질, 마그네슘 등의 성분으로 구성되어 있으며, 노화의 진행에 따라 뼈의 구성성분이 서서히 감소하면서 뼈 강도 (bone strength)의 약화와 함께 골절 위험 (fracture risk)이 증가하게 된다. 임상에서는 뼈 강도를 평가하기 위해서 골밀도 (BMD, bone mineral density)를 측정하여 뼈의 양 (bone mass)으로써 평가하고 있다. 그러나 BMD는 노화가 진행됨에 따라 뼈의 구성성분이 서서히 감소되면서 뼈가 가늘어지고, 구멍이 생기며 결국에는 끊어지는 기전을 설명하기에는 한계가 있다. 이러한 기전을 설명하기 위한 보조수단으로써 뼈의 구조적 특성과 기계적 강도 (mechanical strength)의 분석이 사용되어 왔다. 뼈의 구조적 특성의 분석에는 조직학슬라이드에 의한 2차원 형태학적 계측이 사용되었고, 뼈의 기계적 강도의 분석에는 압축시험을 이용한 평가 방법이 사용되고 있다.

2000년 NIH Consensus Statement에 의하면 BMD는 뼈 강도를 예측할 때 약 70% 정도만을 반영하고 있기 때문에 이와 더불어 골질 (bone quality)까지 분석이 이루어져야 정확한 예측을 할 수 있다고 정의하였다<sup>1</sup>. 골질에는 뼈의 구조, 교체율, 손상축적 및 미세골절, 그리고 무기질화 등이 포함된다.

성인 30세 이후부터는 뼈의 구성 성분이 서서히 감소하면서 뼈의 구조가 퇴화되고, 기계적 강도가 감소하게 되어 골다공증 유병률이 높아지게 된다. 골다공증은 고관절 (hip joint), 척추 (spine) 및 손목뼈 (carpal bone) 등에서 골절의 한 원인이며, 이는 사회경제적 비용의 증가로 직결된다. 미국의 경우 골다공증성 골절로 인한 사회경제적 비용은 간접비를 제외한 직접비만 연간 10~20조 달러로 추정되며<sup>1</sup>, 우리나라의 경우 2003년을 기준으로 고관절에서 3,200억원, 척추에서 4,095억원 그리고 손목관절에서 3,198억원에 이르는 것으로 조사되었다<sup>2</sup>. 골다공증에 의한 고관절 골절 환자는 1년 이내 20%가 사망하며, 약 30%는 타인의 도움에 의지해야 하고, 약 30%만이 골절 전의 상태로 회복된다<sup>1</sup>. 고관절을 이루는 대퇴골두 (femoral head)는 골반 (pelvis)과 연결되어 보행 및 신체의 균형을 유지하는 동시에 상체를 지지하는 중요한 역할을 한다. 대퇴골두에는 대퇴골두 무혈성괴사 (avascular necrosis)와 골다공증에 의한

골절 등의 주요 질환이 있다.

우리나라의 평균 기대수명은 “2006년 생명표 작성결과”에서 남자가 75.7세 그리고 여자가 82.4세로 증가함에 따라서 앞으로 사회경제적 비용은 증가할 것으로 전망하고 있다<sup>3</sup>. 골다공증에 의한 골절은 사회경제적 손실과 아울러 사망률이 높기 때문에 정확한 진단 및 처방으로 골다공증을 예방하는 것이 무엇보다 중요한 일이라 하겠다.

많은 임상가와 연구자들은 골 강도를 분석하기 위해서 골밀도 검사기를 이용한 BMD의 측정, 주사전자현미경 (SEM, scanning electron microscope)을 이용한 해면뼈 (trabecular bone)의 2차원 구조분석 그리고 컴퓨터 단층촬영 (CT, computed tomography), 자기공명영상 (MRI, magnetic resonance imaging) 등을 이용하여 치밀골 (cortical bone)의 두께 (thickness) 및 형태 (geometry)를 계측하여 분석하고 있다. 뼈의 기계적 강도를 분석하기 위한 전통적인 방법으로서 만능재료시험기 (universal testing machine)<sup>4,6</sup>와 압입경도시험 (indentation test)<sup>7,8</sup> 등을 이용하여 샘플에 직접 하중 (load)을 가하는 방법과, 컴퓨터상에서 유한요소 모델 (finite element model)을 만들어 뼈의 강도를 구하는 방법 등이 사용되고 있다<sup>9-11</sup>.

1990년대 이후 미세단층촬영기 (micro-CT)가 상용화되면서 해면뼈의 2차원 및 3차원 미세구조 분석에 대한 연구가 많은 연구자들에 의해서 활발히 진행되고 있다. 특히 이 분석방법은 해면뼈의 구조를 약 20  $\mu\text{m}$ 의 고 해상도 (high resolution)로 짧은 시간 내에 약 1,000장의 영상을 촬영하고, 형태학적 지수 (morphometry index)에 의해서 정량적·정성적 분석 (quantitative and qualitative analysis)이 가능하다. 또한 micro-CT에 의해서 촬영된 영상을 이용하여 유한요소분석 (FEA, finite element analysis)에 적용함으로써 기계적 강도의 분석이 가능한 장점을 가지고 있다.

본 연구에서는 사람의 대퇴골두 해면뼈의 기계적 강도와 구조적 특성의 상관관계를 구하여 골절에 영향을 주는 구조지수를 구하고자 하였다. 이를 위해서 FEA를 이용한 컴퓨터 가상실험 방법과 만능재료시험기를 이용한 실험적 방법이 사용되었다.



Fig. 1. The primary compression trabecular pattern by fluoroscope.

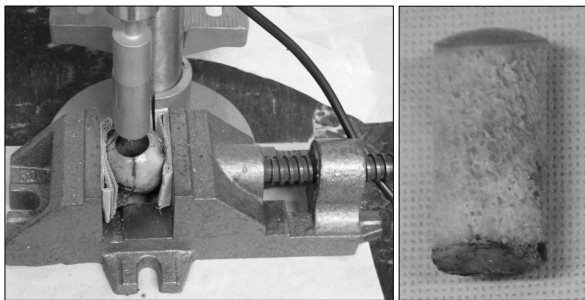


Fig. 2. Acquired of the primary compression trabeculae in human femoral head.

## 대상 및 방법

### 1. 대퇴골두 샘플의 준비

대퇴골두 샘플은 대퇴경부 골절이 발생하여 인공 고관절치환술 (total hip replacement)을 받은 환자 11례와 사체 (cadaver)에서 10례, 총 21례 (mean age=61.7±12.8 years)를 대상으로 연구를 수행했다. 모든 환자로부터 동의를 받았으며, 사체 샘플은 해부학교실의 가이드라인을 준수하여 대퇴부 (femur)를 획득하였다. 획득된 모든 샘플은 형광투시법 (fluoroscope)에 의해서 으뜸 압박 골소주 (primary compression trabeculae)의 패턴이 Fig. 1과 같이 확인되었다.

확인된 으뜸 압박 골소주는 Fig. 2와 같이 탁상용 드릴과 내경이 19 mm인 원통형 톱 (trephine)에 의하여 전상부 (cortex)에서 대퇴경 (femoral neck) 방향으로 관통되어 원통형 샘플을 제작되었다.

제작된 모든 샘플은 미세단층촬영 후, 만능재료시

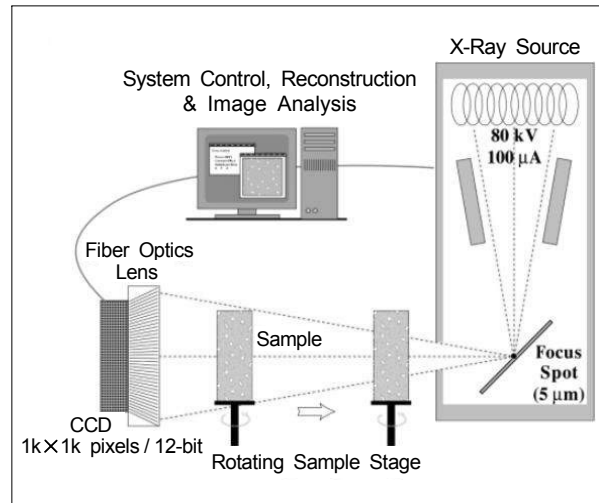


Fig. 3. Principal of micro-computed tomography.

험기에 압축실험을 수행하기 전까지 70% 알코올에 넣어 보관되었다.

### 2. 미세단층 촬영 및 구조분석

모든 샘플은 미세단층촬영기 (micro-CT 1072, SKYSCAN, Belgium)에 의해서 21.31 μm의 해상도 (spatial resolution)로 촬영되었다. 이 장비는 80 kV의 전압과 100 μm의 전류로 구성되어 있으며, 평행 빔 (parallel pan beam)과 원추형 빔 (cone beam) 방식으로 X선 소스 (X-ray source)를 샘플에 방사하여 촬영하는 장비로서 샘플의 크기에 따라 10 μm 이하의 해상도로 촬영할 수 있다. 촬영 원리는 포커스 스폿 (focus spot)에서 방사된 빔은 샘플을 투과한 후 CCD

(charge-coupled devices) 카메라에 영상이 맺히는 원리로 Fig. 3과 같다.

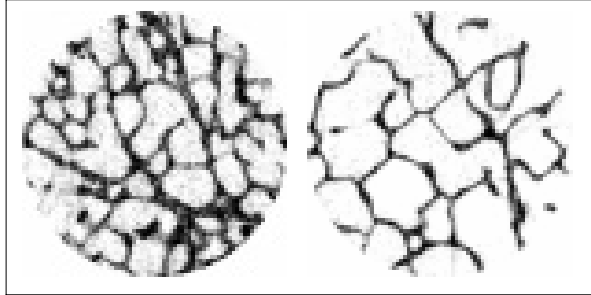


Fig. 4. 2-D micro-images of the primary compression trabeculae (Lt=Male 47, Rt=Female 75 year).

샘플의 촬영 방식은 평형 빔 방식을 사용했으며, 이 방식은 촬영된 데이터 (.wts format)를 2차원 비트맵 (bitmap) 파일로 변환 시 후기보정 (post-alignment)이 가능하여 촬영자 (user)가 2차원 영상을 보정할 수 있는 방식이다. 모든 샘플의 촬영조건은 동일했으며, 촬영 전 장비의 CCD 카메라와 포커스 스폿 (focus spot)을 정렬 (alignment)하였다. 촬영한 영상영역 (FOV, field of view)은 1024×1024 화소 (pixels) 이었으며, 영상은 256 회색조 (grayscale)로 구성되어 있다. 2차원 영상은 감쇠계수 (range: 0.552~0.17)를 사용하여 Fig. 4와 같은 횡단면 (cross-section image) 영상을 약 1,000장씩 얻었다.

Table 1. Bone morphometry indices with methods of measurement

Parameters	Full name	Methods	Units	Explanation
Tb.Th	Trabecular thickness	Parallel plate model: $2 / \left( \frac{BS}{BV} \right)$	$\mu\text{m}$	
		Cylinder rod model: $4 / \left( \frac{BS}{BV} \right)$		
Tb.Sp	Trabecular separation	Parallel plate model: $\left( \frac{1}{Tb.N} \right) - Tb.Th$	$\mu\text{m}$	
		Cylinder rod model: $Tb.Th \times \left\{ \left[ \left( \frac{4}{\pi} \right) \times \left( \frac{TV}{BV} \right) \right] - 1 \right\}$		
Tb.N	Trabecular number	Parallel plate model: $\frac{(BV/TV)}{Tb.Th}$	$\text{mm}^{-1}$	
		Cylinder rod model: $\frac{\sqrt{\left( \frac{4}{\pi} \right) - \left( \frac{BV}{TV} \right)}}{Tb.Th}$		
BS	Bone surface area	Sphere model: $\pi r^2$ or Square model: $w L$	$\text{mm}^2$	$r$ =radius, $w$ =width, $L$ =length
BV	Bone volume	Cylinder model: $\pi r^2 h$ or Cube model $w L h$	$\text{mm}^3$	$w$ =width, $h$ =height, $L$ =length
BS/BV	Bone surface to volume ratio	Bone surface area / Bone volume	$\text{mm}^2/\text{mm}^3$	
BV/TV	Bone volume fraction	Bone volume / Tissue volume	%	TV=bone volume+marrow space volume
DA	Degree of anisotropy	$\frac{MIL_1}{MIL_3}$ ( $_1$ and $_3$ are minimum and maximum)	No unit	0=Isotropy and 1=Anisotropy structure
SMI	Structure model index	$12 \times \frac{\varepsilon + \varepsilon^2}{1 + 4(\varepsilon + \varepsilon^2)}$	No unit	$\varepsilon$ is rod-plate volume ratio

촬영된 2차원 영상은 CTAnalyser™ (SKYSCAN, Belgium)와 ANT™ (SKYSCAN, Belgium) 소프트웨어를 사용하여 직경 9.5 mm, 높이 7.5 mm의 관심체적 (VOI, volume of interest)으로 Fig. 5와 같이 3차원 모델을 생성하였다.

샘플의 2차원 영상과 3차원 모델은 ANT™ (SKYSCAN, Belgium) 소프트웨어를 이용하여 Table 1과 같이 구조적 특성을 대변하는 형태학적 지수 (bone morphometry index)를 구하였다<sup>12-14</sup>.

### 3. 압축실험 (Instron)

Micro-CT에 의해서 촬영된 모든 샘플은 만능재료 시험기 (Instron 8501, INSTRON Inc., USA)를 이용하여 실온 (room temperature)에서 압축실험을 수행했다. 하중은 Ladd 등의 방법<sup>15</sup>에 따라서 샘플의 상부에 0.01 s<sup>-1</sup>의 변위율 (displacement rate)로 단일압축 (uniaxial compression)을 가했다. 압축을 가할 때 샘플 양끝단과 하중 판 (load plate)에서 발생하는 마찰을 줄이기 위해서 샘플 양끝의 접촉면에 두께가 약



Fig. 5. 3-D reconstruction images of the primary compression trabeculae (Lt=Male 47, Rt=Female 75 year).

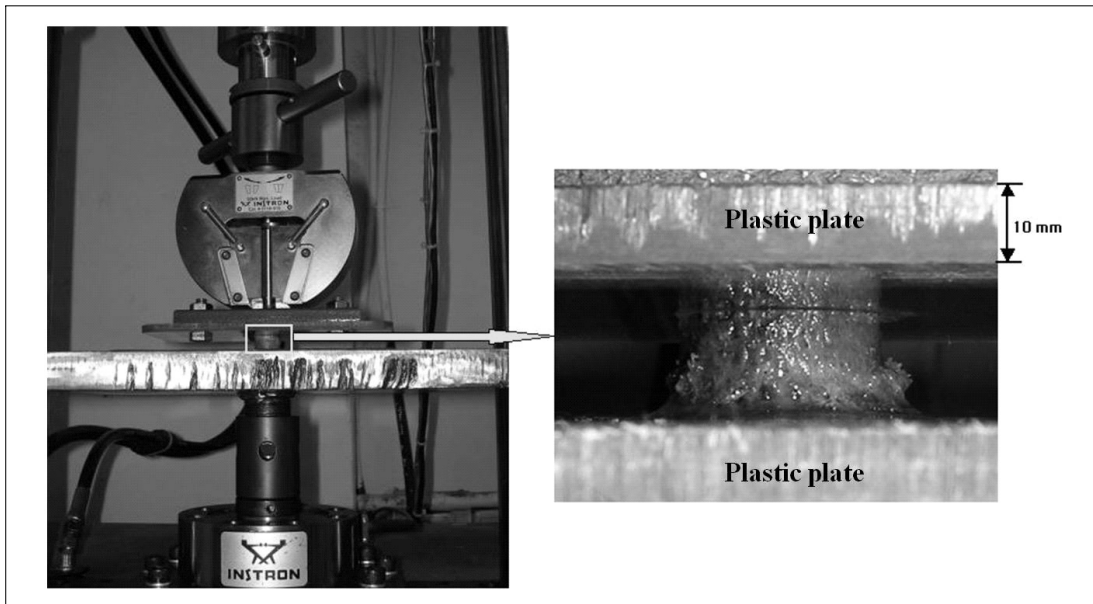


Fig. 6. Compression test by Instron machine of the primary compression trabeculae.

10 mm인 플라스틱 판을 고정하여 (Fig. 6), 샘플이 완전히 파단될 때까지 압축을 가하였다. 압축실험을 수행하여 얻은 Fig. 7의 응력-변형률 곡선에서 항복 응력 (yield stress)과 탄성계수 (elastic modulus)를 구하였다.

항복 점을 구하기 위해서 응력-변형률 곡선에서 실험값인 0.2% 오프셋 (offset)을 이용하여 구했다. 탄성계수 (young's modulus)는 Fig. 7에서 응력-변형률의 기울기 (slope)로서 구했다<sup>16</sup>.

Fig. 7은 압축실험 결과로 얻어지는 응력-변형률 선도를 보여주고 있다. A-C 구간은 시작구간 (toe region)으로서 재료의 특성 (material property)에 반영되지 않는 구간으로서 샘플을 지그 (jig)에 고정시키고 정렬시키는 과정에서 발생하는 오차 (artifact)를 가진 구간이다<sup>17</sup>. BD는 선형구간 (linear region)이며, 점 D는 공칭 점 (true point)으로서 샘플의 이상적인 항복 점 (ideally yield point)을 나타내고 있다. 실질적인 항복 점은 변형률의 0.2% 오프셋 (offset)을 사용하여 선 BD구간에 평행한 선을 그었을 때의 만나는 점 F에 해당된다. 항복 점 F를 기점으로 탄성구간

(elastic region)과 소성구간 (plastic region)으로 나누어지며, 탄성구간에서는 재료에 가해졌던 하중 (load)을 제거하면 원래의 상태인 영점으로 회복되는 구간이며, 소성구간은 가해진 하중을 제거해도 원점으로 회복되지 않아 그 재료에 영구변형 (plastic deformation)이 일어나는 구간이다. 점 G는 극한점 (ultimate point)으로서 이 점을 넘어서게 되면, 재료의 변형에 비해서 응력이 급격히 감소하게 되며 결국은 파단 (fracture)이 일어나게 된다.

#### 4. 유한요소모델의 생성 및 해석

유한요소모델은 Micro-CT에 의해서 촬영된 2차원 영상에서 Fig. 8(a)와 같이 해면뼈 (trabecular bone)의 외곽선을 추출 (edge detection)하여 Fig. 8(b)와 같은 정육면체 메쉬 모델 (Hexahedron mesh model)을 생성하였다. VOI는 직경 9.5 mm, 높이 7.5 mm로써 형태학적 지수의 분석에서 사용되었던 동일한 크기를 사용했으며, BIONIX 3.1 (CANTIBio, Suwon, Korea) 소프트웨어를 이용하여 유한요소모델을 생성하였다. 모든 유한요소모델은 등방성 (isotropic)과 선형탄성

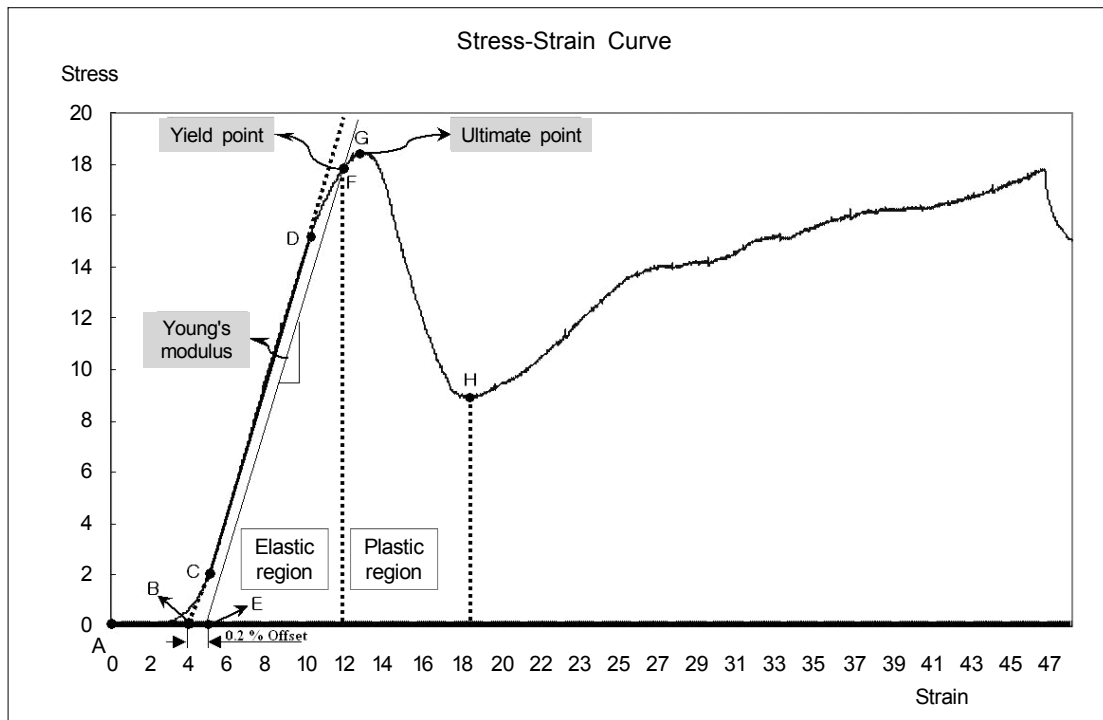


Fig. 7. The stress-strain curve by compression test of the primary compression trabeculae.

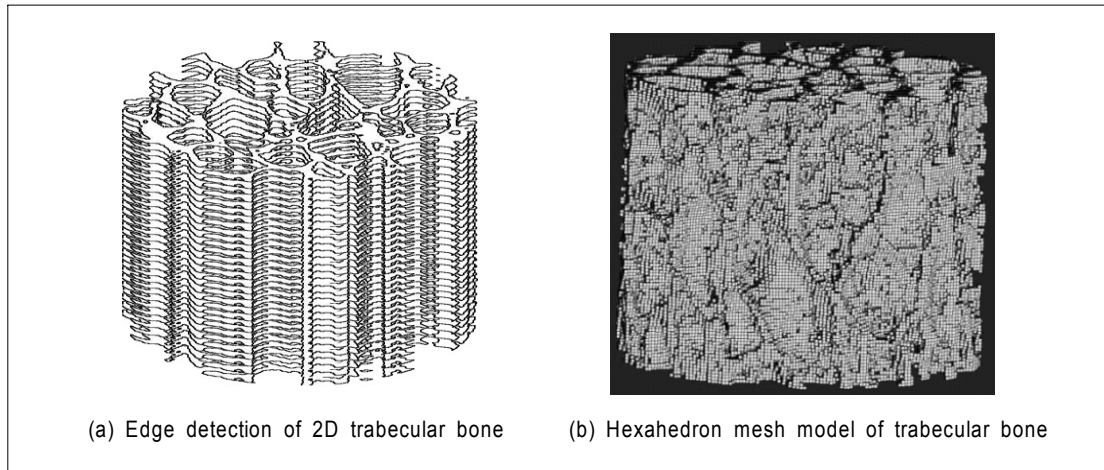


Fig. 8. Reconstruction of finite element model of the primary compression trabeculae.

(linear elastic)으로 가정했으며, 포아송 비 ( $\nu$ , Poisson' ratio)는 0.3 그리고 해면뼈의 탄성계수 (tissue modulus)는 만능재료시험기에서 얻은 값을 적용하였다.

유한요소모델 생성시 뼈의 미세구조를 최대한 반영하기 위해서 형태학적 지수인 골 체적비 (BV/TV)와 유한요소모델의 체적비 (BV/TV<sub>E</sub>)를 같게 하기 위하여 BIONIX™ 소프트웨어의 한계치 (threshold value)를 조절하여 요소 (element) 수를 조절하는 방법을 사용했다<sup>11</sup>. 식 (1)는 골 체적 비와 유한요소모델의 체적비 간의 관계식을 보여주고 있다.

$$BV/TV = BV/TV_E = E_N/T_N \text{ ----- (1)}$$

BV/TV: bone volume fraction,

BV/TV<sub>E</sub>: element volume fraction,

E<sub>N</sub>: tissue element number,

T<sub>N</sub>: total element number

유한요소법에 의한 압축 가상실험 (simulation)은 ANSYS 10.0 (ANSYS. Inc) 소프트웨어를 이용했으며 경계조건 (boundary condition)은 만능재료시험기의 압축실험 조건과 동일하게 유한요소모델의 하부를 구속하고 상부에 변형률 (strain)을 가하였다. 변형률은 만능재료시험기에서 얻은 값을 유한요소모델에 각각 적용하여 항복응력 ( $\sigma_y$ , yield stress)과 탄성계수 (E, elastic modulus)를 구하였다. 압축실험에서 얻은 평균 변형률은 5.29 ( $\pm 2.79$ )%였으며, 최대 변형률은 13.15%이고, 최소 변형률은 1.90%였다.

## 5. 통계분석

통계분석은 상관분석법 (bivariate correlations analysis)을 이용하여 피어슨의 상관계수 (person's correlation coefficient)와 유의수준 (significant level)을 구하여 으땀 압박 골소주의 구조적 특성과 기계적 강도의 상관관계 및 구조적 특성간의 상관관계 그리고 기계적 강도간의 상관관계를 분석하였다. 통계결과의 유의수준은 5%하에서 신뢰구간으로 정의하였으며, 모든 통계분석에는 SPSS Ver. 12.0 (SPSS Inc., Chicago, USA)가 사용되었다.

## 결 과

### 1. 미세구조 분석 결과

미세구조 특성을 대변하는 형태학적 지수를 구하여 Table 2와 3에 정리하였다. 분석한 결과 골소주 두께 (Tb.Th)는 최대 0.682 mm였으며, 0.171~0.341 mm 범위에서 44.56%로 가장 많이 분포하였다. 그리고 평균 Tb.Th는 0.173 mm로 분석되었다. 골소주 간격 (Tb.Sp)은 최대 2.729 mm였으며, 0.341~1.364 mm 범위에서 35.86%로 가장 많이 분포했다. 평균 Tb.Sp은 0.395 mm로 분석되었다. 그리고 골소주 개수 (Tb.N)는 1.666개로 분석되었다. 골 면적과 체적의 비 (BS/BV)는 11.449 mm<sup>-1</sup>이며, 골밀도와 유사한 개념을 가진 골 체적비 (BV/TV)는 28.489%였다. 그

**Table 2.** Distribution of the mean trabecular thickness and separation

	0.000 ~0.043 (mm)	0.043 ~0.085 (mm)	0.085 ~0.171 (mm)	0.171 ~0.341 (mm)	0.341 ~0.682 (mm)	0.682 ~1.364 (mm)	1.364 ~2.729 (mm)
Tb.Th	12.53	13.90	26.16	44.56	2.87	-	-
Tb.Sp	5.84	8.96	10.22	27.51	35.86	11.41	0.15

**Table 3.** Bone morphometry of the primary compressive trabecular system

	Tb.Th mm	Tb.Sp mm	BV mm <sup>2</sup>	BS mm <sup>3</sup>	BS/BV 1/mm	BV/TV %	DA	SMI	Tb.N 1/mm
Average	0.173	0.395	188.543	2133.531	11.449	28.489	0.359	0.851	1.666
STDEV	0.027	0.140	32.617	321.696	1.616	6.460	0.042	0.328	0.421

Where the STDEV is standard deviation.

리고 이방성정도 (DA)는 0.359로서 등방성 구조 (isotropic structure)에 가까웠으며, 구조모델지수 (SMI)는 0.851로서 판구조 (plate-like structure)에 가까웠다.

## 2. 실험에 의한 기계적 강도의 분석 결과

만능재료시험기에 의한 분석은 Fig. 6과 같이 상부에서 하부 방향으로 (superior-inferior direction) 압축을 가하여 항복응력과 탄성계수를 구하였다. 항복응력과 탄성계수는 각각 13.17 (±4.51) MPa과 288.51 (±122.25) MPa이었다 (Table 4).

## 3. FEA 분석에 의한 기계적 강도의 분석 결과

유한요소법은 실험에 의한 분석방법과 동일한 조건으로 설정하여 항복응력과 탄성계수를 구하였다. 항복응력과 탄성계수는 13.58 (±8.72) MPa과 266.81 (±144.86) MPa이었다 (Table 4).

## 4. 통계 결과

구조적 특성과 기계적 강도의 상관관계와 구조적 특성을 대변하는 형태학적 지수 간의 상관관계 그리고 기계적 강도인 FEA와 압축실험 간의 상관관계를 구하였다.

구조적 특성과 기계적 강도의 상관관계는 Tb.Sp, BV, BS/BV, BV/TV 그리고 Tb.N에서 FEA의 항복응력 ( $\sigma_{y\_FEA}$ )과 유의한 결과를 보였으며, 압축실험의 항복응력 ( $\sigma_{y\_Ins}$ )과의 상관관계에서는 Tb.Sp, BV, BS/BV

**Table 4.** Results of the yield stress and elastic modulus by the Instron and FEA

	Instron	FEA
$\sigma_y$ (MPa)	13.17 (±4.51)	13.58 (±8.72)
E (MPa)	288.51 (±122.25)	266.81 (±144.86)
Strain (%)		5.29 (±2.79)
Tissue Modulus (GPa)		5.17 (±1.69)

그리고 BV/TV 지수들과 유의한 결과를 보였다.

형태학적 지수들 간의 상관관계를 보면, BV에서 Tb.Sp, BS, BS/BV, BV/TV 그리고 DA에서 유의한 결과를 보임으로써 가장 많은 지수들과 유의한 상관관계를 보였으며, BV/TV는 Tb.Sp, BV, BS, BS/BV 그리고 Tb.N에서 유의한 상관관계를 보임으로써 그 뒤를 이었다. Tb.Sp는 BV, BV, BV/TV 그리고 Tb.N에서 유의한 상관관계를 보였으며, BS는 Tb.Sp, BV, BV/TV 그리고 Tb.N에서 유의한 상관관계를 보였으며, BS/BV는 Tb.Th, BV, BV/TV 그리고 DA에서 유의한 상관관계가 있었으며, Tb.N는 Tb.Sp, BV, BS 그리고 BV/TV에서 유의한 상관관계를 보였다. 또한 DA는 Tb.Th, BV 그리고 BS/BV와 유의한 상관관계를 보였으며, Tb.Th는 BS/BV와 DA와 상관관계를 보였다. 그러나 SMI는 어떠한 형태학적 지수와도 유의한 상관관계를 보이지 않았다.

기계적 강도를 구한 FEA와 압축실험 간의 비교에서는 FEA 결과의  $\sigma_{y\_FEA}$ 과 압축실험의 결과인  $\sigma_{y\_Ins}$



**Table 5.** Bivariate correlations between the microstructural and mechanical strength

		$\sigma_{y\_FEA}$	$\sigma_{y\_Ins}$	Tb.Th	Tb.Sp	BV	BS	BS/BV	BV/TV	DA	SMI	Tb.N
$\sigma_{y\_FEA}$	Pearson Correlation	1	0.486*	0.361	-0.454*	0.535*	0.162	-0.561**	0.687**	-0.125	-0.405	0.469*
	Sig. (2-tailed)		0.026	0.108	0.039	0.013	0.484	0.008	0.001	0.588	0.068	0.032
$\sigma_{y\_Ins}$	Pearson Correlation		1	0.289	-0.522*	0.620**	0.389	-0.459*	0.549**	-0.335	-0.257	0.357
	Sig. (2-tailed)			0.204	0.015	0.003	0.082	0.036	0.010	0.137	0.260	0.112
Tb.Th	Pearson Correlation			1	-0.049	0.433	-0.302	-0.914**	0.216	-0.466*	-0.270	-0.368
	Sig. (2-tailed)				0.834	0.050	0.183	0.000	0.347	0.033	0.236	0.101
Tb.Sp	Pearson Correlation				1	-0.845**	-0.834**	0.221	-0.822**	0.263	-0.268	-0.734**
	Sig. (2-tailed)					0.000	0.000	0.336	0.000	0.248	0.241	0.000
BV	Pearson Correlation					1	0.700**	-0.607**	0.876**	-0.440*	0.074	0.570**
	Sig. (2-tailed)						0.000	0.004	0.000	0.046	0.749	0.007
BS	Pearson Correlation						1	0.127	0.651**	-0.069	0.420	0.771**
	Sig. (2-tailed)							0.583	0.001	0.766	0.058	0.000
BS/BV	Pearson Correlation							1	-0.511*	0.506*	0.382	0.033
	Sig. (2-tailed)								0.018	0.019	0.088	0.887
BV/TV	Pearson Correlation								1	-0.265	-0.123	0.826**
	Sig. (2-tailed)									0.245	0.596	0.000
DA	Pearson Correlation									1	0.231	0.014
	Sig. (2-tailed)										0.314	0.952
SMI	Pearson Correlation										1	-0.015
	Sig. (2-tailed)											0.948
Tb.N	Pearson Correlation											1
	Sig. (2-tailed)											

\* Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed), \*\* Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

은 피어슨 계수가 0.486 그리고 유의수준이 0.026으로 통계적으로 유의한 상관관계가 있었다 (Table 5).

## 고 찰

의료수준과 생활수준의 향상 등으로 인하여 평균수명이 증가했으며, 기대수명 또한 전 세계적으로 증가하고 있는 추세이다. 우리나라는 2000년에 65세 이상 노인인구가 전체 인구 중에서 7.2%로서 이미 고령화 사회로 진입했으며, 2018년에는 노인인구가 14.4%에 달하여 노령사회로 진입할 것으로 전망한다. 노인인구가 증가하고 평균수명이 증가함에 따라서 노인성 질환 등으로 인한 파급효과는 사회·경제적 문제점으로 제기되고 있다. 노인성 질환 중의 하나인 골다공증은 골절을 유발하여 생명과 건강한 노후생활을 위협하고 있다. 특히 60세 이상의 여성 노인 중 절반 이상이 골다공증을 앓고 있을 정도로 노

년층의 골다공증 유병률은 높으며, 평균수명의 증가와 함께 유병률 또한 증가하고 있는 추세이다. 따라서 골다공증을 예방하기 위해서는 뼈 강도를 보다 정확히 예측하여 예방하는 것이 가장 좋은 예방책이며, 그 다음으로는 진료 및 약물치료 등으로 골다공증을 지연 하는 것이 바람직한 대안으로 생각된다. 임상에서 뼈 강도를 예측할 때 BMD가 표준화된 방법으로 사용되고 있지만, NIH Consensus의 정의에 의하면 BMD만의 측정으로는 뼈 강도의 약 70%를 예측 할 수 있다고 보고했다<sup>1</sup>. 골다공증 치료제를 개발함에 있어서 단순 무기질의 양을 증가시켜 BMD의 산술적 양만을 향상시키는데 주력하는 것이 아니라, 골질도 고려되어야 한다. Marshall 등의 연구<sup>18</sup>에 의하면 BMD 측정값은 중첩 (overlap)이 많아서 골질을 정확히 예측할 수 없다고 보고하였다. 이를 보완하기 위해서 많은 연구자들은 뼈의 구조 및 기계적 강도를 분석하여 뼈 강도를 예측하고 있다. 특히 뼈

의 기계적 강도의 연구에서는 CT, MRI 그리고 micro-CT 등의 영상을 이용한 유한요소해석이 수행되고 있으며, 이 방법은 샘플에 손상을 가하지 않고 뼈 강도를 예측할 수 있는 장점과 실제 압축실험과 유사한 방법으로 컴퓨터상에서 재현성 (reproducibility)이 가능한 장점이 있다. CT<sup>19,21</sup>와 MRI<sup>22,23</sup> 영상을 이용한 방법은 환자 또는 피험자를 대상으로 생체 내 실험 (in-vivo)이 가능한 장점이 있다. 그러나 이 방법은 해상도가 낮아 해면뼈의 미세구조를 정밀하게 촬영할 수 없는 단점이 있다. Ulich 등의 유한요소모델을 이용한 연구<sup>10</sup>에 의하면, 장골익 (iliac crest)은 84  $\mu\text{m}$  그리고 척추 (lumbar spine)는 56  $\mu\text{m}$  이하의 해상도에서는 비슷한 기계적 특성을 보인 반면, 이 해상도보다 낮은 유한요소모델에서는 기계적 특성이 감소하는 것으로 보고되었다. 따라서 해면뼈의 기계적 특성을 연구하기 위해서는 고 해상도 촬영이 가능한 micro-CT가 적합하다. 최근에는 개발된 micro-CT는 기존의 단점이었던 작은 FOV를 약 140 mm까지 촬영할 수 있어 쥐 (rat)와 같은 소동물 전체를 촬영할 수 있게 되었다. 또한 살아있는 상태에서 호흡마취를 시켜 촬영 후 연구를 계속 수행할 수 있는 in-vivo micro-CT가 상용화되어 추적조사가 가능해졌다.

으뜸 압박 골소주의 뼈 강도는 Tb.Th가 두껍고, BS, BV, BV/TV가 크고, Tb.N가 많을수록 높았으며, Tb.Sp이 좁고, BS/BV이 작고, 골소주 (trabeculae)의 패턴이 하중의 방향과 일치하고, SMI가 판구조 (plate-like structure)를 가질 때 기계적 강도가 높은 것으로 분석되었다. FEA의 항복응력과 비교에서는 Tb.Sp, BV, BS/BV, BV/TV 그리고 Tb.N가 통계적으로 유의했으며, Instron의 항복응력은 Tb.Sp, BV, BS/BV 그리고 BV/TV에서 통계적으로 유의하게 분석되었다 (Table 5).

구조적 특성간의 상관관계에서는 BV이 Tb.Sp, BS, BS/BV, BV/TV, DA 그리고 Tb.N에서 유의한 결과를 보임으로서 형태학적 지수 중 가장 많은 상관관계를 보였으며, SMI는 어떠한 형태학적 지수와 유의한 상관관계를 보이지 않았다. SMI가 이처럼 다른 형태학적 지수와 상관관계가 없는 것으로 분석되는 이유는 Table 1의 형태학적 지수의 공식에서 알 수

있듯이 SMI는  $\varepsilon$  (rod-plate volume ratio)에만 의존함으로써 다른 지수와 상관관계가 낮은 것으로 해석된다. 그러나 BV은 대부분의 지수들과 직·간접적으로 관련되어 있어 상관관계가 높은 것으로 풀이된다.

결론적으로 본 연구에서는 구조적 특성과 기계적 강도는 유의한 상관관계를 보임으로서 뼈 강도를 예측할 때 구조적 특성의 분석과 더불어 기계적 강도를 분석한다면 보다 정확한 예측이 가능하리라 사료된다. 그리고 뼈 강도에 영향을 주는 형태학적 지수로는 Tb.Sp, BV, BS/BV, BV/TV 그리고 Tb.N가 밀접하게 관련된 것으로 분석되었다.

## 참 고 문 헌

1. NIH Consensus Development Panel on Osteoporosis Prevention, Diagnosis, and Therapy. Osteoporosis Prevention, Diagnosis, and Therapy. JAMA 2001;285:785-95.
2. IH Park. Socioeconomic cost for osteoporosis-associated fracture in Korea. The Korean Society of Bone Metabolism Seminar 2007.
3. Korea National Statistical Office. Korea National Statistical Office. 2006.
4. Gibson LJ. The mechanical behaviour of cancellous bone. J Biomech 1985;18:317-28.
5. Choi K, Goldstein SA. A comparison of the fatigue behavior of human trabecular and cortical bone tissue. J Biomech 1992;25:1371-81.
6. Keaveny TM, Wachtel EF, Ford CM, Hayes WC. Differences between the tensile and compressive strengths of bovine tibial trabecular bone depend on modulus. J Biomech 1994;27:1137-46.
7. Behrens JC, Walker PS, Shoji H. Variations in strength and structure of cancellous bone at the knee. J Biomech 1974;7:201-7.
8. Hvid I, Hansen SL. Trabecular bone strength patterns at the proximal tibial epiphysis. J Orthop Res 1985;3:464-72.
9. Weinans H, Huiskes R, Grootenboer HJ. The behavior of adaptive bone-remodeling simulation

- models. *J Biomech* 1992;25:1425-41.
10. Ulrich D, van Rietbergen B, Weinans H, Ruesgsegger P. Finite element analysis of trabecular bone structure: a comparison of image-based meshing techniques. *J Biomech* 1998;31:1187-92.
  11. van Rietbergen B, Weinans H, Huikes R, Odgaard A. A new method to determine trabecular bone elastic properties and loading using micromechanical finite-element models. *J Biomech* 1995;28:69-81.
  12. Whitehouse WJ. The quantitative morphology of anisotropic trabecular bone. *J Microsc* 1974;101:153-68.
  13. Parfitt AM, Drezner MK, Glorieux FH, Kanis JA, Malluche H, Meunier PJ, et al. Bone histomorphology: Standarization of Nomenclature, Symbols, and Unit. *J Bone Miner Res* 1987;2:595-610.
  14. Hildebrand T, Ruesgsegger P. Quantification of bone microarchitecture with the structure model index. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 1997;1:15-23.
  15. Ladd AJ, Kinney JH, Haupt DL, Goldstein SA. Finite-element modeling of trabecular bone: comparison with mechanical testing and determination of tissue modulus. *J Orthop Res* 1998;16:622-8.
  16. Keaveny TM, Wachtel EF, Ford CM, Hayes WC. Differences between the tensile and compressive strengths of bovine tibial trabecular bone depend on modulus. *J Biomech* 1994;27:1137-46.
  17. Keaveny TM, Pinilla TP, Crawford RP, Kopperdahl DL, Lou A. Systematic and random errors in compression testing of trabecular bone. *J Orthop Res* 1997;15:101-10.
  18. Marshall D, Johnell O, Wedel H. Meta-analysis of how well measures of bone mineral density predict occurrence of osteoporotic fractures. *BMJ* 1996;312:1254-9.
  19. Taddei F, Pancanti A, Viceconti M. An improved method for the automatic mapping of computed tomography numbers onto finite element models. *Med Eng Phys* 2004;26:61-9.
  20. Keyak JH, Meagher JM, Skinner HB, Mote CD Jr. Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. *J Biomed Eng* 1990;12:389-97.
  21. Keyak JH, Fourkas MG, Meagher JM, Skinner HB. Validation of an automated method of three-dimensional finite element modelling of bone. *J Biomed Eng* 1993;15:505-9.
  22. Todd BA, Thacker JG. Three-dimensional computer model of the human buttocks, in vivo. *J Rehabil Res Dev* 1994;31:111-9.
  23. Todd BA, Wang H. A visual basic program to pre-process MRI data for finite element modeling. *Comput Biol Med* 1996;26:489-95.

■ 국문초록 ■

**목적:** 뼈 강도를 평가함에 있어서 기계적 강도는 구조적 특성과 더불어 중요한 인자이다. 많은 연구자들은 해면뼈의 구조적 특성과 기계적 강도를 분석하여 뼈 강도를 평가하고자 노력하고 있다. 본 연구에서는 해면뼈의 미세구조적 특성과 기계적 강도를 분석하여 상관관계를 평가하고자 하였다.

**방법:** 인공 고관절 치환술을 받은 환자 11례와 사체에서 10례, 총 21례의 으뜸 압박 골소주군에서 원통형 샘플을 제작하였다. 샘플의 크기는 직경 19 mm, 높이 15 mm이었다. 모든 샘플은 미세단층촬영기에 의해서 촬영되어 미세구조적 특성이 분석되었다. 또한 유한요소해석과 만능재료시험기를 이용하여 압축실험을 수행하여 기계적 강도를 구하였다.

**결과:** 항복응력과 탄성계수는 유한요소해석과 만능재료시험기에서 각각 13.58 MPa과 266.81 MPa 그리고 13.17 MPa과 288.51 MPa로 분석되었다.

**결론:** 기계적 강도와 구조적 특성은 유의한 상관관계를 보임으로서 뼈 강도를 예측할 때 구조적 특성과 더불어 기계적 강도를 분석한다면 보다 정확한 예측이 가능하리라 사려된다.

**중심단어:** 뼈 강도, 구조적 특성, 기계적 강도, 유한요소해석, 미세단층촬영기

<Appendix> Definition of terms

Trabecular thickness (Tb.Th): The thickness of between trabecular structures

Trabecular separation (Tb.Sp): The distance of between edges rather than between mid points

Trabecular number (Tb.N): The number of traversals across a trabecular structure made per unit length on a linear path through a trabecular bone region

Bone surface area (BS): The area of the trabecular structure

Bone volume (BV): The volume of the trabecular structure

Tissue or total volume (TV): Entire volume of sample

Degree of anisotropy (DA): The ratio between the maximal and the minimal radius of the MIL ellipsoid (Isotropy structure=0 and anisotropy structure=1)

Structure model index (SMI): An estimation of the plate-rod characteristic of the structure (Ideal plate structure=0, ideal cylindrical rod structure=3 and ideal spheres structure=4)