

# 인체 흉추 해면골의 영역별 형태학적 및 기계적 특성 연구

## Regional Morphological and Mechanical Characteristics in the Human Thoracic Vertebral Trabecular Bones

이태우<sup>1</sup>, 우대곤<sup>1</sup>, 고창용<sup>1</sup>, 김한성<sup>1,2,✉</sup>

Tae Woo Lee<sup>1</sup>, Dae Gon Woo<sup>1</sup>, Chang-Young Ko<sup>1</sup> and Han-Sung Kim<sup>1,2,✉</sup>

<sup>1</sup> 연세대학교 의공학과 (Department of Biomedical Engineering, Yonsei Univ.)

<sup>2</sup> 연세대학교 의료공학연구원 (Institute of Medical Engineering, Yonsei Univ.)

✉ Corresponding author: hanskim@yonsei.ac.kr, Tel: 033-760-2913

Manuscript received: 2009.7.21 / Accepted: 2009.10.23

*This study analyzed the regional morphological and mechanical characteristics of vertebrae by using micro-computed tomography (micro-CT) and micro finite element analysis (FEA). For the present study, the 12<sup>th</sup> human thoracic vertebral bones (an 85-years female and a 48-years male) were used. These were scanned by using micro-CT. Structural parameters were evaluated from the acquired 2D image data for fifteen 4×4mm<sup>2</sup> regions (five regions in respective layers of superior, middle and inferior part) in the thoracic vertebral trabecular bones. 4×4×4mm<sup>3</sup> cubic finite element models of each regions were created at 70μm voxel resolution to investigate effective modulus ( $E^T$ ). The present study indicated that there were significant differences in morphological and elastic mechanical characteristics of each region. There are close relationship between effective modulus and structural model index (SMI) in the bone of the 48-years male and between effective modulus and bone volume fraction (BV/TV) in the bone of the 85-years female. In addition, the effective modulus of central regions is about 80% stiffer than that of lateral regions at transverse plane. These findings may be likely to explain the previous result that a change of loading distribution of the vertebral trabecular bones is caused by spinal curvature and nucleus pulposus degeneration of the intervertebral disc.*

Key Words: Morphological Characteristics (형태학적 특성), Mechanical Characteristics (기계적 특성), Micro-CT (미세 전산화 단층촬영시스템), Finite Element Analysis (유한요소 해석), Thoracic Vertebral Trabecular Bone (흉추 해면골)

### 1. 서론

인간의 척추는 몸무게를 지탱하는 기둥의 역할과 온몸으로 흩어지는 신경 다발을 보호하는 중요한 역할을 담당한다.<sup>1</sup> 이러한 척추 길이의 3/4 을 차지하고 외부의 물리적 자극에 주로 대항하는 것은 척추체이며 피질골, 해면골, 골막, 골내막 등의 구조로 이루어져 있다.<sup>2</sup> 이중 해면골은 골수강 내

에 지방 조직이나 조혈 조직 사이에 존재하는 작은 기둥 모양의 골소주로 이루어져 있는데, 골다공증(osteoporosis)과 골절(bone fracture) 등 대부분의 골격계 질환은 피질골 보다는 해면골의 형태학적 특성에 의해 결정된다.<sup>3</sup> 이러한 해면골은 다공성 복합물질(porous composite material)로서 이것의 기계적 거동을 충분히 이해하기 위해서는 골밀도와 같은 형태학적 특성 분석만으로는 부족하고 구조

적 탄성계수와 같은 기계적 특성 분석이 보장되어야 한다. 이에 따라 미세 전산화 단층촬영(Micro-CT) 기법을 기반으로 하는 미세 유한요소법(finite element analysis: FEA)을 사용한 인체 해면골의 기계적 특성에 대한 연구가 수행되고 있다.<sup>4-7</sup> 해면골의 기계적 특성 연구를 위한 유한요소법의 활용에 있어, Urich<sup>8</sup> 는 해면골에서 획득한 한 번의 길이가 4mm 인 시편으로 미세 유한요소 분석법을 이용하여 방사선 영상의 해상도와 유한요소 모델의 요소 모양에 따른 해면골의 기계적 특성을 분석하였고, 그 결과 해상도는 168 $\mu$ m 이하이고 요소 모양은 육면체인 유한요소 모델이 비교적 실측치에 가까운 기계적 특성을 나타낸다고 보고하였다.

일반적으로 골밀도는 경추에서 요추로 내려갈수록 낮아지며 골질의 50% 이상이 제 12 번 흉추와 제 2 번 요추 사이에서 발생한다고 알려져 있다.<sup>1,9,10</sup> 이러한 이유로 요추의 기계적 및 형태학적 특성을 관찰한 다양한 선행 연구들이 있지만<sup>4-7</sup> 제 12 번 흉추에 관한 연구는 부족한 실정이다.

Keller<sup>4</sup> 는 요추(제 1 번 요추에서 제 4 번 요추) 해면골의 각 부위 및 영역별 탄성 및 소성 특성을 분석하여 요추체 위치 (예, 제 1 번 요추, 제 2 번 요추 등) 및 영역별 골소주 강도와 시편 형상에서의 형태학적 차이가 중요한 임상적 암시를 갖는다고 보고하였다. Frank<sup>5</sup> 는 실험을 통해 시편의 크기와 형상에 따른 해면골 구조의 기계적 특성을 평가하여 해면골 연구를 위한 최적의 시편 크기를 찾고자 하였다. Goel<sup>6</sup> 은 요추(제 3 번 요추에서 제 5 번 요추)의 영역을 세분화시켜 관상면을 기준으로 좌·우, 상·하 별 기계적 특성을 분석한 결과 좌·우측 방향(Fig. 1(a) ②) 비교에서는 내측(medial) 시편의 탄성계수가 더 크고, 상·하측 방향(Fig. 1(a) ①) 비교에서는 외측(lateral) 시편의 탄성계수가 더 크다고 보고하였다. Gong<sup>7</sup> 은 동일 요추(제 4 번 요추) 해면골의 영역별 및 나이에 따른 형태학적 특성의 차이를 연구하였지만 기계적인 특성에 대해서는 연구하지 않았다. 또한 제 12 번 흉추의 경우 요추와 연결되어 있고 요추만큼 높은 골질률을 가지고 있으나 상대적으로 연구가 부족한 실정이다.

따라서 본 논문에서는 제 12 번 흉추 해면골의 특성을 보다 정확히 규명하고자 해면골을 미소영역으로 나눠서 각 영역의 기계적 특성과 형태학적 특성을 복합적으로 관찰하였다. 세부 영역의 기계적 특성 관찰을 위해 Urich<sup>8</sup> 등의 연구를 기반으로 기존의 연구와 상대비교를 위해 한 번의 길이가 4mm 인 복셀요소를 갖는 유한요소 모델을 대상으로 선정하였다.

**2. 재료 및 방법**

**2.1 시편준비**

본 연구를 위해 85 세 여성(시편 A)과 48 세 남성(시편 B) 사체에서 12 번째 흉추를 획득하였다. 획득한 뼈는 영하 25 $^{\circ}$ C에서 냉동 보관하였고 미세 전산화 단층촬영을 위하여 한 시간 전에 상온의 식염수에 넣어 이물질을 걸러내고 결면의 생체 연조직을 제거하였다.

**2.2 형태학적 분석**

미세 전산화 단층촬영시스템(SKyscan-1076, SKYSCAN N. V., Belgium)을 이용하여 35 $\mu$ m 의 해상도로 12 번째 흉추의 횡단면 영상을 촬영하였다. Fig. 1 에서와 같은 영상을 얻기 위해 층별로 상

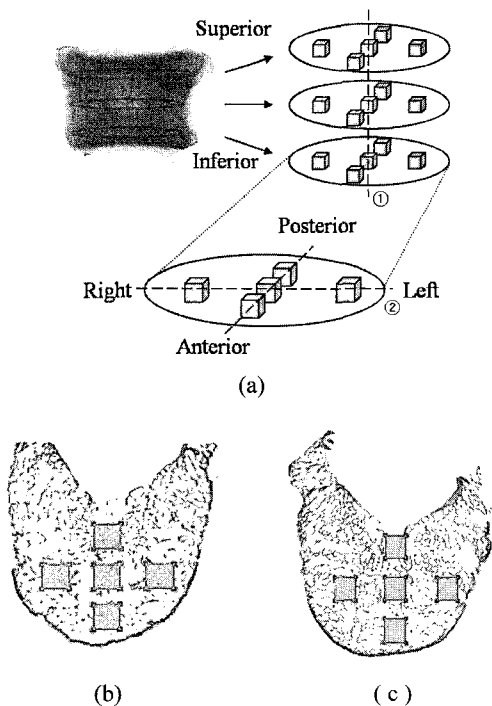


Fig. 1 (a) Schematic diagram of 15 regions in the three layers, (b, c) 4x4mm square regions obtained from 2D images at transverse planes, (b) 85-years female and (c) 48-years male

(superior), 중(middle), 하(inferior)로 나누고, 각 층에서 전(anterior), 후(posterior), 좌(left), 우(right), 중심(center) 영역을 선정하여 총 15 영역을 획득하였다. 획득한 영상을 기반으로 구조적 파라미터(structural parameter)를 측정하였다. 해면골의 형태학적 특성을 의미하는 구조적 파라미터는 해면골의 두께 (Tb.Th: trabecular thickness), 단위면적당 해면골 수 (Tb.N: trabecular number), 해면골의 체적비 (BV/TV: bone volume fraction), 해면골 사이의 거리 (Tb.Sp: trabecular separation), 구조적 모델 지수 (SMI: structure model index) 등 의 3 차원 미세구조 정보를 포함한다.

### 2.3 전산모의해석

Bionix 3.3 (Cantibio Co., Korea) 소프트웨어를 사용하여 선택된 영역의 2 차원 단면 촬영 영상을 한 번의 길이가 4mm 인 정육면체 시편의 3 차원 복셀 구조로 변환시켰다. 미세 전산화 단층촬영 시스템을 이용하여 요추 해면골의 2 차원 영상의 해상도에 따른 기계적 특성을 분석한 Woo<sup>11</sup> 의 연구를 참고한 결과, 84 $\mu$ m 해상도까지는 비교적 일관된 탄성계수를 측정할 수 있다는 사실을 확인하였다. 위의 결과에 근거하여 본 연구는 흉추 해면골 시편의 복셀 크기를 70 $\mu$ m 로 결정하였다. Hypermesh 7.0 (Altair Engineering, Inc., USA) 소프트

웨어에서 전산모의해석을 위한 3 차원 유한요소 모델로 재건하였다. 이때 Rietbergen<sup>12</sup> 등의 결과를 바탕으로 구조적 파라미터의 체적비와 유한요소 모델의 체적비를 같게 하였다. 본 연구에서는 형태학적 차이에 따른 기계적 특성 관찰을 위해 두 뼈에 동일하게 Ulich<sup>8</sup> 가 사용한 물성치(Young's modulus: 10GPa, Poisson's ratio: 0.3)를 적용하였으며, 모든 모델은 등방성으로 가정하였다.

전산모의실험에서 시편의 횡단면에 수직 방향으로 가해지는 수직 압축 실험을 수행하기 위해 Abaqus 6.4 (SIMULIA, USA) 소프트웨어를 사용하였다. 각각의 시편의 3 차원 유한요소모델에 구속 조건을 정하고 해당 압축 하중을 부가하였다. 탄성 특성을 분석하기 위해 3 차원 유한요소모델의 상단부에 0.02mm (변위의 0.5%)의 변위까지 압축을 허용하도록 압축 하중 조건을 부가하였다.

### 2.4 통계분석

각 구조적 파라미터들과 구조적 탄성계수의 상관관계를 분석하기 위하여 SPSS 12 (SPSS Inc., USA)를 사용하여 회귀분석을 수행하였다. 이때 유의한 값들을 기준으로 변수선택법 중 앞으로부터의 단계적 회귀(stepwise)를 통하여 회귀분석을 수행하였다.

Table 1 Descriptive statistics of the structural parameters and FE analysis results in 85-years female bone

		BV/TV (%)	Tb.Th (mm)	Tb.Sp (mm)	Tb.N (mm <sup>-1</sup> )	SMI	E <sup>†</sup> (GPa)
At transverse plane	Anterior	7.273 ±0.596	0.214 ±0.027	0.935 ±0.048	0.342 ±0.027	2.592 ±0.079	1.438 ±0.733
	Right	9.139 ±0.653	0.208 ±0.011	0.865 ±0.087	0.440 ±0.032	2.313 ±0.129	1.880 ±0.591
	Central	11.296 ±0.814	0.224 ±0.023	0.799 ±0.066	0.506 ±0.015	2.300 ±0.090	2.928 ±0.573
	Left	8.653 ±0.547	0.214 ±0.025	0.931 ±0.076	0.406 ±0.029	2.332 ±0.145	2.002 ±0.507
	Posterior	9.893 ±1.830	0.185 ±0.007	0.796 ±0.011	0.535 ±0.088	2.165 ±0.126	2.052 ±0.819
	At coronal plane	Superior	9.039 ±1.169	0.208 ±0.023	0.876 ±0.092	0.441 ±0.091	2.315 ±0.194
Middle	10.073 ±1.957	0.222 ±0.024	0.908 ±0.075	0.458 ±0.105	2.273 ±0.189	2.643 ±0.501	
Inferior	8.640 ±1.624	0.196 ±0.011	0.812 ±0.061	0.438 ±0.062	2.432 ±0.127	1.534 ±0.604	

Table 2 Descriptive statistics of the structural parameters and FE analysis results in 48-years male bone

		BV/TV (%)	Tb.Th (mm)	Tb.Sp (mm)	Tb.N (mm <sup>-1</sup> )	SMI	E <sup>†</sup> (GPa)
At transverse plane	Anterior	10.582	0.156	0.584	0.677	2.463	0.589
		±2.891	±0.006	±0.109	±0.166	±0.119	±0.274
	Right	13.600	0.177	0.596	0.769	2.214	1.811
		±2.637	±0.005	±0.082	±0.155	±0.110	±0.625
	Central	14.919	0.184	0.612	0.813	2.067	3.013
		±2.074	±0.011	±0.124	±0.126	±0.091	±0.404
Left	10.763	0.163	0.616	0.659	2.472	0.888	
	±2.037	±0.008	±0.107	±0.118	±0.199	±0.408	
Posterior	15.206	0.196	0.683	0.780	2.096	2.546	
	±5.517	±0.018	±0.273	±0.279	±0.228	±0.965	
At coronal plane	Superior	11.303	0.168	0.589	0.671	2.406	1.281
		±1.941	±0.010	±0.026	±0.082	±0.221	±0.849
	Middle	11.378	0.182	0.766	0.622	2.151	2.051
		±2.318	±0.024	±0.133	±0.089	±0.157	±1.276
	Inferior	16.361	0.175	0.499	0.926	2.230	1.977
		±3.431	±0.016	±0.014	±0.110	±0.248	±1.142

Table 3 Relation between structural parameters and effective modulus

	BV/TV	Tb.Th	Tb.Sp	Tb.N	SMI	E <sup>†</sup>
BV/TV	1	-0.161	-0.706**	-0.935**	-0.661**	0.528**
Tb.Th	-0.161	1	0.717	-0.490	0.112	0.510**
Tb.Sp	-0.706*	0.717*	1	-0.884**	0.302	0.088
Tb.N	0.935*	-0.490	-0.884	1	-0.596**	0.265
SMI	-0.661*	0.112	0.302	-0.596**	1	-0.632**
E <sup>†</sup>	0.528**	0.510*	0.088	0.265	-0.632**	1

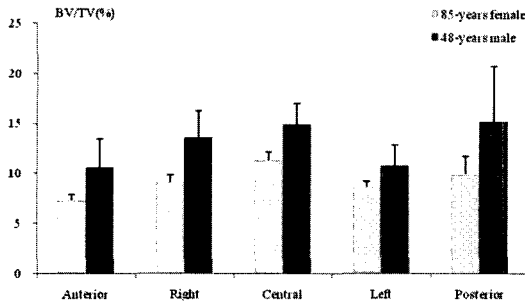
\* : Correlation is significant at the 0.05 level., \*\* : Correlation is significant at the 0.01 level

### 3. 결과

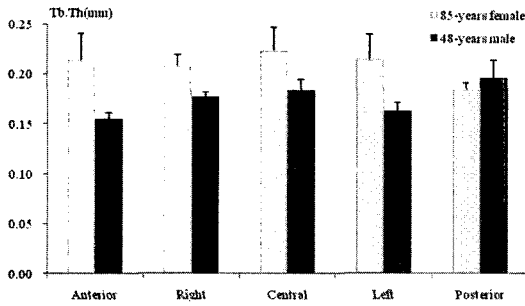
척추 해면골을 미세 전산화 단층촬영시스템으로 촬영 후, 선정된 15 영역에서 계산된 구조적 파라미터와 유한요소법으로 획득한 구조적 탄성계수의 각 층 및 축의 기술통계 값이 Table 1 과 2 에 정리되어 있다. 횡단면의 5 영역의 기술통계 값은 상·중·하 세 층의 평균 및 표준편차이고, 관상면에서 세 층의 기술통계 값은 전·후·좌·우·중심 5 영역의 평균 및 표준편차이다. 시편 A 의 구조적 파라미터는 횡단면에서 5 영역으로 나눌 때 보다 관상면에서 세 층으로 나눌 때 더 큰 표준편차를 갖게 된다.

각 구조적 파라미터와 구조적 탄성계수(E<sup>†</sup>:

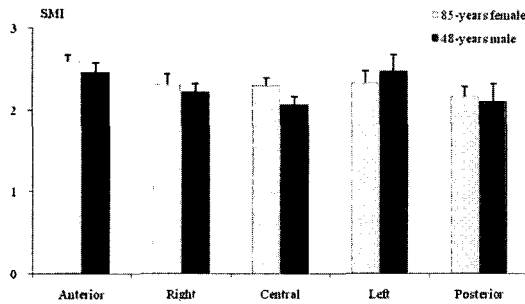
effective modulus) 사이의 관계를 변수선택법 중 단계적 회귀를 이용하여 재차 회귀분석을 수행한 결과 BV/TV 및 SMI 는 구조적 탄성계수와 0.01 수준에서 유의하고, Tb.Th는 구조적 탄성계수와 0.05 수준에서 유의하였다(Table 3). 통계분석으로 구조적 탄성계수와 유의성이 높은 구조적 파라미터인 BV/TV, Tb.Th, SMI 의 층과 축 별 기술통계 값을 그래프로 표시하였다(Fig. 2 와 3). 두 뼈 모두 중심 축영역에서 BV/TV, Tb.Th, E<sup>†</sup>는 가장 크고, SMI 는 가장 작았다. 이 결과는 좌·우의 기계적 특성을 분석한 Keller<sup>4</sup> 와 Goel<sup>6</sup> 의 요추 해면골 결과와 유사하였다. 시편 A 의 경우 BV/TV, Tb.Th, SMI, E<sup>†</sup> 모두 좌·우 축 영역 비교에서는 비슷한 값을 보였지만, 전·후 축 영역 비교에서는 BV/TV 와



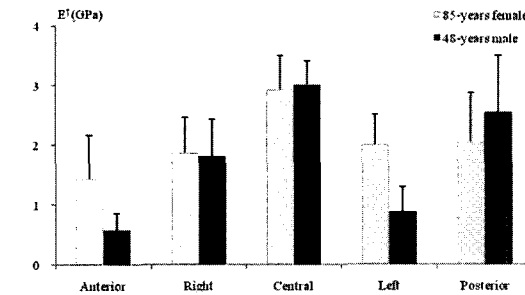
(a) BV/TV



(b) Tb.Th

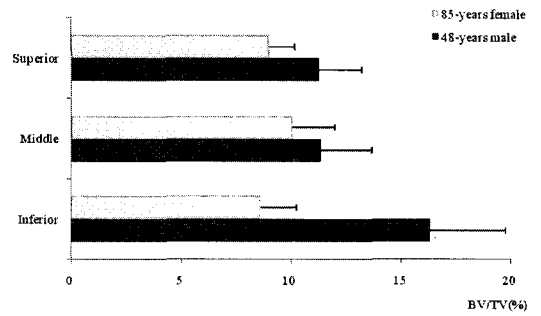


(c) SMI

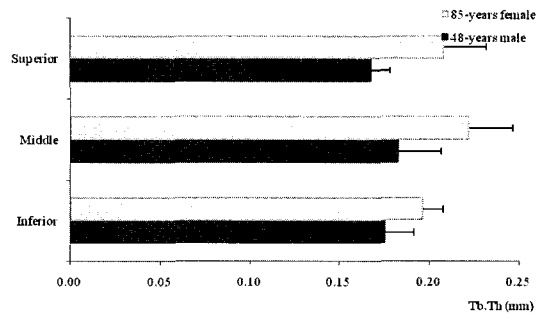


(d) E†

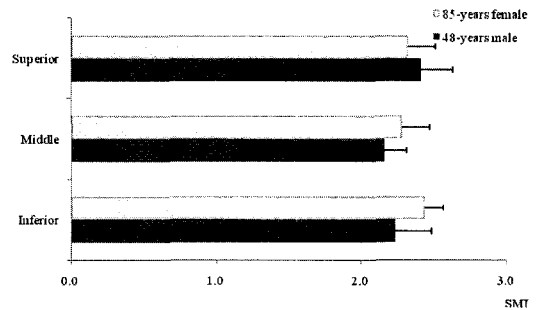
Fig. 2 Structural and mechanical characteristic results based on statistic values at transverse plane



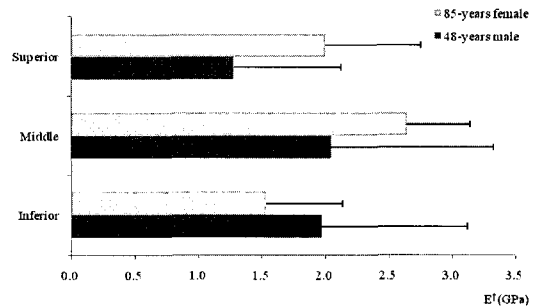
(a) BV/TV



(b) Tb.Th



(c) SMI



(d) E†

Fig. 3 Structural and mechanical characteristic results based on statistic values at coronal plane

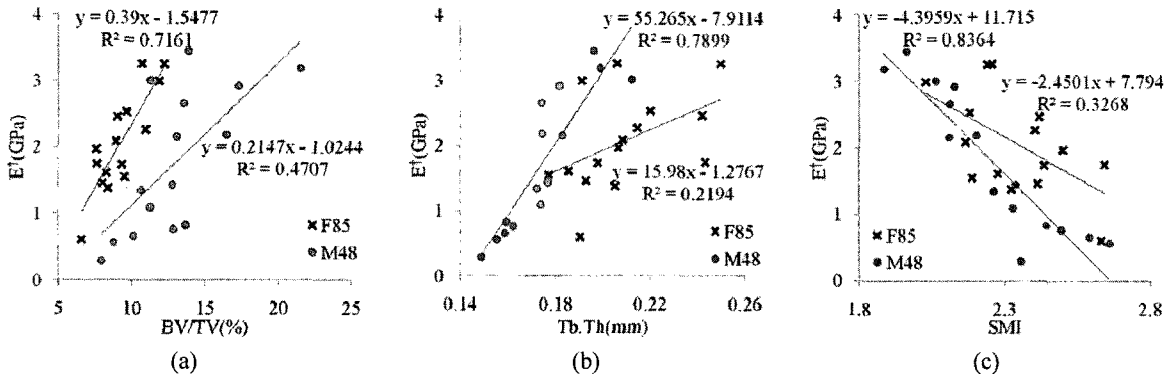


Fig. 4 Scatter diagrams of structural parameters vs.  $E^\dagger$ , (a) BV/TV vs.  $E^\dagger$ , (b) Tb.Th vs.  $E^\dagger$ , and (c) SMI vs.  $E^\dagger$

$E^\dagger$ 는 후 축 영역의 값이 더 크고, Tb.Th 와 SMI 는 전 축 영역의 값이 더 컸다.

Fig. 4 는 해면골의 구조적 파라미터와 구조적 탄성계수로 표현한 산포도(scatter diagram)이다. 구조적 탄성계수는 시편 A 에서는 BV/TV 와 상관관계가 크지만 시편 B 에서는 SMI 및 Tb.Th 와 상관관계가 크다는 것을 알 수 있었다.

#### 4. 토의 및 결론

본 연구에서는 흉추 해면골의 세부 영역별 형태학적 특성과 기계적 특성을 비교 분석하였다. 이를 위해 미세 전산화 단층촬영시스템과 미세 유한요소법을 이용하였다. 그 결과 해면골의 영역에 따라 시편의 형태학적 특성과 기계적 특성이 다르게 나타났다. Table 1 과 2 에서 Tb.Th 와 Tb.Sp 의 결과가 비슷한 경향을 나타내는데 이는 골소주가 두꺼우면 골소주간 거리는 멀고 골소주가 얇으면 골소주간거리는 짧다는 것을 의미한다.

구조적 파라미터를 연령별로 비교하면 연령이 높은 뼈의 BV/TV 와 Tb.N 은 작고 Tb.Th 와 Tb.Sp 및 SMI 는 크다. 그 이유로 두 가지를 추정해볼 수 있는데, 우선 골밀도가 감소하고 골소주간 거리가 멀어지면 해면골의 구조가 약해짐으로 이에 대한 일종의 보상작용으로 골소주의 두께가 두꺼워진다는 것과, 높은 연령의 해면골에서 가는 골소주는 퇴화되고 굵은 골소주만 남게 되어 평균 골소주 두께는 두껍게 측정된다는 것이다(Fig. 5). 시편 A 에서 BV/TV 는 낮지만 (29%) 평균 골소주의 두께는 두껍고 (19% 더 두꺼운 Tb.Th) 골소주 간 거리는 먼 (40% 더 먼 Tb.Sp) 것이다. 또한 시편 B 의 해면골의 구조가 시편 A 의 해면골보다

판구조(SMI 의 값이 0 에 가까울수록 판구조임을 의미함)에 가까운 형상을 보인다는 것을 알 수 있다. 일반적으로 골소주가 판구조에 가깝다는 것은 골소주의 두께가 두꺼울 가능성이 크지만 본 연구 결과에서는 SMI 가 더 낮은 시편 B 보다 시편 A 의 Tb.Th 가 더 높게 측정된다.

세부 영역을 비교해 보면 좌·우 축 비교에서는 중심축이 좌·우 축에 비해 약 80% 강한 기계적 특성을 갖는다. 형태학적 특성 역시 중심축이 BV/TV 는 약 24%, Tb.Th 는 약 6% 크고, SMI 는 약 6% 더 작은(판 구조에 가까운) 구조를 갖고 있다. 이는 척추에서 척추체 사이에 있는 추간원판(intervertebral disc)의 수핵(nucleus pulposus)이 퇴화되는 과정에서 관찰되는 특성으로 추정된다. 전·후 축 비교에서는 후축이 전축에 비해 약 126% 더 강한 기계적 특성을 가지며, BV/TV 는 약 40% 정도 더 높다. 제 12 번 흉추는 흉추 후만의 범위에 해당하므로 압축응력이 가해지면 척추체의 앞쪽은 앞축응력을 받고 뒤쪽은 인장응력을 받는다.<sup>1</sup> 일반적으로 동일 구조의 뼈는 압축응력보다 인장응력에 취약하기 때문에 후축이 전축에 비해 강한 구조로 되어있을 것으로 추정된다.

본 연구에서 BV/TV 가 더 작은 시편 A 의 구조적 탄성계수가 시편 B 보다 약 43% 큰 값을 보였다. 각 파라미터들과 구조적 탄성계수 사이의 관계를 보면 SMI, BV/TV, Tb.Th 순으로 유의한 값들을 가짐을 알 수 있었다(Fig. 4). 흔히 구조적 탄성계수와 가장 높은 상관관계가 있을 것으로 예상된 BV/TV 보다 오히려 SMI 가 더 높은 상관관계가 있다는 것을 알 수 있었다. 지금까지의 연구 결과에서처럼 척추 해면골의 특성을 분석하기 위해서는 골밀도를 포함한 SMI, Tb.Th 같은 형태학

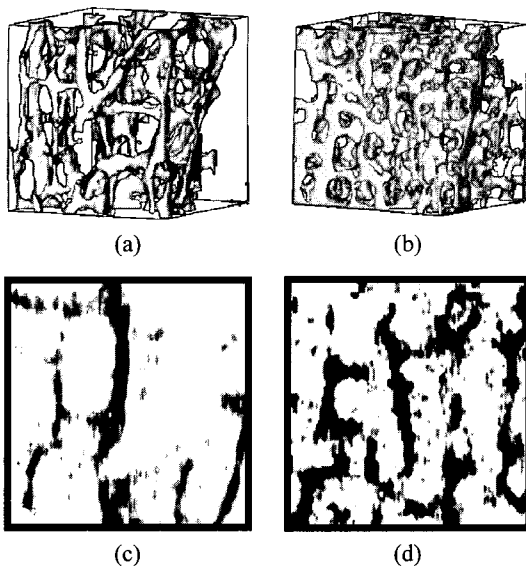


Fig. 5 Representative 3D microstructures and 2D sagittal images of trabecular bones. (a) 3D model in 85-year female, (b) 3D model in 48-year, (c) 2D image in 85-year female, and (d) 2D image in 48-year male

적 특성에 대한 연구가 수행되어야 하며 더 나아가 기계적인 특성을 알 수 있는 연구가 병행되어야 할 것이다. 추가로 본 연구 결과와 같이 성별 및 연령 등 개체 특성에 따라 기계적 특성과 주요한 상관성이 있는 형태학적 특성의 종류가 다르므로 시험 대상에 맞는 실험 인자의 선택이 필요하다.

따라서 기존 연구에서는 골밀도만으로도 뼈의 기계적 특성을 어느 정도 예측하려고 시도했지만, 골밀도보다 기계적 특성에 더 큰 영향을 미치는 형태학적 특성 인자가 있기 때문에 확실한 설명은 부족함을 본 연구결과로 확인하였다. 하지만 시편 수가 2 개로 적다는 것과 두 시편이 획득된 사체의 나이차 등이 제한사항이다. 그리고 두 뼈의 형태학적 차이가 기계적 특성에 미치는 영향을 관찰하기 위해 동일한 기계적 물성치를 적용하였다. 향후 보다 명확한 확인을 위해 다양한 뼈로 동일한 실험을 한 후 각 뼈의 형태학적 특성을 의미하는 구조적 파라미터들과 기계적 특성을 의미하는 탄성 특성을 통계학적으로 비교하고 척추체와 추간판을 포함한 응력 전달 및 분포를 복합적으로 연구하는 것이 앞으로의 과제이다.

본 연구에서는 제 12 번 흉추 해면골의 영역에

따라 형태학적 특성 및 기계적 특성의 차이가 있음을 확인하였고 그 이유는 추간원판 내 수행의 퇴화와 척추만곡에 의한 것으로 확인하였다. 또한 시편 A의 기계적 특성은 BV/TV와 상관성이 높고 시편 B의 기계적 특성은 SMI 및 Tb.Th와 상관성이 높기 때문에 개체 별로 기계적 특성을 예측할 수 있는 구조적 파라미터의 종류가 다르다는 것을 확인하였다.

### 참고문헌

- White, A. and Panjabi, M., "Clinical Biomechanics of the Spine," J. B. Lippincott Company, pp. 3-77, 1990.
- Cowin, S., "Bone Mechanics Handbook," CRC Press, pp. 1-57, 2001.
- Eswaran, S., Bayraktar, H., Adams, M., Gupta, A., Hoffmann, P., Lee, D., Papadopoulos, P. and Keaveny, T., "The Micro-Mechanics of Cortical Shell Removal in the Human Vertebral Body," Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, Vol. 196, No. 31-32, pp. 3025-3032, 2007.
- Keller, T., Hansson, T., Anram, A., Spengler, D. and Panjabi, M., "Regional Variations in the Compressive Properties of Lumbar Vertebral Trabeculae: Effects of Disc Degeneration," Spine, Vol. 14, No. 9, pp. 1012-1019, 1989.
- Frank, L., Ivan, H. and Frank, M., "The Effect of Specimen Geometry on the Mechanical Behaviors of Trabecular Bone Specimens," Journal of Biomechanics, Vol. 25, No. 4, pp. 359-368, 1992.
- Goel, V., Ramirez, S., Kong, W. and Gilbertson, L., "Cancellous Bone Young's Modulus Variation within the Vertebral Body of a Ligamentous Lumbar Spine-Application of Bone Adaptive Remodeling Concepts," Journal of Biomechanics, Vol. 117, No. 3, pp. 266-271, 1995.
- Gong, H., Zhang, M., Yeung, H. and Qin, L., "Regional Variations in Microstructural Properties of Vertebral Trabeculae with Aging," Journal of Bone and Mineral Metabolism, Vol. 23, No. 2, pp. 174-180, 2005.
- Ulrich, D., Rietbergen, B., Weinans, H. and Rueggsegger, P., "Finite Element Analysis of Trabecular Bone Structure: A Comparison of Image-Based Meshing Technique," Journal of Biomechanics,

- Vol. 31, No. 12, pp. 1187-1192, 1998.
9. Almeghi, A., Deliri, H., Dameron, J. and Pfister, A., "Fracture of the Osteoporotic Cervical Spine from a Low-Level Trauma," *The West Virginia Medical Journal*, Vol. 101, No. 2, pp. 336-344, 2006.
  10. Yoganandan, N., Pintar, F., Stemper, B., Baisden, J., Aktay, R., Shender, B., Paskoff, G. and Laud, P., "Trabecular Bone Density of Male Human Cervical and Lumbar Vertebrae," *Bone*, Vol. 39, No. 2, pp. 336-344, 2006.
  11. Woo, D., Won, Y., Kim, H. and Lim, D., "A Biomechanical Study of Osteoporotic Vertebral Trabecular Bone: The Use of Micro-CT and High-Resolution Finite Element Analysis," *Journal of Mechanical Science and Technology*, Vol. 21, No. 4, pp. 593-601, 2007.
  12. Rietbergen, B., Weinans, H., Huiskes, R. and Polman, B., "Computational Strategies for Iterative Solutions of Large FEM Applications Employing Voxel Data," *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, Vol. 39, No. 16, pp. 2743-2767, 1998.