

# 미세 컴퓨터 단층촬영에서 영상재구성 체적소 두께가 하악 골소주 분석에 미치는 영향

정 소 현\*, 김 기 덕\*\*, 정 문 규\*, 이 재 훈\*, 배 은 경\*, 문 홍 석\*

\* 연세대학교 치과대학 보철학 교실

\*\* 연세대학교 치과대학 통합진료과 / 구강악안면방사선학교실

## Effects of Reconstruction Voxel Size on Mandibular Trabecular Bone Measurements by Microcomputed Tomography

So-Hyun Jung\*, Kee-Deog Kim\*\*, Moon-Kyu Jung\*, Jae-Hoon Lee\*,  
Un-Koung Bae\*, Hong-Seok Moon\*

\*Dept. of Prosthodontics, College of Dentistry, Yonsei University, Seoul, Korea

\*\*Dept. of Advanced General Dentistry / Dept. of Oral & Maxillofacial radiology College of Dentistry, Yonsei University, Seoul, Korea

### Abstract

The purpose of this study is to report the effect of increased reconstruction voxel size on morphological parameters of the three dimensional microstructure for mandibular trabecular bone which were measured with 3D microcomputed tomography.

Recently, many researchers have emphasized the importance of bone architectures as well as bone density. This study was also performed to describe three dimensional bone architectures.

In this study, human mandibles were used. The specimens were scanned and reconstructed into a 3D structure using a microcomputed tomography system(Skyscan 1076, Belgium).

The scanning voxel size used to create 2D images was  $18\mu\text{m}$ . From the 2D images, 3D structural images were created with a voxel  $18 \times 18 \times 18\mu\text{m}$  in a reconstruction voxel size which was ranged from  $18\mu\text{m}$  to  $180\mu\text{m}$  at intervals of  $18\mu\text{m}$ . Eight morphological parameters were measured in reconstruction voxel size from  $18\mu\text{m}$  to  $180\mu\text{m}$  and each value was compared to the value measured in  $18\mu\text{m}$  reconstruction voxel size. Therefore, this study is for investigating the largest reconstruction voxel size which does not change the values of morphological parameters for trabecular bone.

The morphological parameters measured are bone volume(BV), bone volume fraction(BV/TV), bone surface(BS), bone surface/bone volume(BS/BV), structure model index(SMI), trabecular thickness(Th.Th), trabecular number(Tb.N), and trabecular separation(Tb.Sp). The specimens were divided into two types of trabecular bone, and one is condyle and the other is mandibular body group. The trabecular architecture of the former is more even and regular than that of the latter. Fifteen volume of interests(VOI) were created in each group and the total of VOI was thirty. The mean value and standard deviation of each parameter in each reconstruction voxel size were calculated. Repeated ANOVA test was used to determine whether significant differences in the values from each parameter existed among the regions(at 95% confidence interval level,  $p < 0.05$ ) and the following results were drawn.

1. The differences in the values from bone volume(BV) and bone volume fraction(BV/TV) in the mandibular body group were significant in all reconstruction voxel sizes( $p < 0.05$ ), but in condyle group were not significant in  $36\mu\text{m}$  reconstruction voxel sizes( $p > 0.05$ ).
2. The differences in the values from bone surface(BS) in the mandibular body group were significant in all reconstruction voxel sizes( $p < 0.05$ ), but in condyle group were not significant in  $36\mu\text{m}$ ,  $54\mu\text{m}$ ,  $108\mu\text{m}$ ,  $126\mu\text{m}$  and  $144\mu\text{m}$  reconstruction voxel sizes( $p > 0.05$ ).
3. The differences in the values from bone surface/bone volume(BS/BV) in the mandibular body group were significant in all reconstruction voxel sizes( $p < 0.05$ ), but in condyle group were not significant in  $36\mu\text{m}$  and  $108\mu\text{m}$  reconstruction voxel sizes( $p > 0.05$ ).
4. The differences in the values from structure model index(SMI) in the mandibular body group were significant in all reconstruction voxel sizes( $p < 0.05$ ), but in condyle group were not significant in  $36\mu\text{m}$  reconstruction voxel size( $p > 0.05$ ).
5. The differences in the values from trabecular thickness(Tb.Th), trabecular number(Tb.N) and trabecular separation(Tb.Sp) in both condyle and mandibular body group were significant in all reconstruction voxel sizes( $p < 0.05$ ).

In summary, for condyle group,  $36\mu\text{m}$  was determined as the reconstruction voxel size in which the differences in the values from most parameters (except for trabecular thickness, trabecular number, and trabecular separation) were not significant. However, for mandible body group, the differences in the values from all parameters were significant. Therefore, it seems to be hard to determine that  $36\mu\text{m}$  is a reconstruction voxel size which does not change values in all parameters for both groups. Especially, a small reconstruction voxel size like  $18\mu\text{m}$  was needed for the accurate imaging for trabecular thickness, trabecular number and trabecular separation.

**Keywords :** micro-CT, reconstruction voxel size, trabecular bone

본 연구는 2006년 연세대학교 치과대학 교내연구비의 지원에 의하여 이루어졌음.

## I 서론

인간의 노화가 진행되고 골다공증과 같은 골 양 및 골 구조의 변화를 일으키는 질환이 진행됨에 따라 외력에 대한 골의 파절저항성이 감소하고 골의 흡수가 촉진된다(Müller 2006). 이는 구강악안면영역에서의 인공치 아이식시의 성공률, 치주 질환 및 치아 상실 등과도 밀접한 관련이 있다.

과거에는 골의 강도를 결정하는 데에 있어 골 밀도가 주된 관련이 있다고 하였고, 따라서, 골 밀도 측정을 위한 여러 영상법(dual energy X-ray absorptiometry, quantitative ultrasound, peripheral quantitative computed tomography)이 개발되어 왔다(Showalter 2005). 이렇게 골의 밀도에 관한 연구가 꾸준히 진행되어 온 것에 비해, 골의 구조에 관한 연구는 측정 방법의 어려움이나 긴 측정 시간 등의 여러 문제점으로 인해 부족한 실정이다. 그러나 골의 강도를 예측하는데 있어 골의 밀도만으로는 64% 정도가 설명되어지고, 골의 구조적 특징을 더한다면 94%까지 설명되어질 수 있다고 하였다(Hildebrand 1999). 이것을 볼 때, 골의 구조적 특징들은 골의 생역학적인 특성을 예견하는데 있어 간과되어서는 안 될 중요한 요소라는 것을 알 수 있다. 따라서 최근에는 많은 학자들이 소주골의 생역학적인 특성을 파악하기 위해 골 밀도 뿐 아니라 골조직 분석의 필요성을 인식하고 이에 대한 활발한 연구를 진행하고 있다(Showalter 2005).

과거에는 이러한 골 조직 분석을 위하여 정량적 골 형태 측정 방법 등을 비롯한 여러 가지 2차원적 방법을 이용하였으나 판상(plate) 및 주상(rod)의 골 조직이 복잡적으로 이루어진 소주골에서는 2차원적 분석보다는 3차원적 분석이 소주골의 복잡한 미세구조를 보다 정확하

게 나타낼 수 있다. 즉, 소주골은 이방성(anisotropic), 이종(heterogenous) 구조를 갖고 있어 질량이나 밀도와 같은 측정치만으로는 골의 특성을 정확히 나타낼 수 없고, 3차원적 분석만이 소주골의 생역학적 특성을 보여줄 수 있다(Rietbergen 1996).

이러한 복잡한 구조의 소주골을 3차원적으로 분석하는 방법 중에서 최근에 개발된 미세 컴퓨터 단층촬영장치(이하 micro-CT)는 높은 공간 해상능으로 인하여 정확한 골 구조 분석이 가능하고 또한 조직에 비파괴적인 방법이다. 그러나 micro-CT가 골 구조의 분석이 정확하데에 반해, 측정 시간이 길고 방사선 량(radiation dose)이 크다는 단점이 있어 일반적으로 in vitro study에 주로 쓰인다(Müller 1996).

소주골의 3차원적 구조를 정확히 분석하기 위한 micro-CT의 공간 해상능 한계에 관해 많은 학자들이 연구를 한 바 있다. Feldkamp (1989), Kuhn (1990) 등의 학자들의 in vitro study에서 cone-beam geometry과 three-dimensional reconstruction algorithm을 특징으로 하는 micro-CT system은 60  $\mu\text{m}$  정도의 공간 해상능까지가 소주골 분석에 있어 받아들일 만한 정확성을 갖고 있다 하였다. Engelke 등 (1993)은 소주골 두께와 같은 구조적 특성까지 정확히 측정하려면 20  $\mu\text{m}$ 의 공간 해상능이 필요하다고 하였다. Rueggsegger 등(1996)의 또 다른 in vitro study에서는 더 정확한 분석을 위해서는 15~20  $\mu\text{m}$ 의 공간 해상능이 적당하다 하였고, 최근 Engelke, Ritman 등(1998)은 더 좋은 영상을 위해 10  $\mu\text{m}$  미만의 공간 해상능을 갖는 micro-CT system을 도입시켰다.

그러나 Kim 등(2004)에 의하면, 척추골과 같은 큰 시편은 주된 소주골 두께가 100  $\mu\text{m}$ 로서, 형태학적 변수를 측정할 때 100  $\mu\text{m}$  이상의 공간 해상능이 필요하고 그렇지 못할 경우 오차가 생길 수 있다 하였다. 또한 Müller 등 (1996)은 14  $\mu\text{m}$ 의 공간 해상능을 기준으로 하여 100  $\mu\text{m}$

이상으로 점차 낮추어갈 때, 소주골의 구조적 특성들은 공간 해상능 변화에 따른 높은 의존도를 보여, 가능한 정확한 분석을 위해서는 가장 높은 공간 해상능이 바람직하지만, 175  $\mu\text{m}$ 까지는 단순한 증감 관계를 가져 보정 과정을 거쳐 수치를 회복시킬 수 있다 하였다. 그러나 여기서도 소주골 두께와 같은 변수의 정확한 분석을 위해서는 좀더 높은 공간 해상능이 필요하다고 하였다. Engelke 등(1993)도 이러한 구조적 특성들의 정확한 분석에는 20  $\mu\text{m}$ 의 해상능이 필요하지만 in vivo study에 있어서의 해상능은 100  $\mu\text{m}$ 이하로 하기가 어렵다고 그 한계를 언급하고, 보정 과정을 통하여 17  $\mu\text{m}$ 까지는 그 결과를 수용할 수 있다고 하였다. 또한 조직학적 분석에서의 실험자간 오차가 최대 5%라고 할 때, 보정으로 인한 10% 내외의 오차는 받아들일 만하다고 하였다. 지금까지 골의 여러 구조적 특성들을 정확히 분석하기 위한 micro-CT의 최상의 공간 해상능에 관한 여러 문헌들을 고찰하였다. 또한 그러한 해상능이 갖는 in vitro study에서의 한계점 또한 살펴보았다.

따라서 본 연구는 소주골의 여러 구조적 특성들을 크게 변화시키지 않으면서도 측정 시간을 최소로 하여 micro-CT의 활용을 보다 효과적으로 할 수 있는 영상 재구성 체적소 두께의 범위를 알아보려고 한다. 여기서 영상재구성 체적소 두께(reconstruction voxel size)란 3차원 영상 재구성을 위해 선택된 실제 voxel size를 의미한다(Kim 2004). 따라서 이러한 영상재구성 체적소 두께를 점차 늘려 각각의 구조적 특성을 비교 분석하고, 분석 결과에 영향을 미치지 않는 최대한의 영상재구성 두께를 알아보기로 하였다.

본 연구는 하악의 소주골을 대상으로 하여 micro-CT(Skyscan 1076, Belgium)를 이용한 2차원 영상을 구하였고, 이를 기반으로 소주골의 3차원 구조를 재구성하였다. 2차원 영상을 얻기 위해 사용한 scanning voxel size는 18  $\mu\text{m}$ 이며, 18  $\mu\text{m}$ 씩 증가시켜 10배인 180

$\mu\text{m}$  까지 재구성되었다. Scanning voxel size는 raw data를 측정하는 최초의 voxel size를 의미하며 영상재구성 체적소 두께는 scanning voxel size와 같거나 그보다 크다(Kim 2004). 이렇게 10단계로 재구성된 3차원적 영상에서 여러 형태학적 변수(morphological parameters)들이 비교되었고, 영상재구성 체적소 두께가 18  $\mu\text{m}$ 일 때의 변수 값과 비교하여 유의차가 없는 최대한의 영상재구성 체적소 두께를 구하는 것이 본 연구의 목적이다. 또한, 영상재구성 체적소 두께를 최대로 늘릴 수 있다면 시편의 분석 시간을 상당히 단축하고 장비의 효율적인 사용을 가능하게 할 수 있을 것이다.

## II 연구재료 및 방법

### 1. 연구 재료

#### 가. 시편의 제작

Cadaver에서 채취한 하악골에서 소구치 및 대구치 부위를 교합면에 수직으로 횡절단한 후, 흐르는 물에 씻고 70%의 소독용 알코올 용액에 담가 보관하였다. 제작된 10개의 하악골 시편 중 소주골 구조가 손상되지 않고 판상 및 주상의 구조가 혼합된 8개만이 선택되어졌고, 이 중 3개는 과두(condyle), 5개는 하악체(mandibular body)로 구성되었다. 각각의 소주골 구조가 달라 본 연구에선 두 군(과두군, 하악체군)으로 분류하여 분석하기로 하였다. 과두군은 골소주의 방향과 굽기가 비교적 규칙적인데 반해 하악체군은 불규칙적인 구조를 보였다.

#### 나. 미세 컴퓨터 단층촬영

제작된 시편은 공통적으로 micro-CT(Skyscan 1076, Belgium)를 이용하여 장축에 직각이 되는 2차원 영상

을 구하며, 이를 기반으로 소주골의 3차원 구조를 재구성하였다. 이 micro-CT에서 사용될 수 있는 scanning voxel size는 9, 18, 36  $\mu\text{m}$ 인데, 여기서 2차원 영상을 얻기 위해 사용된 scanning voxel size는 18  $\mu\text{m}$ 이다. 이렇게 획득한 2차원 영상을 기반으로 3차원 구조를 재구성하였고, 사용된 reconstruction voxel size는 scanning voxel size인 18  $\mu\text{m}$ 의 10배인 180  $\mu\text{m}$ 까지 증가되었다. 이렇게 각각의 증가된 체적소 두께로 재구성된 3차원적 영상에서 8개의 형태학적 변수들이 과두군과 하악체군에서 각각 분석되었다.

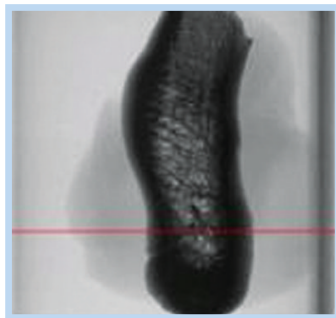
## 2. 연구 방법

### 가. 소주골의 미세단층촬영 및 분석 방법

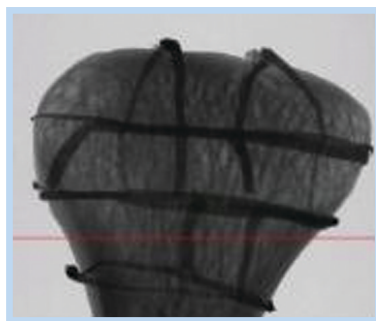
각 시편 당 약 1000장의 횡단면 영상을 획득하였고,

200장씩 나누어 3차원 재구성하였다. 각각의 횡단면 영상들은  $2000 \times 2000$ 의 pixel로 이루어져 있으며, 본 실험에서는 18  $\mu\text{m}$ 의 pixel size로 raw data를 스캔하였고, 이러한 2차원 영상을 기반으로  $3.20 \times 3.20 \times 3.20$  mm 3의 Volume of Interest(VOI)를 결정하였고, 8개의 하악골 시편에서 총 30개의 VOI가 얻어졌다. 이 중 15개의 VOI는 과두에서, 나머지 15개는 하악체에서 얻어졌다.

결정된 VOI에 대해 raw data (pixel size : 18  $\mu\text{m}$ )의 3차원적 재구성을 먼저 한 후, 영상재구성 체적소 두께 (reconstruction voxel size)를 36  $\mu\text{m}$ , 54  $\mu\text{m}$ , 72  $\mu\text{m}$ , 90  $\mu\text{m}$ , 108  $\mu\text{m}$ , 126  $\mu\text{m}$ , 144  $\mu\text{m}$ , 162  $\mu\text{m}$ , 180  $\mu\text{m}$ 로 변화시켜 각각에 대해 3차원 재구성을 다시 실시하였다. 즉, 각 group에 대한 평균, 표준편차, 유의확률이 2배, 3배, 4배, 5배, 6배, 7배, 8배, 9배, 10배까지 증가되었



(a) A type of condyle and its cross-sectional image



(b) A type of mandibular body and its cross-sectional image

**그림 1.** 2가지 종류의 골 표본과 각각의 단면 영상

고, 이에 대한 형태학적 변수들을 비교하여, 증가된 영상재구성 체적소 두께가 이러한 변수들에 미치는 영향을 알아보기로 하였다.

위의 그림 1의 (a)에서의 횡단면을 보면 골소주의 방향과 굵기가 비교적 규칙적이지만, (b)의 경우는 불규칙적이다. 아래의 그림 2를 보면, 각 횡단면에서 region of interest(ROI)의 한 예를 보여주고 있다. 이러한 3.20×3.20 mm<sup>2</sup>의 ROI를 기반으로 하여 3.20×3.20×3.20 mm<sup>3</sup>의 3차원적 volume of interest(VOI)를 생성하였다. 그림 3은 3차원적 모델을 보여주고 있는데 (a)는 condyle type의 모델로서 (b) mandible body type에 비해 소주골의 방향, 굵기, 분포 정도가 규칙적임을 보여주고 있다.

### 나. 미세단층촬영 결과의 분석

Parfitt 등(1987) 및 Odgaard 등(1997)이 제시한 2차원 및 3차원의 구조지수가 자동 계산되는 CT-Analyzer와 Ant(Skyscan, Belgium)의 분석 프로그램을 이용하였다. 각각의 영상재구성 체적소 두께에서 재구성된 3차원 VOI로부터 다음과 같은 형태학적 변수(표-1)를 구하여 통계학적 유의성을 비교하여 최대한 허용할 수 있는 영상재구성 체적소 두께를 결정하였다.

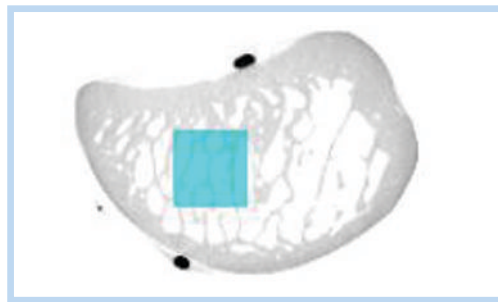
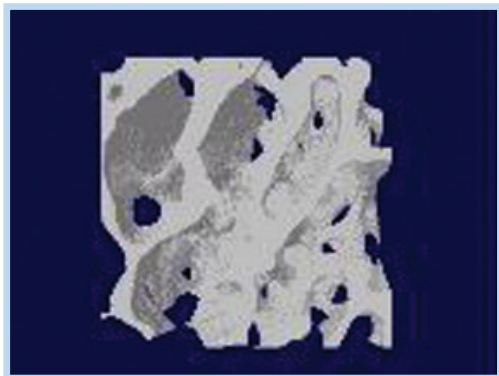


그림 2. Region of interest (ROI) in each specimen : 3.20×3.20 mm<sup>2</sup>



(a)



(b)

그림 3. 각 표본의 3차원 model : 하악체군(b)보다 과두군(a)에서 더 균일한 소주 구조를 보여준다.

표 1. 소주골에서의 형태학적 변수

Basic Values	Additional Values
Bone Volume (BV, mm <sup>3</sup> )	Structure Model Index (SMI)
Bone Volume/Tissue Volume(BV/TV, %)	소주골 두께 (Tb.Th., mm)
Bone Surface(mm <sup>2</sup> )	Trabecular Number(Tb.N., mm <sup>-1</sup> )
Bone Surface/Bone volume(BS/BV, mm <sup>-1</sup> )	Trabecular Separation(Tb.Sp., mm)

Bone volume fraction(BV/TV)은 specimen의 ROI의 total volume(TV)에 대한 bone volume(BV)의 ratio를 의미한다. 소주골은 골수를 포함하므로 BV/TV는 1보다 작은 반면, 피질골의 양이 많아질수록 1에 가까워지게 된다.

Bone surface/bone volume(BS/BV)은 total bone volume(BV)에 대한 bone surface area(BS)의 ratio를 의미한다. 시편에 소주골이 많을수록 골의 표면적은 더 커져 BS/BV의 값은 더 커지게 된다.

위의 변수들의 값을 이용해 다음과 같은 형태학적 변수들의 특징도 얻을 수 있다.

trabecular thickness(Tb.Th.), trabecular number(Tb.N.), trabecular separation(Tb.Sp)은 각각 시편 내 소주골의 평균 두께, 밀도, 분리 정도를 의미함으로써, 소주골의 구성 뿐 아니라 양에 대해서도 정보를 줄 수 있다. Structural Model Index(SMI)는 판상(plate) 구조와 주상(rod) 구조의 비율에 관한 정보를 주는 지수로서 0부터 3까지의 값을 갖는데, 판상 구조가 많을수록 0에 가까워지고 주상 구조가 많을수록 3에 가까워지게 된다. 만약 시편이 판상 구조로만 구성되어 있다면 0값을 가질 것이고, 주상 구조로만 되어 있을 경우 3의 값을 갖게 된다.

### 3. 통계 분석

모든 통계는 SPSS 12.0(SPSS Inc, Chicago, Illinois, USA) 프로그램을 이용하여 분석하였다.

먼저 18  $\mu\text{m}$ , 36  $\mu\text{m}$ , 54  $\mu\text{m}$ , 72  $\mu\text{m}$ , 90  $\mu\text{m}$ , 108  $\mu\text{m}$ , 126  $\mu\text{m}$ , 144  $\mu\text{m}$ , 162  $\mu\text{m}$ , 180  $\mu\text{m}$ 의 10가지 경우의 영상재구성 체적소 두께에서 각 변수의 평균 및 표준편차를 과두군(n=15)과 하악체군(n=15)에서 각각 구하고, 구해진 변수의 평균값을 Repeated ANOVA로 유의 수준 5% (p<0.05)에서 통계 분석하였다.

## II 연구결과

각 18  $\mu\text{m}$ , 36  $\mu\text{m}$ , 54  $\mu\text{m}$ , 72  $\mu\text{m}$ , 90  $\mu\text{m}$ , 108  $\mu\text{m}$ , 126  $\mu\text{m}$ , 144  $\mu\text{m}$ , 162  $\mu\text{m}$ , 180  $\mu\text{m}$  영상재구성 체적소 두께에서 형태학적 변수들의 평균 및 표준편차와 이에 따른 p-value는 과두군(n=15)과 하악체군(n=15)을 분류하여 표 2에 정리하였다. p-value는 18 $\mu\text{m}$ 에서의 변수값과 비교했을 때의 유의수준을 의미한다(p<0.05).

표 2. 각 group에서의 평균, 표준편차, 유의확률 ; 과두군(n=15), 하악체군(n=15)

	Mean		SD		P-value	
	Condyle	MB	Condyle	MB	Condyle	MB
BV1 (18 $\mu\text{m}$ )	10.638	8.944	1.891	3.425		
BV2 (36 $\mu\text{m}$ )	10.752	8.871	1.947	3.484	>.05	.004
BV3 (54 $\mu\text{m}$ )	10.790	8.738	1.942	3.563	.000	.001
BV4 (72 $\mu\text{m}$ )	10.853	8.504	2.019	3.641	.001	.000
BV5 (90 $\mu\text{m}$ )	11.045	8.253	2.039	3.715	.000	.000
BV6 (108 $\mu\text{m}$ )	11.254	8.115	2.092	3.773	.000	.000
BV7 (126 $\mu\text{m}$ )	11.474	7.828	2.126	3.927	.000	.000
BV8 (144 $\mu\text{m}$ )	11.475	7.418	2.287	3.997	.000	.000
BV9 (162 $\mu\text{m}$ )	11.579	7.198	2.353	4.066	.000	.000
BV10 (180 $\mu\text{m}$ )	11.559	6.677	2.525	4.033	.003	.000

	Mean		SD		P-value	
	Condyle	MB	Condyle	MB	Condyle	MB
BV/TV1 (18 $\mu\text{m}$ )	29.358	24.689	5.219	9.449		
BV/TV2 (36 $\mu\text{m}$ )	29.675	24.492	5.375	9.614	>.05	.005
BV/TV3 (54 $\mu\text{m}$ )	29.637	24.015	5.335	9.785	.010	.000
BV/TV4 (72 $\mu\text{m}$ )	29.968	23.419	5.577	10.042	.001	.000
BV/TV5 (90 $\mu\text{m}$ )	30.512	22.760	5.631	10.244	.000	.000
BV/TV6 (108 $\mu\text{m}$ )	30.493	21.994	5.667	10.221	.000	.000
BV/TV7 (126 $\mu\text{m}$ )	30.574	21.121	5.666	10.571	.000	.000
BV/TV8 (144 $\mu\text{m}$ )	30.384	20.088	6.056	10.648	.023	.000
BV/TV9 (162 $\mu\text{m}$ )	30.977	19.261	6.294	10.876	.003	.000
BV/TV10 (180 $\mu\text{m}$ )	32.029	18.433	6.998	11.155	.002	.000



	Mean		SD		P-value	
	Condyle	MB	Condyle	MB	Condyle	MB
BS1 (18 $\mu\text{m}$ )	142,207	132,180	11,282	18,390		
BS2 (36 $\mu\text{m}$ )	142,680	127,027	8,649	18,386	>.05	.001
BS3 (54 $\mu\text{m}$ )	141,156	122,273	8,586	18,187	>.05	.000
BS4 (72 $\mu\text{m}$ )	139,313	116,739	8,257	18,331	.017	.000
BS5 (90 $\mu\text{m}$ )	138,747	112,654	7,753	20,838	.012	.000
BS6 (108 $\mu\text{m}$ )	140,807	109,210	7,603	21,614	>.05	.000
BS7 (126 $\mu\text{m}$ )	141,870	103,854	8,601	24,125	>.05	.000
BS8 (144 $\mu\text{m}$ )	140,227	96,821	9,194	25,937	>.05	.000
BS9 (162 $\mu\text{m}$ )	137,518	91,758	8,842	26,423	.005	.000
BS10 (180 $\mu\text{m}$ )	130,250	83,356	9,527	27,552	.000	.000

	Mean		SD		P-value	
	Condyle	MB	Condyle	MB	Condyle	MB
BS/BV1 (18 $\mu\text{m}$ )	13,682	16,441	2,124	5,686		
BS/BV2 (36 $\mu\text{m}$ )	13,589	16,044	1,994	5,682	>.05	.022
BS/BV3 (54 $\mu\text{m}$ )	13,395	15,819	1,975	5,807	.001	.004
BS/BV4 (72 $\mu\text{m}$ )	13,177	15,706	2,061	5,949	.000	.005
BS/BV5 (90 $\mu\text{m}$ )	12,909	15,735	2,127	5,852	.000	.024
BS/BV6 (108 $\mu\text{m}$ )	11,988	15,567	2,936	5,674	>.05	.015
BS/BV7 (126 $\mu\text{m}$ )	12,724	15,556	2,220	5,738	.000	.025
BS/BV8 (144 $\mu\text{m}$ )	12,619	15,447	2,269	5,490	.000	.031
BS/BV9 (162 $\mu\text{m}$ )	12,296	15,193	2,340	5,357	.000	.020
BS/BV10 (180 $\mu\text{m}$ )	11,730	15,090	2,386	5,313	.000	.011

	Mean		SD		P-value	
	Condyle	MB	Condyle	MB	Condyle	MB
SMI1 (18 $\mu\text{m}$ )	.642	.837	.212	.904		
SMI2 (36 $\mu\text{m}$ )	.648	1.084	.191	.695	.05	.003
SMI3 (54 $\mu\text{m}$ )	.699	1.258	.175	.651	.001	.000
SMI4 (72 $\mu\text{m}$ )	.749	1.361	.173	.611	.000	.000
SMI5 (90 $\mu\text{m}$ )	.821	1.428	.174	.548	.000	.000
SMI6 (108 $\mu\text{m}$ )	.899	1.508	.170	.507	.000	.000
SMI7 (126 $\mu\text{m}$ )	.971	1.584	.166	.481	.000	.000
SMI8 (144 $\mu\text{m}$ )	1.044	1.649	.170	.461	.000	.000
SMI9 (162 $\mu\text{m}$ )	1.091	1.723	.169	.450	.000	.000
SMI10 (180 $\mu\text{m}$ )	1.105	1.755	.191	.439	.000	.000

	Mean		SD		P-value	
	Condyle	MB	Condyle	MB	Condyle	MB
Tb.Th1 (18 $\mu\text{m}$ )	.244	.246	.042			
Tb.Th2 (36 $\mu\text{m}$ )	.267	.274	.045		.000	.000
Tb.Th3 (54 $\mu\text{m}$ )	.299	.299	.045		.000	.000
Tb.Th4 (72 $\mu\text{m}$ )	.336	.326	.049		.000	.000
Tb.Th5 (90 $\mu\text{m}$ )	.380	.357	.049		.000	.000
Tb.Th6 (108 $\mu\text{m}$ )	.411	.375	.059		.000	.000
Tb.Th7 (126 $\mu\text{m}$ )	.435	.395	.085		.000	.000
Tb.Th8 (144 $\mu\text{m}$ )	.432	.410	.103		.000	.000
Tb.Th9 (162 $\mu\text{m}$ )	.457	.420	.120		.000	.000
Tb.Th10 (180 $\mu\text{m}$ )	.480	.423	.123		.000	.000

	Mean		SD		P-value	
	Condyle	MB	Condyle	MB	Condyle	MB
Tb.N.1 (18 $\mu\text{m}$ )	1.204	.980	.094	.203		
Tb.N.2 (36 $\mu\text{m}$ )	1.114	.872	.091	.208	.000	.000
Tb.N.3 (54 $\mu\text{m}$ )	.992	.754	.093	.207	.000	.000
Tb.N.4 (72 $\mu\text{m}$ )	.890	.672	.090	.200	.000	.000
Tb.N.5 (90 $\mu\text{m}$ )	.799	.614	.080	.182	.000	.000
Tb.N.6 (108 $\mu\text{m}$ )	.740	.562	.067	.172	.000	.000
Tb.N.7 (126 $\mu\text{m}$ )	.708	.509	.077	.173	.000	.000
Tb.N.8 (144 $\mu\text{m}$ )	.716	.464	.102	.168	.000	.000
Tb.N.9 (162 $\mu\text{m}$ )	.695	.434	.122	.170	.000	.000
Tb.N.10 (180 $\mu\text{m}$ )	.681	.411	.085	.177	.000	.000

	Mean		SD		P-value	
	Condyle	MB	Condyle	MB	Condyle	MB
Tb.Sp.1 (18 $\mu\text{m}$ )	.602	.671	.040	.093		
Tb.Sp.2 (36 $\mu\text{m}$ )	.614	.688	.039	.093	.000	.000
Tb.Sp.3 (54 $\mu\text{m}$ )	.630	.716	.038	.092	.000	.000
Tb.Sp.4 (72 $\mu\text{m}$ )	.645	.742	.038	.090	.000	.000
Tb.Sp.5 (90 $\mu\text{m}$ )	.665	.763	.042	.098	.000	.000
Tb.Sp.6 (108 $\mu\text{m}$ )	.685	.797	.045	.101	.000	.000
Tb.Sp.7 (126 $\mu\text{m}$ )	.704	.835	.046	.100	.000	.000
Tb.Sp.8 (144 $\mu\text{m}$ )	.720	.871	.040	.103	.000	.000
Tb.Sp.9 (162 $\mu\text{m}$ )	.745	.916	.049	.116	.000	.000
Tb.Sp.10 (180 $\mu\text{m}$ )	.760	.958	.050	.127	.000	.000

#### 가. Bone volume(BV)

BV은 영상재구성 체적소 두께가 커짐에 따라 약간씩 증가하는 경향을 보인다. 과두군에서는 36  $\mu\text{m}$ 에서만 차이가 없었고( $p>0.05$ ) 그 이상의 두께에선 유의성 있는 차이를 보였다. 하악체군에서는 모든 영상재구성 체적소 두께에서 유의한 차이를 보였다.

#### 나. Bone volume/tissue volume(BV/TV)

BV/TV, 즉 bone volume fraction 역시 영상재구성 체적소 두께가 커짐에 따라 약간씩 증가하는 경향을 보인다. BV에서와 마찬가지로 과두군에서는 36  $\mu\text{m}$ 에서만 차이가 없었고( $p>0.05$ ) 그 이상의 두께에선 유의성 있는 차이를 보였다. 하악체군에서는 모든 영상재구성 체적소 두께에서 유의한 차이를 보였다.

#### 다. Bone surface(BS)

BS는 영상재구성 체적소 두께가 커짐에 따라 BV이 증가하는 것에 반해 약간씩 감소하였다. 하악체군에서는 모든 영상재구성 체적소 두께에서  $p<0.05$ 로 유의성 있는 차이를 보였지만, 과두군에서는 36  $\mu\text{m}$ , 54  $\mu\text{m}$ , 108  $\mu\text{m}$ , 126  $\mu\text{m}$ , 144  $\mu\text{m}$ 일 때  $p>0.05$ 로 차이를 보이지 않았다.

#### 라. Bone surface/bone volume(BS/BV)

BS/BV은 영상재구성 체적소 두께가 커짐에 따라 BV는 증가하고 BS가 감소하는 경향에 따라 전체적으로 감소하는 경향을 보였다. 과두군은 36  $\mu\text{m}$ , 108  $\mu\text{m}$ 일 때  $p>0.05$ 로서 18  $\mu\text{m}$ 일 때와 비교해 차이를 보이지 않았고, 하악체군의 경우는 모든 영상재구성 체적소 두께에서  $p<0.05$ 로 유의성 있는 차이를 보였다.

#### 마. Structure model index(SMI)

SMI는 영상재구성 체적소 두께가 커짐에 따라 전체적

으로 증가하는 경향을 보였다. 하악체군의 경우 모두  $p<0.05$ 로 유의성 있는 차이를 보였지만, 과두군의 경우 36  $\mu\text{m}$ 일 때를 제외한 모든 영상재구성 체적소 두께에서  $p<0.05$ 로 유의할 만한 차이를 보였다.

#### 바. Trabecular thickness(Tb.Th.)

소주골 두께는 영상재구성 체적소 두께가 커짐에 따라 증가, 즉 두꺼워지는 경향을 보였다. 과두군, 하악체군 모두 모든 해상능에서  $p<0.05$ 로서 유의할 만한 차이를 보였다.

#### 사. Trabecular number(Tb.N.)

소주 수는 영상재구성 체적소 두께가 커짐에 따라 감소, 즉 밀도(density)가 감소하는 경향을 보였다. 과두군, 하악체군 모두 모든 영상재구성 체적소 두께에서  $p<0.05$ 로서 유의할 만한 차이를 보였다.

#### 아. Trabecular separation(Tb.Sp.)

소주 분리 정도는 영상재구성 체적소 두께가 커짐에 따라 증가, 즉 골소주 사이의 거리가 증가함을 보였다. 과두군, 하악체군 모두 모든 영상재구성 체적소 두께에서  $p<0.05$ 로서 유의할 만한 차이를 보였다.

## IV 송골 및 고찰

골의 밀도뿐 아니라 골의 구조적 특성들을 측정하는 것은 골 강도를 예견하는데 있어 매우 중요하다. 인간의 노화에서뿐 아니라 최근 골다공증(osteoporosis)과 같은 골 관련 질환으로 인해 골의 파절이 증가되어 골의 강도를 정확히 측정하기 위한 여러 방법이 제시되어 왔다(Genant 1999). 그러나 소주골은 판상, 주상구조가

혼합되어 있고, 이방성의 구조로 되어 있기 때문에 이러한 3차원적 구조적 특성들이 설명되지 않고서는 소주골 구조의 정확한 측정이 어렵다(Ruijven 2005, Odgaard 1997). 과거에는 골의 3차원적 구조를 측정하기 위해 조직학적 분석과 같은 2차원적 방법이나 serial sectioning 방법 등이 이용되어 왔다. 그러나 최근 이용되는 micro-CT는 serial sectioning에 비해 비파괴적이며 시간이 절약될 뿐 아니라, 고해상도에서 보다 정확한 3차원적 영상을 구현할 수 있다는 장점을 갖고 있다(Moon 2004).

이러한 micro-CT의 장점을 최대한으로 활용하게 되면, 소주골의 원천적인 구조를 알고 그에 따른 생역학을 이해할 수 있으며, 외부 환경에 대한 소주골의 미세 구조적 변화를 정량적으로 알 수 있을 것이다. 즉, 외부 환경에 반응해 골은 개조되며, 골의 형태학적 변수 또한 변화한다. 따라서 이러한 변수를 측정하여 골의 질량, 분포, 안정성, 강도, 방향성 등에 대한 정보를 얻을 수 있다. 소주골의 구조적 특징 중의 하나인 이방성은 외부 힘에 대한 골의 개조를 간접적으로 보여준다. 즉, 외부 힘이 소주골에 가해질 때 골은 그에 따라 개조되는데, 힘의 축에 대해 평행하게 극성화(polarized)되고 이방성이 증가할수록 더욱 그 경향은 두드러지게 된다(Buchman 1998).

그러나 위의 여러 장점들에도 불구하고, 시편의 촬영 및 분석하는 처리 시간이 길고, 주된 소주골 두께가 100  $\mu\text{m}$ 인 척추골과 같은 큰 시편에는 적용하기가 어려우며(100  $\mu\text{m}$ 이상의 해상능 필요), 고해상능으로 인해 높은 방사선량이 우려된다는 단점 또한 간과할 수는 없다(Kim 2004, Buchman 1998). Ruegsegger (1996) 등은 적절한 방사선량을 위한 공간 해상능의 한계는 100~200  $\mu\text{m}$ 이라고 하였다. 그러나 이러한 해상능에서 소주골 두께와 같은 구조적 특징은 측정하기 어렵다 하였고 정확한 분석을 위해서는 고해상능이 필요함을 언

급했다.

따라서 본 연구는 이러한 micro-CT의 장점을 활용하면서도 효율성을 증대시키기 위해, 3차원적 구조의 변화 없이, 즉 스캐닝한 raw data의 결과와 큰 차이가 없으면서도 영상재구성 체적소 두께는 최대한 늘리기 위한 것이다.

각각의 형태학적 변수에 대한 결과는 비슷한 골 구조를 갖는 두 군, 즉 과두군, 하악체군을 분류하여 분석하였다. 골체적, bone volume fraction 모두 하악체군에서는 모든 영상재구성 체적소 두께에서 18  $\mu\text{m}$ 일 때에서의 변수와 비교할 때 유의할 만한 차이가 있었다( $p < 0.05$ ). 그러나 과두군에서는 36  $\mu\text{m}$ 까지는 차이가 없었고 그 이상의 두께에선 유의성 있는 차이를 보여 공통적으로 허용 가능한 영상재구성 체적소 두께는 36  $\mu\text{m}$ 으로 판단되었다. 따라서 과두군과 하악체군의 결과를 비교해볼 때, 비슷한 소주골 구조를 가지는 그룹끼리 묶어 분석하는 것이 본 연구의 목적에 더 부합되는 것으로 보인다. 한편, 골체적은 영상재구성 체적소 두께가 증가함에 따라 약간씩 커지는 경향을 보였는데, Kothari 등(1998)은 이러한 경우는 인접 골소주끼리 융합이 일어나 소주골 두께가 두꺼워지기 때문이라고 하였다. 따라서 bone volume fraction(BV/TV) 역시 영상재구성 체적소 두께가 증가함에 따라 약간씩 커진 결과를 보였다.

골표면의 경우 하악체군에선 모두  $p < 0.05$ 로 유의성 있는 차이를 보였지만, 과두군의 경우는 영상재구성 체적소 두께가 36  $\mu\text{m}$ , 54  $\mu\text{m}$ , 108  $\mu\text{m}$ , 126  $\mu\text{m}$ , 144  $\mu\text{m}$ 일 때  $p > 0.05$ 로 차이를 보이지 않았다. 그러나 72  $\mu\text{m}$ , 90  $\mu\text{m}$ 에선  $p < 0.05$ 를 보여 144  $\mu\text{m}$ 까지 두께를 늘릴 수 있다고 판단할 수는 없을 것 같다. Bone surface/bone volume(BS/BV)는 하악체군의 경우 모두  $p < 0.05$ 로 유의성 있는 차이를 보였지만, 과두군은 36  $\mu\text{m}$ , 108  $\mu\text{m}$ 일 때  $p > 0.05$ 로서 18  $\mu\text{m}$ 일 때와 비교해 차이를 보이지 않았다. 한편, 영상재구성 체적소 두께가 증가함에 따라

BS는 약간씩 감소하였다. 즉, 골체적은 증가해도 골소주 수는 감소하고 두께가 증가하는 함에 따라 골소주의 실제 표면적은 오히려 감소하였다. Kothari 등(1998)에 의하면, 영상재구성 체적소 두께가 커질수록 인접한 수직적 골소주는 융합하여 두꺼워지고, 수평적 골소주는 점점 소실되어 골체적은 증가하는데 비해 골표면, BS/BV 모두 감소한다 하였다. 본 연구의 BS/BV 역시 영상재구성 체적소 두께가 증가함에 따라 감소하였다.

Structure model index(SMI)는 하악체군의 경우 모두  $p < 0.05$ 로 유의성 있는 차이를 보였고, 과두군의 경우  $36 \mu\text{m}$ 일 때를 제외한 모든 영상재구성 체적소 두께에서  $p < 0.05$ 로 유의할 만한 차이를 보였다. 소주골 두께, 소주 수, 소주 분리 정도의 3가지 변수는 모든 영상재구성 체적소 두께에서  $p < 0.05$ 를 보여 유의성 있는 차이를 나타내었다. 즉, 이 3가지 변수는  $18 \mu\text{m}$ 일 때와 비교할 때 모두 차이를 보였고 영상재구성 체적소 두께의 증가를 허용하기 힘들다는 의미를 내포한다.

Müller 등(1996)은 해상능에 따른 소주골의 여러 형태학적 변수들의 변화를 보기 위해  $14 \mu\text{m}$ 을 기준으로 하여 해상능을 낮춘 결과, 소주간 거리, 소주 수의 경우 175까지는 단조로운(monotonous) 증감을 보이므로 보정 과정을 통해 원래 값을 회복할 수 있다고 하였지만, 소주골 두께의 경우는 정확한 측정을 위해 고해상능이 필요하다고 하였다. 그러나 본 연구에서는 일정한 증감 관계를 가지는 경우는 없었으며 따라서 위와 같은 보정 과정을 통해 영상재구성 체적소 두께를 증가시킬 수 있다고 하기는 어려울 것으로 사료된다. 또한 과두군에서는 대부분의 형태학적 변수들에서  $36 \mu\text{m}$ 의 영상재구성 체적소 두께가 유의차가 없게 나타났지만, 하악체군에서는  $18 \mu\text{m}$ 이 더 적절한 영상재구성 체적소 두께이므로 전체적인 결과를 볼 때  $36 \mu\text{m}$ 이 허용가능한 영상재구성 체적소 두께라 하기는 어렵다.

Kothari 등(1998)은 trabecular spacing, trabecular

number는 해상능에 대한 의존도가 작은 반면, 소주골 두께는 해상능 의존도가 강하여 정확한 측정을 위해서는 고해상능이 필요하다고 하여 앞의 논문과 같은 결과를 보였다.

Kim(2004) 등은 이전의 연구들이 하지 못한 scanning voxel size와 영상재구성 체적소의 각각의 영향을 알아보고자 하였다. Scanning voxel size는 raw data를 측정하는 최초의 voxel size이고, 영상재구성 체적소는 3차원 영상 재구성을 위해 선택된 실제의 voxel size로서 scanning voxel size와 같거나 그보다 크다. 본 연구를 예로 든다면  $18 \mu\text{m}$ 은 scanning voxel size가 되고 그 이상은 영상재구성 체적소가 될 것이다. 이 연구에서 BV/TV는 scanning voxel size에 대해서는 크게 영향을 받지만 영상재구성 체적소에 대해서는 의미 있는 영향을 받지 않는다고 하였다. 그러나 소주골 두께의 경우는 이전 연구와 마찬가지로 scanning voxel size, reconstruction voxel size 모두의 영향을 받아 소주골 두께의 정확한 측정을 위해서는 scanning voxel size와 근접한 영상재구성 체적소가 필요함을 언급하였다. 소주 수, 소주 분리 정도 역시 영상재구성 체적소의 영향을 주로 받았다.

Ulrich (1999) 등은 골의 3차원 구조적 특성들과 골의 강도와의 관계에 관한 연구에서 소주골 두께, 소주 수, 소주 분리 정도와 같은 구조적 특성은 Young's moduli 및 shear moduli를 설명하는데 크게 기여한다고 하였다. 예를 들어, 골 밀도의 측정 방법인 BV/TV만으로는 shear moduli variance의 58%를 설명하지만, 소주 수에 대한 자료가 동반될 때 78%를 설명할 수 있다고 하였다.

위의 실험 결과와 언급된 문헌들을 토대로 할 때, 과두군에서 비록  $36 \mu\text{m}$ 의 영상재구성 체적소 두께가 유의차를 보이지 않았더라도 본 연구에서 허용할 수 있는 영상재구성 체적소 두께를  $36 \mu\text{m}$ 라고 할 수는 없다고 보여

진다. 특히 소주골 두께, 소주 수, 소주 분리 정도와 같은 변수들은 모든 영상재구성 체적소 두께에서 유의한 차이를 보여 36  $\mu\text{m}$ 의 체적소 두께를 적용시키기 어려우며, 소주골 두께, 소주 수, 소주 분리 정도의 정확한 측정을 위해서는 36  $\mu\text{m}$ 보다 작은 체적소 두께가 필요하다. 또한 본 연구의 한계 중 하나는 표본의 수가 적다는 것이다. 각 변수의 유의성 분석은 전체 표본의 평균과 표준 편차를 이용해 하기 때문에, 표본마다 소주골의 구조가 다르고 그에 따른 변수 값이 다르다는 것을 생각해보면 가능한 유사한 그룹으로 하고 또한 많은 표본수를 가지고 한다면 보다 바람직한 결과를 얻을 수 있지 않았나 한다.

## V 결론

본 연구는 미세 컴퓨터 단층촬영장치(micro-CT)를 이용한 하악 골소주 분석에서 영상재구성 체적소 두께를 늘려나갈 때 최대 허용 가능한 체적소 두께를 알아보고자 하였다. micro-CT(Skyscan 1076, Belgium)를 이용하여 2차원 영상을 구하며, 이를 기반으로 소주골의 3차원 구조를 재구성하였다. 사용된 체적소 크기는 18  $\mu\text{m}$  이었고, 18  $\mu\text{m}$ 씩 증가시켜 체적소 두께를 10배까지 (180  $\mu\text{m}$ ) 확대하였다. 이렇게 각각의 단면 거리에서 재구성된 3차원적 영상에서 8개의 형태학적 변수들이 비교되었다. 분석된 형태학적 변수는 bone volume, bone volume fraction, bone surface, bone surface/bone volume, structure model index, 소주골 두께, trabecular number, trabecular separation 이다. 전체 volume of interest는 30개였지만, 소주골 구조를 기준으로 두 군(과두군(n=15), 하악체군(n=15))으로 다시 나누었고, 결과도 그에 따라 나누어 분석하였

다. 측정된 변수의 평균값을 반복된 ANOVA로 유의 수준 5% ( $p < 0.05$ )에서 통계 분석하여 다음과 같은 실험 결과를 도출하였다.

1. 골체적, bone volume fraction의 경우, 하악체군에선 모든 영상재구성 체적소 두께에서 18  $\mu\text{m}$ 일 때에서의 변수 값과 비교할 때 유의할 만한 차이를 보였다 ( $p < 0.05$ ). 그러나 과두군에선 36  $\mu\text{m}$ 까지는 차이가 없었고( $p > 0.05$ ), 그 이상의 영상재구성 체적소 두께에선 유의성 있는 차이를 보였다.
2. 골표면에선 하악체군의 경우 모두  $p < 0.05$ 로 유의성 있는 차이를 보였지만, 과두군의 결과는 영상재구성 체적소 두께가 36  $\mu\text{m}$ , 54  $\mu\text{m}$ , 108  $\mu\text{m}$ , 126  $\mu\text{m}$ , 144  $\mu\text{m}$ 일 때  $p > 0.05$ 로 차이를 보이지 않았다.
3. 골표면/골체적에서는 하악체군의 경우 모두  $p < 0.05$ 로 유의성 있는 차이를 보였지만, 과두군은 영상재구성 체적소 두께가 36  $\mu\text{m}$ , 108  $\mu\text{m}$ 일 때  $p > 0.05$ 로서 18  $\mu\text{m}$ 일 때와 비교해 차이를 보이지 않았다.
4. Structure model index에서는 하악체군의 경우 모두  $p < 0.05$ 로 유의성 있는 차이를 보였고, 과두군의 경우 36  $\mu\text{m}$ 일 때를 제외한 모든 영상재구성 체적소 두께에서  $p < 0.05$ 로 유의할 만한 차이를 보였다.
5. 소주골 두께, 소주 수, 소주 분리 정도의 경우, 과두군, 하악체군 전부 모든 영상재구성 체적소 두께에서  $p < 0.05$ 로서 유의할 만한 차이를 보였다.

이상의 결과를 종합해 볼 때, 과두군의 경우는 36  $\mu\text{m}$ 이 소주골 두께, 소주 수, 소주 분리 정도를 제외한 모든 변수들에서 허용 가능한 영상재구성 체적소 두께로 측정

되었지만, 하악체군의 경우는 18  $\mu\text{m}$ 이 보다 적절한 두께로서 전체 소주골에 대해 36  $\mu\text{m}$ 이 허용 가능한 영상재구성 체적소 두께라고 할 수는 없을 것으로 보인다. 또한 소주골 두께, 소주 수, 소주 분리 정도와 같은 구조적 특징들의 정확한 측정을 위해선 18  $\mu\text{m}$ 과 같은 고도의 영상재구성 체적소 두께가 필요할 것으로 사료된다. 한편, 하악체군에서는 8개의 모든 형태학적 변수가 모든 영상재구성 체적소 두께에서 유의성 있는 차이를 보였다.



## 참고문헌

1. Chad S, Bradley D, Bradford R, Kimerly P. Three-dimensional texture analysis of cancellous bone cores evaluated at clinical CT resolutions. *Osteoporosis Int.* 2006;17:259-266
2. Singer K, Edmonston S, Ray D. Prediction of thoracic vertebral body compressive strength : Correlations with bone mineral density and vertebral region. *Bone.* 1995;17:167-174
3. Goldstein SA, Goulet R, McCubbrey D. Measurement and significance of three-dimensional architecture to the mechanical integrity of trabecular bone. *Calcif Tissue Int.* 1993;53:127-133
4. Genant HK, Gordon C, Jiang Y, Lang TF, Link TM, Majumdar S. Advanced imaging of bone macro and micro structure. *Bone.* 1999;25:149-152
5. 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;18:215-220
6. Feldkamp LA, Goldstein SA, Parfitt AM, Jesion G, Kleerekoper M. The direct examination of three-dimensional bone architecture in Vitro by computed tomography. *J Bone Miner Res.* 1989;4:3-11
7. Engelke K, Graeff W, Meiss L, Hahn M, Delling G. High spatial resolution imaging of bone mineral using computed microtomography. Comparison with microradiography and undecalcified histologic sections. *Invest Radiol.* 1993;28:341-349
8. Ruegsegger P, Koller B, Muller R. A microtomographic system for the nondestructive evaluation of bone architecture. *Calcif Tissue Int.* 1996;58:24-29
9. Do-Gyoon Kim, Gregory TC, Neil Dong X, David PF, Yener NY. The effect of microcomputed tomography scanning and reconstruction voxel size on the accuracy of stereological measurements in human cancellous bone. *Bone* 2004;35:1375-1382
10. Muller R, Koller B, Hildebrand T, Laib A, Gianolini S, Ruegsegger P. Resolution dependency of microstructural properties of cancellous bone based on three-dimensional microtomography. *Technol Health Care.* 1996;4:113-119
11. Buchman SR, Sherick DG, Goulet RW, Goldstein SA. Use of microcomputed tomography scanning as a new technique for the evaluation of membranous bone. *J Craniofac Surg.* 1998;9:48-54
12. Moon HS, Won YY, Kim KD, Ruprecht A, Kim HJ, Kook HK, Chung MK. The three-dimensional microstructure of the trabecular bone in the mandible. *Surg Radiol Anat.* 2004;26:466-473
13. Hildebrand T, Laib A, Muller R, Dequeker J, Ruegsegger P. Direct three-dimensional morphometric analysis of human cancellous bone: microstructural data from spine, femer, iliac crest, and cancellous. *J Bone Mineral Res.* 1999;14:1167-1176
14. Odgaard A, Andersen K, Ullerup R et al. Three dimensional reconstruction of entire vertebral bodies. *Bone.* 1994;15:335-342
15. Ulrich D, Rietbergen B, Laib A et al. The ability of three dimensional structural indices to reflect mechanical aspects of trabecular bone. *Bone.* 1999;25:55-60
16. Stauber M, Muller R. Volumetric spatial decomposition of trabecular bone into rods and plates - A new method for local bone morphometry. *Bone.* 2006;38:475-484
17. Odgaard A. Three-dimensional methods for quantification for cancellous bone architecture. *Bone.* 1997;20:315-328
18. Laib A, Ruegsegger P. Calibration of trabecular bone structure measurements of in vivo three-dimensional peripheral quantitative computed tomography with 28um resolution microcomputed tomography. *Bone.* 1999;24:35-39
19. Hildebrand T, Ruegsegger P. A new method for the model-independent assessment of thickness in three-dimensional images. *J. Microscopy.* 1997;185:67-75
20. Sharp DJ, Tanner KE, Bonfield W. Measurement of the density of trabecular bone. *J. Biomechanics.* 1990;23:853-857
21. Day JS, Ding M, Odgaard A, Sumner DR, Hvid I, Weinans H. Parallel plate model for trabecular bone exhibits volume fraction-dependent bias. *Bone* 2000;27:715-720



22. Ding M, Odgaard A, Hvid I. Accuracy of cancellous bone volume fraction measured by micro-CT scanning. *J. Biomechanics*. 1999 ;32:323-326
23. Muller R, Hildebrand T, Ruegsegger P. Non-invasive bone biopsy: a new method to analyse and display the three-dimensional structure of trabecular bone. *Phys. Med. Biol.* 1994;39:145-164
24. Homminga J, Huiskes R, Rietbergen BV, Ruegsegger P, Weinans H. Introduction and evaluation of a gray-value voxel conversion technique. *J. Biomechanics*. 2001;34:513-517
25. Muller R, Campenhout HV, Damme BV, Perre GV, Dequeker J, Hildebrand T, Ruegsegger P. Morphometric analysis of human bone biopsies: A quantitative structural comparison of histological sections and micro-computed tomography. *Bone* 1998;23:59-66
26. Kothari M, Keaveny TM, Lin JC, Newitt DC, Genant HK, Majumdar S. Impact of spatial resolution the prediction of trabecular architecture parameters. *Bone* 1998;22:437-443
27. Kinney JH, Ladd AJC. The relationship between three-dimensional connectivity and the elastic properties of trabecular bone. *J. Bone. Miner. Reser.* 1998;13:839
28. Rietbergen BV, Odgaard A, Kabel J, Huiskes R. Direct mechanics assessment of elastic symmetries and properties of trabecular bone architecture. *J. Biomechanics*. 1996;29:1653-1657
29. Ruijven LJ, Giesen EBW, Mulder L, Farella M, Eijden TMGJ. The effect of bone loss on rod-like and plate-like trabeculae in the cancellous bone of the mandibular condyle. *Bone* 2005;36:1078-1085

---

교신저자 : 문용석

주소 : 120-752 서울시 서대문구 신촌동 134

이메일: hsm5@unitel.co.kr