original article

OA

하악소주골 미세구조의 3차원적 분석

문홍석[a] 원예연[b] 김기덕[c] 이석원[d] 백명현[e] 국희균[f] 정문규[g]

[a] 연세대학교 치과대학 보철학교실 조교수
[b] 아주대학교 의과대학 정형외과학교실 부교수, 교신저자
[c] 연세대학교 치과대학 구강악안면방사선학교실 조교수
[d] 연세대학교 치과대학 보철학교실 연구강사
[e] 아주대학교 의과대학 정형외과학교실
[f] 아주대학교 의과대학 정형외과학교실 외래조교수
[g] 연세대학교 치과대학 보철학교실 교수

The three dimensional analysis of microstructure of Mandibular trabecular bone

Moon, H.S.[a] Won, Y.Y.[b] Kim, K.D.[c] Lee, S.W.[d] Baek, M.H.[e] Kook, H.K[f] Chung, M.K.[g]

[a] Assistant Professor, Department of Prosthodontics, Yonsei University Dental College
[b] Corresponding Author, Assistant Professor, Department of Orthopedics, Ajou University
[c] Assistant Professor, Department of oral and Maxillofacial Radiology, Yonsei University Dental College
[d] Research Fellow, Department of Prosthodontics, Yonsei University Dental College
[e] Department of Orthopedic, Ajou University Medical College
[f] External Assistant Professor, Department of Orthopedics, Ajou University
[g] Professor, Department of Prosthodontics, Yonsei University Dental College

Abstract

Aim

This study has used Micro-Computerized Tomograph(micro-CT) to compare morphology of alveolar and basal bone of specific measuring sites of premolar regions of mandible

Materials and Methods

Three specimens were prepared and Micro-CT was taken. The structural analysis of the trabecular bone of alveolar and basal bone between the first and second premolar were carried out. The cross sectional image was consisted of 1024×1024 pixels and the size of each pixel was 21.3×21.3μm2. The cross-section scanning distance was also 21.3μm2. The three dimensional image was constructed with two dimensional images. After scanning the specimen, the volume of interest(VOL) was established and two and three dimensional structures were measured.

From these image layers Tb Th(trabecular thickness), Tb. SP(trabecular separation), Tb. N(trabecular number), BS/BV(bone surface density), BV/TV(bone volume fraction), SMI(structural model index) were analyzed.

Result

The trabecular bone structure of specimens varied greatly depend on the sites and especially more so at the basal trabecular bone, inferior to the inferior dental nerve. Both alveolar and basal bone, a mixture of plate and rod-like structures were observed. On average alveolar bone had higher measurement of Th.T, Tb.N, Bs/Tv, but lower Tb.Sp value than basal bone.

Conclusion

Alveolar bone is consisted of condensed large quantity of trabecular bone and this structural property allows effectively resist occlusal load. However, nearer to the basal bone, the has lower bone density and reduced trabecular bone.

I 서 론

하악골은 신체 다른 부위의 골격골들과 비교하여 이색적인 기능상, 구조상의 특징을 가진다. 특히 하악골의 소주골은 치아의 존재 여부에 따라 치조골과 기저골로 분류되며 저작시 발생하는 모든 압력은 소주골에 직접적으로 전달된다. 부가적으로 소주골은 치아의 이동, 치아상실, 저작양상에 따라서 일생동안 지속적으로 형성(modeling) 및 재형성(remodeling)된다.[2,3] 따라서 치아 또는 저작력에 의한 자극의 변화로 인해서 인접한 미세소주골의 양과 구조적 성질이 결정된다. 치주질환과 치과 임프란트를 포함한 보철적 수복치료 등이 골미네랄 밀도, 소주골의 구조, 소주골의 방향성, 교합력의 빈도 또는 확대에 영향을 줄 수 있으나, 하악골의 구조에 관한 연구가 매우 적은 것이 사실이다. 이러한 이유로 치과치료시 하악골의 구조가 중요한 요소로 인식되지 못하고 객관적이지 못한 방법으로 분석되어져 왔던 것 또한 사실이다. 일반적으로 골의 파절 위험도와 생역학적 성질을 예측하는데 있어서 골의 미세구조(micro-structure)와 골의 양이 중요한 역할을 담당한다.[4-7]

정량적인 골 형태계측(quantitative bone morphometry)은 소주골의 구조적인 성질(structrual properties)을 평가하는데 유용한 방법이다.[8] 소주골의 구조는 판구조(plate-like structure)와 막대구조(rod-like structure) 또는 두 가지 혼합의 미세구조를 가진다. 복잡한 골소주의 구조를 분석하기 위하여 3차원적인 데이터장비를 이용하여 골소주를 재건하고 가시화할 수 있으며 이러한 방법으로 하나의 표본에서 한 개의 조직층 영상만을 얻을 수 있는 기존의 2차원 분석의 한계를 극복할 수 있다. 또한 2차원 분석으로는 관찰할 수 없는 혈소판 모양의 골소주도 관찰할 수 있다. 연속단면방법(serial-sectioning technique)[10]은 3차원 영상을 얻기 위해 흔히 사용된다. 이러한 방법이 높은 공간해상도(spatial resolution)와 영상대비(image contrast)를 제공하기는 하지만 어렵고 장시간이 요구되는 작업이다. Micro-CT는 소주골을 3차원적으로 이미지화하고 정량화하는데 쓰일 수 있는 또다른 방법이다. 이 분야는 20㎛ 해상도로 3차원 형상을 만들어내기 위하여 X-ray를 기초로 한 micro-tomographic system이며, 최근에 Feldkamp[11]등에 의해 개척되었다. 이는 매우 정확도가 높으며 보존적인 방법으로서 2차원 감지기의 배열로 3차원 이미지를 생산할 수 있고 1개의 표본에서 약 1000장의 미세단층영상(micro section images)을 얻어 손쉽게 분석이 가능하다.[12,13] Micro-CT를 이용한 골생검의 형태계측분석은 기존의 조직절편을 이용한 분석과 그 결과의 상관성이 매우 높다. 치근단 방사선 사진을 이용한 하악골질의 평가는 가장 흔하면서도 부정확한 방법이다. 컴퓨터 단층 촬영으로 피질골과 소주골을 각각 분리하여 평가할 수는 있지만 소주골의 구조를 정확히 측정하기는 불가능하다. 하악골이 신체 다른 부위의 골격골들의 변화와 상관관계가 있다는 연구가 있으나 골격골의 구조분석으로 하악골의 소주골 구조를 예측하기는 어렵다.[16-21]

따라서 본 연구의 목적은 1) Micro-CT(미세단층촬영기)를 이용하여 하악 소구치 부위의 치조골과 기저골을 구성하는 골소주의 미세구조들을 측정 및 비교하고, 2) 보다 정확한 하악골 생역학 분석의 기준을 제시하는 것이다.

"본 연구는 아주대학교대학원 의학과(2000)의 지원으로 수행되었음"

Ⅱ 연구방법 및 재료

표본제작

실험용 시체 하악골 소구치 부위 좌우 동측에서 3개의 골조직 표본을 제작하였다. 본 연구의 원안은 연세의료원(대한민국, 서울)의 윤리 위원회의 승인을 거쳤다. 골흡수가 심한 하악과 치근단 방사선 사진에서 소주골 내에 치근단 병소 및 가능한 병리학적 소견이 관찰된 경우는 모두 제외시켰다.

소구치간 부위의 측정을 위해 하악 제 1소구치와 제 2소구치 사이를 하악체에 수직으로 절단하였으므로 조직표본은 하악의 수직절편이 되었다. 또한 컴퓨터 단층 촬영시 표본이 FOV(촬영구역, field of view) 내에 들도록 하기 위하여 최대 지름측정치가 21㎜ 이하가 될 때까지 삭제하였다. 조직표본을 10% 완충 포르말린 용액에 고정시키고 70% 알코올 용액에서 탈수시켰다.

미세단층촬영(micro CT scanning)

미세단층촬영기(Micro-CT, SkyScan-1072, SKYSCAN, Antwerpen, Belgium)를 이용하여 조직표본들을 촬영 후 3차원적 구조로 재건하였다. Micro-CT는 10㎛초점의 고해상 X-ray micro-focus tube, 1.0㎜ 두께의 알루미늄 필터 그리고 X-ray CCD 카메라로 구성되어 있으며, 2차원 영상재건 소프트웨어인 Tomo-NT™, 3차원 영상재건 소프트웨어인 ANT™ 그리고 계측 소프트웨어인 CTAnalyser™ 등이 내장된 펜티엄Ⅲ 컴퓨터로 이루어진 X-ray shadow microscopic system으로 구성된다. (Fig.1)

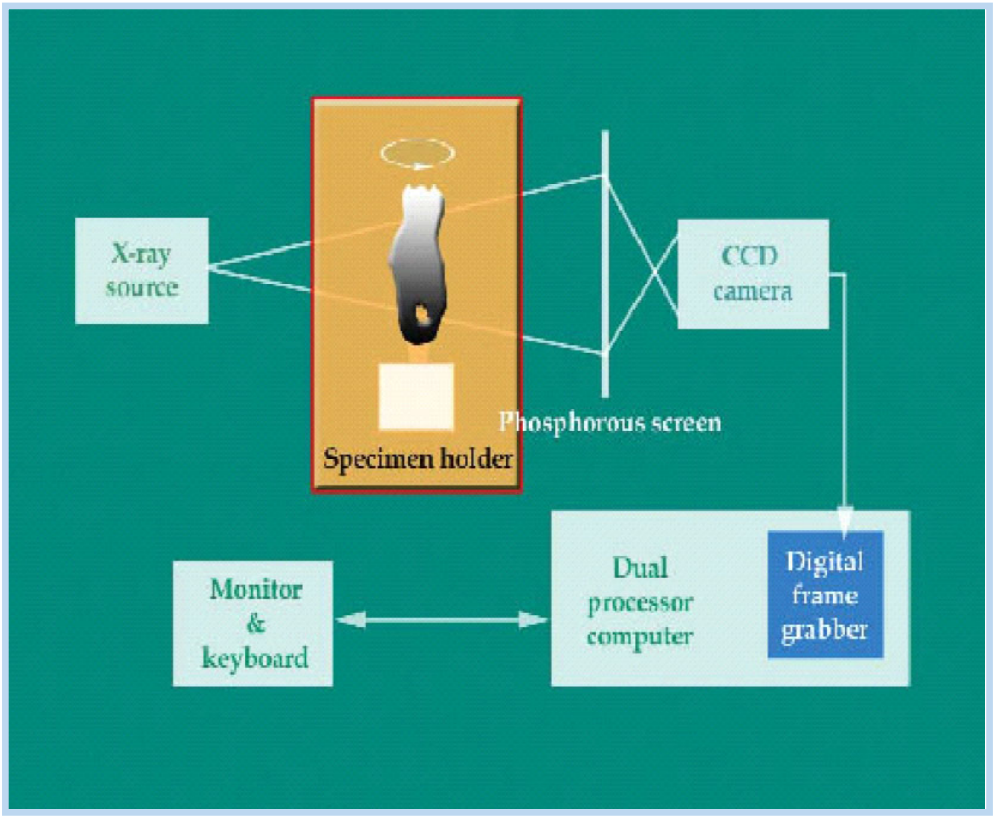
조직표본을 X-ray source와 CCD카메라의 감지기 사이에 위치시킨 후 표본을 투과하거나 표본으로 흡수된 X-ray는 CCD카메라가 감지할 수 있도록 인화지에서 가시광선으로 변환시켰다. 데이터를 frame-grabber로 디지털화하고 단층 재건 소프트웨어로 컴퓨터에 전송한 후 홀더에 위치한 표본은 FOV 내에서 표본의 장축 방향으로 0.9° 씩 180° 까지 회전하여 200회의 촬영후 약 1000장의 2차원 영상을 소프트웨어(Tomo-NT™, SKYSCAN, Belgium)를 이용하여 재건했다. 이러한 영상들을 ANT™ 와 CTAnalyser™(SKYSCAN, Belgium) 소프트웨어를 이용하여 3차원 영상을 재건하고 형태학적지수(histomorphology)[22]들을 분석하였다. 이러한 미세단층촬영(micro-CT scanning) 및 분석하는데 표본당 약 6시간 정도가 소요되었다.

표본의 분석

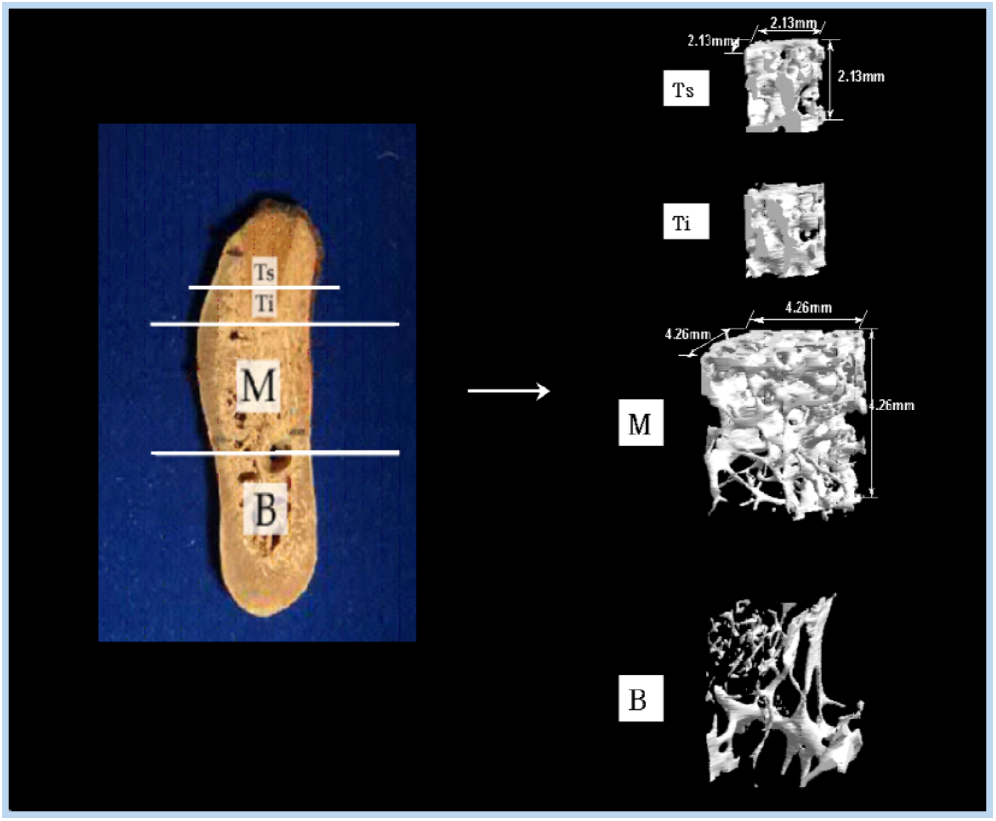
골소주의 구조 분석을 위하여 하악 제 1소구치와 제 2소구치 사이의 치간치조골과 기저골을 측정하였다. 존재가능한 치주질환의 영향을 방지하기 위하여 치근단 상방, 치조능선 2.5㎜ 하방 부위의 치주조직 부위의 치조골을 측정에 이용하였다. 기저골의 경우는 하악관 상방과 하방 1㎜ 부위에서 각각 측정을 시행하였다.

2차원 영상은 1024×1024 픽셀로 이루어져 있으며 각 픽셀의 크기는 21.3×21.3㎛^{2} 이었다. 2차원 영상으로부터 생성되는 3차원 구조의 복셀의 크기는 21.3×21.3×21.3㎛^{3} 이었다.

표본을 촬영한 후 표본에서 각각 4개 부위에서 VOI(관심영역, volume of interest)를 측정하였다. (Fig.2) 치조골의 상부와 하부에서는 표본의 크기 때문에 각각 100복셀(2.13×2.13×2.13㎣)단위로 1번씩 2번 시행했으며, 하악관 상부와 하부의 기저골에서는 200×200×



◀ Fig. 1
Schematic illustration of the micro-CT system.



◀ Fig. 2
Volume of interest(VOI) of the four regions to be measured from the three-dimensional reconstruction images after scanning the specimens.
TS : Superior portion of the alveolar trabecular bone of premolar region in the mandible
TI : Inferior portion of the alveolar trabecular bone of premolar region in the mandible
M : Basal trabecular bone superior to the mandibular canal of premolar region
B : Basal trabecular bone inferior to the mandibular canal of premolar region

200 복셀(4.26×4.26×4.26㎣)단위로 1번씩 2번 시행하였다. 이러한 이미지들로부터 BV/TV, BS/BV, Tb.Th, Tb.Sp, Tb.N 그리고 SMI 등의 형태학적지수(histomophology)를 분석하였다. 이때 BV/TV는 해면골의 골 체적(bone volume)과 VOI의 총 체적(total volume or tissue volume)의 비율이다. 이론적으로 소주골은 다공성이므로 BV/TV가 100%를 넘지 못하며 피질골은 100%에 근접할 것이다.

BS/BV는 골표면적(bone surface)과 골체적(bone volume)의 비율이다. 거친 소주구조, 천공된 골소주층판, 낮은 plate-to-rod 비율 등의 경우에서는 BV/TV 측정치가 높게 나타난다.

Tb.Th, Tb.Sp, Tb.N 등은 각각 표본 내에서의 골소주의 평균두께, 거리, 밀도의 측정치들이다. 이러한 측정치들은 표본 내에 존재하는 골의 양과 구성을 나타낸다. 2개의 같은 크기의 직육면체 골조직절편 즉, VOI가 일정한 골조직절편을 제작했다고 가정하였을 때 각 절편 내의 골분배와 구성은 다를 수 있다. 예를 들어 보다 두꺼운 골소주가 가능한 멀리 떨어져서 배열되어 있는 경우 Tb.Sp는 높은 측정치를 나타내게 된다.

SMI는 일정량의 plate와 rod로 구성되는 3차원 골구조를 나타낸다. SMI는 0과 3사이의 비계측치로 정의된다. 이상적인 plate model에서는 SMI치가 0이며, 이상적인 cylindrical rod 구조에서는 3이 된다. 구조물이 plate와 rod의 혼합인 경우 plate와 rod의 비율에 따라 SMI는 0과 3사이의 수치가 된다.

Table. 1.

The parametric values of alveolar and basal trabecular bone in the premolar regions of the mandible

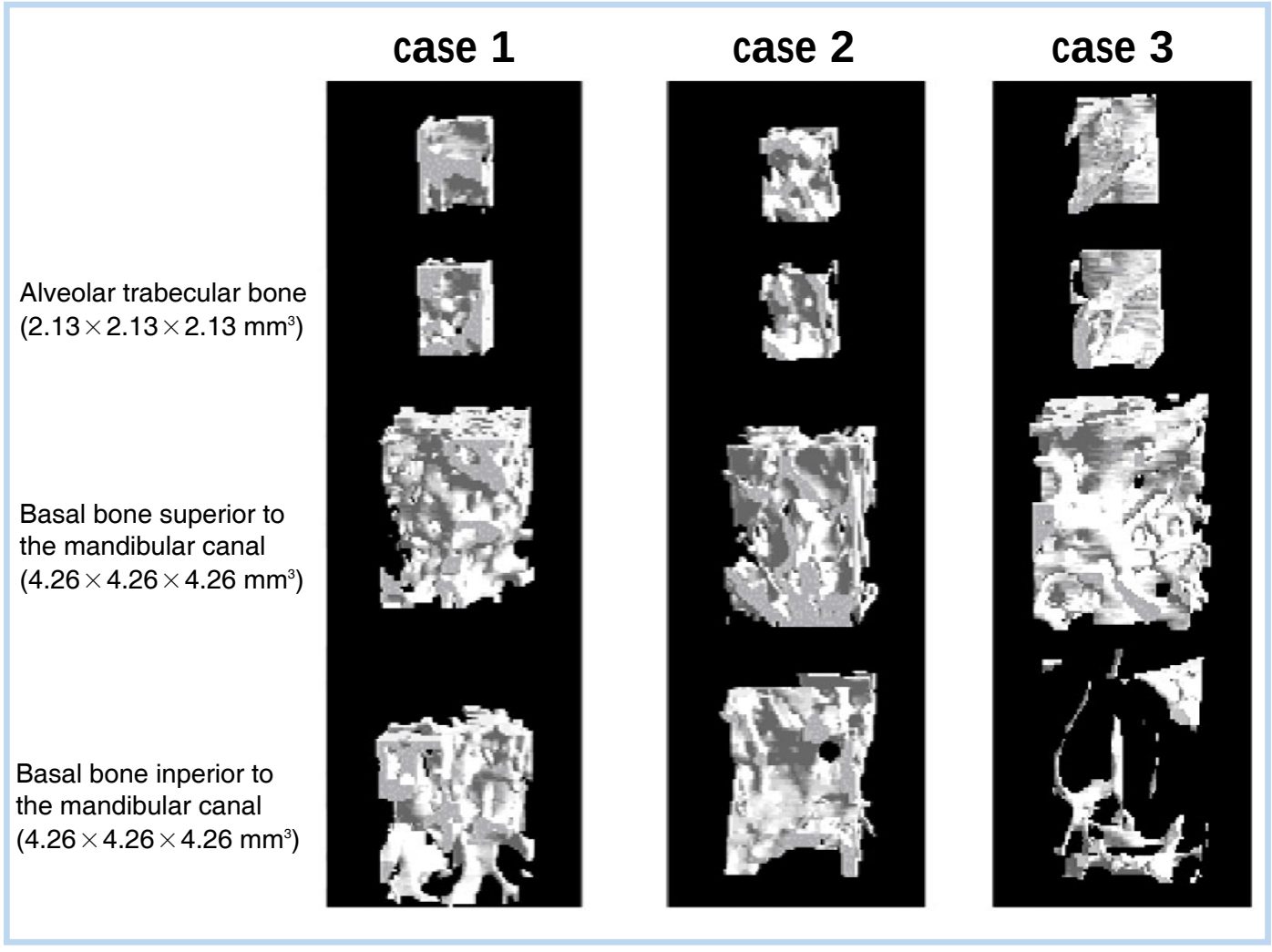
	ROIB	V/TV	BS/BV	TB.TH	TB.SP	TB.N	SMI
Case1	TS	35.61	12.04	0.17	0.39	1.80	1.37
	TI	35.42	9.86	0.20	0.50	1.42	1.94
	M	21.41	11.72	0.12	0.89	0.99	1.56
	B	19.70	10.07	0.12	0.89	0.99	1.07
Case2	TS	42.78	9.47	0.24	0.48	1.40	1.14
	TI	57.68	8.56	0.28	0.29	1.76	0.65
	M	31.57	10.85	0.17	0.52	1.46	0.91
	B	24.16	8.65	0.16	0.79	1.05	1.35
Case3	TS	25.25	12.74	0.13	0.37	1.98	1.15
	TI	28.32	12.85	0.14	0.36	2.04	0.99
	M	22.00	10.59	0.17	0.39	1.77	1.34
	B	2.39	21.46	0.12	1.21	0.75	1.82

ROI : Region of interest to be measured
TS : Superior portion of the alveolar trabecular bone of premolar region in the mandible
TI : Inferior portion of the alveolar trabecular bone of premolar region in the mandible
M ; Basal trabecular bone superior to the mandibular canal of premolar region
B ; Basal trabecular bone inferior to the mandibular canal of premolar region
BV/TV: Bone volume fraction (%); BS/BV: Bone surface density (mm-1); Tb.Th: Trabecular thickness (mm); Tb.Sp: Trabecular separation (mm); Tb.N: Trabecular number (mm-1); SMI: Structural model index;

Ⅲ 연구결과

조직표본의 3차원 미세구조의 분석결과 표본 내에서 부위에 따른 편차가 심하였으며 이는 기저소주골에서 특징적이었다. 치조소주골과 기저소주골 모두에서 plate-like와 rod-like 한 구조의 혼합구조물이 관찰되었다. 치조골은 압축구조임에 반해 기저골은 적은 골양의 성긴 구조였으며 적은 수의 얇은 골소주 사이에 존재하는 넓은 공극을 관찰할 수 있었다. Fig.3은 3차원 재건 이미지를 보여준다. Table.1은 소구치 부위의 치조골 및 기저골 각각의 계측치들을 나타낸다.

BV/TV은 계측치가 2.39%에서 57.68%까지의 큰 편차를 보였으며 이는 하악관의 하방부위에서 특징적이었다. 일반적으로 치조골은 다른 부위에 비해 높은 BV/TV 측정치를 나타내었다. BV/TV 측정치는 치조소주골에서 기장 높았고, 하악관 하방의 기저소주골에서 가장 낮았다.



▲ **Fig. 3**
Micro-CT images of the trabecular bone in the premolar region of the mandible.

BS/BV는 8.56㎜$^{-1}$에서 21.36㎜$^{-1}$까지였으며 기저골에서 가장 높은 측정치를, 치조소주골에서 가장 낮은 측정치를 나타내었다. 그러나 하악관 하방의 기저소주골의 경우만 제외하고 나머지 경우 간에는 매우 낮은 편차를 보였다.

구조지수들 중 Tb.Th의 경우는 0.12㎜에서 0.28㎜까지의 측정치를 나타내었다. 치조소주골에서 높은 Tb.Th측정치를 나타내었으나 하악관 상방 및 하방 기저소주골 간에는 0.12㎜에서 0.17㎜까지의 매우 낮은 편차를 나타내었다.

Tb.Sp는 0.29㎜에서 1.21㎜까지였으며 하악관 하방의 기저소주골에서 가장 높은 측정치를, 치조골에서 가장 낮은 측정치를 나타내었다. 이는 치조골은 압축구조로 구성되고, 기저골은 특히 하악관 하방 부위에서 성긴 골구조로 구성되어있음을 의미한다.

Tb.N은 0.75에서 2.04까지였으며 하악관 하방의 기저골에서 가장 낮은 측정치를 나타내었다. 치조골에서는 가장 높은 측정치를 나타내었다.

SMI를 이용하여 소주골의 구조적 형태를 측정하였으며 이는 0.65에서 1.94까지였다. 가장 높은 측정치와 가장 낮은 측정치 모두 plate-like 및 rod-like 등 다양하한 구조를 가진 치조소주골에서 나타났다.

일반적으로 기저골에 비해 치조골에서 높은 Tb.Th, Tb.N, BV/TV 측정치와 낮은 Tb.Sp 측정치를 나타내었다.

Ⅳ 결론

1. 소구치 부위의 치조소주골에서 기저골에 비해 bone volume fraction, trabecular thickness 등은 높은 측정치를 나타내었고 trabecular seperation은 낮은 측정치를 나타 내었으며 효과적으로 저작력에 저항하기 위하여 많은 양의 두꺼운 소주골이 압축된 치조 골의 구조를 관찰할 수 있었다.
2. 기저골에 가까워질수록 bone volume fraction, trabecular thickness, trabecular number 등은 낮은 측정치를 나타내었고 적은 수의 얇은 소주를 가지는 성긴 구조가 관 찰되었다.
3. 보다 큰 표본과 보다 구체적인 부위를 이용한 추후연구가 필요하리라 사료된다.

Ⅴ 토의

과거의 연구들에서는 소주골구조의 분석에 일반적으로 정성적인 분석(qualitative analysis) 방법을 사용하였다. 그러나 소주골의 생역학적 성질(biomechanical properies)을 분석할 때에는 정성적인 측정방법보다는 정량적인 분석(quantitative analysis)이 필요하다. 이에 따라 Micro-CT를 이용한 몇몇 2차원 및 3차원 형태학적계수(histomorphology index) 측정 방법들이 개발되었다. Micro-CT는 다음과 같은 측면에서 기존의 CT와 구별된다. 즉, X-ray source와 감지기가 회전하는 대신 표본 자체가 회전하여 촬영된다는 것과, 이 장비의 가장 강점인 매우 높은 해상도(≧10㎛)로써 보다 정확한 계측과 생역학적 분석이 가능하다는 것이다. 이는 종전과는 매우 다른 분석 방법으로 정확하게 골소주구조의 척도

를 측정해야 하는 본 연구에서 그 중요성이 더해진다. 최고해상도 0.25㎜의 의학용 CT 스캐너에서는 각각의 골소주의 두께보다 해상도가 같거나 크기 때문에 CT 이미지 내의 골소주를 감지할 수 없다.[8,30] 골소주의 측정에서는 최저 약 100㎛의 해상도가 사용되나 14~60㎛의해상도도 종종 사용되어진다. Micro-CT를 이용한 인체골생검의 형태계측분석 결과와 조직절편에서의 결과 간에 상관관계가 높다는 사실은 골구조의 분석에 최근 개발된 micro-CT system이 효과적으로 쓰일 수 있는 것을 시사한다. [14,15,33]

본 연구에서는 micro-CT를 이용하여 3개의 조직표본을 측정하고 분석하였다. 측정 부위로는 하악골 연구에서 가장 널리 쓰이는 소구치부위를 사용하였다.[20,34] 치아로부터의 교합력이 소주골에 미치는 영향을 평가하기 위하여 소주골을 치조골과 기저골로 분류하여 각각 측정하였다. 각각의 ROI의 크기가 다른 이유는 기저골보다 치조골에서 소주골을 측정 가능한 골면적이 훨씬 작기 때문이다.[1,35] 따라서 치조골의 상부와 하부를 분류하여 각각을 분석 후 ROI를 최대화하였다. 하악에서의 ROI의 위치에 따라서 척도들의 측정치가 다양하게 나타났다. 본 연구에서는 위치 및 치밀골의 영향을 최소화하기 위하여 ROI를 인접치의 중간점으로 설정하였다. 기저골 또한 하악관의 상부와 하부로 분류하였다. 이는 임프란트 식립에 중요한 하악관 상부를 고려할 때 연구결과에 하악관이 포함되지 못하게 하기 위함이다.

첫 번째 척도인 BV/TV는 2.39%에서 57.68%까지 넓은 범위의 측정치를 나타내었다. 치조골에서 가장 높은 측정치를 나타냄으로써 치조골은 압축구조이며 저작력에 의해 전달되는 외부의 힘을 저항가능하다는 것을 시사한다. 치조골로부터 멀어질수록 BV/TV 측정치가 감소하였으며 가장 성긴 구조를 가진 소주골은 저작력을 가장 적게 받는 하악관 하방의 기저골이었다.

마찬가지로 치조골에서 가장 높은 BV/TV 측정치와 가장 낮은 BS/BV 측정치를 나타낸 사실은 이 부위의 소주가 두껍거나 대다수의 골이 plate-like 구조를 가진다는 것으로 설명되어질 수 있다. 기저소주골의 소구치 부위는 낮은 BV/TV 측정치와 높은 BS/BV 측정치를 나타내는 경향이 있었다. 이는 기저골의 소주골이 성긴 rod-like 구조를 가진다는 것을 의미한다. 측정치가 8.56에서 21.46㎜$^{-1}$까지였으나 section B의 case3을 제외하고 나머지 경우에서는 측정치 범위의 편차가 거의 없었고 그 영향 또한 매우 적었다. 그러나 section B의 case3에서는 BS/BV 측정치가 높게 나타났으며 Tb.Th와 Tb.N 측정치 또한 높은 것을 감안할 때 얇은 rod-like 소주구조가 성기게 배열되어있다는 것을 알 수 있다.

치조소주골 부위는 높은 Tb.Th 측정치를 나타내었으며 이러한 두꺼운 소주가 높은 BV/TV 측정치의 원인일 가능성이 높다. 치조골은 높은 Tb.N 측정치를 나타내었으며 이에 따라 높은 BV/TV 측정치의 가능성이 높아진다. 하악관 하방의 소주골은 낮은 Tb.N 측정치를 나타내었으며 이는 이 부위의 소주골이 성긴 구조를 가진다는 것을 의미한다. Tb.N 측정치는 일반적으로 BV/TV 측정치와 상관관계가 높았다. 따라서 BV/TV 측정치가 높게 나타나는 부위는 대개 Tb.N 측정치가 높았다.

Tb.Sp 측정치는 BV/TV, Tb.N 측정치와 반비례하였다. 치조골 부위의 Tb.Sp 측정치가 낮게 나타난 것은 이 부위의 소주 구조들이 서로 매우 가까이 위치하고 있고 따라서 압축 소주골 구조를 형성함을 의미한다. 반면에, Tb.Sp 측정치가 높은 기저골의 경우 성긴 조직임을 알 수 있다.

SMI 측정치는 치조골 부위 case2와 case3에서 낮게 나타난 것과 함께 전반적으로 혼합된 양상을 보였다. 이는 기저골 부위에 비해 치조골 부위에서 platelet-like 구조가 많이 존재한다는 것을 시사한다. 전체적으로 SMI 측정치는 치조소주골과 치조기저골 간에 뚜렷한 차이가 발견되지 않았다.

여러 척도들을 종합해 보면 기저소주골에 비래 치조소주골에서 BV/TV, Tb.Th, Tb.N 측정치는 높고 Tb.Sp 측정치는 낮게 나타남을 알 수 있다. 노령화나[31,36-38] 골다공증의[61,39] 영향에 의해 소주골 구조의 변화가 관찰될 수 있다. trabecular bone volume fraction의 증가, trabecular bone thickness와 number의 감소, trabecular bone seperation의 증가 및 platelet-like 구조로의 변화 등이 골의 강도의 감소와 병리학적 파절의 빈도증가에 주요한 역할을 한다는 여러 연구가 있다.[5-7,31,36-41]

인체의 여러 부위의 골에서의 비교 등을 포함하여 논란의 여지는 있으나 노령화나 골다공증과 같은 전신적인 요소는 하악골 내에서의 선택된 부위에는 영향을 주지 않는다. 따라서 같은 부위 내에서의 치조골과 기저골의 구조적 차이는 기능 등과 같이 국소적인 요소들에 의해 영향을 받는다고 생각할 수 있다. Sinclair minipig유체에서 성체까지의 척추성장을 관찰한 연구[4]나 성체가 된 양의 후각에 역학적인 자극을 시도한 연구[42] 등에 의하면 trabecular bone volume fraction, trabecular bone thickness, platelet 구조, 소주골의 강도 등이 증가한다고 보고되었다. 또한 응력하중이 증가함에 따라 bone volume fraction의 증가나 골구조의 변화가 명백해지며 결론적으로 이러한 변화들이 응력하중에 대한 골의 적응과정임이 확실해진다.[42-45]

각 개체는 일반적으로 구치로 음식물을 저작하며 성인의 영구치에서는 절치에서 구치로 갈수록 저작력이 증가한다.[46-49] 그러나 현재까지 하악의 골량과 구조에 대한 정량적인 연구가 부족하다. 구치부의 치조소주골과 기저골 등과 같이 증가된 힘을 받는 부위에서의 bone volume fraction과 골구조의 차이는 결과적으로 저작력에 대한 골적응의 영향이다. 이러한 결과는 저작기능에 반응하여 골의 양과 폭이 변화되었다고 보고한 몇몇 연구들의 결과와 일치한다.[50-52] 그러나 노령화, 성별, 환경, 유전 등과 같은 다른 요소들에 의한 영향을 간과할 수 없으며 이러한 요소들에 대한 심도 있는 추후 연구가 필요하리라 사료된다.

Micro-CT를 이용하여 임프란트 주위의 3차원 골소주구조를 재건할 수 있으므로 이를 이용하여 골-임프란트 복합체의 정확한 유한요소 모델을 얻을 수 있다. 기존의 유한요소연구에서는 소주골을 연속체로 가정하였다. 본 연구의 결과에 따라 골소주를 각각의 개체로 모델링할 수 있고, 따라서 임프란트와 각 개체 골소주 간의 계면에서의 응력분산연구도 가능하게 되었다.[53-55]

본 파일럿 연구에서는 3가지의 표본만이 사용되었고 형태계측분석을 위한 성별, 나이 등의 정보를 얻을 수가 없었다. 견치와 구치부위의 소주골까지 포함한 보다 큰 표본의 추후 연구가 필요하리라 사료된다. 고가의 장비가 필요하고 조작이 어려우며 표본의 스캔과 재건과정에 많은 시간이 소요되는 micro-CT의 단점에 대하여서도 그 극복방안이 모색되어야 할 것이다. 이러한 방법은 임상에서는 적합하지 않으나 근관치료학, 치주학, 교정학, 임프란트학 등 치의학의 여러 분야에서 연구목적으로 유용하게 쓰일 수 있을 것이다.[56-58]

후기

본 연구는 아주대학교 대학원 의학과(2000)의 지원으로 수행되었음

참고문헌

1. Wowern NV. Variations in structure within the trabecular bone of the mandible. Scand J Dent Res 1977;85:613-22.
2. Mongini F. Remodeling of the mandibular condyle in the adult and its relationship to the condition of the dental arches. Acta Anat 1972;82:437-53.
3. Mongini F. Dental abrasion as a factor in remodeling of themandibular condyle. Acta Anat 1975;82:292-300.
4. Borah B, Dufresne T, Cockman M, Gross G, Sod E, Myers W. Evaluation of changes in trabecular bone architecture and mechanical properties of minipig vertebrae by three-dimensional magnetic resonance microimaging and finite element modeling. J Bone Miner Res 2000;15:1786-97.
5. Kleerekoper M, Villanueva AR, Sranciu J, Rao DS, Parfitt AM. The role of three-dimensional trabecular microstructure in the pathogenesis of vertebral compression fractures. Calcif Tissue Int 1985;37:594-97.
6. 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 mechanism of bone loss. J Clin Invest 1983;72:1396-1409.
7. Jensen KS, Moskilde LIS, Moskilde L. A model of vertebral trabecular bone architecture and its mechanical properties. Bone 1990;11:417-23.
8. Mller R, Hahn M, Vogel M, Delling G, Regsegger P. Morphometric Analysis of noninvasively assessed bone biopsies : Comparison of high-resolution computed tomography and histologic sections. Bone 1996;18:215-20.
9. Singh I. The architecture of cancellous bone. J Anat 1978;127:305-10.
10. Odgaard A, Andersen K, Melsen F. A direct method for fast three-dimensional serial reconstruction. J Microsc 1990;159:335-42.
11. Feldkamp L, Goldstein S, Parfitt A, 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.
12. Buchman S, Sherick D, Goulet R, Goldstein S. Use of microcomputed tomography scanning as a new technique for the evaluation of membranous bone. J. Craniofac Surg 1998;9:48-54.
13. Genant H, Gordon C, Jinang Y, Lang T, Link T, Majumdar S. Advanced imaging of bone macro and micro structure. Bone 1999;25:149-52.
14. Uchiyama T, Tanizawa T, Muramatsu H, Endo N, Takahashi HE, Hara T. A morphometric comparison of trabecular structure of human ilium between microcomputed tomography and conventional histomorphometriy. Calcif Tissue Int 1997;61:493-98.
15. Mller R, Campenhout HV, Damme BV, Perre GD, Dequeker J, Hildebrand T, et al. Morphometric analysis of human bone biopsies: A quantitative structural comparison of histological sections and micro-computed tomography. Bone 1998;23:59-66.
16. Kribbs PJ, III Chestnut III CH, Ott SM, Kilcoyne RF. Relationships between mandibular and skeletal bone in an osteoporotic populations. J Prosthet Dent 1989;62:703-7.
17. Horner K, Devlin H, Alsop C, Hodgkinson I, Adams J. Mandibular bone mineral density as a predictor of skeletal osteoporosis. The British journal of radiology 1996;69:1019-25.
18. Kribbs PJ, Smith DE, Chestnut III CH. Oral findings in osteoporosis. Part II: Relationship between residual ridge and alveolar bone resorption and generalized skeletal osteopenia. J Prosthet Dent 1983;50:719-24.
19. Klemetti E, Vainio P, Lassila V, Alhava E. Trabecular bone mineral density of mandible and alveolar height in postmenopausal women. Scand J Dent Res 1993;101:166-70.
20. Wowern NV, Stoltze K. Comparative bone morphometric analysis of mandibles and iliac crests. Scand J Dent Res 1979;87:351-57.
21. Wowern NV, Stoltze K. Pattern of age related bone loss in mandibles. Scand J Dent Res 1980;88:134-46.
22. Parfitt AM, Drezner MK, Francis H. Bone Standardization of Histomorphometry : Nomenclature, Symbols, and Units. J Bone Miner Res 1987;2:595-608.
23. Odgaard A. Three-Dimensional Method for Quantification of Cancellous Bone Architecture. Bone 1997;20:315-28.
24. Hildebrand T, Regsegger P. A new method for the model independent assessment of thickness in three-dimensional images. J Microsc 1997;185:67-75.
25. Hildebrand T, Laib A, Muller R, Dequedker J and Regsegger P. Direct Three-Dimentional Morphometric Analysis of Human Cancellous Bone: Microstructural Data from Spine, Femur, Iliac Crest, and Calcaneus. J Bone Miner Res 1999;14:1167-74.
26. Lorensen W, Cline H. Marching Cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm. Computer Graphics 1987;21:163-

69.
27. Mller R, Hildebrand T, Regsegger P. Non- invasive bone biopsy: a new method to analyze and display the three-dimensional structure of trabecular bone. Phys Med Biol 1994;39:145-64.
28. Guilak F. Volume and surface area of viable chondrocytes in situ using geometric modeling of serial confocal sections. J Microsc 1994;173:245-56.
29. Hildebrand T, Regsegger P. Quantification of bone microarchitecture with the structure model index. Comp Meth Biomech Biomed Eng 1997;1:15-23.
30. Engelke K, Song SH, Gluer CC, Genant HK. A digital model of trabecular bone. J Bone Miner Res 1996;11:480-489.
31. Ding M, Hvid I. Quantification of age-related changes in the structure model type and trabecular thickness of human tibial cancellous bone. Bone 2000;26:291-95.
32. Engelke K, Graeff W, Meiss L, Hahn M, Delling G. High spatial resolution imaging of bone mineral using computed microtomography. Investigative Radiology 1993;28:341-49.
33. Kuhn J, Goldstein S, Feldkamp L, Goulet R, Jesion G. Evaluation of a microcomputed tomography system to study trabecular bone structure. J Orthopae Res 1990;8:833-42.
34. Atkinson P, Woodhead C. Changes in human mandibular structure with age. Archs Oral Biol 1968;13:1453-63.
35. Southard KA, Southard TE, Schlechte JA, Meis PA. The relationship between the density of the alveolar processes and that of post-cranial bone. J Dent Res 2000;79:964-69.
36. Dempster DW, Ferguson-Pell MW, Mellish RWF, Cochran GVB, Xie F, Fey C, et al. Relationships between bone structure in the iliac crest and bone structure and strength in the lumbar spine. Osteoporos Int 1993;3:90-96.
37. Vogel, M., Hahn, M., and Delling, G. Relation between 2-and 3-dimensional architecture of trabecular bone in the human spine. Bone 1993;14:199-203.
38. Grote H, Amling M, Vogel M, Hahn M, Posl M, Delling G. Intervertebral variation in trabecular microarchitecture throughout the normal spine in relation to age. Bone 1995;16:301-08.
39. Kimmel DB, Recker RR, Gallagher JC, Vaswani AS, Aloia JFA. A comparison of iliac bone histomorphometric data in post-menopausal osteoporotic and normal subjects. Bone Miner 1990;11:217-35;
40. Ito M, Nakamura T, Matsumoto T, Tsurusaki K, Hatashi K. Analysis of trabecular microarchitecture of human illiac bone using microcomputed tomography in patients with hip arthrosos with or without vertebral fracture. Bone 1998;23:163-69.
41. Parfitt AM Implications of architecture for the pathogenesis and prevention of vertebral fracture. Bone 1992;13:S41-S47
42. Rubin C, TurnerA, Muller R, Mittra E, Mcleod K, Lin W, et al. Quantity and quality of trabecular bone in the femur are enhanced by a strongly anabolic, noninvasive mechanical intervention. J Bone Miner Res 2002;17:349-57.
43. Teng S, Herring W. A Stereological study of trabecular architecture in the mandibular condyle of the pig. Anchs Oral Biol 1995;40:299-310.
44. Giesen E, Eijeden T. The three-dimensional cancellous bone architecture of the human mandibular condyle. J Dent Res 2000;79:957-63.
45. Smit TH, Odgaard A, Schneider E. Structure and function of vertebral trabecular bone. Spine 1997;22:2823-33.
46. Brudevold F. A basic study of the chewing forces of a denture wearer. J Am Dent Assoc 1951;43:45-51.
47. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. Acta Odontol Scand 1977;35:297-303.
48. Hagberg C. Assessment of bite force: A review. J Craniomandib Disord 1987;1:162-69.
49. Lundgren D, Laurell L. Occlusal force pattern during chewing and biting in dentitions restored with fixed bridges of cross-arch extension. I. Bilateral end abutments. J Oral Rehabil 1986;13:57-71.
50. Bresin A, Kiliaridis S, Strid K. Effect of masticatory function on the internal bone structure in the mandible of the growing rat. Eur J Oral Sci 1999;107:35-44.
51. Bresin A, Johansson C, Kiliaridis S. Effects of occlusal strain on the development of the dentoalveolar process in the growing rat. A morphometric study. Eur J Muskuloskel Res 1994;3:112-122.
52. Wowern VN, Hansen HE, Stoltze K. Changes in bone mass in rat mandibles after tooth extraction. Int J Oral Surg 1979;8:229-233.
53. Rietbergen BV, Odgaard A, Kabel J, Huiskes R. Direct machines assessment of elastic symmetries and properties of trabecular bone architecture. J Biomech 1996;29:1653-57.
54. Rietbergen BV, H.Weinans, 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.
55. Rietbergen BV, H.Weinans, Polman BJW, Huiskes R. Computational strategies for iterative solutions of large FEM applications employing voxel data. Int J Numer Meth Eng

1996;39:2743-67.

56. Rhodes J, Ford TP, Lynch J, Liepins P, Curtis R. Micro-computed tomography: a new tool for experimental endodontology. International Endodontic Journal 1999;32:165-70.
57. Balto K, Mller R, Carrington DC, Dobeck J, Stashenko P. Quantification of periapical bone destruction in mice by micro-computed tomography. J Dent Res 2000;79:35-40.
58. Carlalberta V, Michel D, Birte M. The rate and the type oforthodontic tooth movement is influenced by bone turnover in a rat model. European Journal of Orthodontics 2000;22:343-52.

국문초록

하악소주골 미세구조의 3차원적 분석

문홍석[a] 원예연[b] 김기덕[c] 이석원[d] 백명현[e] 국희균[f] 정문규[g]

[a] 연세대학교 치과대학 보철학교실 조교수
[b] 아주대학교 의과대학 정형외과학교실 부교수, 교신저자
[c] 연세대학교 치과대학 구강악안면방사선학교실 조교수
[d] 연세대학교 치과대학 보철학교실 연구강사
[e] 아주대학교 의과대학 정형외과학교실
[f] 아주대학교 의과대학 정형외과학교실 외래조교수
[g] 연세대학교 치과대학 보철학교실 교수

초 록

연구목적

본 연구에서는 micro-CT(미세컴퓨터단층촬영기, Micro-Computerized Tomograph)를 이용하여 하악소구치 부위의 치조골과 기저골소주의 3차원적 미세구조를 조사하고 위치별로 형태학적 계측치를 비교분석한다.

연구방법 및 재료

3개를 표본을 제작하고 micro-CT 를 이용하여 촬영하였고, 하악 제 1소구치 및 제 2소구치 사이의 치조골과 기저골의 소주골에 대한 구조분석을 시행하였다. 영상은 1024×1024 픽셀로 단층영상를 형성하였고 각 픽셀의 크기는 21.3×21.3㎛² 이었다. 횡단면 거리(cross-section distance) 역시 21.3㎛로 촬영하였다. 2차원 영상을 바탕으로 3차원 구조를 재건하였고 표본의 촬영 후 치조골과 기저골 부위의 VOI(volume of interest)를 설정하여 2차원 및 3차원 구조를 계측하였다.
이러한 해면골구조 영상들로부터 Tb.Th(골소주 두께, trabecular thickness), Tb.SP(골소주 거리, trabecular separation), Tb.N(골소주 갯수, trabecular number), BS/BV(골 표면적체적비, bone surface density), BV/TV(골체적비, bone volume fraction), SMI(구조모델지수, structural model index) 등을 평가하였다.

연구결과

표본의 골소주 구조는 각 표본의 부위에 따라 차이가 심하였으며 특히 하악관 하방의 기저소주골에서 심하였다. 치조골과 기저골 모두에서 판구조(plate-like structure)와 막대구조(rod-like structure)로 혼재되어 관찰되었다. 일반적으로 기저골과 비교하여 치조골에서 Tb.Th, Tb.N, BV/TV 등이 높게 측정되었고, Tb.Sp은 낮게 측정되었다.

연구결론

치조골은 많은 양의 두꺼운 골소주로 이루어진 압축골로서 저작력에 효과적으로 저항할 수 있는 구조로 이루어진 반면 기저골에 가까워질수록 골량도 적고 적은수의 얇은 골소주로 이루어진 성긴 골구조를 관찰할 수 있었다.