

유한요소법에 의한 골강도와 micro-CT 지표 및 골밀도간의 상관관계

원광대학교 치과대학 구강악안면 방사선학 교실

윤영남 · 이 완 · 이병도

Analysis on correlation between bone strength by FEA, micro-CT parameters and bone mineral density

Young-Nam Yoon, Wan Lee, Byung-Do Lee

Department of Oral & Maxillofacial Radiology, School of Dentistry, Wonkwang University

ABSTRACT

Purpose : Bone mineral density (BMD) and bone microarchitecture are important determinants for bone strength. Recently micro-CT have provided possibilities for measuring a variety of structural indices to characterize bone microarchitecture. The objective of this study was to compare the BMD and micro-CT parameters with Young's modulus calculated by finite element analysis (FEA) for the evaluation of bone strength.

Materials and Methods : Bone specimens were obtained from the 18 female rabbits aged 16 weeks. Of those, 36 samples (right and left femur) were selected for 3D micro-CT analysis (ANTTM, SKYSCAN, Belgium) and BMD by PIXImus 2 (GE Lunar Co. USA). Five microstructural parameters of micro-CT, such as trabecular thickness (Tb.Th), bone specific surface (BS/BV), percent bone volume (BV/TV), structure model index (SMI) and degree of anisotropy (DOA) were studied. Young's modulus was obtained by software program (ANSYS 9.0, ANSYS Inc, Canonsburg, PA) based on micro-CT three dimensional images.

Results : Young's modulus assessed by FEA correlated significantly with Tb.Th, BV/TV, BS/BV and SMI respectively. Young's modulus showed higher correlation with these microstructural parameters of micro-CT than BMD. Microstructural parameters except DOA showed significant correlations within the examined group.

Conclusion : The microarchitectural parameters of micro-CT and BMD represented some informations in the evaluation of bone strength assessed by FEA. (*Korean J Oral Maxillofac Radiol* 2007; 37 : 53-9)

KEY WORDS : Computed Tomography; Bone; Finite Element Analysis

서 론

폐경은 노화현상의 일종으로 근본적인 원인은 아직까지 확실히 밝혀지지 않았으나 에스트로겐 분비 감소가 주된 원인으로 알려지고 있으며, 이로 인해 골다공증이 유발되고 노년기 골절의 주요한 요인이 된다.

골절과 관계되는 골강도는 골밀도(bone mineral density, BMD)와 밀접한 관련이 있는데, 임상에서 주로 이용되는 방사선학적 골밀도 측정방법으로는 이중에너지방사선흡수계측법(Dual energy X-ray absorptiometry, DEXA), 정량적전

산화단층촬영법(Quantitative computed tomography), 정량적 초음파법(Quantitative ultrasonography) 등이 있으며 이 중 DEXA를 이용하여 요추와 대퇴골의 골밀도를 측정함으로써 전신적인 골다공증 여부를 판단하는 것이 일반적인 방법이다.^{1,2}

최근의 연구들에 의하면 골강도에 관여하는 요인에는 골밀도 뿐 아니라 골구조(bony architecture)의 특성 또한 중요하다고 알려져 있다.^{3,4} 최근 micro-CT(computed tomography)와 고해상도 자기공명영상(high-resolution MRI)을 비롯한 비침습적인 촬영기술의 진보로 말미암아 골의 3차원 미세구조를 직접적으로 평가하는 것이 가능하게 되었다.⁵⁻⁸

골의 기계적 특성을 이용하여 골강도를 측정하는 방법에는 전통적으로 압축강도 등이 평가될 수 있으나 여러가지 제한된 요소에 의하여 신뢰도에 의문이 제기되고 있으

접수일 : 2007년 1월 2일; 심사일 : 2007년 1월 3일; 채택일 : 2007년 2월 7일
Correspondence to : Prof. Byung-Do Lee
Department of Oral and Maxillofacial Radiology, College of Dentistry, Wonkwang University, 344-2, Shinyong dong, Iksan city, Chunbuk 570-711, Korea
Tel) 82-63-850-1912, Fax) 82-63-857-4002, E-mail) eebydo@wonkwang.ac.kr

며,⁹ 골조직의 기계적 물성을 평가할 수 있는 또 다른 방법으로는 유한요소분석 (finite element analysis, FEA)이 있다. 유한요소분석은 골에 가해지는 응력분포를 알 수 있고 골구조 탄성계수 측정이 가능하기 때문에 골의 특징이나 골절 등의 기전을 연구하는데 유용하다.¹⁰ Rietbergen 등¹¹과 Ulrich 등¹²은 micro-CT에서 획득된 미세영상을 바탕으로 유한요소법을 적용하여 골조직 물성에 대한 유용한 정보를 얻을 수 있다고 보고한 바 있다.

micro-CT는 이전의 단순 방사선사진촬영법이나 컴퓨터 단층촬영법에 비해 고해상도 영상자료를 제공하며, 이로 인해 micro-CT를 이용한 미세구조 유한요소분석은 골조직에 가해지는 부하 (loading) 정도나 해면골의 영률 (Young's modulus)을 연구하는데 도움이 된다.¹²

본 연구에서는 토끼의 대퇴골두부를 micro-CT로 촬영하여 3차원 골미세구조 영상모델을 획득하고 micro-CT 자료를 바탕으로 한 유한요소모델을 재건하여, micro-CT 지표치와 영률값을 측정, 비교하여 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

재료 및 방법

1. 연구재료

뉴질랜드 화이트종 암토끼 18개체수로 관허 실험 및 사육기관인 샘타코(오산, 한국)에서 난소 적출술 후 사육하였으며, 사용된 토끼는 생후 4개월로 평균 체중 3.2 kg이었다. 폐경 시간에 따른 다양한 골구조 변화와 골밀도, 골강도를 나타낼 것을 예상하고 인위적 난소 적출술을 한 암토끼를 시간 경과시마다 토끼를 희생시켜 좌우 대퇴골, 총 36개의 골시편을 얻었다.

2. micro-CT 촬영 및 3차원 미세구조의 형태학적 지표

모든 대퇴골두 해면골 시편의 촬영은 micro-CT (SkyScan-

1072, Antwerp, Belgium)를 이용하였다. 80 kV의 관전압과 100 μ A의 관전류 조건으로 X선이 발생되어 1,024 \times 1,024 화소크기의 matrix에 2차원 영상이 보이게 제작되어 있었다. micro-CT는 시편이 0.9°씩 회전하여 180°까지 200회를 촬영하게 되는데 0.9°씩 회전하는 동안의 X선속 노출 시간은 5.9초이었다. 모든 시편의 해상도 (spatial resolution)는 21.31 μ m \times 21.31 μ m로 설정하여 시편 당 약 1,000장씩의 미세영상을 획득하였다. 획득된 파일은 .wts 형식으로 미세단층 촬영된 정보만을 담고 있어 육안으로는 확인할 수 없었다. 이 파일을 TomoNT™ (SKYSCAN, Belgium) 소프트웨어를 이용하여 Fig. 1과 같이 2차원 영상을 얻었다.

2차원 미세영상은 256 회색조를 바탕으로 모든 시편에 동일한 감쇠 계수 (0.328-0.022)를 사용하였다. 관심체적 (VOI, volume of interest)은 2차원 미세영상을 바탕으로 CT Analyser™ (SKYSCAN, Belgium) 소프트웨어를 이용하여 성장판 (growth plate)을 기준으로 대퇴골두부의 해면골을 최대한 포함할 수 있도록 지름 2.13 mm, 높이 1.06 mm의 동일한 위치에서 선택 후, ANT™ (SKYSCAN, Belgium) 소프트웨어를 이용하여 3차원 원통형 모델을 재구성 (reconstruction)하였다. 3차원 모델은 지름 2.13 mm (100 pixel), 높이 1.06 mm (50 pixels)로 제작하였다 (Fig. 1C).

본 연구에 이용된 micro-CT의 삼차원 미세구조의 형태 계측학적 지표 (morphometric parameter)는 percent bone volum (BV/TV), bone specific surface (BS/BV), trabecular thickness (Tb.Th), structure model index (SMI), 그리고 비등방성도 (degree of anisotropy, DOA) 등 5개 항목이었다.¹³ micro-CT 지표들 중 BV/TV는 관심용적 내에 존재하는 골소주의 양을 의미하며 수질골이 골수강을 포함하고 있기 때문에 BV/TV는 항상 100% 미만이며, 피질골은 100%에 근접한 결과를 보인다. BS/BV은 관심 용적내의 골용적에 대한 골표면 면적의 비율이며, 구조의 복잡성 (complexity)을 특징짓는 영상지표이다. Tb.Th는 골소주내에 수많은 구 (sphere)를 위치시켜 그 평균 직경을 이용하는 직접적인

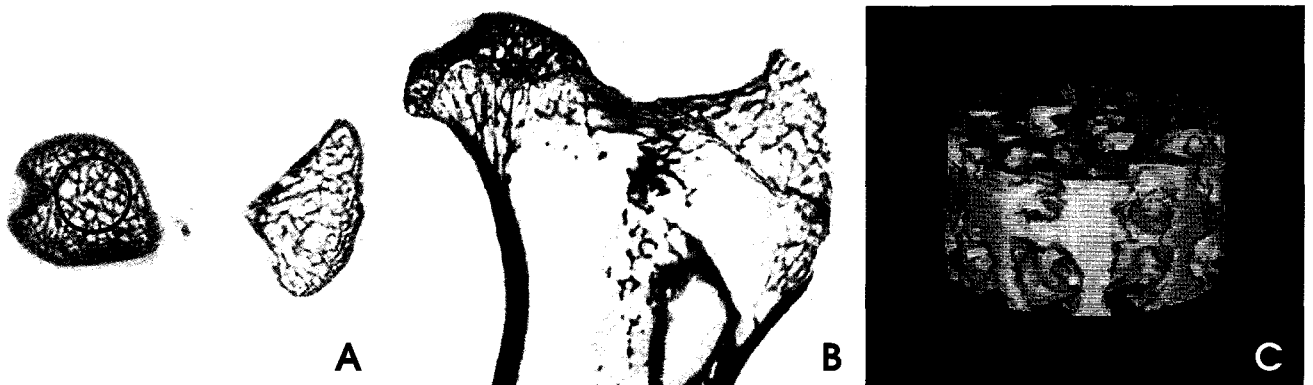


Fig. 1. micro-CT image of rabbit femoral head. A, Two dimensional axial view of ROI. B, Two dimensional sagittal view. C, Three dimensional image of VOI (volume of interest).

방법으로 구하였다 [Tb.Th=2/(BS/BV), Parallel plate model 기반].¹³ SMI는 골소주의 형태가 막대 모양 (rod-like) 혹은 판 모양 (plate-like) 중 어느 형태가 우세한지를 알려주는 지표로 이상적인 판모양의 경우 0, 막대모양의 경우 3의 값을 가지며 대개는 0과 3사이의 SMI 값을 갖는다. DOA는 특정방향의 축을 따른 골소주 구조의 배열이 있는지 없는지, 즉 3차원에서의 대칭성에 대한 측정값이라 할 수 있다.

3. 유한요소 모델 제작 및 영률 산출

유한요소 모델은 micro-CT에서 획득된 2차원 영상을 기반으로 관심체적이 3차원 영상모델과 동일하게 설정하여 정육방형 요소 (hexahedron mesh)로 재건하였다. 모든 모델은 등방성 (isotropic)이며 선형탄성 (linear elastic)으로 가정하였고, 영률 (Young's modulus)과 포아송비 (Poisson's ratio)는 문헌을¹¹ 참고하여 각각 10 Gpa과 0.3을 적용하여 골조직의 특성을 부여하도록 하였다. Meshing과 요소 (element) 재건은 BIONIX (CANTIBio INC, Suwon, Korea) 소프트웨어를 이용하였다 (Fig. 2).

유한요소 모델에서 골의 미세구조를 최대한 반영하기 위해서 형태학지표인 체적비 (BV/TV)와 유한요소 모델의 체적비 (BV/TV_E)를 같게하기 위하여 역치값 (threshold value)을 조작하여 요소 (element) 수를 조절하는 방법을 사용하였다.¹¹

$$BV/TV = BV/TV_E = \text{element number/total number}$$

유한요소모델에 대한 하중 적용은 상용 소프트웨어인 ANSYS 9.0 (ANSYS Inc, Canonsburg, PA)을 이용했으며 경계조건은 원통형 유한요소모델의 바닥면이 종축변위가 제한을 받도록 하였고 윗부분은 1%의 변형률 (strain rate)이 적용되도록 하였으며, 체적소 (voxels)가 8절점 (8-node) brick element로 전환되도록 hexahedron meshing technique을 사용하였다. 이 때 작용하는 반력 (Rf, reaction force) 및 표면응력 (σa, apparent stress) 그리고 영률 (YM, Young's

modulus)을 구하였다.

4. 골밀도 측정

PIXImus 2 (GE Lunar Co. USA)를 이용하여 토끼의 대퇴골두의 골밀도를 측정하였으며 측정부위의 관심영역은 micro-CT 2차원 영상의 관심영역과 동일한 영역이 되도록 노력하였다 (Fig. 3).

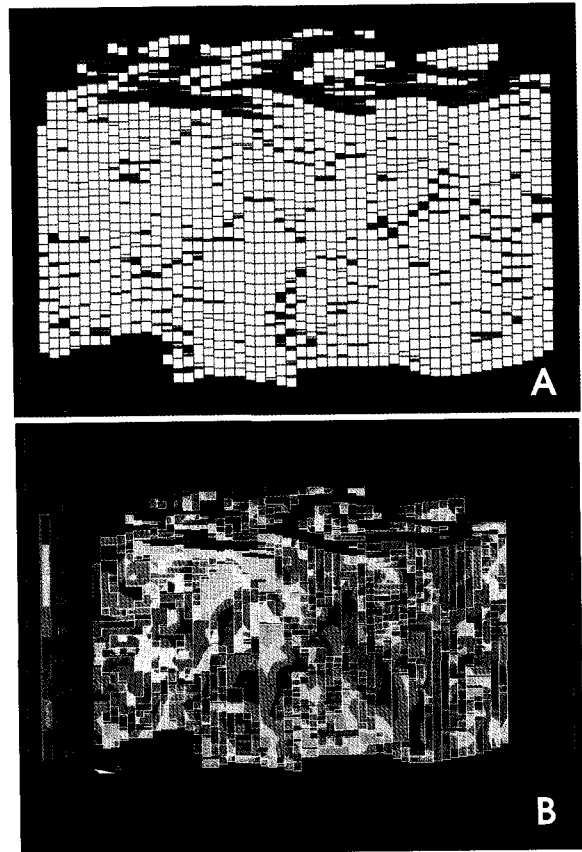


Fig. 2. A. Hexahedron mesh model of trabecular bone of rabbit femur; B. Finite element analysis of trabecular bone.

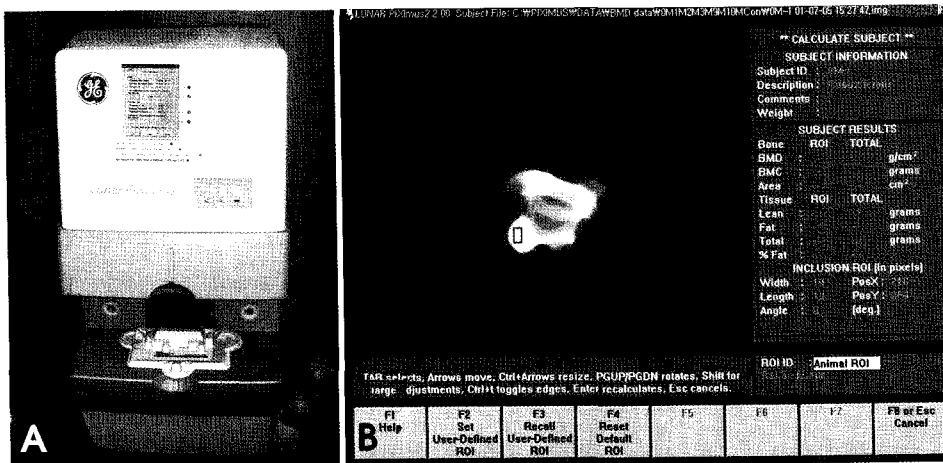


Fig. 3. Bone mineral density of rabbit femoral head by PIXImus densitometer. A, PIXImus 2 (GE Lunar Co. USA). B, An example of BMD measurement of ROI.

Table 1. Parameter values of micro-CT and bone mineral density values of rabbit femoral head

Tb.Th	BS/BV	BV/TV	DOA	SMI	BMD
0.17	15.65	41.82	0.29	0.76	0.52
0.16	13.84	47.20	0.27	0.13	0.54
0.17	16.12	38.15	0.30	1.06	0.48
0.17	15.29	40.04	0.30	0.75	0.49
0.19	13.28	48.67	0.26	0.10	0.48
0.17	16.70	38.24	0.27	0.77	0.45
0.16	17.48	37.60	0.26	1.08	0.47
0.15	17.37	30.87	0.27	1.37	0.46
0.18	16.39	39.62	0.27	1.34	0.44
0.22	12.93	55.01	0.31	0.13	0.64
0.17	15.87	40.66	0.33	0.86	0.51
0.20	13.02	49.95	0.29	0.18	0.56
0.17	15.98	35.98	0.35	0.78	0.50
0.20	14.86	47.86	0.33	0.70	0.59
0.20	13.65	51.90	0.31	0.53	0.61
0.21	12.65	52.81	0.28	0.03	0.54
0.20	13.63	53.40	0.35	0.09	0.57
0.17	15.36	50.13	0.28	0.10	0.57
0.21	12.98	54.78	0.36	0.11	0.56
0.19	14.45	49.70	0.28	0.28	0.52
0.22	12.21	55.50	0.29	0.01	0.57
0.22	11.88	55.92	0.29	0.31	6.12
0.13	21.25	31.70	0.25	1.28	4.30
0.14	18.22	35.09	0.07	0.97	4.15
0.19	13.96	48.32	0.07	0.19	5.20
0.18	15.70	42.23	0.26	0.75	5.17
0.23	13.20	49.32	0.30	0.73	5.57
0.21	12.82	52.25	0.31	0.43	5.93
0.19	15.07	43.74	0.25	0.53	4.85
0.17	16.17	40.59	0.24	0.71	4.42
0.22	12.17	54.06	0.29	0.13	5.34
0.21	12.21	56.38	0.30	0.14	5.66
0.23	10.07	61.15	0.29	0.87	6.35
0.19	13.28	49.54	0.30	0.20	5.55
0.20	13.49	50.76	0.30	0.15	5.62
0.23	10.37	61.20	0.29	0.83	6.08

Tb.Th : trabecular thickness, BS/BV : bone specific surface, BV/TV : percent bone volume, DOA : degree of anisotropy, SMI : structure model index, BMD : bone mineral density.

Table 2. Finite Element Analysis of rabbit femoral head

BV/TV	Threshold	Element	Node	BV/TV _E	RF	σ _a	YM
41.82	141	21448	33169	42.01	95.61	48.69	3246.29
47.20	137	23995	36839	47.00	127.07	64.72	4314.42
38.15	139	19308	30525	37.82	76.56	38.99	2599.45
40.04	138	20388	31780	39.94	98.96	50.40	3359.99
48.67	134	24573	37045	48.13	142.99	72.82	4854.95
38.24	143	19507	30931	38.21	76.77	39.10	2606.71
37.60	147	19197	30727	37.60	71.34	36.33	2422.28
30.87	139	15674	25194	30.70	71.34	36.33	2422.04
39.62	140	20338	31578	39.84	96.28	49.03	3268.83
55.01	138	28074	41047	54.99	165.67	84.38	5625.00
40.66	141	20652	32171	40.45	90.59	46.13	3075.64
49.95	138	25503	37479	49.96	142.32	72.48	4832.20
35.98	139	18207	28590	35.66	91.42	46.56	3104.09
47.86	140	24403	36565	47.80	140.76	71.69	4779.23
51.90	139	26245	38937	51.41	157.45	80.19	5345.91
52.81	136	26905	39620	52.70	162.03	82.52	5501.41
53.40	140	27430	40822	53.73	152.58	77.71	5180.56
50.13	146	25705	39507	50.35	136.89	69.72	4647.83
54.78	135	28109	41090	55.06	172.38	87.79	5852.83
49.70	144	25291	38310	49.54	147.13	74.93	4995.51
55.50	135	28275	40838	55.39	166.00	84.54	5636.21
55.92	138	28546	41350	55.92	191.30	97.43	6495.22
31.70	152	16230	28004	31.79	43.10	21.95	1463.24
35.09	148	17846	28977	34.96	73.59	37.48	2498.61
48.32	140	24593	36994	48.17	138.97	70.78	4718.46
42.23	146	21386	33195	41.89	99.63	50.74	3382.57
49.32	139	25434	36936	49.82	148.79	75.78	5051.88
52.25	139	26721	39059	52.34	167.66	85.39	5692.57
43.74	143	22232	33874	43.55	134.80	68.65	4576.87
40.59	148	20810	32399	40.76	96.81	49.31	3287.03
54.06	141	27720	40068	54.30	189.82	96.67	6444.97
56.38	142	28609	41607	56.04	173.81	88.52	5901.38
61.15	161	31108	42375	60.94	220.54	112.32	7488.01
49.54	139	25077	37234	49.12	146.86	74.80	4986.35
50.76	139	25890	38347	50.71	155.21	79.05	5269.85
61.20	130	31214	43911	61.14	208.28	106.08	7071.74

BV/TV : percent bone volume, BV/TV_E : percent bone volume of finite element model. RF : reaction force, σ_a : apparent stress, YM : Young's modulus

5. 통계분석

피어슨 상관관계를 통해 micro-CT 3차원 골미세구조 지표값과 유한요소법에 의해 측정된 영률 및 골밀도 측정치들간의 상관관계를 조사하였다. 통계분석에는 SPSS for Windows (version 10.0, SPSS Inc., Chicago, USA) 프로그램을 이용하였다.

결 과

36개의 대퇴골두에 대한 micro-CT 지표들의 값과 골밀도 값은 Table 1과 같으며 유한요소 모델에 근거한 영률값은 Table 2에 제시되어 있다. 영률은 골밀도보다는 대체적

으로 micro-CT 지표들과 상관관계 계수가 높은 경향을 보였으며, BV/TV와 Tb.Th는 영률과 양의 상관관계를 보였고 SMI와 BS/BV는 음의 상관관계를 보였다. 3차원 골미세구조 지표들간의 상관관계분석에서는 BV/TV, BS/BV, Tb.Th 사이의 상관관계가 서로 높게 나타났으며, DOA의 경우에는 Tb.Th를 제외하고는 다른 지표들과 유의성 있는 상관관계를 보이지 않았다(Table 3).

고 찰

본 연구에서 micro-CT 미세구조 지표들 중 BV/TV와 Tb.Th는 영률과 통계학적으로 유의한 양의 (positive) 상관

Table 3. Pearson correlation coefficients among BMD, Young's module and micro-CT parameters

	BMD	Tb.Th	BS/BV	BV/TV	DOA	SMI	YM
BMD	1						
Tb.Th	0.398*	1					
BS/BV	-0.363*	-0.934**	1				
BV/TV	0.384*	0.916**	-0.941**	1			
DOA	-0.248	0.388*	-0.301	0.282	1		
SMI	-0.110	-0.57**	0.668**	-0.724**	-0.140	1	
YM	0.399*	0.931**	-0.952**	0.974**	0.257	-0.649**	1

* : Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed),

** : Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed)

BMD : bone mineral density, Tb.Th : trabecular thickness, BS/BV : bone specific surface, BV/TV : percent bone volume, DOA : degree of anisotropy, SMI : structure model index, YM : Young's module.

관계를 보였으며, 이는 전체 용적중 골조직의 용적이 클수록, 골소주가 두꺼울수록 골강도가 크다는 것을 암시한다고 생각한다. Parfitt 등¹⁴은 골소주 두께가 감소하면 골다공증에 쉽게 이환된다고 하였으며 허 등¹⁵은 BV/TV와 Tb.Th 등이 영률과 통계적으로 유의한 상관관계를 보인다고 보고한 바 있다. Iwata 등은¹⁶ 백서 난소제거 12주 후, chitosan oligosaccharides 치료를 8주간 시행하여 그 과정을 micro-CT로 대퇴골구조 분석한 결과 BV/TV, Tb.Th, Tb.N 등이 증가되었다고 하였다. 이러한 선학들의 연구는 micro-CT 미세구조 지표인 BV/TV와 Tb.Th의 골강도 연관성을 뒷받침하는 근거라고 생각한다.

또 다른 micro-CT 미세구조 지표인 BS/BV와 SMI는 영률과 통계학적으로 유의한 음의(negative) 상관관계를 보였으며, 구조의 복잡성(complexity)이 적을수록, 골소주의 형태가 막대 모양(rod-like)보다는 판 모양(plate-like)에 가까울수록 골강도가 크다는 것을 암시하는 것이라고 사료된다. Uchiyama 등¹⁷에 의하면 구조의 복잡성을 나타내는 프랙탈 차원과 골 탄성(elasticity)은 관련성이 없을 수도 있으나 Tb.N, Tb.Sp 등의 골구조 지표 등과는 관련성이 있다고 하여 본 연구 결과와는 약간 상이한 보고를 하였으며, 앞으로 BS/BV 혹은 프랙탈 차원과 관련된 연구는 더욱 필요하리라고 생각한다.

골소주 모양이 막대보다는 판모양일 때 골강도가 높다는 것은 예상될 수 있는 사항이라고 생각한다. Moon 등¹⁸의 연구에 의하면 악골 치조골이 기저골(basal bone)보다 단단하며 판 모양을 보인다고 하였다. SMI는 이상적인 판모양의 경우 0, 막대모양의 경우 3의 값을 가지며 대개는 0과 3사이의 SMI 값을 갖는다. Micro-CT 등을 이용하여 골소주를 3차원적으로 고해상도 영상을 이용하여 평가하기 때문에 SMI값은 비교적 정확할 것으로 생각되며, 앞으로 골강도와 관련된 연구에서 유용한 지표로 사용될 것으로 기대한다.

선학들^{9,19,20}의 연구에 의하면 골소주가 등방성(isotropic)에 가까울 때는 더욱 강한 힘에 저항할 수 있는 반면, 비

등방성(anisotropic)일수록 골강도는 감소되는 경향이 있다고 하였다. 본 연구에서는 비등방성정도(DOA)는 골강도와 유의한 상관관계를 나타내지 않았는데, 이는 유한요소모델에 대한 하중 적용 방향과 대퇴골두의 골소주 방향과의 평행관계 등이 영향을 미쳤을 거라고 사료된다. 한가지 특이한 점은 micro-CT 미세구조 지표들간에 서로 밀접한 상관관계를 나타낸 것과는 달리 비등방성정도는 다른 미세구조 지표들과 통계학적으로 유의한 상관관계를 나타내지 않았다. 이것은 비등방성정도가 다른 지표들과는 연관성이 없는 독립적인 지표라는 것을 의미할 수 있기 때문에 앞으로 이에 대한 연구가 더욱 진행이 되어야 한다고 생각한다.

골강도 평가시 골구조와 더불어 골밀도는 전통적으로 중요한 요소이었다. 골밀도 자료만으로 골강도를 판단하는 것은 충분하지 못하고²¹ 골밀도는 골절과 관련된 치료약의 평가에도 부분적인 기여만을 한다는 보고들이 있다.^{22,23} 본 연구에서 골밀도는 BV/TV, Tb.Th, BS/BV 등의 미세구조 지표 및 영률과 통계학적으로 유의한 상관관계를 보였다. 그러나 골강도를 대변하는 영률이 골밀도와 통계적으로 유의한 상관관계를 보였지만 미세구조 지표보다 낮은 상관관계 값을 보였다. 본 연구에서 골강도 평가시 골 미세구조 지표와 골밀도 모두 일정부분 연관이 있다는 것을 확인하였지만, 골 미세구조 지표와 골밀도중 어떠한 요소가 골강도에 많은 기여를 하는지는 앞으로의 연구대상이라고 생각한다.

3차원 영상촬영장치의 voxel 크기가 100 μm 이하의 되어야 골소주를 정확히 표현할 수 있는 공간해상도를 가지게 된다고 보고들이 있고,^{24,25} micro-CT의 경우 voxel 크기가 일반적으로 14-60 μm 정도인데 비해 본 연구에서 사용된 micro-CT 영상의 해상도는 voxel 크기 21.3 μm이었다. 이 해상도는 측정의 정확도와 해상도의 영향을 다룬 이전 연구들²⁶⁻²⁸이 제시한 해상도보다 더 높았으며 해면골 미세구조를 재구성하는 데에 적절하였다고 생각한다.

골강도를 평가시 압축시험(compression test)은 비파괴시

힘이면서 시편제작이 비교적 간편하다는 장점으로 전통적으로 사용되었다. 그러나 압축기와 시편크기의 불일치성, 하중 적용 방향에 따른 오차, 골 시편의 비등방성 탄성 (anisotropic elastic properties) 적용의 어려움 등으로 인해 이용에 한계가 있는 것이 현실이다.⁹ 최근에는 유한요소분석을 이용하여 영률 (Young's Modulus)을 계산하여 이를 골강도의 척도로 사용하는 경향이 있으며, 유한요소분석법은 골조직의 기하학적 구조와 재료의 성질을 고려할 수 있으며 압축시험에서 발생하는 실험오류 등을 피할 수 있는 장점이 있다. micro-CT 자료를 이용하는 경우 삼차원적 영상모델의 재건이 가능하기 때문에 보다 정확하고 효과적인 연구가 가능하게 되었다.¹¹

본 실험에서도 micro-CT 자료를 이용한 유한요소모델을 재건하였으며, 체적소가 8절점 brick element로 전환되도록 hexahedron meshing technique을 사용하였다. 하중적용시 경계조건은 X, Y, Z축 중 Z축 방향으로 하중을 적용하였고, 밀바닥 부분이 변위되지 않게 하였고 모델 상부에 1%의 변형률을 가했다.

유한요소모델의 정확도는 수학적 모델에서 결절 (node) 과 요소 (element)의 수에 비례한다.²⁹ 유한요소모델이 실제와 근접하는 재현성을 얻기 위해서는 실험 대상의 정확한 형상 재현과 응력 집중이 예상되는 부위에 가능한 많은 요소를 갖도록 설계되어야 한다. Hart 등³⁰은 악골의 모델 제작과정에서 유한요소의 수를 계속 증가시키면서 분석을 시행한 결과 자유도가 30,000개 이상인 경우에 정확한 변위를 얻을 수 있다고 보고하였다. 본 연구에서는 유한요소모델의 요소 평균수가 23,920개, 결절 평균수는 35,966개이었으며, Rietbergen 등¹¹이 제안한 방법에 따라 형태학지표인 체적비 (BV/TV)와 유한요소 모델의 체적비 (BV/TV_E)를 같게하기 위하여 한계치 (threshold value)를 조작하여 요소 (element) 수를 조절하는 방법을 사용함으로써 골의 미세구조를 최대한 반영하도록 하였다.

본 연구에서는 실제 압축시험에 대한 결과가 없으므로 완전히 검증되었다고 보기는 어려운 면이 있다. 하지만 해면골과 같은 다공성 재료의 압입시험에서의 유효성을 분석한 선학의 연구³¹를 바탕으로 앞으로 실제 압입시험의 적용을 하는데 본 연구과정이 기본 자료로 활용 될 수 있으리라 사료된다.

본 연구에서 실험동물로 토끼를 사용한 이유는, 토끼는 쥐 (rat, mouse)나 기니피그 (guinea pig) 등과 달리 성적인 발달 후에 골격적인 성숙기간이 짧다는 점, 그리고 다른 영장류에 비해 성장기간이 짧고 빠른 골 교체율 (turnover)을 보여 난소적출술 등의 난소의 기능 소실과 연관된 골의 해면골의 평가에 적합하다고 보고되었기 때문이다.³² 토끼의 대퇴골두 (femoral head)경우에도 피질골과 해면골의 명확한 구분이 쉬운 것은 아니었으나 해면골이라 생각되는 부위가 실험에 사용할 만큼 풍부하였다. 3차원 영상에

서는 해면골만 분리하여 측정하였는데 골밀도에서는 Piximus 골밀도 측정기를 사용함에 있어 피질골과 함께 측정되어 정확한 비교라 할 수 없다고 생각된다. 앞으로 연구에서 3차원 영상에서 분리된 해면골만을 관심영역 대상으로 하여 직접 골밀도를 측정해보는 것도 의미가 있을 것 이라고 생각한다.

참 고 문 헌

1. Kin K, Kushida K, Yamazaki K, Okamoto S, Inoue T. Bone mineral density of the spine in normal Japanese subjects using dual-energy X-ray absorptiometry: effect of obesity and menopausal status. *Calcif Tissue Int* 1991; 49 : 101-6.
2. Hasegawa Y, Kushida K, Yamazaki K, Inoue T. Volumetric bone mineral density using peripheral quantitative computed tomography in Japanese women. *Osteoporos Int* 1997; 7 : 195-9.
3. Smith CB, Smith DA. Relations between age, mineral density and mechanical properties of human femoral compacta. *Acta Orthop Scand* 1976; 47 : 496-502.
4. Consensus development conference: diagnosis, prophylaxis, and treatment of osteoporosis. *Am J Med* 1993; 94 : 646-50.
5. Ruegsegger P, Koller B, Muller R. A microtomographic system for the nondestructive evaluation of bone architecture. *Calcif Tissue Int* 1996; 58 : 24-9.
6. Barou O, Valentin D, Vico L, Tirode C, Barbier A, Alexandre C, et al. High-resolution three-dimensional micro-computed tomography detects bone loss and changes in trabecular architecture early: comparison with DEXA and bone histomorphometry in a rat model of disuse osteoporosis. *Invest Radiol* 2002; 37 : 40-6.
7. Stampa B, Kuhn B, Liess C, Heller M, Gluer CC. Characterization of the integrity of three-dimensional trabecular bone microstructure by connectivity and shape analysis using high-resolution magnetic resonance imaging in vivo. *Top Magn Reson Imaging* 2002; 13 : 357-63.
8. Majumdar S. A review of magnetic resonance (MR) imaging of trabecular bone micro-architecture: contribution to the prediction of biomechanical properties and fracture prevalence. *Technol Health Care* 1998; 6 : 321-7.
9. Odgaard A. Three-dimensional methods for quantification of cancellous bone architecture. *Bone* 1997; 20 : 315-28.
10. Bessho M, Ohnishi I, Matsuyama J, Matsumoto T, Imai K, Nakamura K. Prediction of strength and strain of the proximal femur by a CT-based finite element method. *J Biomech* 2006 Oct. 9; [Epub ahead of print].
11. van Rietbergen B, Weinans H, Huiskes 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. Ulrich D, van Rietbergen B, Weinans H, Ruegsegger P. Finite element analysis of trabecular bone structure: a comparison of image-based meshing techniques. *J Biomech* 1998; 31 : 1187-92.
13. Parfitt AM, Drezner MK, Glorieux FH, Kanis JA, Malluche H, Meunier PJ, et al. Bone histomorphometry: standardization of nomenclature, symbols, and units. Report of the ASBMR Histomorphometry Nomenclature Committee. *J Bone Miner Res* 1987; 2 : 595-610.
14. Parfitt AM, Mathews CH, Villanueva AR, Kleerekoper M, Frame B, Rao DS. Relationships between surface, volume, and thickness of iliac trabecular bone in aging and in osteoporosis. Implications for the

- microanatomic and cellular mechanisms of bone loss. *J Clin Invest* 1983; 72 : 1396-409.
15. Huh KH, Yi WJ, Jeon IS, Heo MS, Lee SS, Choi SC, et al. Relationship between two-dimensional and three-dimensional bone architecture in predicting the mechanical strength of the pig mandible. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006; 101 : 363-73.
 16. Iwata H, Yana S, Nasu M, Yosue T. Effects of chitosan oligosaccharides on the femur trabecular structure in ovariectomized rats. *Oral Radiol* 2005; 21 : 19-22.
 17. Uchiyama T, Tanizawa T, Muramatsu H, Endo N, Takahashi HE, Hara T. Three-dimensional microstructural analysis of human trabecular bone in relation to its mechanical properties. *Bone* 1999; 25 : 487-91.
 18. Moon HS, Won YY, Kim KD, Ruprecht A, Kim HJ, Kook HK, et al. The three-dimensional microstructure of the trabecular bone in the mandible. *Surg Radiol Anat* 2004; 26 : 466-73.
 19. Giesen EB, Ding M, Dalstra M, van Eijden TM. Architectural measures of the cancellous bone of the mandibular condyle identified by principal components analysis. *Calcif Tissue Int* 2003; 73 : 225-31.
 20. Sugita H, Oka M, Toguchida J, Nakamura T, Ueo T, Hayami T. Anisotropy of osteoporotic cancellous bone. *Bone* 1999; 24 : 513-6.
 21. Frost HM. Absorptiometry and "osteoporosis": problems. *J Bone Miner Metab* 2003; 21 : 255-60.
 22. Black DM, Cummings SR, Karpf DB, Cauley JA, Thompson DE, Nevitt MC, et al. Randomised trial of effect of alendronate on risk of fracture in women with existing vertebral fractures. Fracture Intervention Trial Research Group. *Lancet* 1996; 348 : 1535-41.
 23. Cummings SR. How drugs decrease fracture risk: lessons from trials. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 2002; 2 : 198-200.
 24. Engelke K, Song SM, Gluer CC, Genant HK. A digital model of trabecular bone. *J Bone Miner Res* 1996; 11 : 480-9.
 25. Muller R, Hahn M, Vogel M, Delling G, Ruegsegger P. Morphometric analysis of noninvasively assessed bone biopsies: comparison of high-resolution computed tomography and histologic sections. *Bone* 1996; 18 : 215-20.
 26. Muller R, Koller B, Hildebrand T, Laib A, Gianolini S, Ruegsegger P. Resolution dependency of microstructural properties of cancellous bone based on three-dimensional mu-tomography. *Technol Health Care* 1996; 4 : 113-9.
 27. Kothari M, Keaveny TM, Lin JC, Newitt DC, Genant HK, Majumdar S. Impact of spatial resolution on the prediction of trabecular architecture parameters. *Bone* 1998; 22 : 437-43.
 28. Kim DG, Christopherson GT, Dong XN, Fyhrie DP, Yeni YN. The effect of microcomputed tomography scanning and reconstruction voxel size on the accuracy of stereological measurements in human cancellous bone. *Bone* 2004; 35 : 1375-82.
 29. Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1988; 59 : 59-63.
 30. Hart RT, Hennebel VV, Thongpreda N, Van Buskirk WC, Anderson RC. Modeling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element study. *J Biomech* 1992; 25 : 261-86.
 31. Lee MK, Choi KW, Lee TS. Estimation of validity for the trabecular bone indentation by FEA. *J Korean Orthop Res Soc* 2004; 7 : 27-35.
 32. Gilsanz V, Roe TF, Gibbens DT, Schulz EE, Carlson ME, Gonzalez O, et al. Effect of sex steroids on peak bone density of growing rabbits. *Am J Physiol* 1988; 255 : E416-21.