

2007년 8월

박사학위논문

해면골 밀도 및 임플란트 나사산 형태에  
따른 응력분석

The stress analysis according to the type of the  
implant thread and the density of cancellous bone

조선대학교 대학원

치 의 공 학 과

정 제 옥

해면골 밀도 및 임플란트 나사산 형태에  
따른 응력분석

The stress analysis according to the type of the  
implant thread and the density of cancellous bone

2007년 8월 일

조선대학교 대학원

치 의 공 학 과

정 제 옥

해면골 밀도 및 임플란트 나사산 형태에  
따른 응력분석

지도교수 강동완

이 논문을 치의학 박사학위신청 논문으로 제출함.

2007년 6월 일

조선대학교 대학원

치 의 공 학 과

정 제 옥

정제옥의 박사학위논문을 인준함.

위원장	전남대학교 교수	방몽숙 인
위원	조선대학교 교수	계기성 인
위원	조선대학교 교수	김생곤 인
위원	조선대학교 교수	김명수 인
위원	조선대학교 교수	강동완 인

2007년 6월 일

조선대학교 대학원

# 목 차

영 문 초 록 .....	v
I. 서 론 .....	1
II. 연구재료 및 방법 .....	3
III. 연구성적 .....	7
IV. 총괄 및 고안 .....	43
V. 결 론 .....	47
참 고 문 헌 .....	48

# 표 목 차

Table 1. Material properties used in this study .....	5
Table 2. Von-Mises Stress(MPa) of the cortical bone and cancellous bone on the Model 1 (Load A - Center, 1st Molar and 2nd Molar) .....	19
Table 3. Von-Mises Stress(MPa) of the cortical bone and cancellous bone on the Model 1 (Load B - 2mm, 1st Molar and 2nd Molar) .....	19
Table 4. Von-Mises Stress(MPa) of the cortical bone and cancellous bone on the Model 1 (Load C - 3mm, 1st Molar and 2nd Molar) .....	19
Table 5. Von-Mises Stress(MPa) of the cortical bone and cancellous bone on the Model 2 (Load A - Center, 1st Molar and 2nd Molar) .....	20
Table 6. Von-Mises Stress(MPa) of the cortical bone and cancellous bone on the Model 2 (Load B - 2mm, 1st Molar and 2nd Molar) .....	20
Table 7. Von-Mises Stress(MPa) of the cortical bone and cancellous bone on the Model 2 (Load C - 3mm, 1st Molar and 2nd Molar) .....	20
Table 8. Displacement( $\mu\text{m}$ ) of the cortical bone and cancellous bone on the Model 1 (Load A - Center, 1st Molar and 2nd Molar) .....	21
Table 9. Displacement( $\mu\text{m}$ ) of the cortical bone and cancellous bone on the Model 1 (Load B - 2mm, 1st Molar and 2nd Molar) .....	21
Table10. Displacement( $\mu\text{m}$ ) of the cortical bone and cancellous bone on the Model 1 (Load C - 3mm, 1st Molar and 2nd Molar) .....	21
Table11. Displacement( $\mu\text{m}$ ) of the cortical bone and cancellous bone on the Model 2 (Load A - Center, 1st Molar and 2nd Molar) .....	22
Table12. Displacement( $\mu\text{m}$ ) of the cortical bone and cancellous bone on the Model 2 (Load B - 2mm, 1st Molar and 2nd Molar) .....	22
Table13. Displacement( $\mu\text{m}$ ) of the cortical bone and cancellous bone on the Model 2 (Load C - 3mm, 1st Molar and 2nd Molar) .....	22
Table14. Principal Stress(MPa) of the cortical bone and cancellous bone on the Model 1 (Load A - Center, 1st Molar and 2nd Molar) .....	23

Table15. Principal Stress(MPa) of the cortical bone and cancellous bone on the Model 1 (Load B - 2mm, 1st Molar) .....	23
Table16. Principal Stress(MPa) of the cortical bone and cancellous bone on the Model 1 (Load C - 3mm, 1st Molar) .....	23
Table17. Principal Stress(MPa) of the cortical bone and cancellous bone on the Model 2 (Load A - Center, 1st Molar and 2nd Molar) .....	24
Table18. Principal Stress(MPa) of the cortical bone and cancellous bone on the Model 2 (Load B - 2mm, 1st Molar and 2nd Molar) .....	24
Table19. Principal Stress(MPa) of the cortical bone and cancellous bone on the Model 2 (Load C - 3mm, 1st Molar and 2nd Molar) .....	24

# 도 목 차

Fig. 1. The bucco-lingual section of the full body(unit : mm). .....	3
Fig. 2. Vertical loading direction. ....	4
Fig. 3. Measurement points of principal stress. ....	6
Fig. 4. Buccal-Lingual Sectional view of models during load A(center point). ....	25
Fig. 5. Buccal-Lingual Sectional view of models during load B(2mm buccal point).26	
Fig. 6. Buccal-Lingual Sectional view of models during load C(3mm buccal point).27	
Fig. 7. Buccal-Lingual view of models during load A (center point). ....	28
Fig. 8. Buccal-Lingual view of models during load B (2mm buccal point). ....	29
Fig. 9. Buccal-Lingual view of models during load C (3mm buccal point). ....	30
Fig. 10. 1st Molar Von-Mises Stress on cortical & cancellous bone at Model 1. ·	31
Fig. 11. 1st Molar Displacement on cortical & cancellous bone at Model 1. ....	32
Fig. 12. 1st Molar Principal Stress on cortical & cancellous bone at Model 1. ....	33
Fig. 13. 2nd Molar Von-Mises Stress on cortical & cancellous bone at Model 1. 34	
Fig. 14. 2nd Molar Displacement on cortical & cancellous bone at Model 1. ....	35
Fig. 15. 2nd Molar Principal Stress on cortical & cancellous bone at Model 1. ....	36
Fig. 16. 1st Molar Von-Mises Stress on cortical & cancellous bone at Model 2. ·	37
Fig. 17. 1st Molar Displacement on cortical & cancellous bone at Model 2. ....	38
Fig. 18. 1st Molar Principal Stress on cortical & cancellous bone at Model 2. ....	39
Fig. 19. 2nd Molar Von-Mises Stress on cortical & cancellous bone at Model 2. 40	
Fig. 20. 2nd Molar Displacement on cortical & cancellous bone at Model 2. ....	41
Fig. 21. 2nd Molar Principal Stress on cortical & cancellous bone at Model 2. ....	42



## *Abstract*

The stress analysis according to the type of the implant thread and the density of cancellous bone

Jung, Jae-Ok, D.D.S., M.S.D.,

Advisor: Prof. Kang, Dong-Wan, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Dental Engineering,

Graduate school of Chosun University

The purpose of this study was to compare the stress distribution on the type of implant thread according to the density of the alveolar bone on the finite element models of the two implant crowns with the same vertical alveolar bone level.

The finite element model was designed with the parallel placement of the two fixtures (4.0 mm × 11.5 mm) with three types of implant thread (square type thread, triangular thread, and reverse buttress thread) on the mandibular 1st and 2nd molars.

As the bone quality, the inner cancellous bone and the outer 2 mm cortical bone were designed, and the inner cancellous bone was classified into 2 models according to the density of the bone(2 different Young's modulus : high modulus, model 1; low modulus, model 2). The cortical and cancellous bone were assumed to be perfectly bonded to the implant fixture.

Each group was loaded with 200 N magnitude in the vertical directions on

the loading point position on the central position of the crown, the 2 mm and 3 mm buccal offset point from the central position.

Von Mises stress value was recorded and compared in the fixture-bone interface in the bucco-lingual and mesio-distal sections.

The results were as follows;

1. In comparison with the maximum Von-Mises stress in the cortical and cancellous bone according to the implant thread type, the square thread and reverse buttress thread in model 2 was more stressful in the cortical bone than model 1 regardless of the loading position. On the other hand, the triangular thread, square thread and reverse buttress thread in model 2 was more stressful in the cancellous bone than model 1 regardless of the loading position.
2. The triangular thread in both model 1 & 2 is more stressful in the implant fixture and surrounding bone than the square thread and the reverse buttress thread.
3. Regardless of the implant thread type, displacement of cortical and cancellous bone is increased more and more in the uniform pattern when the loading point is positioned more buccally from the center of occlusal surface in the first and second molar.

Above the results, the stress in implant fixture and surrounding bone of the triangular thread was greater than the other thread(square thread and reverse

butress thread) according to the density of alveolar bone. Therefore, it was concluded that the triangular thread implant could not effect to the stress distribution and the implant failure would be possible during the continuous loading.

# I. 서론

임플란트 식립 시 치조골질은 치료계획, 임플란트 설계, 외과적 수술 접근, 치유 시간 등에 영향을 미치는 중요한 요소이다<sup>1-6)</sup>. 치조골의 상태 및 구조의 중요성에 대해 보고한 다수의 연구에 의하면 골질이 양호하면 임플란트의 안정성이 좋고, 피질골이 얇으면서 해면골의 강도가 불량하고 밀도가 낮으면 임플란트가 불안정해진다고 하였다<sup>7-9)</sup>. 또한 임플란트에 가해지는 응력은 주로 상부치밀골에 집중되며 해면골에서는 거의 응력집중이 없고, 악골의 밀도가 응력에 영향을 미친다는 사실이 밝혀진 바 있다<sup>10,11)</sup>. 그리고, Zarb와 Schmitt<sup>12)</sup>는 치조골 상태 및 구조는 임플란트의 치료계획을 수립하는데 중요한 요소라고 하였으며 Lekholm과 Zarb<sup>13)</sup>는 골질을 4단계로 분류하여 D1 골질은 전체 악골이, D2 골질은 2 mm 두께의 치밀골이 내부의 해면골을 둘러싸고 있다고 하였다. D3의 경우 1 mm 치밀골이 내부의 해면골을 둘러싸는 것으로 표현하였고, D4골질은 1 mm 치밀골이 낮은 밀도의 해면골을 둘러싸고 있는 것으로 표현하였다.

그러나 환자는 치조골양과 골질에 따라 다양한 골 조건을 가지게 때문에 D1, D2, D3, 및 D4로 분류되는 골질 조건<sup>13)</sup>에 따라 임플란트 주위에서 발생하는 응력을 적절하게 분산시키기 위한 임플란트의 디자인과 치료계획이 필요하다.

응력을 효과적으로 분산시키기 위하여 임상가는 임플란트의 수를 증가시키고 표면적이 큰 임플란트 디자인을 선호하게 된다. 3차원 유한 요소 분석은 이러한 임플란트 및 지지골의 응력을 양적으로 평가하는데 광범위하게 사용되어 왔다. Borchers와 Reichart<sup>14)</sup> 및 Brunski<sup>15)</sup>는 다양한 임플란트 나사산의 형태가 하중을 받는 동안 주위골에 발생하는 응력에 영향을 미치는 중요한 인자임을 보고하였다. Williams등<sup>16)</sup>은 최대응력집중이 치밀골에서는 임플란트 경부에서 발생하고 해면골에서는 임플란트 침단에서 발생한다고 보고하였다.

그러나 골유착에 영향을 주는 골 조건이 다를 경우 어떠한 조건을 지닌 임플란트를 매식해야 하는가에 대해서는 과학적인 자료가 미비하고, 해면골 밀도가 다른 조건에서 2개의 구치부 임플란트를 매식한 후 하중의 조건에 따른 응력분석에 대한 연구 및 치조골의 밀도에 따른 생역학적 분석 자료도 미비한 상태이다. 다시

말해서, 현재까지의 연구들은 골질에 따른 실패율과 골내부에 발생하는 응력의 중요성에 대해서만 언급했을 뿐 골질간의 응력의 차이에 대해서는 그 자료가 미비한 실정이었다.

본 연구에서는 해면골의 밀도가 다른 조건에서 임플란트 고정체의 나사산의 형태를 달리하여 제작한 수복물에 대한 하중위치의 차이가 지지골에 어떠한 응력을 발생시키는지 유한요소법으로 분석하고자 하였다.

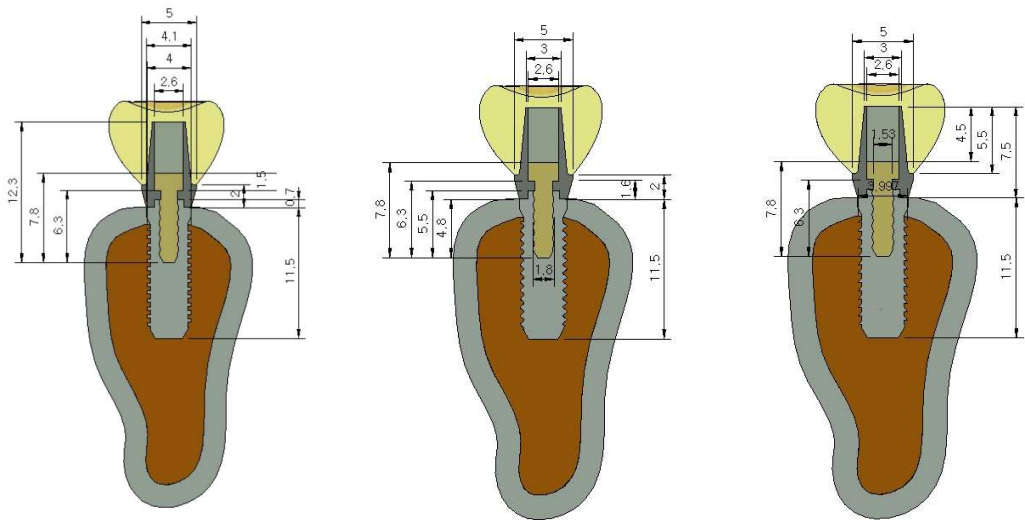
## II. 연구재료 및 방법

### 1. 유한요소모델의 설계

본 연구를 위한 임플란트 유한요소모델에서 하악골의 제 1, 2 대구치 부위에 각각 직경 4 mm, 길이 11.5 mm의 사각(CU), 삼각(TRI), 및 직각삼각(CT) 나사산을 갖는 고정체를 모델로 형성하였다. 모든 고정체의 첫 번째 나사산이 치밀골과 해면골의 경계부 하부에 위치되고 고정체와 골은 100% 유착된 것으로 가정하고 그 위에 지대주, 나사, 수복물 및 악골은 3차원 형상으로 제작하였다(Fig. 1). 지대주의 나사 입구는 콤포지트 레진으로 수복하였으며, 상부치관은 지대주에 고정시켰다.

각각 모델화에 사용된 고정체 및 지대주 나사산은 임플란트 수직축을 대칭으로 처리하였고, 모든 경우에 대하여 동일한 각각의 지대나사를 사용하였다.

각 모델 하악골의 경우 제 1, 2 대구치 부위의 치조골 부위의 외부에 2 mm 두께의 치밀골(Young's modulus : E 10,000 MPa)을 설계하였으며, 내부 해면골의 경우 Model 1은 D2(Young's modulus : E 5,500 MPa), Model 2는 D3(Young's modulus : E 1,600 MPa)로 모델링 하였다.



CU :사각 나사산

TRI : 삼각 나사산

CT : 직각 삼각 나사산

Fig. 1. The bucco-lingual section of the full body(unit : mm).

## 2. 하중조건

각각의 임플란트 유한요소모델의 하중조건으로 제 1대구치 및 제 2대구치 교합면의 세 곳의 부위에 200 N의 수직 하중을 고정체에 평행하게 적용하였다.

각각의 유한요소 모델에 작용하는 수직하중의 3개 부위는 Load A인 경우 치관의 중심부에(0 mm), Load B는 중심부에서 협측으로 2 mm 떨어진 부위에, Load C인 경우 중심부에서 협측으로 3 mm 떨어진 부위에 각각 고정체에 평행하게 200 N의 수직하중을 적용시켰다 (Fig. 2).

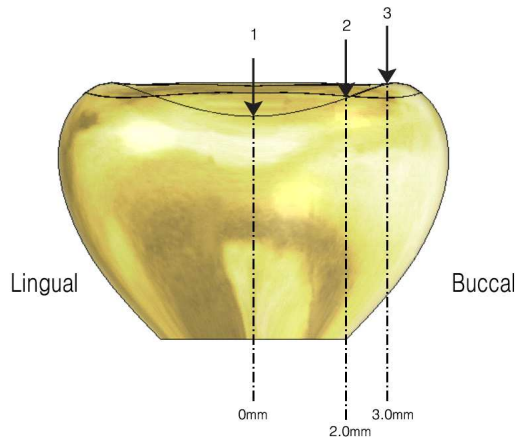


Fig. 2. Vertical loading direction.

## 3. 경계조건과 물성치

모델의 단순화와 응력의 수치적 계산을 위해 모형의 물리적 특성은 재료의 기계적 특성이 균일하고, 재료의 특성은 3방향으로 동일하며, 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하고 변위 정도에는 무관하다고 가정하였다.

각 모델들의 유한요소분석을 수행하는데 필요한 재료의 물성치인 탄성계수 (Young's modulus : E)와 포와송의 비(Poisson's ratio :  $\nu$ )는 선학들의 자료를 참고하여 나타내었다<sup>30)</sup>.

위와 같이 설계에 따라 과정이 완료된 전체 모델은 형상이나 물성에 따라 각 요

소별로 분할하였으며, 적용된 하중이 작용하여 현저한 응력이 예상되는 부분과 세밀한 관찰을 요하는 부분의 요소는 가급적 작게 분할하였고 분할된 각 요소와 절점에 고유번호를 부여하였다. 요소는 4절점의 삼각뿔 형태인 Tetra Hedron 요소를 사용하였다.

Table 1. Material properties used in this study

Materials	Property	
	Young's Modulus (MPa)	Possion's ratio ( $\nu$ )
Cortical bone	10,000	0.30
Cancellous bone	D 2 (5,500)	0.3
	D 3 (1,600)	
Titanium (Implant)	115,000	0.35
Composit resin	9,700	0.35
Gold crown	66,600	0.33
Gold screw	98,000	0.45

#### 4. 응력분석

각각 모델의 유한요소 분석 프로그램은 3G Author (Plaso Tech, USA)를 이용하여 해석과 후처리 과정 작업을 수행하였다.

여기에서 얻어진 여러 가지 응력값 중에서 등가응력(von-Mises stress), 변위(displacement), 최대주응력(principal stress)를 취하여 각각 모형에서 응력분포도에 따라 응력분포 및 최대응력 집중부를 비교 분석하였다. 응력분석 부위는 유한요소 모델상 제 1, 2 대구치 협설 치밀골 상단 부위와 치밀골과 해면골 연결부를 외측에서 8등분하여 측정하였다. 그리고 변위를 측정하여 각 재료들의 변형형태를 측정하였다.



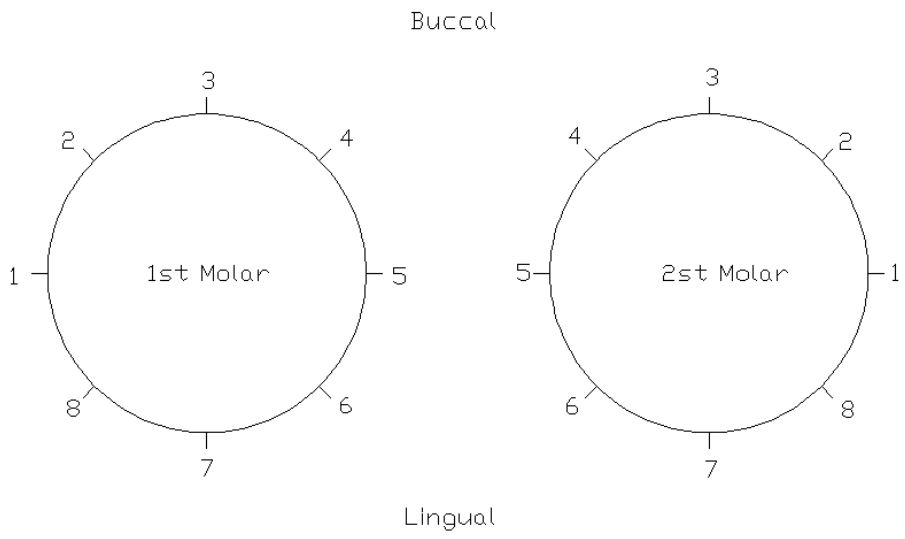


Fig. 3. Reference points of principal stress.

### Ⅲ. 연구성적

#### 1. 나사산 형태에 따른 치관 중심에 하중 부여시 치조골 상 응력분포

##### 1) 사각 나사산 형태(CU)

치관 중심부에 200 N의 수직하중이 가해질 때 치밀골에서의 Von-Mises Stress는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 1 부위에서 최대값(10.22 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 1 부위에서 최대값(12.96 MPa)을 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 1 부위에서 최대값(10.10 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우에도 참고점 1 부위에서 최대값(13.25 MPa)을 나타냈다(Table 2, 5).

해면골에서의 Von-Mises Stress는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 2 부위에서 최대값(2.25 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 2 부위에서 최대값(1.23 MPa)을 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 1 부위에서 최대값(2.45 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 1 부위에서 최대값(1.32 MPa)을 나타냈다(Table 2, 5).

치밀골에서 변위는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 4 부위에서 최대변위(8.29  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 5 부위에서 최대변위(14.12  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 4 부위에서 최대변위(8.28  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 5 부위에서 최대변위(14.10  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다(Table 8, 11).

해면골에서 변위는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 4 부위에서 최대변위(8.30  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 5 부위에서 최대변위(14.21  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 4 부위에서 최대변위(8.31  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 5 부위에서 최대변위(14.21  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다(Table 8, 11).

치밀골에서 최대주응력은 제 1대구치의 Model 1의 경우 참고점 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 1 부위에서 최대 압축이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 1 부위에서 최대 압축이 나타났다. 제 2대구치의 경우 Model 1에서는 참고점 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 1 부위에서

최대 압축이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 1 부위에서 최대 압축이 나타났다(Table 14, 17).

해면골에서 최대주응력은 제 1대구치의 Model 1의 경우 참고점 5 부위(압축)를 제외한 모든 참고점에서 인장이 일어나며, 참고점 3 부위에서 최대 인장이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 5 부위(압축)를 제외한 모든 참고점에서 인장이 일어나며, 참고점 3 부위에서 최대 인장이 나타났다. 제 2대구치의 경우 Model 1에서는 참고점 5 부위(압축)를 제외한 참고점 전부위에서 인장이 일어나며, 참고점 8 부위에서 최대 인장이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 5 부위(압축)를 제외한 참고점 전부위에서 인장이 나타났으며, 참고점 1 부위에서 최대 인장이 나타났다(Table 14, 17).

## 2) 삼각 나사산 형태(*TRI*)

치관 중심부에 200 N의 수직하중이 가해질 때 치밀골에서의 Von-Mises Stress는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 1 부위에서 최대값(9.77 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 1 부위에서 최대값(12.74 MPa)을 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 1 부위에서 최대값(9.49 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 1 부위에서 최대값(12.37 MPa)을 나타냈다(Table 2, 5).

해면골에서의 Von-Mises Stress는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 2 부위에서 최대값(2.40 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 8 부위에서 최대값(1.38 MPa)을 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 2 부위에서 최대값(2.47 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 2 부위에서 최대값(1.36 MPa)을 나타냈다(Table 2, 5).

치밀골에서 변위는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 4 부위에서 최대변위(8.35  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 5 부위에서 최대변위(14.32  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 4 부위에서 최대변위(8.36  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 5 부위에서 최대변위(14.30  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다(Table 8, 11).

해면골에서 변위는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 4 부위에서 최대변위(8.39  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 5 부위에서 최대변위(14.40  $\mu\text{m}$ )를 나

타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 4 부위에서 최대변위(8.39  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 5 부위에서 최대변위(44.41  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다 (Table 8, 11).

치밀골에서 최대주응력은 제 1대구치의 Model 1의 경우 참고점 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 1 부위에서 최대 압축이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 1 부위에서 최대 압축이 나타났다. 제 2대구치의 경우 Model 1에서는 참고점 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 1 부위에서 최대 압축이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 1 부위에서 최대 압축이 나타났다(Table 14, 17).

해면골에서 최대주응력은 제 1대구치의 Model 1의 경우 참고점 1, 5, 6 부위(압축)를 제외한 모든 참고점에서 인장이 일어나며, 참고점 5에서는 최대 압축, 참고점 3 부위에서 최대 인장이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 5 부위(압축)를 제외한 모든 참고점에서 인장이 일어나며, 참고점 3 부위에서 최대 인장이 나타났다. 제 2대구치의 경우 Model 1에서는 참고점 1, 5 부위(압축)를 제외한 참고점 전부위에서 인장이 일어나며, 참고점 5 부위에서 최대 압축, 참고점 8 부위에서 최대 인장이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 5 부위(압축)를 제외한 참고점 전부위에서 인장이 나타났으며, 참고점 3 부위에서 최대 인장이 나타났다(Table 14, 17).

### 3) 직각 삼각 나사산 형태(CT)

치관 중심부에 200 N의 수직하중이 가해질 때 치밀골에서의 Von-Mises Stress는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 2 부위에서 최대값(8.47 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 2 부위에서 최대값(12.79 MPa)를 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 2 부위에서 최대값(8.34 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 2 부위에서 최대값(12.47 MPa)를 나타냈다(Table 2, 5).

해면골에서의 Von-Mises Stress는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 1 부위에서 최대값(2.23 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 2 부위에서 최대값(1.26 MPa)를 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 1 부위에서 최대값(2.40 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 1 부위에서 최대값(1.26 MPa)를 나타냈다(Table 2, 5).

치밀골에서 변위는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 4 부위에서 최대변위(8.32  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 5 부위에서 최대변위(14.16  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 4 부위에서 최대변위(8.33  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 5 부위에서 최대변위(14.15  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다 (Table 8, 11).

해면골에서 변위는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 4 부위에서 최대변위(8.33  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 5 부위에서 최대변위(14.24  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 4 부위에서 최대변위(8.33  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 5 부위에서 최대변위(14.24  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다 (Table 8, 11).

치밀골에서 최대주응력은 제 1대구치의 Model 1의 경우 참고점 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 2 부위에서 최대 압축이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 2 부위에서 최대 압축이 나타났다. 제 2대구치의 경우 Model 1에서는 참고점 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 1 부위에서 최대 압축이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 2 부위에서 최대 압축이 나타났다(Table 14, 17).

해면골에서 최대주응력은 제 1대구치의 Model 1의 경우 참고점 5, 6 부위(압축)를 제외한 모든 참고점에서 인장이 일어나며, 참고점 5에서는 최대 압축, 참고점 7 부위에서 최대 인장이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 5 부위(압축)를 제외한 모든 참고점에서 인장이 일어나며, 참고점 7 부위에서 최대 인장이 나타났다. 제 2대구치의 경우 Model 1에서는 참고점 5 부위(압축)를 제외한 참고점 전부위에서 인장이 일어나며, 참고점 2 부위에서 최대 인장이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 5 부위(압축)를 제외한 참고점 전부위에서 인장이 나타났으며, 참고점 2 부위에서 최대 인장이 나타났다(Table 14, 17).

## 2. 나사산 형태에 따른 치관 2 mm 협축 빗김 하중 부여시 치조골 상 응력분포

### 1) 사각 나사산 형태(CU)

치관 중심부에 200 N의 수직하중이 가해질 때 치밀골에서의 Von-Mises Stress는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대값(15.78 MPa)이 나타났

으며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대값(22.26 MPa)을 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 2 부위에서 최대값(16.17 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우에도 참고점 3 부위에서 최대값(21.97 MPa)을 나타냈다(Table 3, 6).

해면골에서의 Von-Mises Stress는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 2 부위에서 최대값(4.95 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 2 부위에서 최대값(2.20 MPa)을 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대값(5.38 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대값(2.32 MPa)을 나타냈다(Table 3, 6).

치밀골에서 변위는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(10.51  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(16.67  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(10.54  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(16.66  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다(Table 9, 12).

해면골에서 변위는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3부위에서 최대변위(10.09  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(16.40  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(10.09  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(16.39  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다(Table 9, 12).

치밀골에서 최대주응력은 제 1대구치의 Model 1의 경우 참고점 6, 7, 8 부위(인장)를 제외한 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 7 부위에서 최대 인장, 참고점 3 부위에서 최대 압축이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 6, 7, 8 부위(인장)를 제외한 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 7 부위에서 최대 인장, 참고점 3 부위에서 최대 압축이 나타났다. 제 2대구치의 경우 Model 1에서는 참고점 6, 7, 8 부위(인장)를 제외한 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 7 부위에서 최대 인장, 참고점 2 부위에서 최대 압축이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 6, 7, 8 부위(인장)를 제외한 참고점 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 7 부위에서 최대 인장, 참고점 2 부위에서 최대 압축이 나타났다(Table 15, 18).

해면골에서 최대주응력은 제 1대구치의 Model 1의 경우 참고점 전부위에서 인장이 일어나며, 참고점 7 부위에서 최대 인장이 나타났다. Model 2의 경우 참고점

전부위에서 인장이 일어나며, 참고점 3 부위에서 최대 인장이 나타났다. 제 2대구치의 경우 Model 1에서는 참고점 전부위에서 인장이 일어나며, 참고점 7 부위에서 최대 인장이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 전부위에서 인장이 나타났으며, 참고점 7 부위에서 최대 인장이 나타났다(Table 15, 18).

## 2) 삼각 나사산 형태(*TRI*)

치관 중심부에 200 N의 수직하중이 가해질 때 치밀골에서의 Von-Mises Stress는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대값(17.20 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 1 부위에서 최대값(12.95 MPa)을 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 2 부위에서 최대값(15.86 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 1 부위에서 최대값(12.63 MPa)을 나타냈다(Table 3, 6).

해면골에서의 Von-Mises Stress는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대값(6.11 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대값(2.86 MPa)을 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대값(6.04 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대값(2.99 MPa)을 나타냈다(Table 3, 6).

치밀골에서 변위는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(10.83  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 5 부위에서 최대변위(14.31  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(10.55  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 5 부위에서 최대변위(14.28  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다(Table 9, 12).

해면골에서 변위는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(10.16  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(16.55  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(10.16  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(16.56  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다(Table 9, 12).

치밀골에서 최대주응력은 제 1대구치의 Model 1의 경우 참고점 6, 7, 8 부위(인장)를 제외한 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 7 부위에서 최대 인장, 참고점 3 부위에서 최대 압축이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 전부위에서 압축이 일어

나며, 참고점 1 부위에서 최대 압축이 나타났다. 제 2대구치의 경우 Model 1에서는 참고점 6, 7, 8 부위(인장)를 제외한 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 7 부위에서 최대 인장, 참고점 2 부위에서 최대 압축이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 1 부위에서 최대 압축이 나타났다(Table 15, 18).

해면골에서 최대주응력은 제 1대구치의 Model 1의 경우 참고점 1, 5, 부위(압축)를 제외한 모든 참고점에서 인장이 일어나며, 참고점 5에서는 최대 압축, 참고점 7 부위에서 최대 인장이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 전부위에서 인장이 일어나며, 참고점 3 부위에서 최대 인장이 나타났다. 제 2대구치의 경우 Model 1에서는 참고점 1, 5 부위(압축)를 제외한 참고점 전부위에서 인장이 일어나며, 참고점 1 부위에서 최대 압축, 참고점 7 부위에서 최대 인장이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 전부위에서 인장이 나타났으며, 참고점 3 부위에서 최대 인장이 나타났다(Table 15, 18).

### 3) 직각 삼각 나사산 형태(CT)

치관 중심부에 200 N의 수직하중이 가해질 때 치밀골에서의 Von-Mises Stress는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 2 부위에서 최대값(17.18 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 2 부위에서 최대값(22.48 MPa)를 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 2 부위에서 최대값(17.17 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 2 부위에서 최대값(21.55 MPa)를 나타냈다(Table 3, 6).

해면골에서의 Von-Mises Stress는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 2 부위에서 최대값(4.49 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 2 부위에서 최대값(2.12 MPa)를 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 2 부위에서 최대값(4.19 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 2 부위에서 최대값(1.99 MPa)를 나타냈다(Table 3, 6).

치밀골에서 변위는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(10.70  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(16.78  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(10.65  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(16.71  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다



(Table 9, 12).

해면골에서 변위는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(10.12  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(16.45  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(10.10  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(16.43  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다 (Table 9, 12).

치밀골에서 최대주응력은 제 1대구치의 Model 1의 경우 참고점 6, 7, 8 부위(인장)를 제외한 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 7 부위에서 최대 인장, 참고점 2 부위에서 최대 압축이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 6, 7, 8 부위(인장)를 제외한 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 7 부위에서 최대 인장, 참고점 2 부위에서 최대 압축이 나타났다. 제 2대구치의 경우 Model 1에서는 참고점 6, 7, 8 부위(인장)를 제외한 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 7 부위에서 최대 인장, 참고점 2 부위에서 최대 압축이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 6, 7, 8 부위(인장)를 제외한 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 7 부위에서 최대 인장, 참고점 2 부위에서 최대 압축이 나타났다(Table 15, 18).

해면골에서 최대주응력은 제 1대구치의 Model 1의 경우 참고점 1, 5, 부위(압축)를 제외한 모든 참고점에서 인장이 일어나며, 참고점 5에서는 최대 압축, 참고점 7 부위에서 최대 인장이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 전부위에서 인장이 일어나며, 참고점 3 부위에서 최대 인장이 나타났다. 제 2대구치의 경우 Model 1에서는 참고점 5 부위(압축)를 제외한 참고점 전부위에서 인장이 일어나며, 참고점 7 부위에서 최대 인장이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 5 부위(압축)를 제외한 참고점 전부위에서 인장이 나타났으며, 참고점 2 부위에서 최대 인장이 나타났다(Table 15, 18).

### 3. 나사산 형태에 따른 치관 3 mm 협축 빗길 하중 부여시 치조골 상 응력분포

#### 1) 사각 나사산 형태(CU)

치관 중심부에 200 N의 수직하중이 가해질 때 치밀골에서의 Von-Mises Stress는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대값(27.09 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대값(33.48 MPa)를 나타냈다. 제 2대구치

에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대값(25.31 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우에도 참고점 3 부위에서 최대값(30.72 MPa)을 나타냈다(Table 4, 7).

해면골에서의 Von-Mises Stress는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 2 부위에서 최대값(7.16 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 2 부위에서 최대값(3.02 MPa)를 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대값(8.68 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대값(3.49 MPa)를 나타냈다(Table 4, 7).

치밀골에서 변위는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(13.00  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(19.41  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(12.89  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(19.20  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다(Table 10, 13).

해면골에서 변위는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3부위에서 최대변위(11.78  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(18.41  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(11.78  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(18.40  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다(Table 10, 13).

치밀골에서 최대주응력은 제 1대구치의 Model 1의 경우 참고점 5 ~ 8 부위(인장)를 제외한 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 7 부위에서 최대 인장, 참고점 3 부위에서 최대 압축이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 6 ~ 8 부위(인장)를 제외한 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 7 부위에서 최대 인장, 참고점 3 부위에서 최대 압축이 나타났다. 제 2대구치의 경우 Model 1에서는 참고점 5 ~ 8 부위(인장)를 제외한 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 7 부위에서 최대 인장, 참고점 3 부위에서 최대 압축이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 6 ~ 8 부위(인장)를 제외한 참고점 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 7 부위에서 최대 인장, 참고점 2 부위에서 최대 압축이 나타났다(Table 16, 19).

해면골에서 최대주응력은 제 1대구치의 Model 1의 경우 참고점 전부위에서 인장이 일어나며, 참고점 7 부위에서 최대 인장이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 전부위에서 인장이 일어나며, 참고점 3 부위에서 최대 인장이 나타났다. 제 2대구

치의 경우 Model 1에서는 참고점 전부위에서 인장이 일어나며, 참고점 7 부위에서 최대 인장이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 전부위에서 인장이 나타났으며, 참고점 7 부위에서 최대 인장이 나타났다(Table 16, 19).

## 2) 삼각 나사산 형태(*TRI*)

치관 중심부에 200 N의 수직하중이 가해질 때 치밀골에서의 Von-Mises Stress는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대값(24.77 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대값(30.10 MPa)을 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대값(23.86 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대값(30.92 MPa)을 나타냈다(Table 4, 7).

해면골에서의 Von-Mises Stress는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대값(9.25 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대값(4.17 MPa)을 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대값(9.17 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대값(4.30MPa)을 나타냈다(Table 4, 7).

치밀골에서 변위는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(12.87  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(19.23  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(12.69  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(19.18  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다(Table 10, 13).

해면골에서 변위는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(11.66  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(18.35  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(11.66  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(18.35  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다(Table 10, 13).

치밀골에서 최대주응력은 제 1대구치의 Model 1의 경우 참고점 5 ~ 8 부위(인장)를 제외한 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 7 부위에서 최대 인장, 참고점 3 부위에서 최대 압축이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 6 ~ 8 부위(인장)를 제외한 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 7 부위에서 최대 인장, 참고점 3 부위에서

최대 압축이 나타났다. 제 2대구치의 경우 Model 1에서는 참고점 5 ~ 8 부위(인장)를 제외한 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 7 부위에서 최대 인장, 참고점 3 부위에서 최대 압축이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 6 ~ 8 부위(인장)를 제외한 참고점 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 7 부위에서 최대 인장, 참고점 3 부위에서 최대 압축이 나타났다(Table 16, 19).

해면골에서 최대주응력은 제 1대구치의 Model 1의 경우 참고점 전부위에서 인장이 일어나며, 참고점 7 부위에서 최대 인장이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 전부위에서 인장이 일어나며, 참고점 3 부위에서 최대 인장이 나타났다. 제 2대구치의 경우 Model 1에서는 참고점 1 부위(압축)를 제외한 참고점 전부위에서 인장이 일어나며, 참고점 5 부위에서 최대 인장이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 전부위에서 인장이 나타났으며, 참고점 3 부위에서 최대 인장이 나타났다(Table 16, 19).

### 3) 직각 삼각 나사산 형태(CT)

치관 중심부에 200 N의 수직하중이 가해질 때 치밀골에서의 Von-Mises Stress는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대값(25.03 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대값(31.41 MPa)을 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 2 부위에서 최대값(24.17 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대값(29.83 MPa)을 나타냈다(Table 4, 7).

해면골에서의 Von-Mises Stress는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 2 부위에서 최대값(6.48 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 2 부위에서 최대값(2.80 MPa)을 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 2 부위에서 최대값(5.57 MPa)이 나타났으며, Model 2의 경우 참고점 2 부위에서 최대값(2.49 MPa)을 나타냈다(Table 4, 7).

치밀골에서 변위는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(13.05  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(19.47  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(12.92  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(19.32  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다(Table 10, 13).

해면골에서 변위는 제 1대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(11.80  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(18.46  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다. 제 2대구치에서 Model 1의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(11.79  $\mu\text{m}$ )가 나타나며, Model 2의 경우 참고점 3 부위에서 최대변위(18.42  $\mu\text{m}$ )를 나타냈다 (Table 10, 13).

치밀골에서 최대주응력은 제 1대구치의 Model 1의 경우 참고점 5 ~ 8 부위(인장)를 제외한 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 7 부위에서 최대 인장, 참고점 2 부위에서 최대 압축이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 6 ~ 8 부위(인장)를 제외한 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 7 부위에서 최대 인장, 참고점 2 부위에서 최대 압축이 나타났다. 제 2대구치의 경우 Model 1에서는 참고점 5 ~ 8 부위(인장)를 제외한 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 7 부위에서 최대 인장, 참고점 2 부위에서 최대 압축이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 6 ~ 8 부위(인장)를 제외한 전부위에서 압축이 일어나며, 참고점 7 부위에서 최대 인장, 참고점 2 부위에서 최대 압축이 나타났다(Table 16, 19).

해면골에서 최대주응력은 제 1대구치의 Model 1의 경우 참고점 전부위에서 인장이 일어나며, 참고점 7 부위에서 최대 인장이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 전부위에서 인장이 일어나며, 참고점 3 부위에서 최대 인장이 나타났다. 제 2대구치의 경우 Model 1에서는 참고점 전부위에서 인장이 일어나며, 참고점 7 부위에서 최대 인장이 나타났다. Model 2의 경우 참고점 전부위에서 인장이 나타났으며, 참고점 7 부위에서 최대 인장이 나타났다(Table 16, 19).

Table 2. Von-Mises Stress(MPa) of the cortical bone and cancellous bone on the Model 1 (Load A - Center, 1st Molar and 2nd Molar)

Point	1st Molar						2nd Molar					
	Cortical			Cancellous			Cortical			Cancellous		
	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT
1	10.22	9.77	7.70	2.25	2.33	2.23	10.10	9.49	7.79	2.45	2.32	2.40
2	6.88	7.61	8.47	2.25	2.40	2.18	8.00	8.17	8.34	2.14	2.47	2.01
3	5.47	4.93	5.22	1.29	1.89	1.40	5.01	4.93	5.01	1.35	1.86	1.29
4	3.49	3.35	3.03	1.22	1.28	1.12	3.43	3.42	3.20	1.06	1.26	1.16
5	3.91	3.74	3.53	0.94	0.92	0.97	3.91	3.85	3.50	0.81	0.96	0.94
6	3.88	3.83	3.53	1.08	1.22	0.99	3.71	3.46	3.59	1.09	1.27	1.20
7	5.16	4.98	5.14	1.60	1.86	1.70	5.39	8.01	5.23	1.61	1.91	1.65
8	7.90	6.97	7.54	2.04	2.27	2.08	7.12	6.31	6.97	1.99	2.20	1.78

Table 3. Von-Mises Stress(MPa) of the cortical bone and cancellous bone on the Model 1 (Load B - 2mm, 1st Molar and 2nd Molar)

Point	1st Molar						2nd Molar					
	Cortical			Cancellous			Cortical			Cancellous		
	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT
1	11.36	10.91	8.91	2.56	2.49	2.45	11.21	10.64	9.04	2.70	2.44	2.71
2	12.91	15.97	17.18	4.95	5.14	4.49	16.17	15.86	17.17	4.58	5.12	4.19
3	15.78	17.20	16.39	2.68	6.11	3.18	15.82	15.04	15.91	5.38	6.04	3.42
4	11.02	11.00	9.38	3.74	4.12	3.37	10.95	10.55	9.30	3.55	3.92	3.55
5	5.37	5.10	4.08	1.51	1.37	1.45	5.38	5.08	3.93	1.39	1.31	1.44
6	5.20	4.82	5.20	1.70	1.80	1.76	5.93	5.17	5.80	1.98	2.02	1.83
7	8.06	7.36	7.32	2.44	2.58	2.35	8.15	7.54	7.73	2.40	2.57	2.18
8	5.75	5.23	5.50	1.27	1.60	1.31	5.37	5.18	5.51	1.30	1.32	1.21

Table 4. Von-Mises Stress(MPa) of the cortical bone and cancellous bone on the Model 1 (Load C - 3mm, 1st Molar and 2nd Molar)

Point	1st Molar						2nd Molar					
	Cortical			Cancellous			Cortical			Cancellous		
	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT
1	13.95	13.13	11.14	3.02	2.83	2.83	13.72	12.58	11.21	3.08	2.76	3.12
2	19.03	22.00	24.49	7.16	7.32	6.48	23.62	21.74	24.17	6.60	7.24	5.57
3	27.09	24.77	25.03	3.67	9.25	4.81	25.31	23.86	23.76	8.68	9.17	5.10
4	17.24	16.80	14.49	5.93	6.39	5.37	17.48	16.89	14.27	5.71	6.02	5.42
5	7.53	7.01	5.93	2.37	2.04	2.23	7.72	7.12	5.56	2.19	1.95	2.15
6	11.00	9.92	11.09	3.43	3.34	3.48	12.32	10.78	12.44	4.06	3.87	3.83
7	17.49	15.92	16.69	5.49	5.45	5.24	17.96	16.08	17.58	5.40	5.45	4.87
8	11.42	10.20	10.57	2.91	2.99	2.46	11.52	10.01	10.07	2.96	2.73	2.63

Table 5. Von-Mises Stress(MPa) of the cortical bone and cancellous bone on the Model 2 (Load A - Center, 1st Molar and 2nd Molar)

Point	1st Molar						2nd Molar					
	Cortical			Cancellous			Cortical			Cancellous		
	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT
1	12.96	12.74	10.10	1.15	1.26	1.19	13.25	12.37	10.43	1.32	1.27	1.26
2	10.48	11.44	12.79	1.23	1.36	1.26	12.16	11.92	12.47	1.14	1.36	1.18
3	10.21	9.42	9.78	0.90	1.19	0.98	9.49	9.43	9.35	0.77	1.30	0.78
4	6.11	5.94	5.14	0.68	0.74	0.62	5.91	5.84	5.18	0.56	0.71	0.71
5	4.90	4.72	4.28	0.34	0.38	0.38	4.76	4.78	4.29	0.28	0.39	0.39
6	6.11	6.03	5.84	0.51	0.64	0.58	6.59	6.13	6.23	0.57	0.77	0.70
7	9.79	9.44	9.61	0.99	1.19	1.16	10.25	9.51	9.83	0.99	1.24	1.11
8	11.04	10.14	11.13	1.10	1.38	1.17	11.37	9.87	10.37	1.06	1.33	1.01

Table 6. Von-Mises Stress(MPa) of the cortical bone and cancellous bone on the Model 2 (Load B - 2mm, 1st Molar and 2nd Molar)

Point	1st Molar						2nd Molar					
	Cortical			Cancellous			Cortical			Cancellous		
	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT
1	14.36	12.95	11.27	1.23	1.35	1.27	14.30	12.63	11.32	1.39	1.32	1.35
2	17.73	11.40	22.48	2.20	2.43	2.12	21.42	12.21	21.55	2.03	2.33	1.99
3	22.26	9.28	21.59	1.51	2.86	1.89	21.97	9.72	20.99	2.32	2.99	1.74
4	14.17	5.85	11.66	1.59	1.78	1.42	14.04	5.73	11.71	1.50	1.69	1.59
5	6.00	4.68	4.70	0.57	0.51	0.55	5.81	4.69	4.36	0.49	0.49	0.55
6	3.56	6.05	3.70	0.62	0.70	0.69	3.84	6.15	3.77	0.67	0.79	0.70
7	5.23	9.59	4.73	0.89	1.02	0.91	5.26	9.50	4.94	0.93	0.98	0.82
8	5.93	11.31	6.23	0.65	1.04	0.78	5.35	10.00	6.19	0.67	0.81	0.64

Table 7. Von-Mises Stress(MPa) of the cortical bone and cancellous bone on the Model 2 (Load C - 3mm, 1st Molar and 2nd Molar)

Point	1st Molar						2nd Molar					
	Cortical			Cancellous			Cortical			Cancellous		
	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT
1	16.70	15.61	13.28	1.37	1.44	1.37	16.40	15.26	13.38	1.51	1.39	1.47
2	24.05	25.99	30.60	3.02	3.26	2.80	29.17	27.46	29.75	2.81	3.06	2.49
3	33.48	30.10	31.41	2.17	4.17	2.57	30.72	30.92	29.83	3.49	4.30	2.30
4	21.41	19.94	16.89	2.42	2.60	2.22	20.86	19.89	16.96	2.28	2.48	2.27
5	7.95	7.27	6.41	0.87	0.74	0.84	7.96	7.24	5.72	0.75	0.72	0.80
6	9.22	7.91	9.61	1.26	1.28	1.33	11.00	9.04	10.02	1.46	1.46	1.39
7	15.79	13.62	14.08	1.93	1.90	1.85	16.01	13.32	14.60	2.05	1.94	1.75
8	10.24	8.75	9.25	1.03	1.27	0.98	9.99	8.53	8.87	1.07	1.05	0.95

Table 8. Displacement( $\mu\text{m}$ ) of cortical bone and cancellous bone on the Model 1  
(Load A - Center, 1st Molar and 2nd Molar)

Type	1st Molar						2nd Molar					
	Cortical			Cancellous			Cortical			Cancellous		
	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT
Point 1	8.10	8.16	8.16	8.13	8.19	8.13	8.07	8.17	8.13	8.13	8.18	8.12
2	8.18	8.22	8.14	8.20	8.27	8.23	8.15	8.23	8.15	8.19	8.27	8.21
3	8.25	8.32	8.26	8.29	8.37	8.30	8.21	8.29	8.24	8.28	8.36	8.29
4	8.29	8.35	8.32	8.30	8.39	8.33	8.28	8.36	8.33	8.31	8.39	8.33
5	8.24	8.34	8.30	8.30	8.39	8.32	8.25	8.35	8.28	8.30	8.38	8.31
6	8.24	8.34	8.30	8.28	8.37	8.30	8.21	8.27	8.27	8.25	8.33	8.28
7	8.14	8.23	8.19	8.21	8.29	8.23	8.16	8.23	8.20	8.22	8.28	8.23
8	8.12	8.16	8.19	8.13	8.20	8.15	8.05	8.11	8.15	8.12	8.19	8.16

Table 9. Displacement( $\mu\text{m}$ ) of cortical bone and cancellous bone on the Model 1  
(Load B - 2mm, 1st Molar and 2nd Molar)

Type	1st Molar						2nd Molar					
	Cortical			Cancellous			Cortical			Cancellous		
	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT
Point 1	8.61	8.65	8.71	8.38	8.40	8.38	8.59	8.68	8.72	8.37	8.43	8.39
2	9.96	10.13	9.99	9.55	9.59	9.56	10.02	9.98	10.03	9.51	9.57	9.57
3	10.51	10.83	10.70	10.09	10.16	10.12	10.54	10.55	10.65	10.09	10.16	10.10
4	10.25	10.28	10.38	9.69	9.76	9.73	10.25	10.24	10.38	9.67	9.75	9.75
5	8.89	8.91	8.94	8.57	8.66	8.59	8.85	8.92	8.91	8.56	8.64	8.60
6	7.88	7.88	7.88	7.75	7.83	7.75	7.57	7.67	7.58	7.54	7.61	7.55
7	7.04	7.06	7.03	7.07	7.12	7.08	7.04	7.07	7.04	7.08	7.12	7.11
8	7.48	7.47	7.49	7.46	7.49	7.49	7.41	7.42	7.49	7.43	7.47	7.47

Table 10. Displacement( $\mu\text{m}$ ) of cortical bone and cancellous bone on the Model 1  
(Load C - 3mm, 1st Molar and 2nd Molar)

Type	1st Molar						2nd Molar					
	Cortical			Cancellous			Cortical			Cancellous		
	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT
Point 1	9.65	9.55	9.77	8.85	8.81	8.87	9.63	9.55	9.80	8.86	8.83	8.87
2	11.99	11.85	11.92	10.87	10.77	10.88	12.03	11.59	11.96	10.80	10.72	10.83
3	13.00	12.87	13.05	11.78	11.66	11.80	12.89	12.69	12.92	11.78	11.66	11.79
4	12.31	12.10	12.50	11.06	10.97	11.11	12.35	12.12	12.47	11.03	10.94	11.09
5	10.04	9.94	10.18	9.13	9.11	9.14	10.04	9.94	10.12	9.12	9.08	9.12
6	8.54	8.43	8.58	7.79	7.82	7.78	8.13	8.05	8.17	7.50	7.49	7.45
7	7.43	7.31	7.46	6.83	6.83	6.82	7.44	7.31	7.49	6.84	6.82	6.84
8	7.91	7.82	8.00	7.41	7.37	7.38	7.85	7.77	7.99	7.33	7.33	7.37



Table 11. Displacement( $\mu\text{m}$ ) of cortical bone and cancellous bone on the Model 2  
(Load A - Center, 1st Molar and 2nd Molar)

Type	1st Molar						2nd Molar					
	Cortical			Cancellous			Cortical			Cancellous		
	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT
Point 1	13.84	14.01	13.93	14.04	14.20	14.03	13.87	14.01	13.94	14.04	14.19	14.02
2	13.84	13.98	13.86	14.07	14.24	14.10	13.88	13.95	13.86	14.07	14.24	14.07
3	13.95	14.09	13.98	14.14	14.32	14.18	13.88	14.04	13.92	14.14	14.30	14.16
4	14.07	14.21	14.10	14.18	14.37	14.22	14.05	14.20	14.09	14.18	14.37	14.22
5	14.12	14.32	14.16	14.21	14.40	14.24	14.10	14.30	14.15	14.21	44.41	14.24
6	14.07	14.28	14.15	14.19	14.39	14.23	14.02	14.14	14.08	14.15	14.31	14.20
7	13.84	14.00	13.91	14.11	14.28	14.12	13.87	14.01	13.94	14.12	14.26	14.12
8	13.79	13.93	13.94	14.03	14.18	14.02	13.79	13.88	13.91	14.02	14.16	14.02

Table 12. Displacement( $\mu\text{m}$ ) of cortical bone and cancellous bone on the Model 2  
(Load B - 2mm, 1st Molar and 2nd Molar)

Type	1st Molar						2nd Molar					
	Cortical			Cancellous			Cortical			Cancellous		
	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT
Point 1	14.30	14.04	14.41	14.19	14.33	14.18	14.28	14.06	14.35	14.19	14.34	14.20
2	15.97	13.97	16.00	15.72	15.86	15.75	16.05	14.00	15.94	15.67	15.83	15.78
3	16.67	14.08	16.78	16.40	16.55	16.45	16.66	14.08	16.71	16.39	16.56	16.43
4	16.30	14.20	16.40	15.81	16.00	15.89	16.30	14.20	16.41	15.81	15.98	15.92
5	14.60	14.31	14.65	14.36	14.56	14.37	14.54	14.28	14.59	14.37	14.52	14.40
6	13.20	14.28	13.24	13.25	13.44	13.21	12.79	14.13	12.79	12.95	13.10	12.94
7	12.01	14.03	12.03	12.27	12.45	12.27	12.01	14.00	12.01	12.28	12.44	12.31
8	12.69	14.02	12.72	12.89	13.05	12.93	12.59	13.91	12.66	12.84	13.01	12.88

Table 13. Displacement( $\mu\text{m}$ ) of cortical bone and cancellous bone on the Model 2  
(Load C - 3mm, 1st Molar and 2nd Molar)

Type	1st Molar						2nd Molar					
	Cortical			Cancellous			Cortical			Cancellous		
	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT
Point 1	15.21	15.13	15.30	14.52	14.54	14.48	15.16	15.18	15.26	14.51	14.59	14.52
2	18.15	17.92	18.15	17.21	17.19	17.20	18.23	17.81	18.15	17.13	17.09	17.17
3	19.41	19.23	19.47	18.41	18.35	18.46	19.20	19.18	19.32	18.40	18.35	18.42
4	18.65	18.38	18.71	17.34	17.34	17.47	18.61	18.37	18.72	17.30	17.28	17.41
5	15.62	15.60	15.68	14.71	14.81	14.76	15.58	15.48	15.65	14.71	14.79	14.72
6	13.36	13.38	13.31	12.80	12.93	12.77	12.72	12.74	12.70	12.36	12.50	12.31
7	11.57	11.62	11.56	11.26	11.38	11.24	11.57	11.61	11.57	11.33	11.48	11.28
8	12.60	12.64	12.63	12.33	12.38	12.31	12.48	12.55	12.53	12.24	12.41	12.29

Table 14. Principal Stress(MPa) of the cortical bone and cancellous bone on the Model 1 (Load A - Center, 1st Molar and 2nd Molar)

Type	1st Molar						2nd Molar					
	Cortical			Cancellous			Cortical			Cancellous		
	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT
1	-3.83	-3.80	-2.38	0.04	-0.13	0.01	-3.71	-3.63	-2.27	0.11	-0.05	0.06
2	-1.43	-2.44	-2.44	0.13	0.20	0.19	-2.49	-2.32	-2.20	0.12	0.20	0.48
3	-1.55	-1.52	-1.07	0.51	0.35	0.38	-1.40	-1.53	-1.24	0.07	0.40	0.01
4	-1.25	-1.15	-0.67	0.03	0.03	0.01	-1.30	-1.19	-0.65	0.01	0.04	0.03
5	-1.52	-1.57	-1.49	-0.37	-0.32	-0.35	-1.56	-1.58	-1.40	-0.32	-0.31	-0.37
6	-1.32	-1.41	-1.32	0.01	-0.10	-0.03	-1.16	-1.03	-1.33	0.05	0.06	0.06
7	-1.44	-1.59	-1.25	0.16	0.34	0.42	-1.59	-1.61	-1.06	0.15	0.40	0.31
8	-1.68	-1.88	-1.56	0.35	0.29	0.19	-1.75	-1.56	-1.59	0.28	0.27	0.27

Table 15. Principal Stress(MPa) of the cortical bone and cancellous bone on the Model 1 (Load B - 2mm, 1st Molar and 2nd Molar)

Type	1st Molar						2nd Molar					
	Cortical			Cancellous			Cortical			Cancellous		
	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT
1	-3.04	-3.34	-1.81	0.07	-0.11	-0.06	-2.82	-3.10	-1.89	0.12	-0.13	0.05
2	-3.13	-5.90	-5.36	0.28	0.45	0.26	-5.50	-4.97	-5.17	0.34	0.45	0.72
3	-4.66	-5.99	-4.09	1.24	1.08	0.89	-4.87	-4.89	-4.59	0.55	1.01	1.10
4	-3.79	-3.71	-2.45	0.59	0.48	0.37	-4.07	-3.63	-2.46	0.47	0.57	0.41
5	-0.81	-1.03	-0.46	0.02	-0.14	-0.12	-0.78	-1.07	-0.34	0.04	-0.12	-0.19
6	5.06	4.61	5.51	1.06	1.06	1.13	6.68	5.65	7.01	1.52	1.23	1.27
7	10.76	9.63	9.71	2.30	2.32	2.06	10.88	9.94	10.10	2.23	2.28	1.87
8	4.12	3.53	3.25	0.90	0.98	0.72	4.14	3.67	2.99	0.98	0.89	0.81

Table 16. Principal Stress(MPa) of the cortical bone and cancellous bone on the Model 1 (Load C - 3mm, 1st Molar and 2nd Molar)

Type	1st Molar						2nd Molar					
	Cortical			Cancellous			Cortical			Cancellous		
	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT
1	-1.61	-2.32	-0.49	0.28	0.02	0.03	-1.34	-1.97	-0.68	0.27	-0.16	0.21
2	-4.74	-7.95	-7.37	0.48	0.71	0.38	-7.88	-6.57	-6.95	0.63	0.64	1.06
3	-8.49	-8.44	-6.26	2.00	1.65	1.38	-7.97	-8.05	-6.78	0.95	1.52	2.00
4	-5.63	-5.47	-3.62	1.11	0.87	0.72	-6.20	-5.59	-3.65	0.91	1.03	0.87
5	0.49	0.17	1.17	0.54	0.18	0.27	0.54	0.18	1.11	0.51	0.24	0.16
6	12.93	11.62	13.55	2.61	2.56	2.70	15.16	13.33	16.31	3.47	2.85	3.11
7	24.01	21.97	23.01	5.38	5.10	4.72	24.75	22.22	23.76	5.24	5.02	4.38
8	13.27	11.39	11.51	2.52	2.46	2.00	13.57	11.04	10.75	2.69	2.39	2.19

Table 17. Principal Stress(MPa) of the cortical bone and cancellous bone on the Model 2 (Load A - Center, 1st Molar and 2nd Molar)

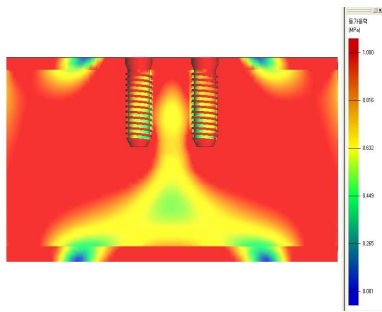
Type	1st Molar						2nd Molar					
	Cortical			Cancellous			Cortical			Cancellous		
	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT
1	-5.20	-5.28	-3.40	0.65	0.57	0.64	-5.31	-5.06	-3.20	0.68	0.61	0.63
2	-2.24	-4.02	-4.07	0.60	0.74	0.64	-4.28	-3.40	-3.77	0.59	0.76	0.85
3	-3.10	-2.88	-2.29	0.83	0.92	0.79	-2.74	-2.84	-2.45	0.55	0.99	0.35
4	-2.28	-2.07	-1.21	0.31	0.37	0.30	-2.25	-2.07	-1.10	0.30	0.36	0.33
5	-2.12	-2.21	-2.01	-0.05	-0.03	-0.06	-2.08	-2.14	-1.85	-0.03	-0.04	-0.07
6	-2.19	-2.35	-2.28	0.23	0.24	0.27	-2.13	-1.82	-2.36	0.34	0.37	0.35
7	-3.10	-3.15	-2.80	0.61	0.73	0.84	-3.37	-3.21	-2.58	0.60	0.77	0.70
8	-2.37	-2.80	-2.90	0.78	0.79	0.67	-3.04	-2.68	-3.06	0.57	0.73	0.61

Table 18. Principal Stress(MPa) of the cortical bone and cancellous bone on the Model 2 (Load B - 2mm, 1st Molar and 2nd Molar)

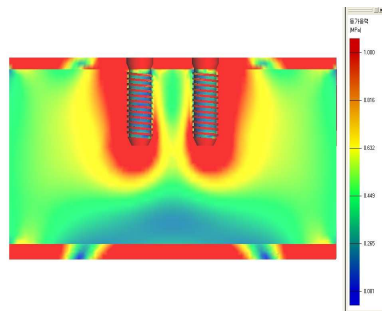
Type	1st Molar						2nd Molar					
	Cortical			Cancellous			Cortical			Cancellous		
	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT
1	-4.97	-5.43	-3.23	0.65	0.56	0.62	-4.74	-5.23	-3.09	0.70	0.58	0.65
2	-4.56	-4.00	-7.54	0.74	0.91	0.75	-8.01	-3.66	-6.76	0.77	0.97	1.08
3	-7.10	-2.82	-5.77	1.57	1.47	1.38	-7.15	-3.05	-6.29	1.07	1.47	1.02
4	-5.26	-2.03	-3.22	0.66	0.63	0.56	-5.53	-2.05	-3.08	0.58	0.66	0.61
5	-1.78	-2.18	-1.72	0.11	0.03	0.03	-1.72	-2.05	-1.39	0.09	0.03	-0.01
6	2.16	-2.37	2.54	0.49	0.54	0.58	3.43	-1.82	3.84	0.67	0.58	0.58
7	6.20	-3.23	5.41	1.02	1.07	0.94	6.26	-3.20	5.59	1.08	1.01	0.79
8	0.85	-3.42	0.48	0.71	0.83	0.65	0.65	-2.72	0.44	0.68	0.74	0.57

Table 19. Principal Stress(MPa) of the cortical bone and cancellous bone on the Model 2 (Load C - 3mm, 1st Molar and 2nd Molar)

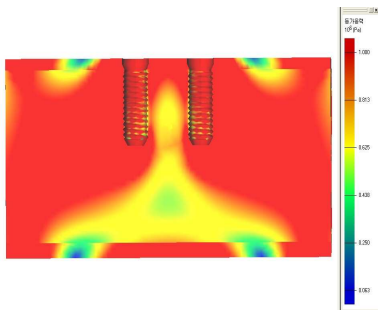
Type	1st Molar						2nd Molar					
	Cortical			Cancellous			Cortical			Cancellous		
	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT	CU	TRI	CT
1	-3.99	-4.65	-2.29	0.66	0.55	0.61	-3.56	-4.37	-2.39	0.71	0.56	0.67
2	-6.37	-9.92	-10.13	0.91	1.08	0.88	-10.67	-8.95	-9.36	0.94	1.16	1.35
3	-11.09	-10.53	-8.64	2.24	1.88	1.92	-9.80	-11.02	-8.94	1.46	1.86	1.49
4	-7.82	-7.11	-4.69	0.95	0.83	0.79	-8.06	-7.24	-4.44	0.85	0.92	0.88
5	-0.81	-1.46	-0.41	0.30	0.13	0.17	-0.79	-1.41	-0.18	0.25	0.16	0.11
6	10.61	8.91	11.46	1.02	1.05	1.14	13.73	11.17	13.22	1.36	1.09	1.16
7	22.11	19.00	19.65	1.96	1.83	1.69	22.44	18.50	20.07	2.09	1.85	1.53
8	10.27	7.69	8.06	1.09	1.13	0.88	10.48	7.51	7.23	1.11	1.06	0.86



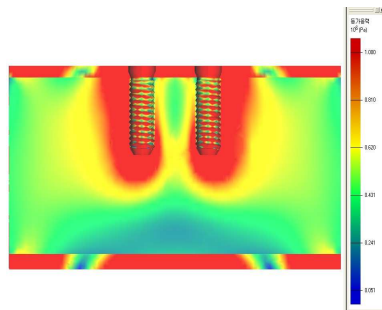
Load A - CU - Model 1



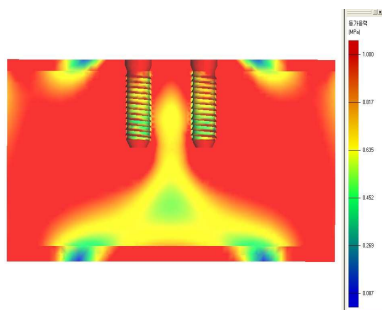
Load A - CU - Model 2



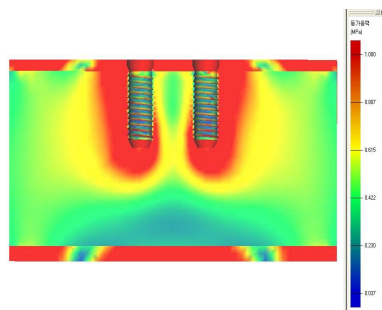
Load A - TRI - Model 1



Load A - TRI - Model 2

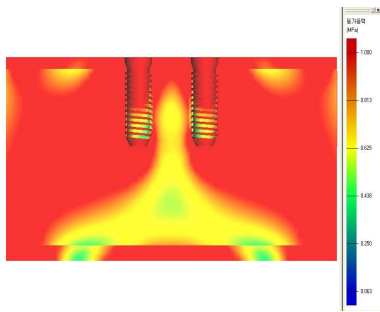


Load A - CT - Model 1

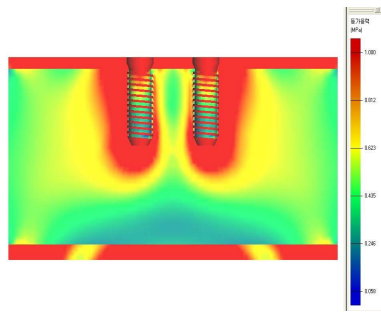


Load A - CT - Model 2

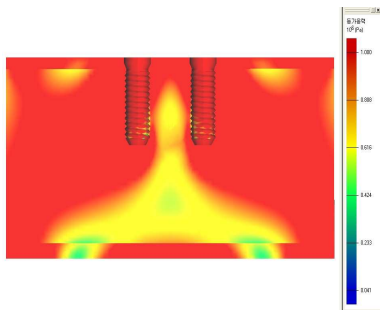
Fig. 4. Buccal-Lingual Sectional view of models during load A(center point).



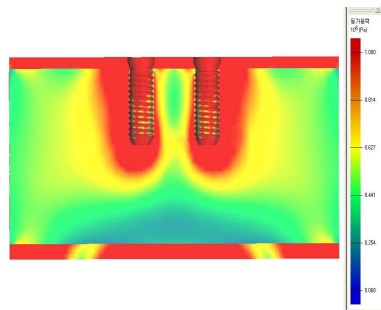
Load B - CU - Model 1



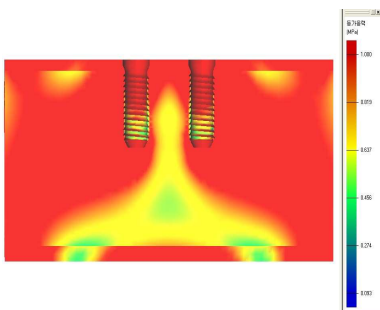
Load B - CU - Model 2



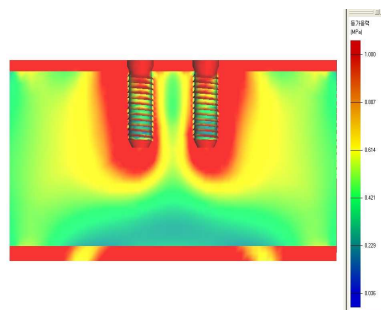
Load B - TRI - Model 1



Load B - TRI - Model 2

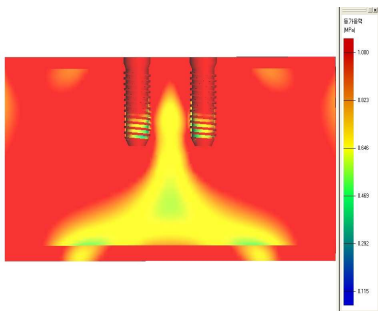


Load B - CT - Model 1

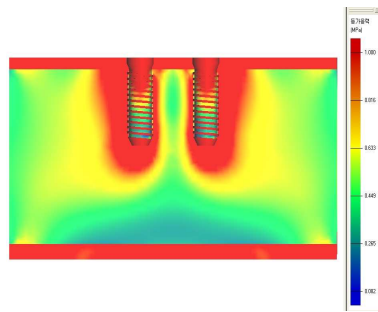


Load B - CT - Model 2

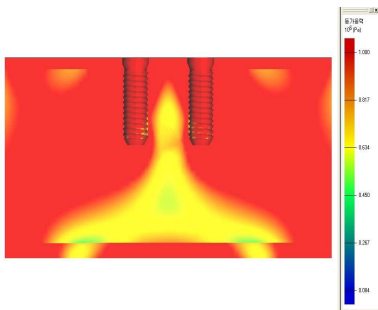
Fig. 5. Buccal-Lingual Sectional view of models during load B(2mm buccal point).



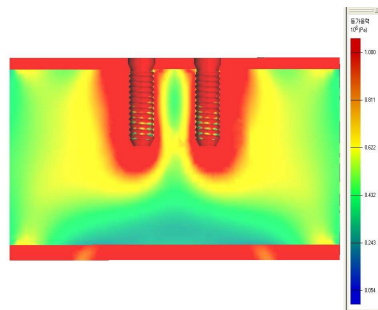
Load C - CU - Model 1



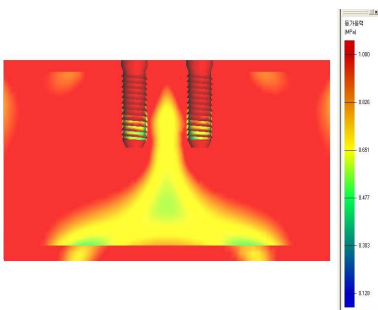
Load C - CU - Model 2



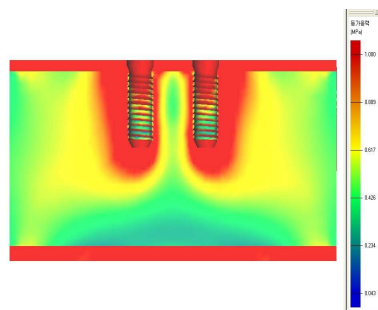
Load C - TRI - Model 1



Load C - TRI - Model 2

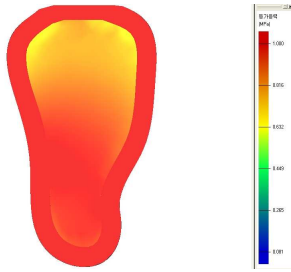


Load C - CT - Model 1

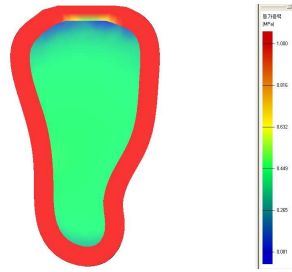


Load C - CT - Model 2

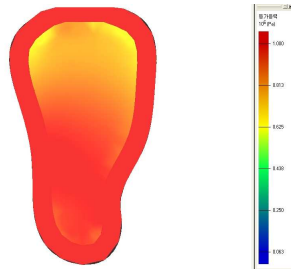
Fig. 6. Buccal-Lingual Sectional view of models during load C(3mm buccal point).



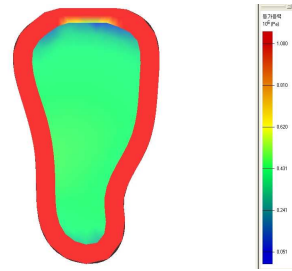
Load A - CU - Model 1



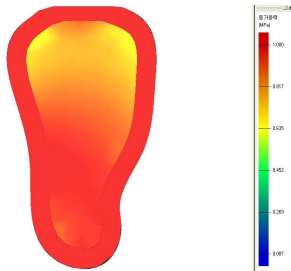
Load A - CU - Model 2



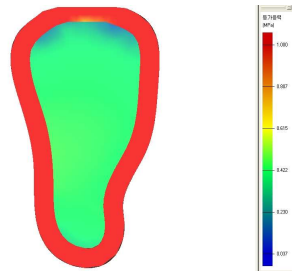
Load A - TRI - Model 1



Load A - TRI - Model 2

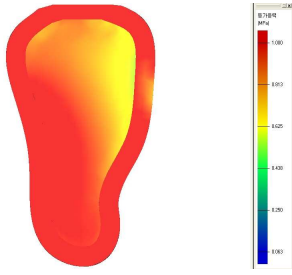


Load A - CT - Model 1

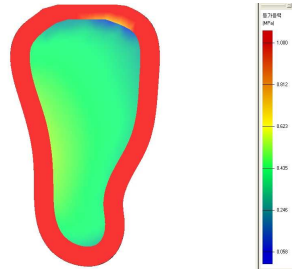


Load A - CT - Model 2

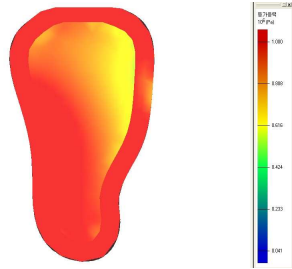
Fig. 7. Buccal-Lingual view of models during load A(center point).



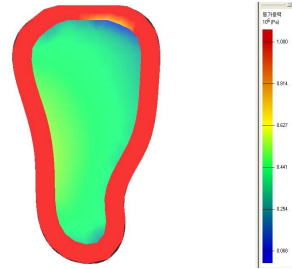
Load B - CU - Model 1



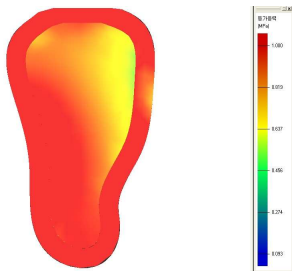
Load B - CU - Model 2



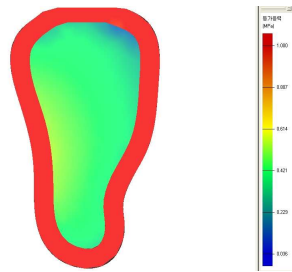
Load B - TRI - Model 1



Load B - TRI - Model 2



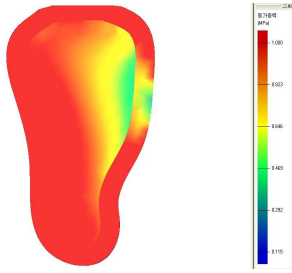
Load B - CT - Model 1



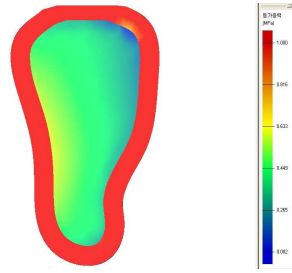
Load B - CT - Model 2

Fig. 8. Buccal-Lingual view of models during load B(2mm buccal point).

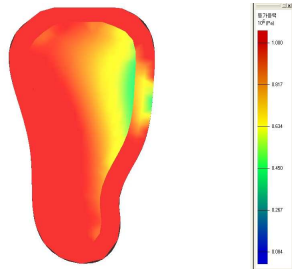




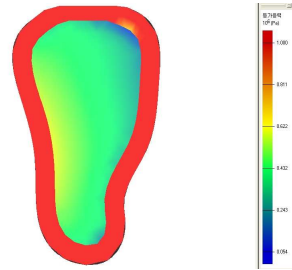
Load C - CU - Model 1



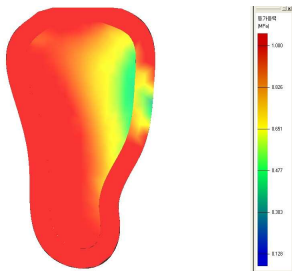
Load C - CU - Model 2



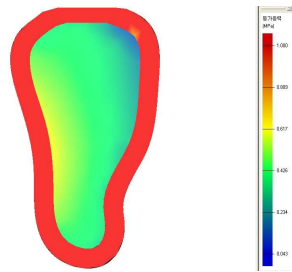
Load C - TRI - Model 1



Load C - TRI - Model 2



Load C - CT - Model 1



Load C - CT - Model 2

Fig. 9. Buccal-Lingual view of models during load C(3mm buccal point).

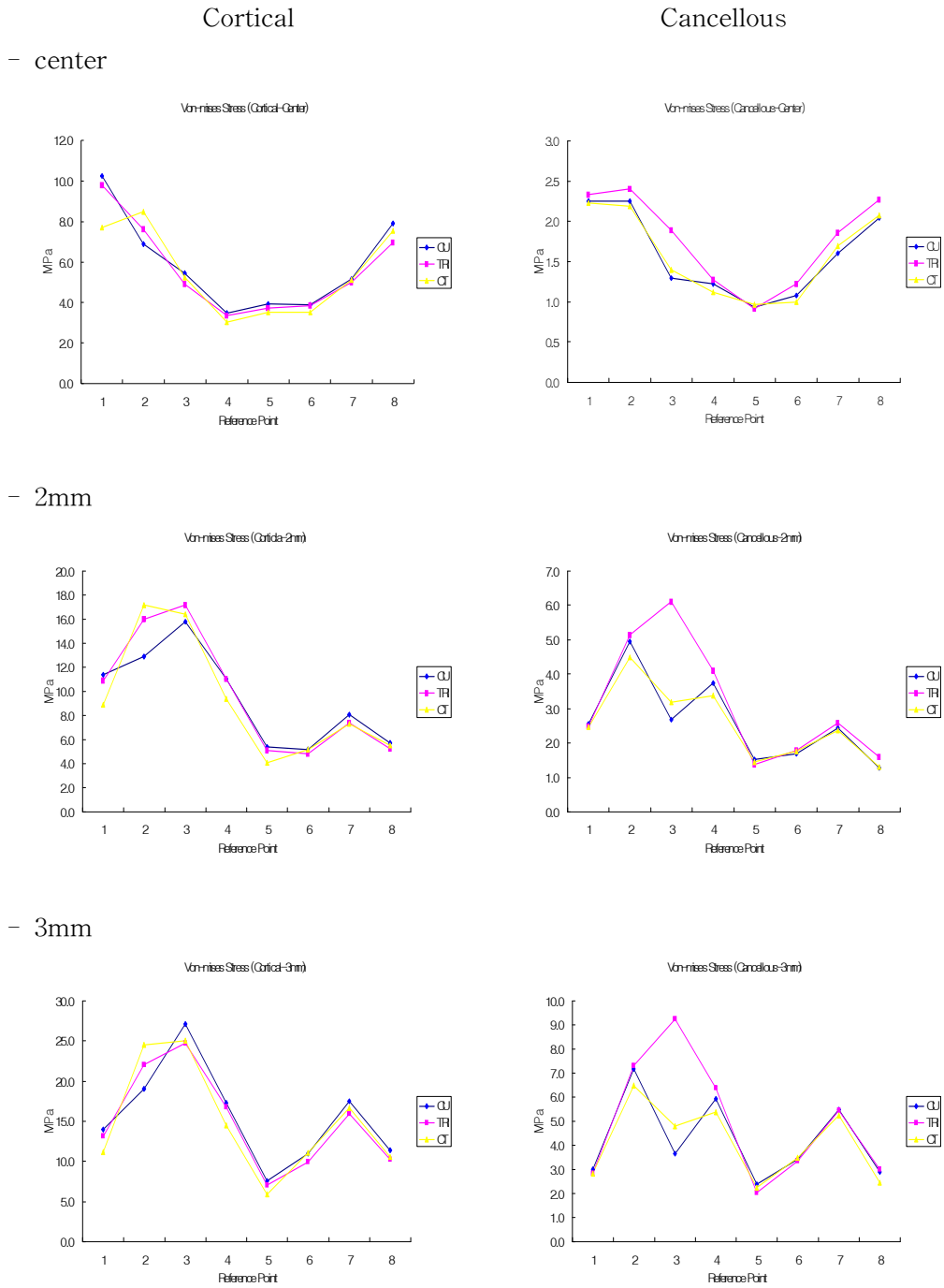


Fig. 10. 1st Molar Von-Mises Stress on cortical & cancellous bone at Model 1.

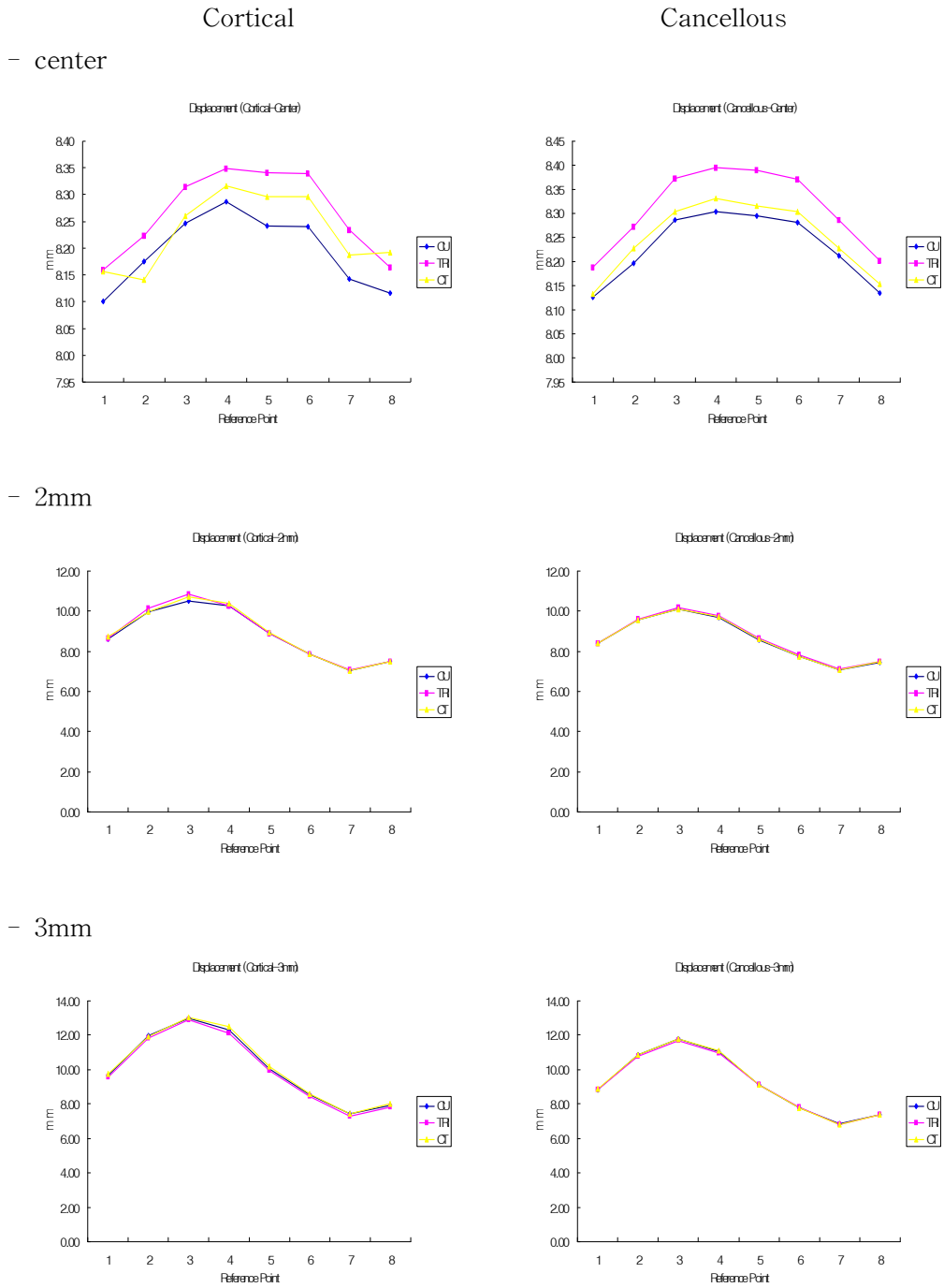


Fig. 11. 1st Molar Displacement on cortical & cancellous bone at Model 1.

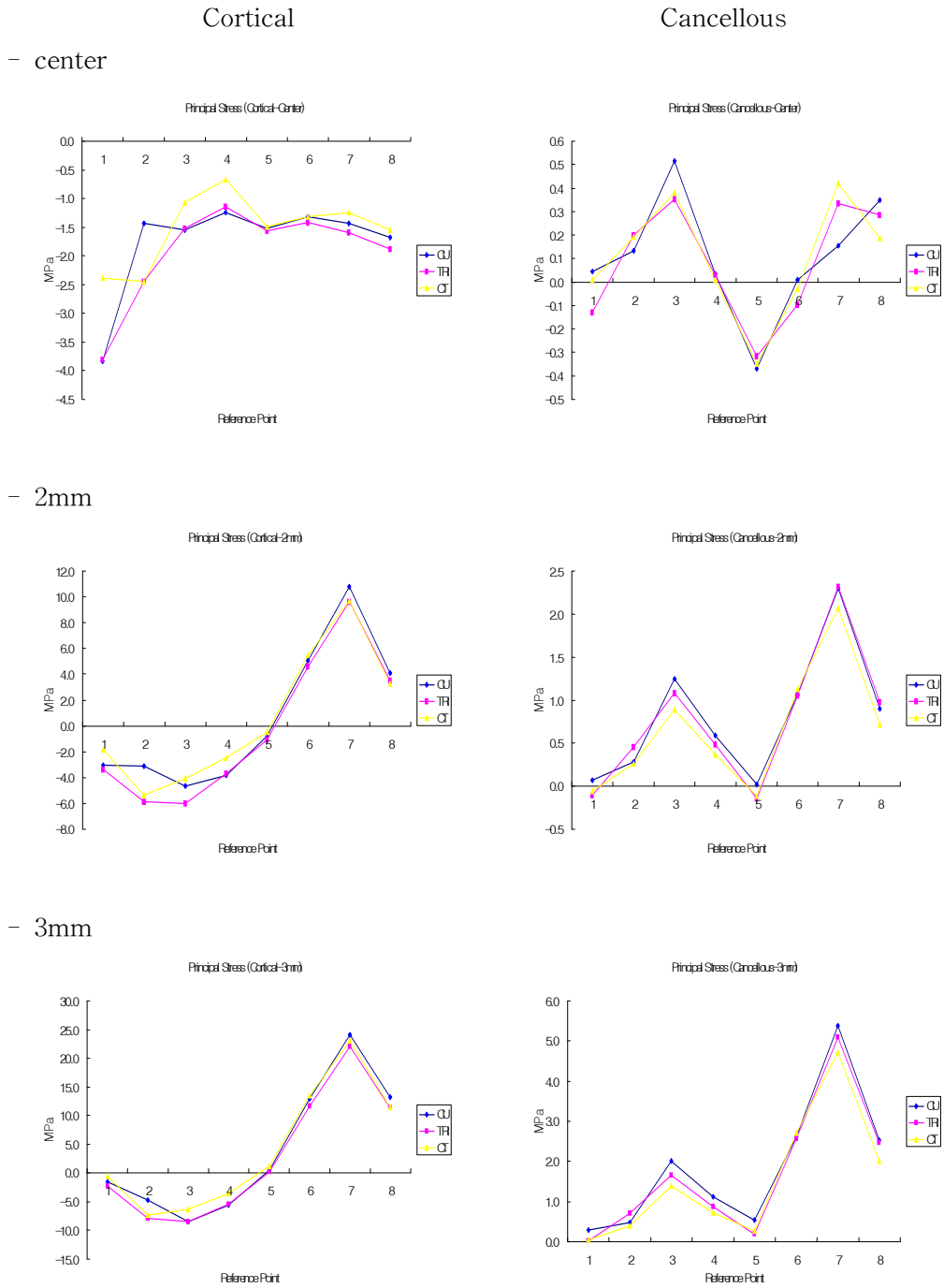


Fig. 12. 1st Molar Principal Stress on cortical & cancellous bone at Model 1.

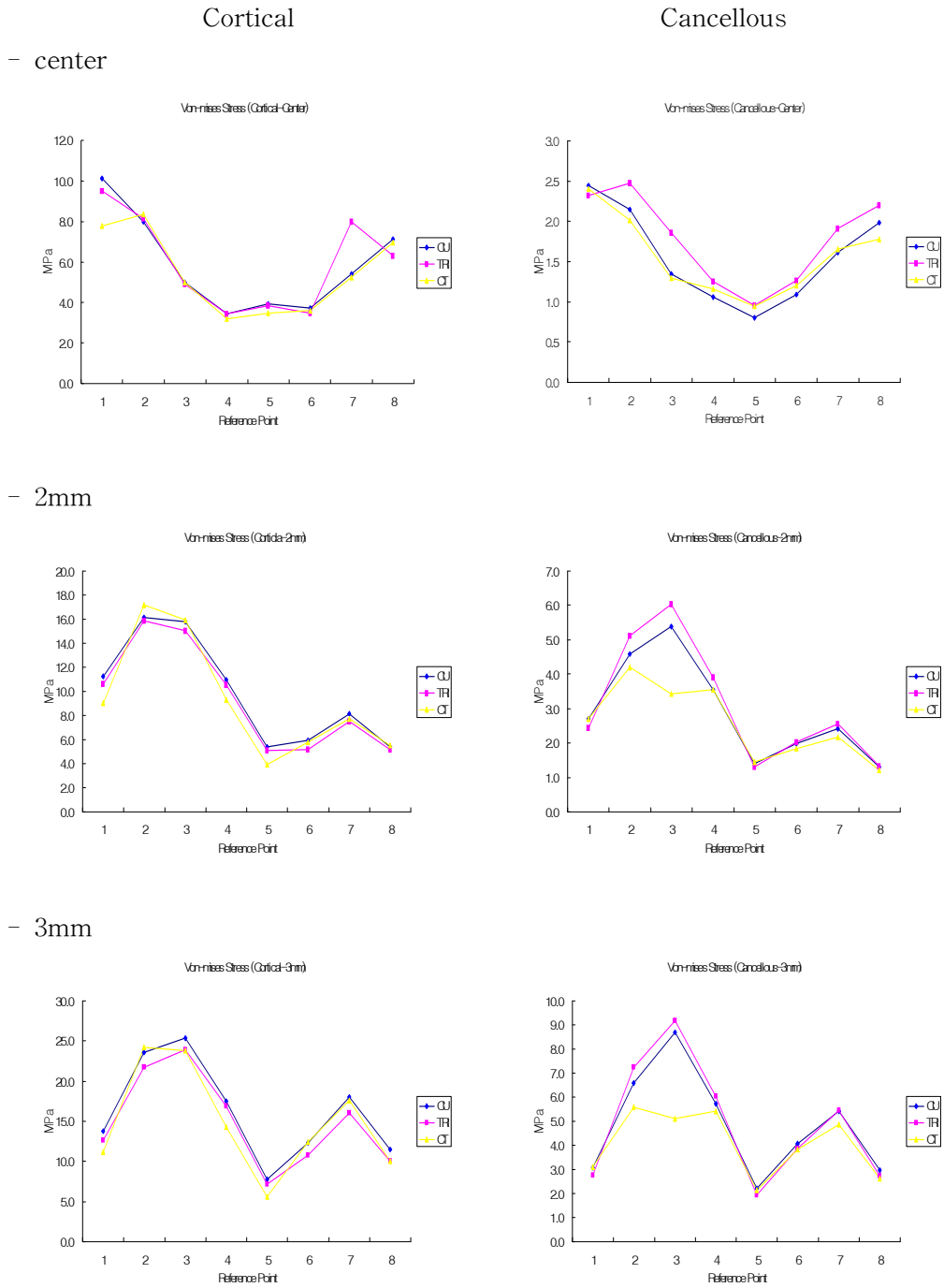


Fig. 13. 2nd Molar Von-Mises Stress on cortical & cancellous bone at Model 1.

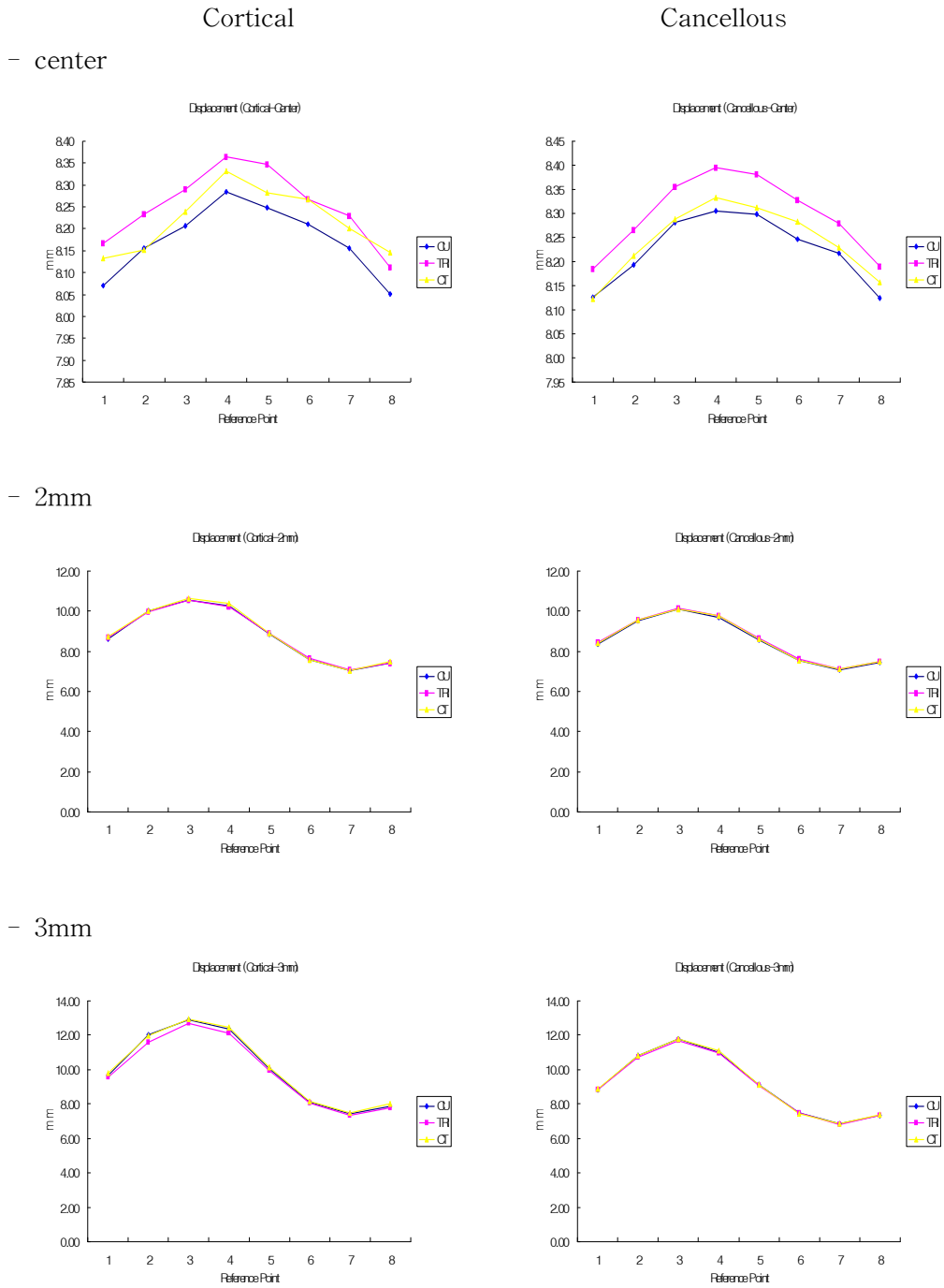


Fig. 14. 2nd Molar Displacement on cortical & cancellous bone at Model 1.

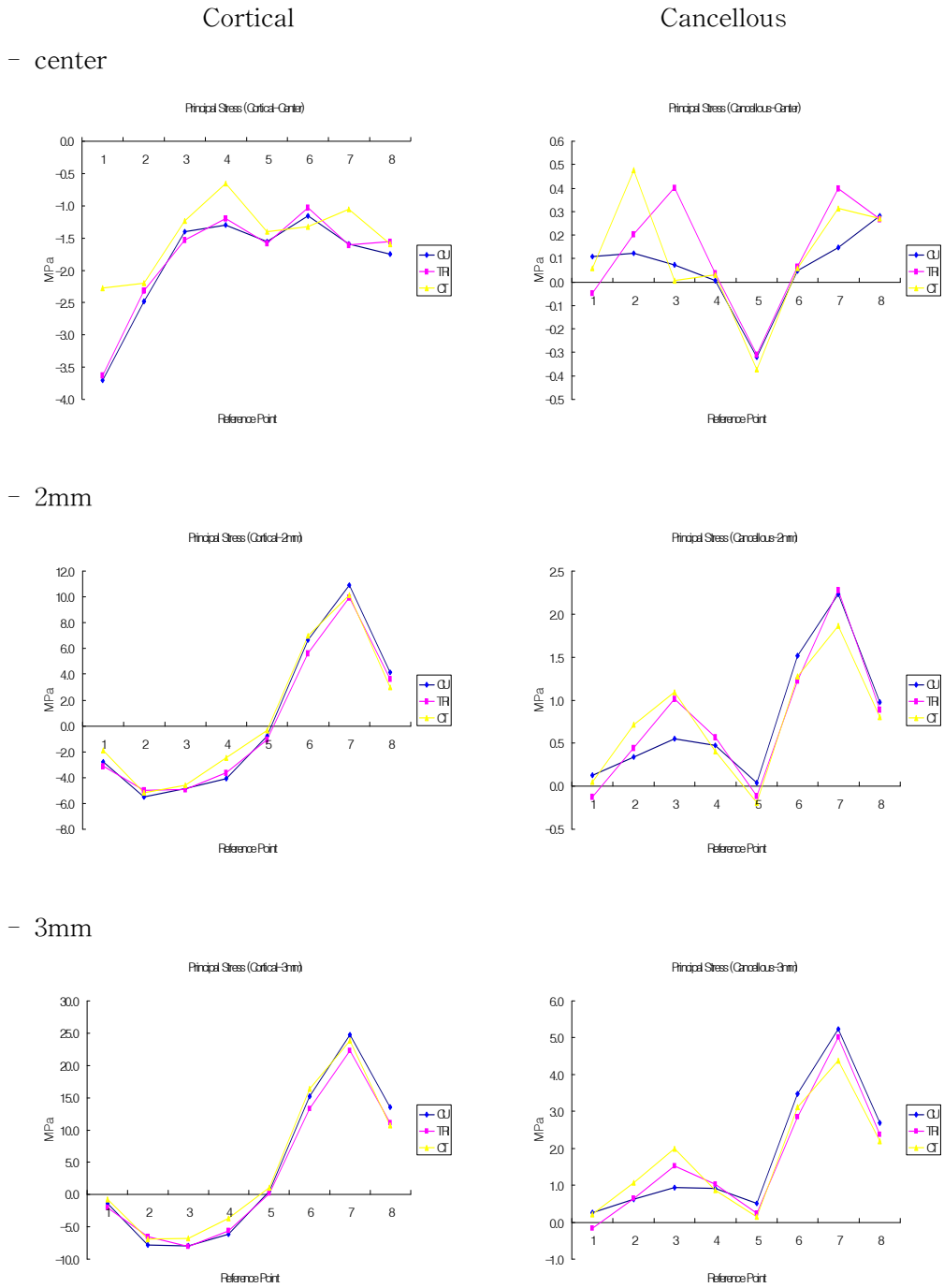


Fig. 15. 2nd Molar Principal Stress on cortical & cancellous bone at Model 1.

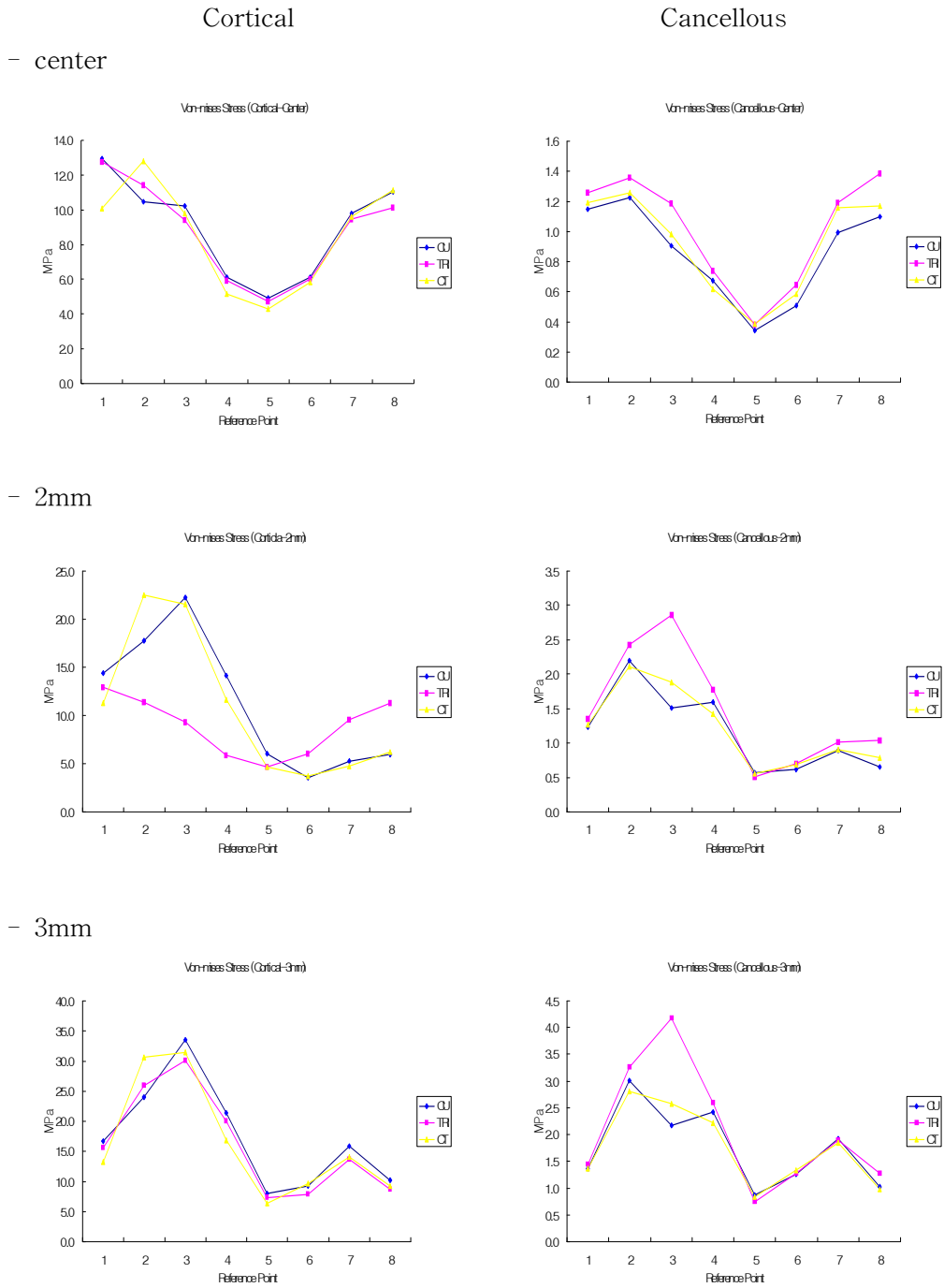


Fig. 16. 1st Molar Von-Mises Stress on cortical & cancellous bone at Model 2.



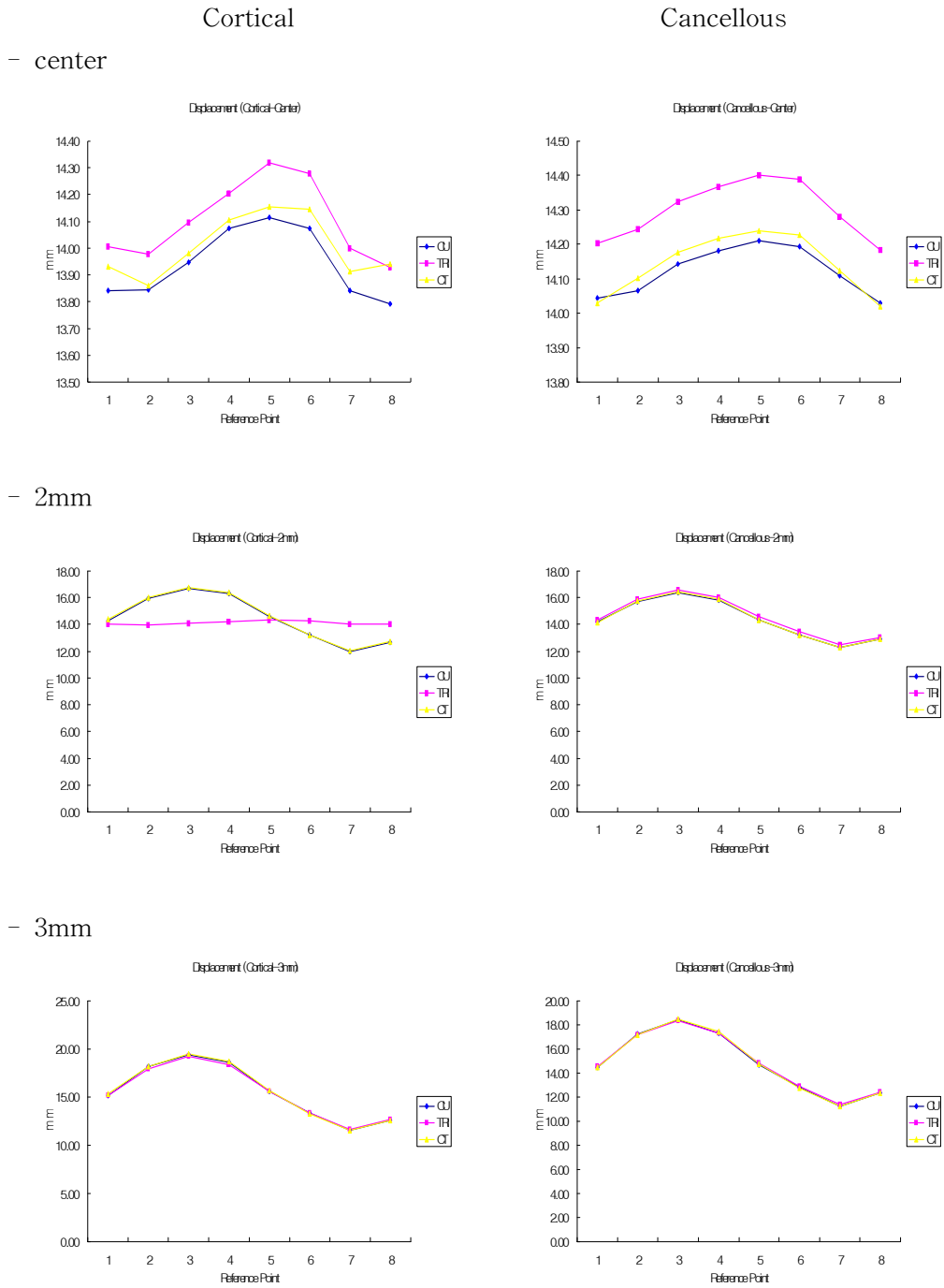


Fig. 17. 1st Molar Displacement on cortical & cancellous bone at Model 2.

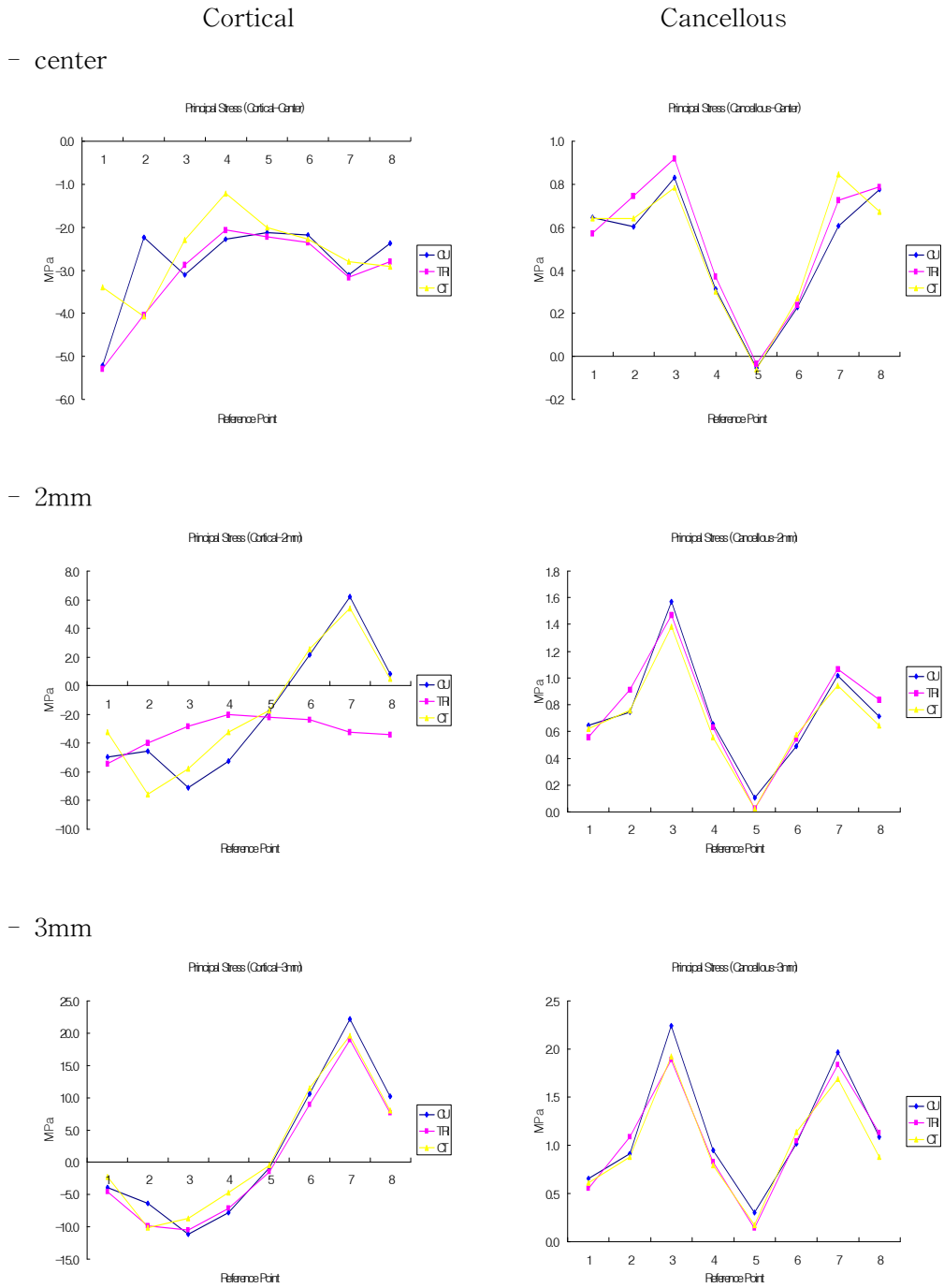


Fig. 18. 1st Molar Principal Stress on cortical & cancellous bone at Model 2.

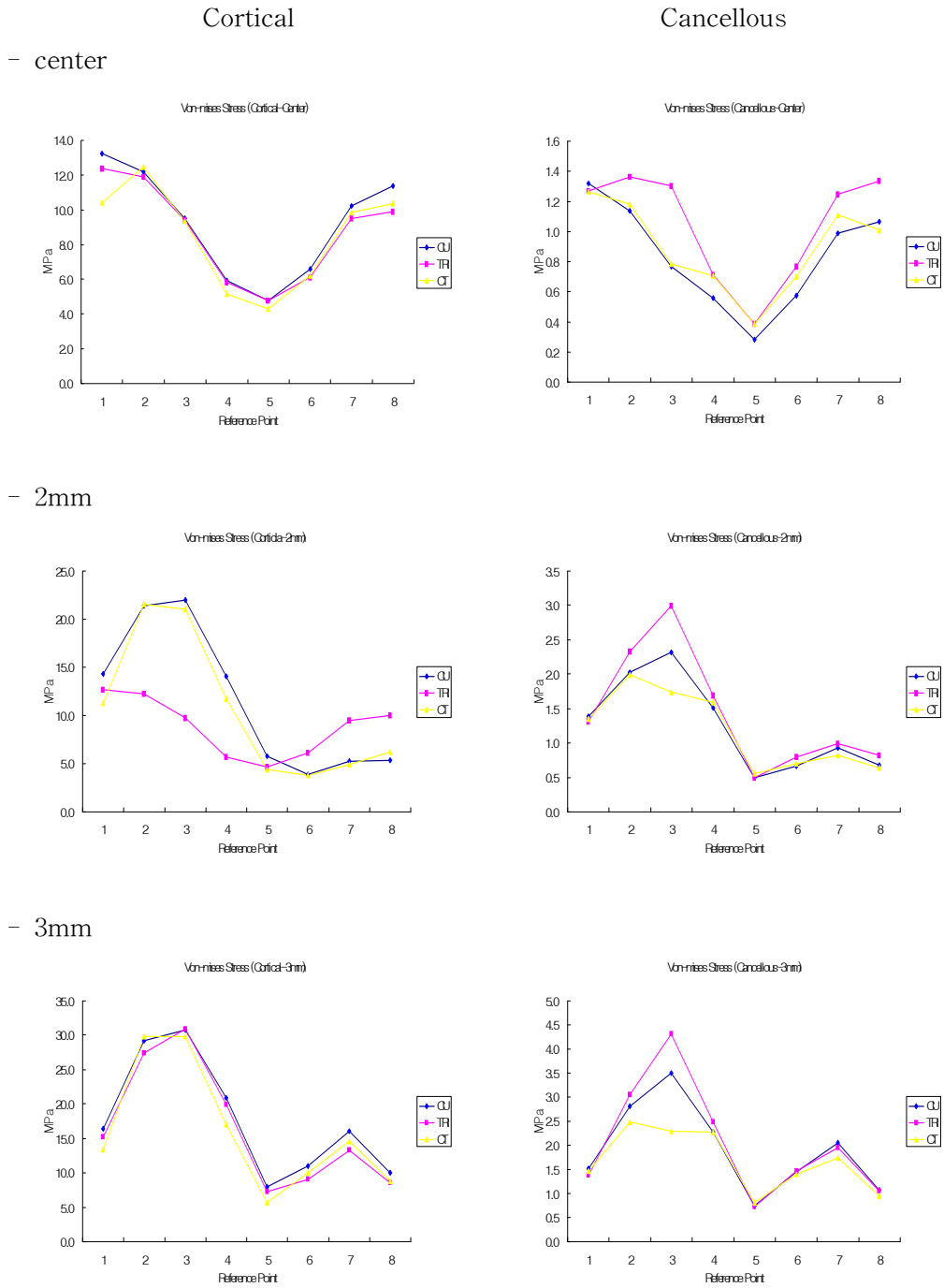


Fig. 19. 2nd Molar Von-Mises Stress on cortical & cancellous bone at Model 2.

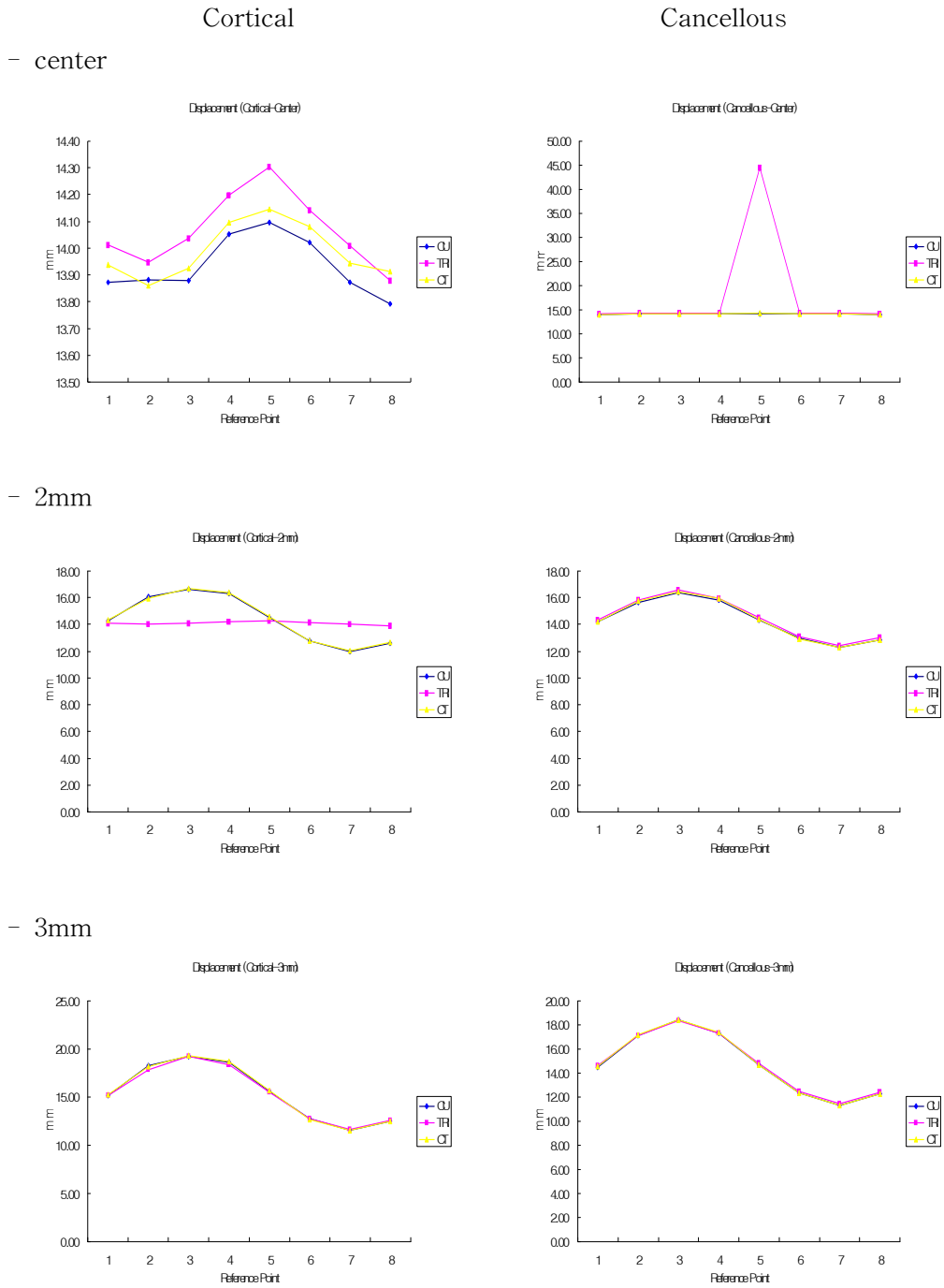


Fig. 20. 2nd Molar Displacement on cortical & cancellous bone at Model 2.

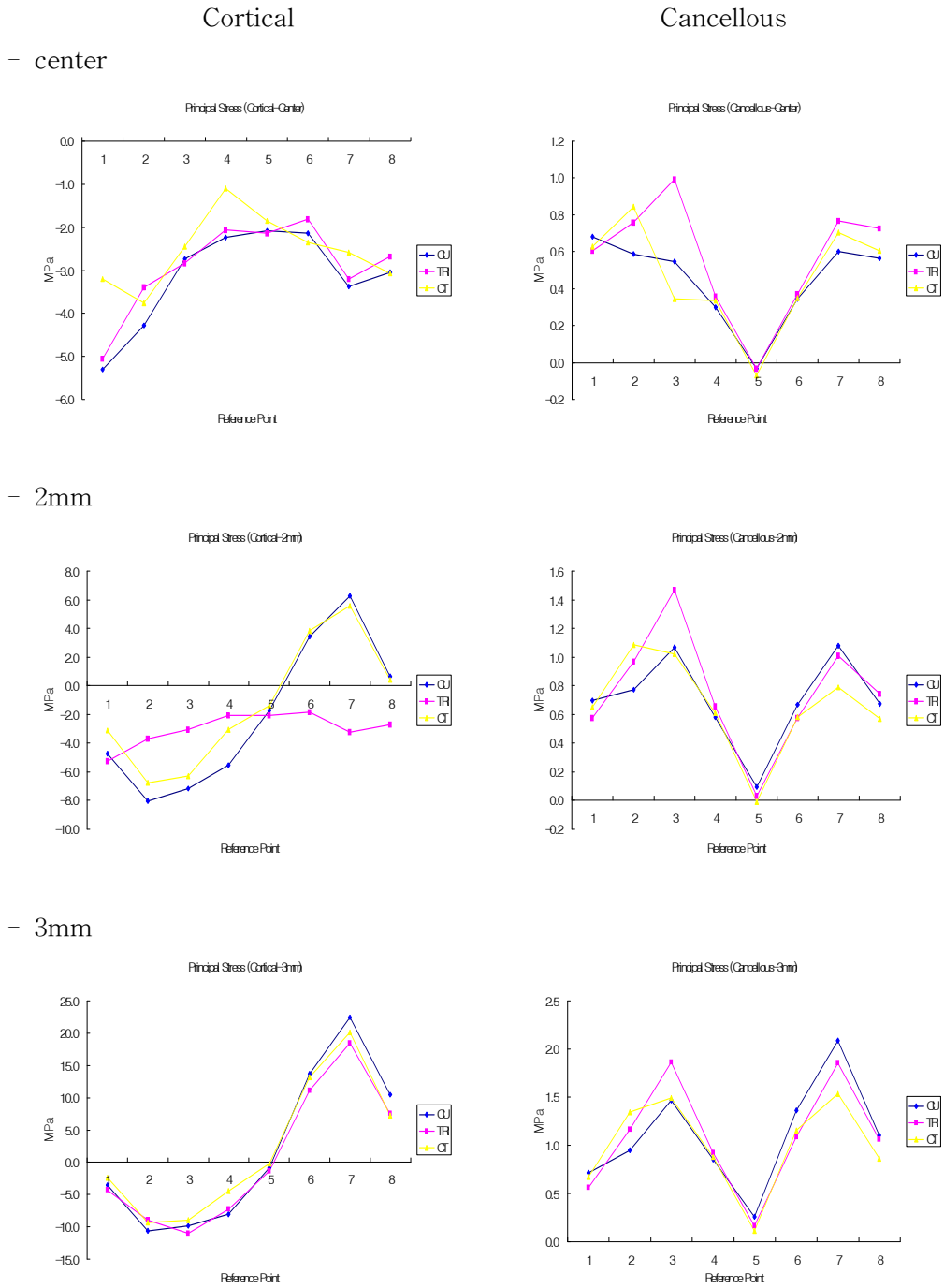


Fig. 21. 2nd Molar Principal Stress on cortical & cancellous bone at Model 2.

## IV. 총괄 및 고안

임플란트의 예후는 골과 임플란트 고정체 간의 양호한 유착과 임플란트 주위의 건강한 골질의 보존에 의존하며, 건강한 골질을 보존하기 위해서는 골밀도를 유지하는데 필요한 골 재형성의 적정 수준 유지와 골의 미세파절 방지가 필요하며, 이 두 과정은 골에 있어서 stress와 strain의 분포에 의해 지배된다고 하였다<sup>17,18</sup>). 골-임플란트 계면에서 하중 전이에 영향을 미치는 요소는 하중의 종류, 임플란트의 길이, 면적, 모양, 표면 구조, 골-임플란트 계면의 성질, 주변골의 질과 양, 임플란트와 보철물 물질 특성이 포함된다.

임플란트 시술의 성공여부를 예측하기 위한 방법으로 임상연구 및 유한요소분석법을 사용하고 있고, 이 중 유한요소법은 기하학적으로 복잡한 구조의 모형을 만들어 응력과 변위를 측정하는데 이용되어지고 있으며, 보철물에 가해지는 다양한 하중이 임플란트에 미치는 결과를 이해하기 위해 임플란트와 계면 조직에서 나타나는 역학적인 면을 예측하는데 이용되고 있다. 골과 임플란트 사이에 견고한 계면이 존재하여야 하는데 동물실험을 통하여 임플란트와 골과의 접촉률은 표면처리 물질에 따라 45.6 % ~ 75.9 %로 다양하게 나타난다<sup>19,20</sup>). 유한요소법을 이용한 연구의 문제점은 골과 임플란트 사이에 100% 골융합이 된 것으로 가정하고 분석된다는 점과 임플란트 표면은 고려되지 않고 분석되어지고 있다는 점이다.

하지만, 임상적으로 임플란트와 골계면은 분산되지 않는 높은 응력에 의해 쉽게 손상될 수 있다는 점에서 응력발생에 영향을 미치는 생역학적인 요소에 대한 이해가 필요하다<sup>15,21</sup>). 이러한 요소 중 나사산의 형태도 응력발생에 영향을 미치는 요소로 생각되고 있고 이에 대한 세심한 생역학적인 비교연구 또한 필요하다<sup>22</sup>).

본 연구에서 임플란트의 고정체를 지지하는 치조골 내부의 해면골의 밀도를 다르게 하였을 때 치밀골과 해면골의 제 1, 2대구치에서 치관중심에 집중하중이 작용하였을 때와 협측으로 집중하중이 옮겨가면서 작용하였을 때 발생하는 응력은 하중작용위치와 나사산의 형태에 따라 치밀골과 해면골의 응력 분포가 달라지고 있었다. 즉 Model 1, 2 모두 치밀골 및 해면골에서 최대 Von-Mises Stress를 비교한 결과 모든 하중조건에서 해면골에 비해 치밀골에서 높은 응력 발생이 있었으나, 치

관중심부위에 200 N의 수직집중하중이 가해지는 경우가 협측으로 2 mm에 수직집중하중이 가해지는 경우에 비해 치밀골에 발생하는 응력이 더 작았고, 협측으로 2 mm에 수직하중이 가해지는 경우가 협측으로 3 mm에 수직하중이 작용하였을 때보다 치밀골에 발생하는 응력이 더욱 작게 나타났다. Weinberg등<sup>23,24)</sup>은 자연치는 수직교합력이 치근단 1/3 부위에 위치하는 회전중심을 만들어내며 이러한 회전중심 주위로 미세한 운동이 존재하여 압축력과 인장력이 치주인대위에 작용되며 치근길이 역시 치조골에 힘의 분산을 증가시킨다고 하였다. 그러나 임플란트는 골유착되면 미세운동이 존재하지 않아 치조정 높이에 회전중심을 가지며 대부분의 힘은 임플란트의 면을 따라 분산되기 보다는 치조정에 집중된다고 하였다. 본 연구에서도 임플란트 고정체 상부와 골 접촉을 이루는 치밀골에 거의 대부분 응력이 집중되는 결과를 보이고 있다.

그러나 치관중심부에서 협측으로 하중이 벗어나 작용되는 경우 해면골 하부에서 치밀골 쪽으로 응력이 분산되는 양상을 보이고 있으나 해면골 밀도가 낮은 Model 2에서는 보다 치밀골 쪽으로 집중되는 양상을 보이고 있었다. Clift등<sup>25)</sup>은 하중을 가하기 전 9-18 MPa 범위에서 정적인 스트레스를 견딜 수 있는 임플란트 경부 주위의 단단한 치밀골의 중요성을 강조했다. 임플란트 매식 후 이것을 달성하지 못하면 생리적인 하중에서도 경부의 흡수와 국소적 피로에 따른 실패를 낳게 된다고 하였다. 또한 임플란트 수복물의 교합 접촉을 형성하는 경우 치관 교합면에서 고정체 반경(2 mm)이내에 하중이 작용할 수 있도록 교합면 접촉 위치를 설정하는 것이 치경부의 응력집중을 예방하기 위하여 바람직하다고 사료된다. 응력발생 부위와 임플란트 형태의 영향에 대해 Stegaroiu등<sup>26)</sup>은 임플란트 경부 주위에 응력이 집중된다고 하였다. Lai등<sup>27)</sup> 또한 골유착 정도에 따른 수직 하중에 대한 3차원적 응력분석에서 임플란트 골계면에서의 응력은 골유착 정도에 따라 달라지나 골 내에서의 응력은 임플란트 경부에 집중된다고 하였다. 이러한 점은 임플란트 골계면이 완전히 유착되었으므로 미세운동이 존재하지 않아 대부분의 힘은 임플란트의 치경부 치밀골에 집중되고 나머지는 해면골에 분산되기 때문인 것으로 사료된다.

본 연구에서 치조골내 치밀골에서의 최대 Von-Mises Stress를 비교한 결과 제 1, 2대구치의 경우 해면골의 밀도가 낮은 Model 2가 Model 1보다 더 큰 응력을 받는 것으로 나타났다. 실제로 임상에서 임플란트를 매식하는 경우 골질의 차이는 초

기 고정 뿐아니라 골유착 기간 등에 영향을 미치게 된다. 본 연구에서 해면골의 밀도가 다른 경우 어떠한 임상적 역학을 고려하여야 하는가에 대해 평가한 바 해면골의 물성치 변경에 따라 하중이 가해질 때 치밀골에 미치는 영향을 차이를 나타내고 있다.

Clelland등<sup>28)</sup>은 Steri-oss<sup>®</sup> 임플란트를 사용한 2차원적인 유한요소모델에서 해면골, 피질골 조건을 다양하게 부여한 결과 모든 해면골 모델에서 낮은 스트레스와 높은 strain이 임플란트 첨단부를 둘러쌌지만 피질골 층이 첨가된 모델에서는 더 높은 치조정 응력과 더 낮은 첨단부 strain을 관찰하여 등방성의 두꺼운 치밀골 층은 얇은 층보다 적어도 50%의 스트레스감소를 보이며 피질골에 있어서 횡축 등방성(transverse isotropy)의 가정은 등방성 골과 비교하여 대략 25% 정도 stress, strain을 증가시킨다고 하여 치조정 치밀골 두께와 골의 등방성은 결과적 stress와 strain에 상당한 영향을 미친다고 결론 내렸다.

Tada등<sup>29)</sup>도 여러 가지 모델을 이용하여 분석한 결과 임플란트 경부의 형태와 크기가 같기 때문에 임플란트 형태 및 길이는 영향을 미치지 않는다고 하였고, 저밀도의 해면골을 가진 악골에서는 긴 나사형의 임플란트를 선택하는 것이 좋을 수 있다고 제안하며, 하중의 방향과는 무관하게 골내의 Von-Mises Stress는 해면골 밀도의 감소와 함께 증가한다고 하였다. 이러한 점에서 해면골의 밀도가 다른 경우 교합점 설정시 유의해야 할 것으로 사료된다.

본 연구에서는 모든 모델에서 치밀골은 2 mm 두께로, 치밀골의 탄성계수는 Rho등<sup>30)</sup>이 제안한 4가지의 밀도 분류에 따라 Model 1과 2에서 모두 10,000 MPa의 치밀골 탄성계수와 Model 1은 5,500 MPa, Model 2는 1,600 MPa의 탄성계수를 갖는 해면골 골질 조건으로 설계하였고 또한 골유착 정도를 100%로 설정하여 Von-Mises Stress 및 최대주응력을 비교 평가하였다. Clelland등<sup>28)</sup>은 치밀골이 없고 해면골만 존재한 경우 그리고 치밀골의 두께를 달리하여 설계한 유한요소분석에서 해면골만 존재하는 경우에는 고정체 근단부에 최대주응력이 분포한 반면 치밀골이 위치하는 경우에는 골질의 두께 및 골질 차이에 따라 응력분포는 영향을 받게 된다고 하였으며 Tada등<sup>29)</sup>도 해면골의 탄성률이 응력분포에 영향을 미친다고 하였다.

이상과 같이, 해면골의 골질 차이에 따라 하중시 임플란트 주변의 응력분포가 영향을 받고 있고, 각각의 골질에 맞는 임플란트 고정체 나사산의 형태를 통해 보다



효과적인 응력분산 효과를 얻을 수 있다는 연구들이 보고되어왔다. Geng 등<sup>22,31)</sup>은 2차원 유한요소 분석을 통한 나사산 형태에 관한 실험에서 삼각 나사산과 넓은 사각 나사산이 응력분산에 더 유리한 형태라고 하였으며, Rieger 등<sup>32)</sup>은 원통형 임플란트에서 표준형 삼각 나사산보다 사각 나사산 형태가 압축응력 분산에 더 적절하며 전이도 더 적다고 하였다. 임플란트 고정체 주위 응력분포 양상을 볼 때, 삼각 나사산에 비해 사각 나사산과 직각 삼각 나사산에서 보다 넓은 영역으로 응력이 분포되었으며 von Mises stress value의 최대응력 또한 더 낮게 기록되었다. 이는 사각 나사산과 직각 삼각 나사산의 형태가 생역학적으로 더욱 유리한 디자인임을 알 수 있다. 단, 하중이 경사지고 교합면 중심에서 벗어난 지점에 가해질 때는 하중이 또다른 벡터로 작용하여 다른 결과값을 보였다. 이를 통해 임플란트 고정체의 형태나 디자인 뿐만 아니라 치축의 중심에 수직인 하중이 가해지도록 상부 보철물을 설계하는 것도 매우 중요함을 알 수 있다.

본 연구에서 유한요소 모델 제작시 골과 임플란트와 유착을 100%로 가정하였지만 골-임플란트 계면에서의 100% 골유착은 골내 임플란트 표면에서 결코 얻어지지 않는다고 보고되고 있다. 수산화인회석으로 코팅된 티타늄 합금 임플란트의 3차원적인 골계면의 분석에서 Wadamoto 등<sup>33)</sup>은 3개의 임플란트가 포함된 조직편을 75  $\mu\text{m}$  간격으로 하여 얻어진 컴퓨터 그래픽 분석에서 임플란트의 전체 표면에 대한 골접촉 비율이 80.8%, 68.1%, 68.8%이며 각각의 방향과 부위에서의 골접촉 비율은 임플란트 식립조건에 따라 다양하다고 하였다. 0-300  $\mu\text{m}$  영역에서의 임플란트 주위 골 부위 비율이 계산되었으며 전체 비율은 58%에서 81%로 분포했다. 이러한 점에서, 본 연구에서 100%의 골유착을 가정한 모델의 경우 가해진 조건에서 높은 교합력을 가진 하중 하에서 임플란트 주위골의 탄성 한계를 분석하고자 하였으나 모든 경우 미세파절을 야기할 수 있는 탄성한계를 초과하지 않는 것으로 나타났다.

따라서 차후에는 임플란트 주위의 생물학적 골 구조에 기초하고 더욱 임상에 근접한 유한요소 모델을 개발하여 부분적 골융합을 모델화하여 분석해야 할 것으로 사료된다. 또한 저작력의 크기가 다양하고 여러 방향에서 하중이 가해지는 임상적 상황에서 향후 치관중심 및 식립된 임플란트 반경범위 안과 반경변위범위 밖의 응력분포 및 최대주응력과 치조골 내의 치밀골 및 해면골의 다양한 골질의 차이, 골유착 정도, 하중조건을 고려하는 연구가 진행되어야 할 것으로 사료된다.

## V. 결 론

치조골 내부의 해면골을 다르게 한 조건에서 사각, 삼각, 직각삼각의 나사산 형태를 갖는 고정체에 장착된 2개의 임플란트 금관 유한요소모델에 치관중심(0 mm)과, 협측으로 각각 2 mm, 3 mm 빗김 부위에 200 N의 수직집중하중을 부여한 후, 치조골의 치밀골과 해면골에 발생하는 응력을 3차원적 유한요소모델로 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 나사산 형태에 따른 Model 1, 2 경우, 최대 von-Mises Stress를 비교한 결과, 피질골에서는 삼각나사산 형태에서 협측으로 2 mm 떨어진 지점에 수직 하중시에만 Model 1이 Model 2보다 일부 응력이 크게 나타났으며, 사각, 직각삼각 형태에서 하중의 위치에 관계없이 Model 1이 Model 2보다 응력이 작게 나타났다. 해면골에서는 모든 나사산 형태에서 하중의 위치에 관계없이 Model 1이 Model 2보다 응력이 크게 나타났다.
2. 하중이 작용하는 위치에 따른 응력을 분석한 결과, Model 1, 2 모두에서 삼각나사산형태가 다른 형태(사각, 직각삼각)에 비해 임플란트와 그 주변에 더 큰 응력을 발생하는 것으로 나타났다.
3. 제 1, 2 대구치에서 피질골과 해면골의 변위(displacement)는 치관 중심에서 멀어질수록 나사산의 형태(사각, 삼각, 직각삼각)와는 무관하게 일정한 패턴을 가지고 더욱 증가하는 양상을 보였다.

본 연구를 통하여 임플란트의 나사산 형태에 따라 해면골의 상태를 달리했을 때, 삼각나사산 형태의 임플란트는 다른 형태(사각, 직각삼각)에 비해 큰 응력이 작용하는 것으로 나타났으며, 연속적인 하중이 작용시에는 임플란트 시술의 실패를 가져올 확률이 높은 것으로 사료된다.

## 참 고 문 헌

1. Lindquist, LW. Rockler, B. Carlsson, GE.. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prosthesis. J Prosthet Dent 59:59-63, 1988.
2. Van Steenberghe, D. Lekholm, U. Bolender, C. et al.. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: A prospective multicenter study on 558 fixtures. Int J Oral Maxillofac Implants 5:272-281, 1990.
3. Duyck, J. Naert, IE.. Van Oosterwyck H et al : Biomechanics of oral implants: a review of the literature. Technol Health Care 5:253, 1997.
4. Block, MS. Gardiner, D. Kent, JN. Misiak, DJ. Finger, LM. Guerra, L.. Hydroxyapatite-coated cylindrical implants in the posterior mandible; 10-year observations. Int J Oral Maxillofac Implants 11:626-633, 1996.
5. Adell, R. Lekholm, U. Rocker, B. Branemark, P-I.. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg 10:387-416, 1981.
6. Isidor, F.. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. Clin Oral Implants Res 7:143-152, 1996.
7. Bass, S.L., Triplett, R.G.: The effects of preoperative resorption and jaw anatomy on implant success. A report of 303 cases. Clin Oral Implants Res 2:193,1991
8. Hutton, J.E., Health, M. R., Chai, J. Y., Harnett, J., Jemt, T., Johns, R. B.: Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants 10:33,1995
9. 이양진, 양재호: 하악 임플란트 Bicortication 의 응력분산효과에 관한 유한요소

분석적 연구. 서울대치대논문, 1996.

10. Stegaroiu, R., Sato, T., Kusakari, H.: Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13:82, 1998
11. Ichigawa, T., Kanitani, H., Kawamoto, N., : Influence of bone quality on the stress distribution: An in vitro experiment. *Clin Oral Implants Res* 8:18, 1997
12. Zarb, G.A., and Schmitt, A.: Implant prosthodontic treatment options for the edentulous patient, *J. Oral Rehabil.*, 22: 661, 1995.
13. Lekholm, U. Zarb, G.A.. Patient selection and preparation. In Branemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, editors: *Tissue integrated protheses: osseointegration in clinical dentistry*, Chicago, Quintessence, 1985.
14. Borchers L, Reichart P. Three dimension stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res* 1983;62:155-9.
15. Brunski, JB.. "In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface." *Advance Dent Res.* 13:99, 1999.
16. Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scott J. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implant. *Quintessence Int* 1990;21:563-70.
17. Geng, JP. Tan, KB. Liu, GR.. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 85:585-98, 2001.
18. Clift, SE. Fisher, J. Watson, CJ.. Finite element stress and strain analysis of the bone surrounding a dental implant : Effect of variations in bone modulus. *Proc Instn Mech Engrs* 206:233-241, 1992.
19. Gottlander, M. Albrektsson, T. Carlsson, LV.. A histomorphometric study of unthreaded hydroxyapatite-coated and titanium-coated implants in rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7:485, 1992.
20. Weinlander, M. Kenney, EB. Lekovic, V. et al.. Histomorphometry of bone apposition around three types of endosseous dental implants, *Int J Oral*

Maxillofac Implants 7:491, 1992.

21. Bidez, MW. Misch, CE.. "Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles." J Oral Implantol. 18:264, 1992.
22. Geng, JP. Ma, QS.. Liu, GR. Finite element analysis of thread-form configurations in a stepped screw implant. J Oral Rehab 31:233-239, 2004.
23. Weinberg, L.A.. Force distribution in splinted anterior teeth. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 10:484-494, 1957.
24. Weinberg, L.A. Force distribution in splinted posterior teeth. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 10:1268-1276, 1957.
25. Clift, SE. Fisher, J. Watson, CJ.. Finite element stress and strain analysis of the bone surrounding a dental implant : Effect of variations in bone modulus. Proc Instn Mech Engrs 206:233-241, 1992.
26. Stegaroiu, R. Kusakari, H. Nishiyama, S. Miyakawa, O.. "Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: A 3 dimensional finite element analysis." Int Oral Maxillofac. Implant. 13:781-790, 1998.
27. Lai, H, Zhang F. Zhang, B. Yang, C. Xue M.. "Influence of percentage of osseointegration on stress distribution around dental implant." Clin J Dent Res., 1(3): 7-11, 1998.
28. Clelland, NY. Lee, JK. Bimbenet OC. Gilat AG.. "Use of an axisymmetric finite element method to compare maxillary bone variable for a loaded implant." J Prosthet Dent 2:183-189, 1993.
29. Tada, S. Stegaroiu, R. Kitamura, E, Miyakawa, O. Kusakari H.. "Influence of implant design and bone quality on stress/ strain distribution in bone around implants: A 3 dimensional finite element analysis." Int Oral Maxillofac. Implant. 18:357-368, 2003.
30. Rho, JY. Ashman, RB. Turner, CH.. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: Ultrasonic and micro-tensile measurements. J Biomech., 26:111-119, 1993

31. Geng, JP. Xu, W. Tan, KB. Liu, GR. Finite element analysis of a stepped screw osseointegrated dental implant. *J Oral Implantol*. In press, 2004.
32. Reiger, MR. Fareed, K. Adams, WK. Bone stress distribution for three endosseous implants. *J Prosthet Dent* 61:223,1989.
33. Wadamoto, M. Akagawa,Y, Sato Y, Kubo, T: The three-dimensional bone interface of an osseointegrated implant, 1: a morphometric evaluation in initial healing, *J Prosthet Dent.*, 76:170-175, 1996.