

종골 으뜸 압박 골소주의 뼈 강도

BK메디텍(주) 기술연구소, 아주대학교 의과대학 정형외과학교실¹, 가톨릭대학교 의과대학 정형외과학교실²,
단국대학교 기계공학과³, 건양대학교 의과대학 정형외과학교실⁴

백명현 · 원예연¹ · 정양국² · HR Girish¹ · 서정호³ · 김광균⁴ · 김영은³

Bone Strength of the Primary Compression Trabeculae in Human Calcaneus

Myong-Hyun Baek, Ye-Yeon Won¹, Yang-Guk Chung², Girish Halasinanagenahalli Rudrappa¹,
Jung Ho Seo³, Kwang-Kyoun Kim⁴, Young Eun Kim³

Technical Institute, BK Meditech Co., Ltd, Hwasung,

Department of Orthopaedic Surgery, Ajou University School of Medicine¹, Suwon,

Department of Orthopaedic Surgery, College of Medicine, The Catholic University of Korea², Seoul,

Department of Mechanical Engineering, Dankook University³, Yongin,

Department of Orthopaedic Surgery, Konyang University School of Medicine⁴, Daejeon, Korea

Objectives: The accuracy of bone strength can be improved for medically treating osteoporosis by diagnosing and predicting fracture risk. In this study, we calculated the material properties of calcaneus bone and evaluated the statistical correlation of the bone mineral density (BMD) with morphometry indices and bone strength.

Materials & Methods: Twelve cored bone samples were obtained from the primary compressive trabeculae of human calcaneus. All samples were scanned with a Lunar PIXImus[®], and two-dimensional serial section images were obtained on a μ -computed tomography system. A mechanical test was performed with an Instron universal testing machine and finite element analysis (FEA) to determine material properties and bone strength.

Results: The material property of the samples was 2.97 GPA. BMD was significantly correlated with bone strength and morphometric indices except for Tb.Sp, DA, and Tb.N. The statistical relationship between bone strength and the morphometric indices was significant except for DA.

Conclusions: FEA based on *in vivo* high resolution serial section images can be used to directly evaluate bone strength and will be a useful tool in clinical practice for diagnosing osteoporosis and predicting fracture risk.

Key Words: Bone strength, Finite element analysis, Morphometric indices, BMD, Trabecular bone

Received: November 25, 2010 **Revised:** December 10, 2010

Accepted: December 24, 2010

Corresponding Author: Young Eun Kim, Department of Mechanical Engineering, Dankook University, Yongin
Tel: +82-31-8005-3520, Fax: +82-31-8005-3509
E-mail: yekim@dankook.ac.kr

* 본 연구는 2008년도 대한골다공증학회 사노피-아벤티스 젊은 연구자상의 지원을 받아 수행되었습니다.

종골(calcaneus)은 발뒤꿈치 바닥을 형성하는 7개의 발목뼈 중에서 가장 큰 뼈로, 위로는 정강이뼈(tibia)와 연결되는 목말뼈(talus)로 이어지며 앞으로는 발배뼈(navicular bone)와 입방뼈(cuboid)로 이어져 하중을 전달하는 구조로 되어있다. 종골은 보행 시 온몸의 체중을 지면에 직접 전달하기 때문에 인체의

뼈 중에서 하중을 가장 많이 받는 부위로서 성인 보행 기준으로 하루 약 10,000회의 반복하중을 받는다. 이러한 하중을 지지하는 메커니즘에 따라 으뜸 압박골소주(primary compression trabeculae)와 으뜸 인장골소주(primary tensile trabeculae)로 재형성되어¹ 하중의 효율적인 분산 및 흡수하게 된다.

골질은 낙상과 같이 순간적으로 과중한 하중이 가해지거나 경미한 충격일지라도 반복하중에 의한 피로골절, 그리고 골다공증과 같은 뼈 강도의 약화로 인해서 발생된다. 따라서 뼈 강도(bone strength)를 정확하게 분석하여 골절 위험도를 평가하는 것은 골절 예방 및 치료에 있어서 무엇보다 중요하다 할 수 있다. 2000년 NIH Consensus Statement에 의하면 골밀도(BMD, bone mineral density)는 뼈 강도를 약 70% 정도만 반영하기 때문에 보다 정확한 뼈 강도를 예측하기 위해서는 골량과 함께 골질을 분석해야 보다 정확한 예측이 가능하다고 정의하였다.²

골량(bone quantity)은 골다공증의 진단에 있어서 대표적인 분석법으로 DXA를 이용하여 BMD를 측정하여 분석하고 있으며, 이는 경제적인 분석 비용과 미량의 X-ray 피폭량, 그리고 생체 내(*in vivo*) 실험이 가능한 장점으로 표준화된 방법으로 임상에서 골절 위험도를 평가하고 있다. 그러나 BMD는 단위면적당 양(g/cm^2)으로 측정되기 때문에 뼈의 구조 및 강도를 분석하는 데 한계가 있다. Mosekilde 등³의 연구에 의하면 불화물(flouride)을 복용시킨 돼지 척추체(vertebral body)의 초기 골량은 대조군에 비해서 체적밀도(volume density)는 통계적으로 의미 있는 증가를 보였지만 압축강도(compressive strength)는 다소 감소함으로써 뼈 강도를 평가하는 데 있어서 한계를 보고했다.

골질(bone quality)의 평가 방법은 전산화단층촬영(CT, computed tomography), 정량적 전산화단층촬영(pQCT, peripheral quantitative CT), 고해상도 전산화단층촬영(hrCT, high resolution CT), 미세자기공명영상(μ -MRI, micro magnetic resonance imaging), 그리고 미세단층촬영기(μ -CT) 등을 이용하여 구조를 평가하고 있다. CT, pQCT and hrCT는 사람을 대상으로 *in vivo* 분석이 가능한 장점이 있지만, 골소주 두께가 500 μ m 이하인 해면뼈의 미세구조를 정확히 평가

하는데 있어서는 X-ray 피폭 위험과 해상도의 한계와 장비 및 분석비가 고가인 단점으로 제한적으로 사용되고 있다. 그러나 최근에 상용화되고 있는 μ -MRI는 500 μ m 이하로 촬영 가능하여 임상 및 연구에 폭넓게 이용될 것으로 예상된다. 반면 μ -CT는 샘플의 크기에 따라 해상도가 20 μ m 이하로 촬영이 가능하여 해면골의 미세구조 및 형태학 분석이 가능한 장점과 아울러 이는 생체의외(*in vitro*) 실험으로 사람에게 직접 적용할 수 없는 단점이 있다. 따라서 구조분석으로 뼈 강도를 평가하는데 있어서 X-ray 피폭량과 해상도 등의 제한으로 *in vivo* 평가는 한계가 있다.

뼈 강도(bone strength)의 분석 방법으로는 만능재료시험기 등을 이용한 파괴실험과 샘플의 촬영된 영상을 유한요소해석에 적용하여 컴퓨터상에서 가상 실험이 가능한 비파괴실험을 들 수 있으며, 이는 골절 위험도(fracture risk)를 직접 판단할 수 있는 대표적인 평가 방법이다. 만능재료시험기(Instron, universal testing machine)에 의한 분석은 샘플에 직접 외력을 가하여 골절될 때의 힘을 측정하는 방법으로 신뢰성이 높은 반면에 실험환경 및 샘플을 제작하는 과정에서 오차가 발생할 수 있다. 유한요소해석(FEA, finite element analysis)은 CT, 또는 MRI, μ -CT 등에 의해서 촬영된 영상을 바탕으로 유한요소모형을 만들어 컴퓨터상에서 뼈 강도를 분석하는 비파괴 실험으로서 촬영된 샘플은 다른 분석법에 의해서 추가 분석이 가능한 장점이 있다. 그러나 분석하고자 하는 샘플의 잘못된 정보 즉, 물성치(material property)나 경계조건(boundary condition) 등에 따라 달리 해석된 결과를 얻는 단점이 있다.

따라서 본 연구에서는 종골 으뜸 압박골소주의 물성치와 뼈 강도를 구하기 위해서 Instron과 FEA를 이용하여 구한 후 BMD, 형태학적 지수, 그리고 뼈 강도와의 상관관계를 구하고자 하였다.

대상 및 방법

1. 해면뼈 샘플의 준비

해면뼈 샘플은 사체 3례의 양쪽 종골 으뜸 압박골소주에서 내경이 10 mm인 원통형 튜(trephine)을

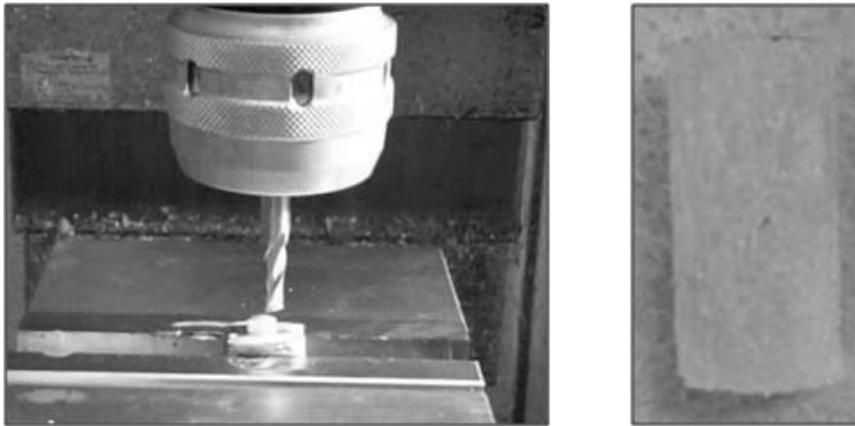


Fig. 1. Cutting edge of the top and bottom surface of bone sample by milling machine (Lt) and cored bone sample (Rt) in the primary compression trabecular bone in human calcaneus.

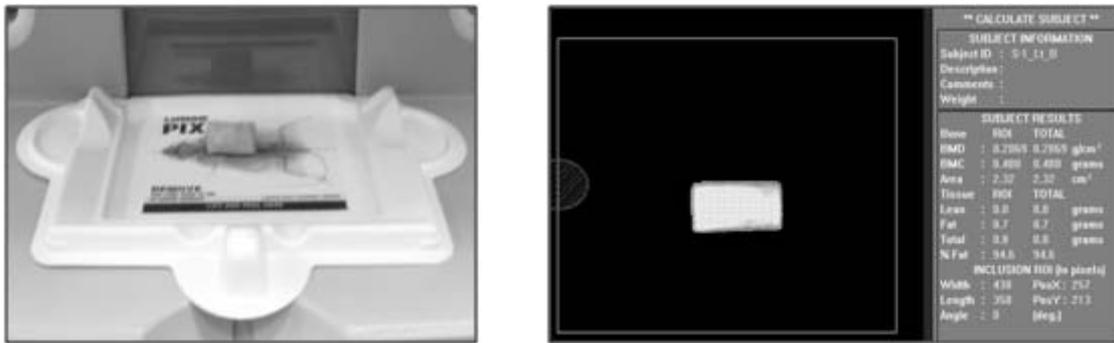


Fig. 2. Scanning of the bone sample using the PIXImus2 densitometry (Lt) and total region of interest in bone sample (Rt).

이용하여 해면뼈 샘플을 적출하였다. 적출된 해면뼈 샘플은 압축실험할 때 끝단면 오류(end-artifact)⁴를 줄이기 위해서 밀링머신(milling machine)을 이용하여 샘플의 상부와 하부를 평평하게 제작하여 지름 10 mm, 높이 20 mm인 해면뼈 샘플 12개를 제작하였다(Fig. 1). 제작된 모든 샘플들은 70% 알코올에 보관되었으며, 골밀도 및 미세단층촬영 후 만능재료 시험기 및 FEA에 의한 압축실험이 수행되었다.

본 연구는 단국대학교병원 의학연구윤리심의위원회에서 승인을 얻은 후 진행되었다(No.0812-070).

2. 골밀도 분석

제작된 샘플들은 실험용 연구 장비인 Lunar PIXImus2 (GE Medical System, Madison, WI, USA)에 의해서 골밀도(BMD, bone mineral density)가 분석되

었으며, 이 장비의 품질관리(QC, quality control)를 확인하기 위해서 제조사에서 제작된 팬텀(phantom)을 3번 촬영하여 편차계수(coefficient of variation)가 1% 이하인 것을 확인 후 BMD를 분석하였다. 모든 샘플의 촬영은 분석자 간 오차(interobserver error)를 없애기 위해서 한 명의 분석자에 의해서 동일한 조건으로 분석되었다. 관심영역(ROI, region of interest)은 Fig. 2와 같이 샘플의 전체영역을 설정하였다.

3. 미세단층 촬영 및 구조분석

BMD 분석 후, 모든 샘플은 미세단층촬영기(μ -CT 1072, SKYSCAN, Belgium)에 의해서 $21.31 \mu\text{m} \times 21.31 \mu\text{m}$ 의 해상도(spatial resolution)로 촬영되었으며, 장비의 전압과 전류는 80 kV와 100 μA 로 설정되었다. 2차원 영상은 TomoNTTM (SKYSCAN, Belgium) 소프트웨어

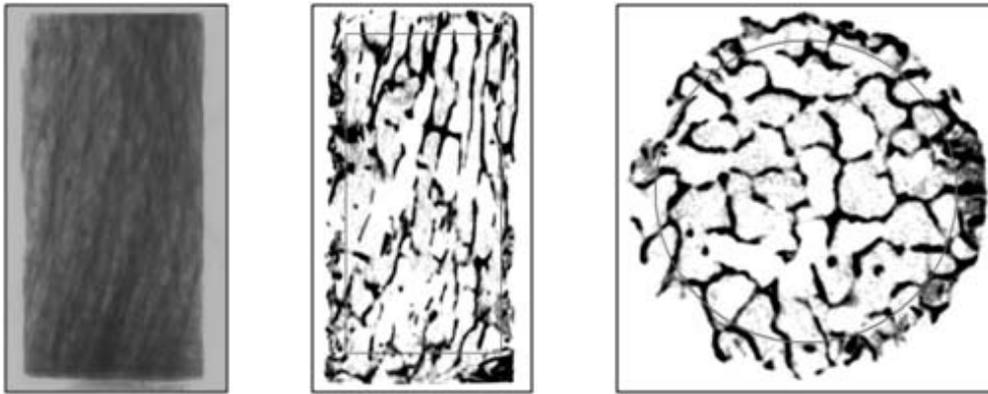


Fig. 3. Two-dimensional micro-images of the bone sample (Lt: X-ray transmission image, Middle: sagittal image and Rt: 2D cross-section image). The specific region of interest is defined square and circle.

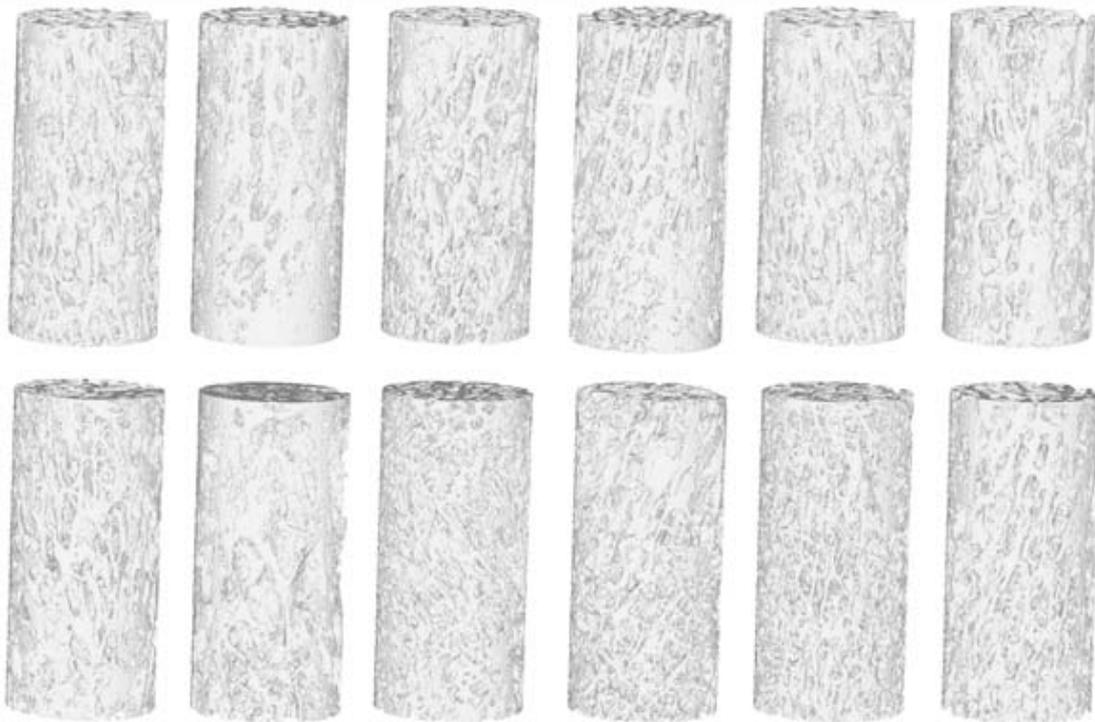


Fig. 4. Three-dimensional reconstruction models of the primary compression trabeculae. Morphometric parameters were calculated from this 3-D models.

어를 이용하여 Fig. 3과 같은 2차원 영상을 획득하였으며, 감쇠계수(range: 0.025~0.283)는 모든 샘플에 동일하게 적용하였다.

ROI는 원통형 튜브와 밀링머신을 이용하여 시편을 제작하는 과정에서 발생하는 열로 인한 변형 등에 의한 영향을 최소화하기 위해서 Fig. 3과 같이 ROI를 설정하여 ANT™ (SKYSCAN, Belgium) 소프트웨어

어를 이용하여 Fig. 4와 같은 직경 8 mm, 높이 17 mm인 3차원 모델을 재구성하여, 구조적 특성을 대변하는 형태학적 지수(bone morphometry)를 계산하였다(Table 1).⁵⁻⁷

4. 압축실험 (Instron)

μ -CT에 의해서 촬영된 모든 샘플들은 만능재료시

Table 1. BMD and bone morphometry indices of calcaneus trabecular bone

	BMD (g/cm ²)	Tb.Th (mm)	Tb.Sp (mm)	BS (mm ²)	BV (mm ³)	BS/BV (1/mm)	BS/TV (1/mm)	BV/TV (%)	SMI	DA	TBPf (1/mm)	Tb.N (1/mm)
AVE	0.198	0.314	0.700	3311.677	274.841	12.822	3.855	31.995	1.711	0.533	1.073	1.010
STDEV	0.076	0.086	0.163	509.346	102.764	2.658	0.593	11.956	0.362	0.128	2.532	0.165

AVE and STDEV means average and standard deviation. Tb.Th: trabecular thickness, Tb.Sp: trabecular separation, BS: bone surface, BV: bone volume, BS/BV: surface-to-bone volume ratio, BS/TV: ratio of surface to tissue volume, BV/TV: bone volume fraction, SMI: structure model index, DA: degree of anisotropy, TBPf: trabecular pattern factor, and Tb.N: trabecular number.

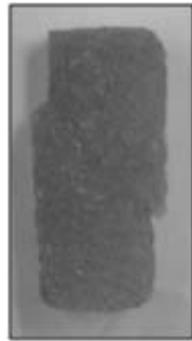


Fig. 5. Fractured bone after the compression test using Instron system. The compression test is used to determine yield stress, yield strain and Young’s modulus.

험기(Instron 8501, INSTRON Inc., USA)에 의해서 Fig. 5와 같이 골절될 때까지 압축실험이 수행되었다.

하중은 Ladd 등⁸의 방법에 따라서 샘플의 상부에 0.01 s⁻¹의 변위율(displacement rate)로 단일압축(uniaxial compression)을 가하여 샘플이 골절될 때까지의 응력-변형을 곡선(stress-strain curve)을 구하였다. 항복점은 0.2% 오프셋(offset)을 이용하여 구했으며, 겉보기 탄성계수(E_a, apparent modulus of elasticity)는 응력-변형률의 기울기(slope)로서 식 (1)과 같이 구하였다.

$$E_a = \sigma_y / \epsilon_y \dots\dots\dots (1)$$

E_a=apparent modulus of elasticity

σ_y=Yield stress

ε_y=Yield strain

5. 유한요소모델의 생성 및 압축실험(FEA)

유한요소모델(FE-model)은 μ-CT에 의해서 촬영된 2차원 영상을 BIONIX 3.1 (CANTIBio, Suwon, Korea) 소프트웨어에 적용하여 해면뼈의 외곽선을 추출(edge

Table 2. Mechanical properties of calcaneus trabecular bone

	σ _y (MPa)	ε _y (%)	E _a (MPa)	E _t (MPa)
Average	7.951	1.498	453.072	2970.963
STDEV	9.390	0.459	397.652	1443.210.

σ_y: yield stress, ε_y: yield strain, E_a: apparent modulus of elasticity, and E_t: tissue modulus of elasticity.

detection)하여 Fig. 6과 같은 정육면체 모델(hexahedron mesh model)을 생성하였다. 요소의 크기(element size)는 84 μm³이며, 관심체적(VOI, volume of interest)은 형태학적 지수의 분석에서 사용되었던 동일한 모델인 직경 8 mm, 높이 17 mm를 이용하였다. 모든 FE-model은 등방성(isotropic)과 선형탄성(linear elastic)으로 가정했으며, 포아송 비(ν, Poisson’s ratio)는 0.3, 그리고 해면뼈의 E_a는 만능재료시험기의 압축실험에 의해서 얻은 값을 동일 샘플에 각각 적용하여 골소주 탄성계수(E_t, tissue modulus of elasticity)를 구하였다(Table 2). 유한요소모델 생성 시 뼈의 미세구조를 최대한 반영하기 위해서 형태학적 지수인 골 체적비(BV/TV)와 유한요소모델의 체적비(BV/TV_E)를 같게 하기 위하여 BIONIX 소프트웨어의 한계치(threshold value)를 조절하여 요소(element) 수를 조절하는 방법을 사용했다.⁹ 식 (2)는 BV/TV와 BV/TV_E 간의 관계식을 보여주고 있다.

$$BV/TV = BV/TV_E = E_N/T_N \dots\dots\dots (2)$$

BV/TV: bone volume fraction

BV/TV_E: element volume fraction

E_N: tissue element number

T_N: total element number

FEA에 의한 압축 가상실험(simulation)은 ANSYS

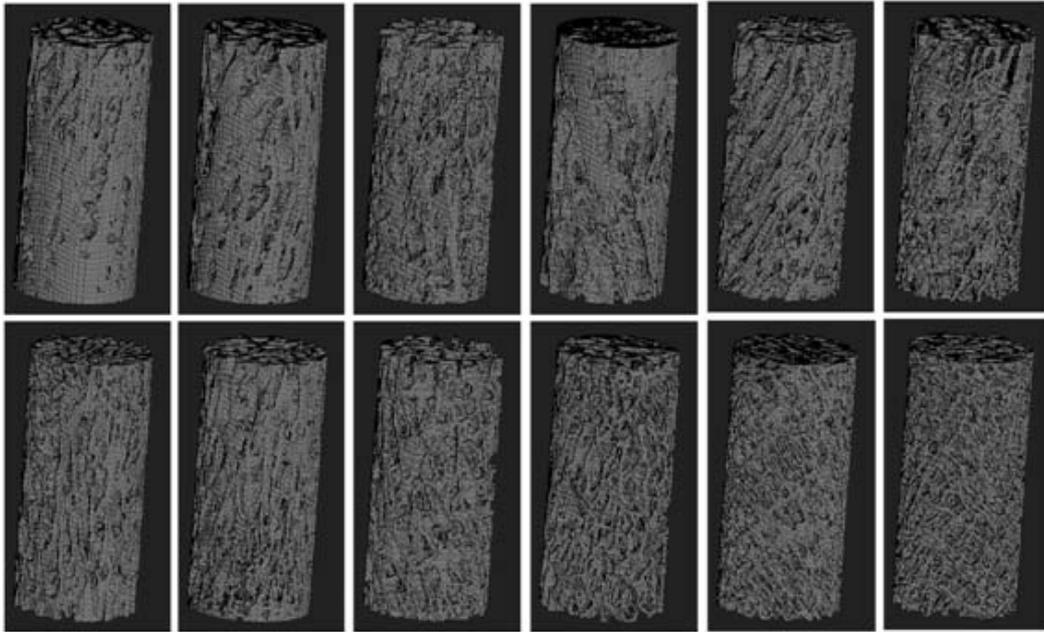


Fig. 6. Hexahedron mesh models of the primary compression trabeculae in human calcaneus. The element size is 84 μm .

10.0 (ANSYS, Inc) 소프트웨어를 이용했으며, 경계조건(boundary condition)은 만능재료시험기의 압축실험 조건과 동일하게 유한요소모델의 하부를 구속하고 상부에 변형률(strain)을 적용하였다.⁹ 변형률은 만능재료시험기에서 얻은 값을 같은 샘플의 FE-model에 각각 적용하여 항복응력(σ_y , yield stress)과 E_t 를 구하였다. 압축실험에서 얻은 평균 항복 변형률(ϵ_y , yield strain)은 1.50 (± 0.46)%였으며, 최대 항복 변형률은 2.59%이고, 최소 항복 변형률은 0.93%였다(Table 2).

6. 통계분석

통계분석은 이변량상관분석법(bivariate correlations analysis)을 이용하여 피어슨의 상관계수(person's correlation coefficient)와 유의수준(significant level)을 구하여 BMD, 형태학적 지수 그리고 기계적 강도와의 상관관계를 구하였다. 통계결과의 유의수준은 5% 이하에서 신뢰구간으로 정의하였으며, 모든 통계분석에는 SPSS Ver. 17.0 (SPSS Inc., Chicago, USA)이 사용되었다.

결 과

1. 골밀도 분석 결과

BMD는 평균 0.198 g/cm^2 (± 0.076)로 분석되었다(Table 1).

BMD와 형태학적 지수와의 통계분석 결과는 Tb.Th, BV, BS, BV/TV 그리고 BS/TV에서 의미 있는 양의 상관관계를 보였으며, BS/BV, SMI 그리고 TBPF에서는 의미 있는 음의 상관관계를 보였다. 그러나 Tb.Sp, DA 그리고 Tb.N에서 통계적 의미는 낮게 분석되었다. BMD와 뼈 강도(σ_y and E_a)와의 통계 결과는 σ_y 와 E_a 에서 피어슨 상관계수가 0.958과 0.942로 의미 있는 양의 상관관계를 보였다(Table 3).

2. 미세구조 분석 결과

형태학적 지수인 골소주 두께(Tb.Th)는 0.314 mm, 골소주 간격(Tb.Sp)은 0.7 mm, 골체적비(BV/TV)는 31.995%, 그리고 방향성을 나타내는 구조모델지수(SMI)와 이방성정도(DA)는 1.711과 0.533으로 분석되었다(Table 1). SMI는 0~3으로 표현되며 0에 가까울수록 판구조(plate-like structure), 그리고 3에 가까울수록 막대구조(rod-like structure)로 표현되며, DA

Table 3. Bivariate correlations analysis with BMD, bone morphology and mechanical strength

		BMD	σ_y	E_a	Tb.Th	Tb.Sp	BV	BS	BS/BV	BV/TV	BS/TV	DA	SMI	Tb.N	TBPf
BMD	Pearson Correlation	1	.958**	.942**	.883**	-.519	.951**	.583*	-.872**	.951**	.582*	-.547	-.713**	.523	-.985**
	Sig. (2-tailed)		.000	.000	.000	.084	.000	.047	.000	.000	.047	.066	.009	.081	.000
σ_y	Pearson Correlation		1	.969**	.857**	-.673*	.978**	.692*	-.807**	.978**	.690*	-.471	-.589*	.620*	-.930**
	Sig. (2-tailed)			.000	.000	.016	.000	.013	.002	.000	.013	.122	.044	.031	.000
E_a	Pearson Correlation			1	.781**	-.647*	.916**	.675*	-.751**	.916**	.674*	-.459	-.630*	.623*	-.896**
	Sig. (2-tailed)				.003	.023	.000	.016	.005	.000	.016	.133	.028	.030	.000
Tb.Th	Pearson Correlation				1	-.317	.903**	.343	-.958**	.903**	.342	-.554	-.370	.205	-.911**
	Sig. (2-tailed)					.316	.000	.276	.000	.000	.276	.062	.237	.523	.000
Tb.Sp	Pearson Correlation					1	-.666*	-.969**	.204	-.667*	-.969**	-.079	.348	-.919**	.456
	Sig. (2-tailed)						.018	.000	.525	.018	.000	.807	.268	.000	.136
BV	Pearson Correlation						1	.695*	-.849**	1.000**	.694**	-.457	-.549	.600*	-.946
	Sig. (2-tailed)							.012	.000	.000	.012	.135	.064	.039	.000
BS	Pearson Correlation							1	-.243	-.849**	1.000**	.079	-.506	.945**	-.534
	Sig. (2-tailed)								.447	.000	.000	.806	.094	.000	.073
BS/BV	Pearson Correlation								1	-.243	.694*	.751**	.415	-.177	.914**
	Sig. (2-tailed)									.447	.012	.005	.180	.582	.000
BV/TV	Pearson Correlation									1	-.849**	-.457	-.549	.600*	-.946**
	Sig. (2-tailed)										.000	.136	.065	.039	.000
BS/TV	Pearson Correlation										1	.081	-.504	.953**	-.534
	Sig. (2-tailed)											.803	.095	.000	.074
DA	Pearson Correlation											1	.297	-.040	.586**
	Sig. (2-tailed)												.348	.902	.046
SMI	Pearson Correlation												1	-.572	.697*
	Sig. (2-tailed)													.052	.012
Tb.N	Pearson Correlation													1	-.477
	Sig. (2-tailed)														.116
TBPf	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).

는 0~1로 표현되며 0에 가까울수록 등방성구조(isotropic structure), 그리고 1에 가까울수록 이방성구조(anisotropy structure)로 표현된다.

형태학적 지수와 뼈 강도와의 통계 결과는 Tb.Th, BV, BS, BV/TV, BS/TV, 그리고 Tb.N에서 의미 있는 양의 상관관계를 보였으며, Tb.Sp, BS/BV, SMI, 그리고 TBPf에서 의미 있는 음의 상관관계를 보였다. 그러나 DA는 통계적 의미는 낮게 분석되었다(Table 3).

3. 압축실험 결과

Instron에 의한 압축실험 결과 σ_y , ϵ_y , 그리고 E_a 는 7.951 MPa, 1.498% 그리고 453.072 MPa로 분석되었으며, FEA에 의해서 계산된 E_t 는 2.97 GPa로 계산되었다(Table 2, Fig. 7).

압축실험 결과 σ_y 와 E_a 는 BMD와 형태학적 지수와의 통계분석 결과 DA를 제외한 모든 파라미터에서 의미 있는 상관관계를 보였다.

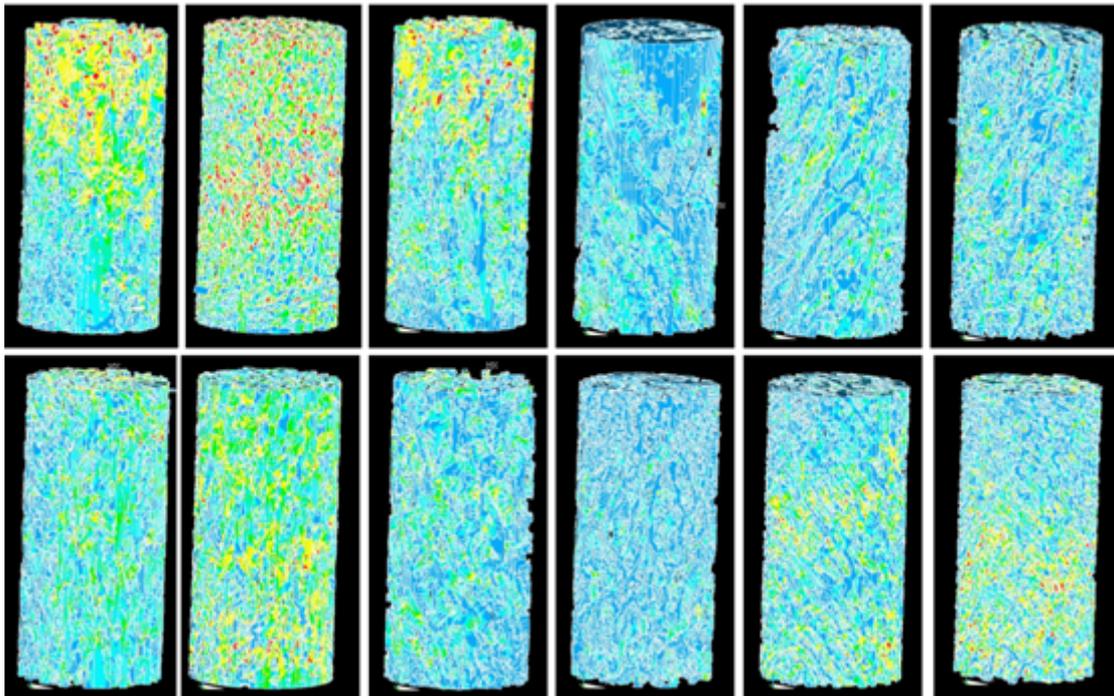


Fig. 7. Contour plots of μ -FEA calculated principal calculated stress distribution of the primary compression trabeculae in human calcaneus. The μ -FEA is used to determine tissue Young's modulus.

고 찰

뼈 강도의 정확한 분석은 골다공증을 진단하고 골절 위험도를 예측하여 골다공증 치료 및 골절 예방에 있어서 무엇보다 중요하기 때문에 임상에서 골량과 더불어 골질을 평가하여 뼈 강도의 분석하고 있다. 그러나 촬영장비의 낮은 해상도로 인한 해면뼈의 미세구조와 사람을 대상으로 뼈 강도를 정확히 분석하는데 있어서 한계가 있다.

뼈 강도 분석의 가장 효과적이고 정확한 분석 방법은 샘플에 직접 힘을 가하여 골절될 때의 강도를 측정하는 것이다. 이러한 분석 방법에는 파괴실험(destructive test)과 비파괴실험(non-destructive test)이 이용되고 있다. 파괴실험은 분석하고자 하는 샘플에 직접 힘을 가하여 만능재료시험기 등을 이용하여 골절될 때의 강도를 측정하는 것이며, 비파괴실험은 CT와 MRI 등에 의해서 촬영된 연속 영상(serial section)을 이용하여 FE-model을 만들어 컴퓨터상에서 실제와 유사한 조건으로 가상실험(simulation) 하는 방법이다. 파괴실험은 뼈 강도를 가장 정확하게 분

석하고 신뢰성이 높아 표준화된 방법인 반면에 주변 환경, 즉, 온도, 분석자의 숙련도, 샘플을 제작하는 과정에서의 오류가 발생할 수 있으며, 사람을 대상으로 *in vivo* 분석이 불가능한 단점이 있다. 반면 FEA에 의한 가상실험은 연속 영상의 해상도와 샘플의 물성치 등에 민감하게 영향을 받는다. 그러나 이 분석법은 샘플에 손상을 가하지 않아 추가 분석이 가능하며, CT 또는 MRI 등의 영상을 이용할 경우 사람 개개인의 뼈 강도 분석이 가능하다. 최근에는 임상에 고해상도 촬영이 가능한 hrCT,¹⁰ μ -MRI¹¹ 등이 사용되면서 보다 정확한 뼈 강도의 분석이 가능해졌다. 동물을 이용한 실험의 경우는 90년대 후반에 보급된 μ -CT¹²는 20 μ m 이하로 촬영이 가능하여 해면뼈의 미세구조를 반영한 μ FEA가 가능해 보다 정확한 뼈 강도를 분석하고 있다.

본 연구에서는 만능인장시험기와 FEA를 이용하여 종골 으뜸 압박 골소주의 물성치를 분석했으며, BMD, 형태학적 지수 그리고 뼈 강도를 분석하여 상호간의 상관관계를 구하였다. 종골 해면뼈의 물성치인 E_t 는 2.97 GPa로 분석되었다. 이 물성치는 FEA

해석과정에서 FE-model의 각 요소(element)에 적용되는 값으로 뼈 강도의 결과 및 골절 위험도의 예측에 직접적으로 영향을 줌으로서 중요하다. 이 물성치는 같은 사람일지라도 뼈의 부위별, 연령별, 질환별로 다른 값을 갖는다. Baek 등¹³의 연구에서 대퇴골두(femoral head)는 5.17 GPa로 분석되었으며, Ulrich 등¹²에 의한 근위 대퇴부(proximal femur) 분석에서는 3.5~8.6 GPa, 그리고 척추체(vertebral body)에서 Ladd 등⁸은 5.5~7.7 GPa로 보고하였고, Hou 등¹⁴은 2.7~9.7 GPa로 보고하였다. 이처럼 뼈의 물성치는 부위마다, 분석 방법에 따라 다른 값을 갖기 때문에 가장 정확한 물성치의 분석은 FEA의 신뢰성과 정확성으로 직결된다.

BMD, 형태학적 지수, 뼈 강도와 상관을 보려면, BMD는 뼈 강도인 σ_y 와 E_b 에서 95.8%와 94.2%의 중요한 상관관계가 있는 것으로 분석되었으며, 구조 지수와 상관관계는 Tb.Sp, DA, 그리고 Tb.N를 제외한 모든 파라미터에서 통계적 의미 있는 결과를 보였다. 본 연구에서 BMD가 뼈 강도와 형태학적 지수와의 상관관계가 높게 분석된 이유는 BMD를 측정할 때, 생검법(bone biopsy)에 의한 샘플로써 인체의 경조직(soft tissue)과 액체(골수와 혈액 등)의 영향을 받지 않았기 때문인 것으로 사료된다. 형태학적 지수와 뼈 강도와 상관을 보려면, DA를 제외한 모든 파라미터에서 의미 있는 상관관계를 보였으며, 특히 Tb.Th, Tb.Sp, BV, BS, BS/BV, BV/TV, BS/TV, SMI, Tb.N, 그리고 TBPf에서는 80% 이상의 상관관계를 보임으로써 뼈의 미세구조는 뼈 강도에 직접적으로 영향을 미치는 것으로 설명된다(Table 3). 이는 임상에서 사용되고 있는 고해상도로 촬영이 가능한 hrCT 또는 μ -MRI에 의해서 촬영된 영상을 이용하여 유한요소해석에 적용하여 뼈 강도를 분석한다면 골절 위험도를 보다 정확히 예측하여 골다공증 및 골절 위험도를 보다 정확히 진단하여 임상에 도움을 줄 수 있다고 판단된다.

결론적으로, 임상에서 BMD 분석과 아울러 고해상도의 연속 영상에 의한 해면뼈의 구조분석은 뼈 강도를 보다 정확히 평가할 수 있으며, 고해상도 연속 영상은 유한요소해석에 적용하여 뼈 강도를 직접 평가할 수 있는 방법으로서 골다공증 진단 및 골절

위험도를 *in vivo* 상에서 비파괴적인 방법으로 예측하는 하나의 평가 방법으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. Aggarwal ND, Singh GD, Aggarwal R, Kaur RP, Thapar SP. A survey of osteoporosis using the calcaneum as an index. *Int Orthop* 1986;10:147-53.
2. NIH Consensus Development Panel on Osteoporosis Prevention, Diagnosis, and Therapy. *Osteoporosis Prevention, Diagnosis, and Therapy*. JAMA 2001;285:785-95.
3. Mosekilde L, Kragstrup J, Richards A. Compressive Strength, Ash Weight, and Volume of Vertebral Trabecular Bone in Experimental Fluorosis in Pigs. *Calcified Tissue Int* 1987;40:318-22.
4. 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.
5. Parfitt AM, Drezner MK, Glorieux FH, Kanis JA, Malluche H, Meunier PJ, et al. Bone histomorphology: Standardization of Nomenclature, Symbols, and Unit. *J Bone Miner Res* 1987;2:595-610.
6. Hildebrand T, Ruegsegger P. A new method for the modelindependent assessment of thickness in three-dimensional images. *J Microscopy* 1997;185:67-75.
7. Hildebrand T, Ruegsegger P. Quantification of bone microarchitecture with the structure model index. *CMBBE* 1997;1:15-23.
8. Ladd AJ, Kinney JH, Haupt DL, Goldstein SA. Finite-element modeling of trabecular bone: comparison with mechanical testing and determination of tissue modulus. *J Ortho* 1998;16:622-8.
9. van Rietbergen B, Weinans H, Huikes R, Ddggard A. A new method to determine trabecular bone elastic properties and loading using micromechanical finite-element models. *J Biomech* 2005;28:69-81.

10. Kim KK, Won YY, Baek MH, Cui WQ, Kwon SH, Lee JH, et al. Effects of the amount of proximal tibia resection on the bone strength of prepared bone surface: A FEM study. *J Korean Orthop Assoc* 2009;44:507-13.
11. Techawiboonwong A, Song HK, Magland JF, Saha PK, Wehrli FW. Implications of pulse sequence in structural imaging of trabecular bone. *J Magn Reson Im* 2005;22:647-55.
12. Ulrich D, Hildebrand T, van Rietbergen B, Müller R, Rüegsegger P. The quality of trabecular bone evaluated with micro-computed tomography, FEA and mechanical testing. *Stud Health Technol Inform* 1997;40:97-112.
13. Baek MH, Won YY, Cui WQ, Kim YE. Correlation of the microstructural and mechanical strength of the trabecular bone - The primary compression trabeculae in human femoral head - . *J Korean Soc Osteoporos* 2009;7:84-95.
14. Hou FJ, Lang SM, Hoshaw SJ, Reimann DA, Fyhrie DP. Human vertebral body apparent and hard tissue stiffness. *J Biomech* 1998;31:1009-15.

<Appendix> Nomenclature

E_a =apparent modulus of elasticity (겉보기 탄성계수)

E_t =tissue modulus of elasticity (골소주 탄성계수)

ν =Poisson's ratio (포아송 비)

σ_y =yield stress (항복응력)

ϵ_y =yield strain (항복변형률)
