

2006년 2월

박사학위논문

고정체 디자인과 골질에 따른  
임플란트의 유한요소법적 응력분석

Finite element analysis of the implant according to the  
fixture design and the bone quality

조선대학교 대학원

치 의 학 과

송 희 남

# 고정체 디자인과 골질에 따른 임플란트의 유한요소법적 응력분석

Finite element analysis of the implant according to the  
fixture design and the bone quality

2006년 2월 일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

송 희 남

고정체 디자인과 골질에 따른  
임플란트의 유한요소법적 응력분석

지도교수 계 기 성

이 논문을 치의학 박사학위신청 논문으로 제출함.

2005년 10월 일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

# 송 희 남

송희남의 박사학위논문을 인준함.

위원장 원광대학교 교수 동진근 인

위원 조선대학교 교수 이상호 인

위원 조선대학교 교수 최한철 인

위원 조선대학교 교수 강동완 인

위원 조선대학교 교수 계기성 인

2005년 12월 일

조선대학교 대학원

# 목 차

|                         |     |
|-------------------------|-----|
| 표 목차 .....              | ii  |
| 도 목차 .....              | iii |
| ABSTRACT .....          | v   |
| I. 서 론 .....            | 1   |
| II. 연구재료 및 방법 .....     | 4   |
| 1. 연구 재료 .....          | 4   |
| 2. 연구 방법 .....          | 5   |
| III. 연구성적 .....         | 10  |
| 1. 치조골에서의 응력분포 .....    | 10  |
| 2. 각 구성성분에서의 응력분포 ..... | 12  |
| IV. 총괄 및 고안 .....       | 26  |
| V. 결 론 .....            | 30  |
| VI. 참고문헌 .....          | 31  |

## 표 목 차

|  |    |
|--|----|
| Table 1 The number of nodes and elements in this study .....   | 5  |
| Table 2 Material properties assigned to different material compounds of finite element model .....                       | 8  |
| Table 3 Conditions of finite element model used in this study .....  | 9  |
| Table 4 Maximum equivalent stresses (MPa) in alveolar bone under various conditions .....                                | 12 |
| Table 5 Maximum equivalent stresses (MPa) in the fixture, abutment, abutment screw, crown under various conditions ..... | 13 |

## 도 목 차

|  |    |
|--|----|
| Fig. 1 Schematic representation of fixture design .....  | 4  |
| Fig. 2 Schematic representation of implant in the cylindrical implant under the cortical bone 2.0 mm.....            | 6  |
| Fig. 3 Schematic representation of implant in the tapered implant under the cortical bone 2.0 mm.....                | 7  |
| Fig. 4 Loading condition .....   | 8  |
| Fig. 5 The stress contours of model 1(straight) under axial loading condition .....                                  | 14 |
| Fig. 6 The stress contours of model 1 (straight) under 15° oblique loading condition.....                            | 15 |
| Fig. 7 The stress contours of model 2 (tapered) under axial loading condition.....                                   | 16 |
| Fig. 8 The stress contours of model 2 (tapered) under 15° oblique loading condition.....                             | 17 |
| Fig. 9 The stress contours of model 1(straight) in the sagittal view under axial loading condition.....              | 18 |
| Fig. 10 The stress contours of model 1 (straight) in the sagittal view under 15° oblique loading condition.....      | 19 |
| Fig. 11 The stress contours of model 2 (tapered) in the sagittal view under axial loading condition.....             | 20 |
| Fig. 12 The stress contours of model 2 (tapered) in the sagittal view under 15° oblique loading condition.....       | 21 |
| Fig. 13 The stress contours of model 1(straight) in the view from the above under axial loading condition.....       | 22 |
| Fig. 14 The stress contours of model 1(straight) in the view from the above under 15° oblique loading condition..... | 23 |
| Fig. 15 The stress contours of model 2 (tapered) in the view from the above under                                    |    |

axial loading condition..... 24

Fig. 16 The stress contours of model 2 (tapered) in the view from the above under  
15° oblique loading condition..... 25



# ABSTRACT

## **Finite element analysis of the implant according to the fixture design and the bone quality**

Song, Hee-nam, D.D.S., M.S.D.

Advisor: Prof. Kay, Kee-Sung, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Dentistry,

Graduate School of Chosun University.

The propose of this study is to know how the stress is transmitted to the bone using 3-dimensional finite element analysis according to the direction and magnitude of loading applied to the implant, the cortical bone thickness, cancellous bone quality and the implant fixture design.

The models of USⅡ(universal straight implant) and USⅢ(universal tapered implant) of external type AVANA implant (Ostem Co., Korea) were selected.

The cortical bone thickness was divided into the normal thickness of 2.0mm and the thin thickness of 0.5mm. The material properties of the cancellous bone was divided into the typeⅡ-Ⅲ of 1,370 MPa (A), type Ⅲ-Ⅳ of 950 MPa (B), over than type Ⅳ of 550MPa (C). The magnitude of loading was used with the 200N and 400N. The direction of loading was selected to the vertical load(A) paralleled to the load axis at the central fossa, and to the oblique load (B) of 15° at the buccal cusp toward the central fossa.

The following results were obtained :

1. The stress distribution by the implant fixture design was not different significantly, but the maximum stress equivalent to the alveolar bone was smaller

to the tapered implant design than the straight implant design.

2. The thickness of the cortical bone was more influenced to the stress distribution than the quality of the cancellous bone.

3. The worse the quality of the cancellous bone was, the greater the stress to the cortical bone was concentrated and the greater the value of the maximum equivalent stress was.

4. As the magnitude was increased from 200N to 400N, the value of the maximum equivalent stress was increased two times.

5. The maximum stress equivalent of the oblique load than that of the vertical load was shown worse.

Above these results, the cortical bone thickness was most influenced among the many factors influenced to the stress distribution of the implant, and specially the unfavorable stress distribution was shown in case of the 0.5mm thickness of the cortical bone and the oblique load. The magnitude of the patient's masticatory power must be recognized in the implant prosthetic design because the magnitude of load is the directly influencing factor to the maximum stress equivalent.

The implant fixture design of the straight type and the tapered type was not influenced significantly, but the maximum stress equivalent of the tapered design was smaller than that of the straight design, and also the stress distribution of the tapered design was better than that of the straight design as it was not different significantly.

# I. 서론

성공적인 골유착을 이룬 임플란트는 성공률이 90%이상이라는 임상적 결과가 보고되고 있다. 하지만, 이러한 임플란트의 높은 성공률에도 불구하고, 전문적인 임플란트 시술자도 임플란트 실패를 경험하는 실정이다<sup>1,2,3</sup>.

임플란트의 성공률에 영향을 미치는 요소들은 임플란트 주위 골로 전달되는 응력, 골과 임플란트의 계면, 임플란트 기하학, 임플란트 보철물의 종류, 주위골의 질과 양 등이 있다<sup>4,5,6</sup>.

임플란트 주위골로 전달되는 응력은 방향과 크기로 나눌 수 있다. Rangert 등<sup>7</sup>은 임플란트 지지 보철물에 작용되는 교합력이 경사 하중으로 작용하면 굽힘 모멘트(bending moment)를 야기하여 임플란트에 높은 응력을 발생시키며 생물학적으로 불리한 반응을 야기한다고 하였다. 즉 임플란트에 가해지는 응력 방향에 따라 영향을 받는다. 또한, 임플란트의 가해지는 과도한 교합력이 임플란트 실패와 주변골 소실의 하나의 원인인자로 간주되고 있다.

임플란트 기하학에는 길이, 직경, 디자인 등이 있다. 임플란트의 길이나 직경을 증가시킴으로써 응력감소를 기대할 수 있다. 그러나 임플란트 길이나 직경의 증가는 악골의 모양과 해부학적 여건에 따라 제한을 받는다. 때문에 높은 임상적 성공률을 유지하기 위해서 임플란트 디자인을 생역학적으로 최적화되게, 즉 정상적인 골의 remodeling을 유도하는 적절한 응력 분포를 이룰 수 있는 형태로 설계하는 것이 하나의 방법일 것이다<sup>6</sup>. 1998년 Noble Biocare에서 Mark IV가 개발되었는데 이는 taper 형태의 고정체로 골질이 III-IV에서 사용하여 초기고정을 높이기 위함이었다<sup>8</sup>. 이처럼 골의 상태가 좋지 않은 경우 임플란트 고정체 디자인의 개발을 통하여 더 나은 결과를 얻기 위하여 노력하였다<sup>9</sup>. 최근 많은 제조업체에서 자연치아의 치근 형태와 비슷한, 즉 natural root form, 또는 tapered 형태의 임플란트를 생산하고

있다<sup>10)</sup>. 이러한 tapered 임플란트는 임플란트 수술의 용이성, 발치 후 즉시 식립 등 오늘날 임상적으로 임플란트에 요구되는 사항에 맞추어 새로 개발된 임플란트 디자인의 형태이다. Tapered 디자인은 전치부에 흔히 있는 치조제의 언더컷(undercut)에서 열개(dehiscence)나 천공(fenestration defect)을 만들지 않으면서 수술할 수 있고, 주위 치근이 인접해 있는 경우 치근을 피해서 심을 수 있다는 장점이 있다<sup>11,12)</sup>. 또한, 상악동 거상술이 동반된 경우에 더 효과적이라는 보고도 있다<sup>13)</sup>. 이처럼, 임플란트 수술시의 여러 가지 장점을 이용한 많은 임상적 보고는 이루어지고 있지만, 아직까지 기초적인 연구와 장기적인 관찰은 부족한 실정이다.

임플란트의 성공률에는 임플란트 주위골의 골질은 수술적 또는 보철 후 기능적 성공률에 가장 많은 영향을 주고 있다. 골질의 감소, 즉 골밀도의 감소는 치아상실 후에 흔히 관찰된다. 이러한 골질의 감소는 무치악 상태에서 적절히 부하를 받지 않는 시간, 골의 원래 밀도, 근육 부착 위치, 하악의 신장과 뒤틀림, 치아상실 전후의 나쁜 습관, 호르몬 영향, 전신적 상태 등과 관련이 있다. 충분한 골이 있는 무치악 부위의 임플란트의 장기적인 성공률이 많은 논문에서 보고되고 있지만<sup>3)</sup>, Jaffin과 Berman<sup>14)</sup>은 모든 임플란트 실패의 55%는 골질이 좋지 않은 경우에 일어났다고 보고했다.

최근 이러한 임플란트에 영향을 주는 인자들을 평가하기 위해 다양한 연구방법을 사용하고 있다. dial gauge 법, strain gauge 법, 광탄성 응력분석법, 유한요소법 등이 현재 많이 사용되고 있는 방법으로 그 중, 유한 요소법은 1956년 이후 항공기 구조의 디자인을 분석하기 위해서 항공우주산업 및 공학 분야에 다양하게 사용되었다. 또한 치의학분야에서도 생체역학을 해석하기 위하여 일반적으로 인정되는 이론으로 채택되어 가고 있다<sup>11)</sup>. 비록 생리적인 골의 재생 과정을 유한요소응력분석 단독 실험으로 증명할 수는 없지만, 여러 가지 하중조건과 다양한 골질에 따라 고정체 디자인에 따른 응력분포양상을 도식화해주고, 최대등가응력값(maximum equivalent stresses)을 이용하여 임플란트의 디자인에 관한 가치 있는 연구결과를 제공할 수 있다<sup>5)</sup>. 따라서 임플란트 디자인에 따라 골과 임플란트 계면에 어떠한 응

력분포를 나타내는지 평가하기 위해서 유한요소 분석은 효과적인 도구이다<sup>15)</sup>.

이 논문의 목적은 다양한 조건, 즉 하중방향 및 하중의 크기, 임플란트 고정체의 디자인, 골질 등이 임플란트 응력분포에 어떠한 영향을 미치는지 유한 요소분석법을 이용하여 알아보는 것이다. 특히, 골질에 따라 임플란트 고정체 디자인의 차이가 얼마나 영향을 주는지도 알아보고자 한다. 이는 골질을 좀 더 세분하게 치밀골과 해면골과 나누어, 치밀골의 두께와 해면골의 골질 정도를 구분하여, 실질적으로 응력분포에 더 많은 영향을 주는 인자가 무엇인지 조사해보고, 골질이 좋지 않을 때에 임플란트 고정체의 디자인이 얼마나 영향을 주는지 알아보고자 한다.

## II. 연구재료 및 방법

### 1. 연구재료

본 연구에서 사용된 모델은 (주) 오스탐의 AVANA 임플란트로서, external type 의 USⅡ(universal straight implant)— Model 1과 USⅢ(universal tapered implant)—Model 2를 실제 모델로 선택하였다(Fig.1). 이는 좀 더 정밀한 실험을 시행하기 위해서 실제 임플란트 모양에 일치되게 제작한 것이다. 둘 다 모두 길이는 13 mm 이고, 직경은 4 mm이고, 재질은 타이타늄이었다. 상부의 보철물은 시멘트 타입의 지대주를 사용하여 재질은 타이타늄이었다. 지대주 나사의 재질은 타이타늄이고 지대주 나사 입구는 콤포지트 레진으로 채웠다. 금관은 높이 7 mm 협설 폭경은 8 mm, 근원심 폭경은 11 mm의 전부금관을 선택하였다.

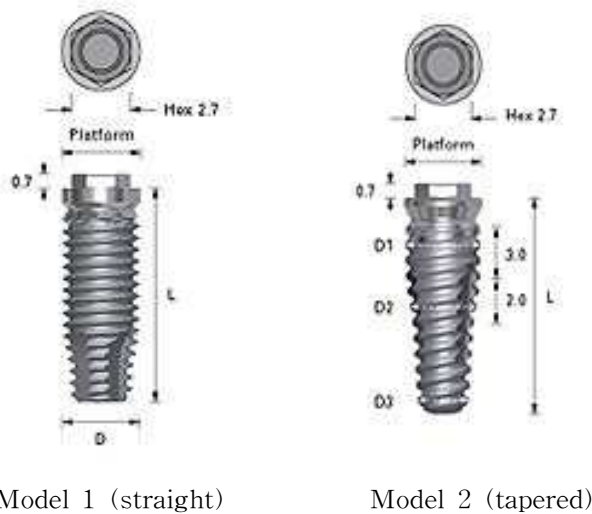


Fig. 1 Schematic representation of the implant fixture design

## 2. 연구방법

### 1) 유한요소 모델의 설계

초기 모델링은 컴퓨터상에서 Iron CAD(Iron CAD, USA) software를 사용하였고, 유한요소격자(mesh) 및 post는 NISA (EMRC/DISPLAY III, USA)를 이용하여 유한요소 모델을 제작하였다. 격자(mesh)는 8절점 요소 (8 node isoparametric element)를 사용하였고, node와 element는 아래의 Table1과 같다.

Table 1 The number of nodes and elements in this study

| Model             | Number  |        |
|-------------------|---------|--------|
|                   | Element | Node   |
| Model 1(straight) | 81183   | 435948 |
| Model 2(tapered)  | 76725   | 401569 |

본 모델링은 치밀골(cortical bone), 해면골(cancellous bone), 임플란트 고정체(fixture), 지대주(abutment), 지대주 나사(abutment screw), 상부금관(crown), 지대주 나사 입구를 채운 콤포지트 레진으로 구성하였다. 하악 제 1 대구치 부위의 하악골을 모델링하여 골과 임플란트가 100% 골 유착된 것으로 가정하였다. 실험에 사용된 치밀골, 해면골, 지대주, 고정체, 크라운 등은 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성, 또는 동질성(homogeneity)과 재료의 특성이 3방향으로 모두 동일하다는 등방성(isotropic)을 가정하였고, 또한 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하고 변위 정도에는 무관한 선형탄성(linear elasticity)변형을 하는 것으로 가정하였다. 그리고 실험은 단일치아 임플란트 수복물 모형으로 행하였다.

① 골의 디자인

본 연구는 하악골의 제1대구치 부위를 협설폭경 15.4 mm, 근원심 폭경 24 mm, 높이 26.4 mm 절단하였고, 중심에 임플란트를 식립하였다. 치조골은 치밀골과 해면골로 분류하였다. 치밀골의 두께는 정상적인 2.0 mm와 얇은 0.5 mm 두가지로 나누었다.

② 경계조건 (boundary condition)

경계조건으로는 임플란트가 매식된 골이 어떠한 방향으로도 변위가 발생하지 않도록, x, y, z 세 방향으로 구속하였다. 고정체와 골 사이의 계면은 100%의 골유착이 되었으며, 골 소실은 없는 것으로 가정하였다.

위의내용에 따라 설계한 모델의 도면은 아래의 그림과 같다. (Fig.2, 3)

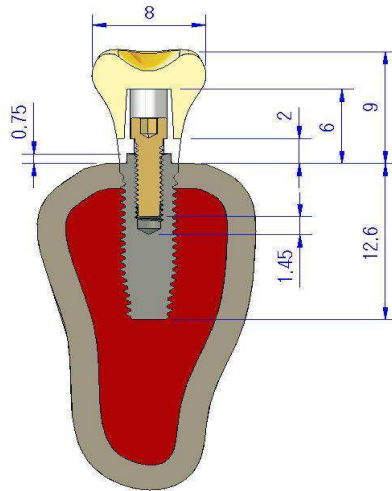


Fig.2 Schematic representation of implant in the cylindrical implant under cortical bone 2.0 mm



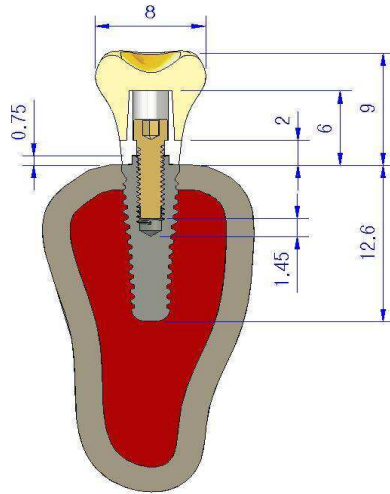


Fig.3 Schematic representation of implant in the tapered implant under cortical bone 2.0 mm

## 2) 물성치 (material property)

사용된 물성치인 탄성계수(Young's Modulus:  $E$ )와 포와송의 비(Poisson's ratio:  $\nu$ )는 선학의 자료를 참고하여<sup>16)</sup> 사용한 것이다(Table 2). 골질에 따라 해면골의 물성치를 3가지를 선택하였다. 1,370MPa(A)은 type II-III, 950MPa(B)은 type III-IV, 550MPa(C)은 type IV이상으로 정하였다.

Table 2 Material properties assigned to different material compounds of finite element model

| Materials         | Young's Modulus : E (MPa) | Poisson's ratio : $\nu$ |
|-------------------|---------------------------|-------------------------|
| cortical bone     | 13,700                    | 0.30                    |
| cancellous bone A | 1,370                     | 0.30                    |
| cancellous bone B | 950                       | 0.30                    |
| cancellous bone C | 550                       | 0.30                    |
| titanium          | 115,000                   | 0.35                    |
| gold crown        | 96,600                    | 0.35                    |
| resin             | 9,700                     | 0.35                    |

### 3) 하중조건(load condition)

하중의 크기는 200N과 400N을 사용하였다. 하중의 방향은 중심와에서 장축에 평행한 방향의 수직 하중을 A, 협측 교두에 중심와 방향으로 15° 경사진 경사하중 B 두가지를 선택하였다.

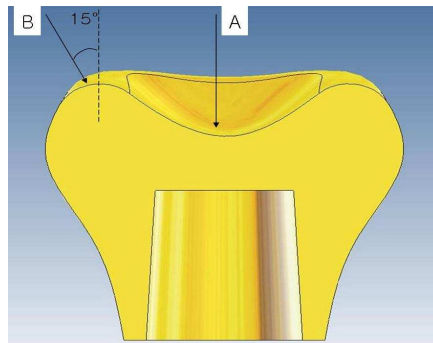


Fig. 4 Loading condition: A-axial load at the central fossa, B-15° inwardly oblique load toward the central fossa at the buccal cusp.

#### 4) 응력의 해석

본 연구에서 삼차원 유한요소분석 프로그램인 NISA (EMRC/DISPLAY III, USA)를 이용하여 수학적으로 응력값을 계산하여 비교분석하였다. 모든 결과는 등가응력으로 표현되었으며, 상대적 비교의 편리성을 도모하기 위하여 계산된 등가응력을 그 크기에 따라 색도의 변화(stress contour)로 표시하였다.

본 연구에서 사용한 유한요소 모델의 실험 조건은 다음과 같이 Table 3으로 간단히 정리할 수 있다.

Table 3 Conditions of finite element model used in this study

| Condition                      | Classification       |
|--------------------------------|----------------------|
| Implant fixture design         | straight, tapered    |
| Magnitude of load              | 200N, 400N           |
| Direction of load              | Axial, 15° Oblique   |
| Thickness of the cortical bone | 2.0 mm, 0.5 mm       |
| Quality of the cancellous bone | A: type II-III       |
|                                | B: type III-IV       |
|                                | C: type more than IV |

### Ⅲ. 연구 성적

#### 1. 치조골에서의 응력분포

치조골에 나타나는 응력분포 양상을 임플란트 고정체의 디자인(straight, tapered)과 치밀골의 두께, 해면골의 골질, 하중조건(크기, 방향)에 따라 아래와 같은 연구 성적은 얻었다.

##### 1) 임플란트 고정체 디자인

디자인에 따른 응력분포도의 차이는 크지 않았다. 단지, straight 형태보다는 tapered 형태의 디자인이 해면골로 좀 더 응력을 분산시키는 것으로 보였다. 예를 들어, 15° 경사하중시 정상적인 골 조건에서 해면골의 응력분포를 보면 straight 형태는 임플란트와 접하는 해면골의 상부 1/2에서 대부분의 응력이 집중되어 있지만, tapered 경우 좀 더 하방까지 응력이 분포되어있는 것을 관찰할 수 있다. 하지만, 이는 치밀골의 두께가 감소하거나 골질이 나빠지면 그 차이는 뚜렷하지 않았다. 치밀골에 나타나는 모든 최대응력값은 straight 형태보다 tapered 형태에서 더 낮게 나타났다. 즉, 최대등가응력값이 tapered 에서 더 낮을 뿐 아니라 하중점에서 떨어진 부위까지 좀 더 응력이 넓게 퍼져있는 것을 관찰할 수 있다.

##### 2) 치밀골의 두께

치조골에 나타나는 응력은 어느 조건에 상관없이 고정체 neck 주위의 치밀골에 집중되었는데, 특히 치밀골의 두께에 따라 즉, 2.0 mm 보다는 0.5 mm 일 때 더 집중되는 경향을 보이고 있다(Fig 7-14). 즉, 치밀골의 두께가 0.5 mm로 줄어들면 치밀골에 집중되는 응력이 더욱 커지고, 걸리는 최대응력값도 증가한다. 또한, 치밀골의 두께에 따라 해면골 골질에 따른 최대응력값의 증가량에도 차이가 났다. 즉, 치밀골이 2.0 mm에 비하여 0.5 mm일 때는, 골질이 나빠질수록 최대응력값의 증가폭

이 더 크게 나타났다(Table 4). 예를 들면, straight 디자인에서, 수직하중시에 피질골 2.0 mm 일 때는, 해면골 골질이 A에서 B, C로 나빠지면 각각 19.89MPa, 57.95MPa, 58.57MPa로 최대응력값이 증가하는 반면, 피질골이 0.5 mm 일 때 각각, 20.75MPa에서 305.7MPa, 328.4MPa로 큰 증가를 보인다(Table 4).

### 3) 해면골 골질

해면골 골질이 좋을 때는 치밀골뿐만 아니라 해면골까지 고른 응력이 분포된다. 하지만, 해면골 골질이 나빠지면, 치밀골에 응력이 더욱 집중되어 해면골에는 응력이 거의 분포되지 않는 것을 관찰할 수 있다. 또한, 최대응력값도 커지는 것을 관찰할 수 있다.

### 4) 하중조건

#### ①하중방향

하중조건에 상관없이, 하중이 가해지면 가장 큰 응력은 하중점이 있는 금관과 치밀골에 집중되고, 치밀골 중에서는 고정체과 지대주 그리고 금관이 만나는 고정체의 neck 부위의 치밀골에 집중되어있다. 수직하중시에는 임플란트 보철의 장축을 따라 응력이 분산되는 양상을 보였다. 하지만, 15° 경사하중시에는 하중이 가해지는 부분의 치조골 쪽과 하중이 가해지는 반대편의 고정체 neck 부위 치밀골과 고정체와 지대주 연결부위에 많은 하중이 분포하였다(Fig 3-6). 최대응력값은 수직하중보다는 경사하중시 더 높게 걸리고 있다(Table 4).

#### ②하중크기

하중이 커지면 응력분포도의 형태의 변화는 적고, 단지 색깔이 짙어지는 경향을 보였다(Fig 3-6). 즉, 하중의 크기가 200N에서 400N으로 증가하면, 최대응력값은 거의 2배로 증가하였다(Table 4).

Table 4 Maximum equivalent stresses (MPa) in alveolar bone under various conditions : 1. cortical bone thickness 2. cancellous bone quality (A: type II-III , B: type III-IV , C: type more than IV) 3. load direction ( axial, oblique) 4. magnitude of load (200N, 400N) 5. implant design (straight, tapered)

| Cortical thickness<br>magnitude of load<br>cancellous bone<br>Load direction<br>Model |         |   | 2.0mm |       | 0.5mm |       |
|---|---------|---|-------|-------|-------|-------|
|   |         |   | 200N  | 400N  | 200N  | 400N  |
| Model 1<br>(straight)   | axial   | A | 19.89 | 39.78 | 20.75 | 41.5  |
|   |         | B | 57.95 | 115.9 | 305.7 | 611.4 |
|   |         | C | 58.57 | 117.1 | 328.4 | 656.7 |
|   | oblique | A | 24.14 | 48.29 | 23.7  | 47.4  |
|   |         | B | 62.36 | 124.7 | 322.7 | 645.4 |
|   |         | C | 63.63 | 127.3 | 354.5 | 709.1 |
| Model 2<br>(tapered)  | axial   | A | 18.64 | 37.29 | 20.35 | 40.7  |
|   |         | B | 45.02 | 90.04 | 283.8 | 567.5 |
|   |         | C | 45.19 | 90.36 | 303.1 | 606.2 |
|   | oblique | A | 21.31 | 42.63 | 24.47 | 48.94 |
|   |         | B | 49.03 | 98.06 | 300.4 | 600.8 |
|   |         | C | 49.34 | 98.68 | 328.2 | 656.4 |

## 2. 각 구성성분에서의 응력분포

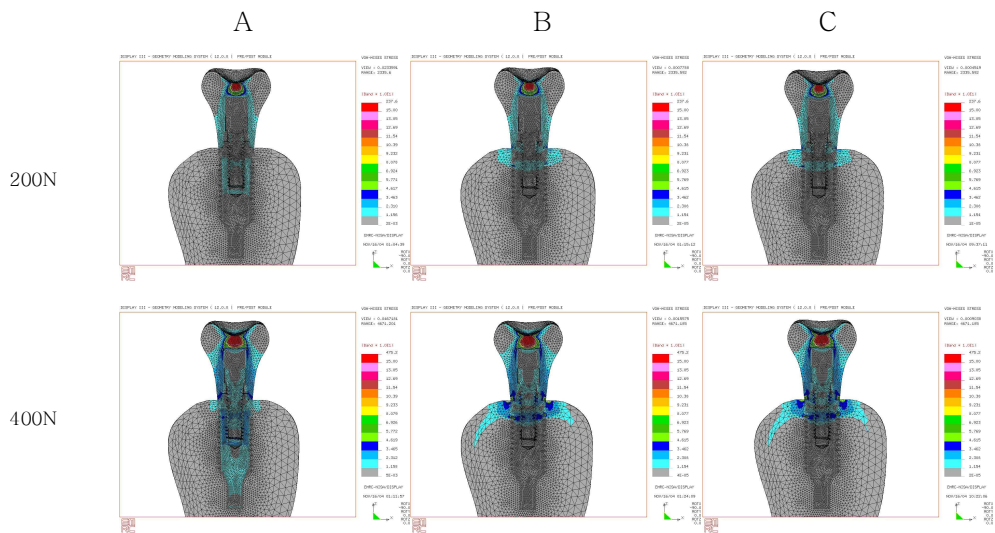
임플란트 고정체(fixture), 지대주(abutment), 지대주 나사 (abutment screw), 금관(crown)에 걸리는 최대응력값은 Table 5와 같다.

모든 조건에서 최대 응력은 금관에 나타났으며, 금관에 나타나는 하중값은 응력방향에 따라 값이 변하였으나, 골질에 따른 변화는 없었다. 단지, 교합력에 비례하여

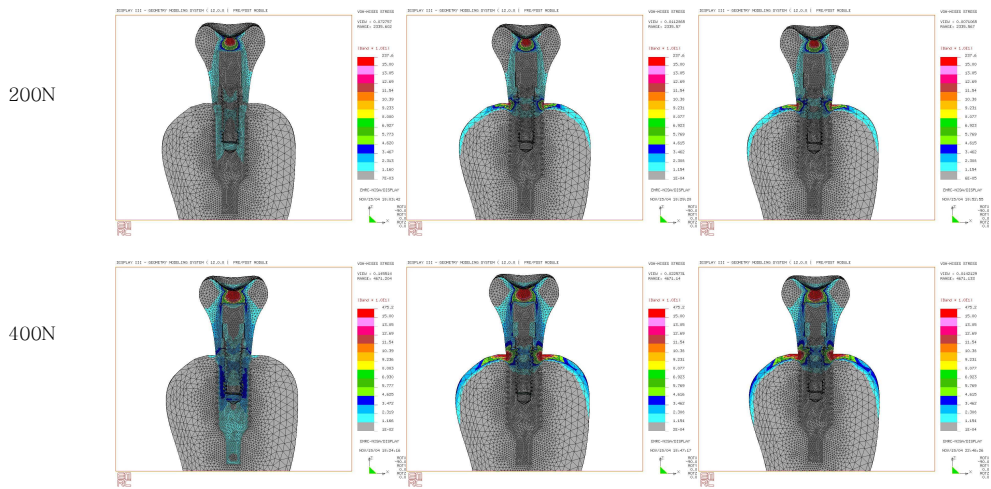
200N에서 400N으로 2배 증가하면 최대응력값도 2배 증가하였다. 고정체와 지대주 나사, 지대주에 걸리는 하중은 치밀골의 두께가 2 mm일 때는 하중조건과 골질의 변화에 따라 별다른 차이를 보이지 않지만, 0.5 mm 일 때는 골질이 나빠지면 걸리는 하중의 크기가 커졌다. 또한, 대부분의 경우 straight 형태보다 tapered 형태에서 각 구성성분에 걸리는 최대응력값을 낮게 나타낸다.

Table 5 Maximum equivalent stresses (MPa) in the fixture, abutment, abutment screw, crown under various conditions : 1. cortical bone thickness 2. cancellous bone quality (A: type II-III, B: type III-IV, C: type more than IV) 3. load direction (axial, oblique) 4. magnitude of load (200N, 400N) 5. implant design (straight, tapered)

| Cortical bone         |         | fixture |       |       |       | abutment |       |       |       | abutment screw |       |       |       | crown |      |       |      |      |
|-----------------------|---------|---------|-------|-------|-------|----------|-------|-------|-------|----------------|-------|-------|-------|-------|------|-------|------|------|
|                       |         | 2.0mm   |       | 0.5mm |       | 2.0mm    |       | 0.5mm |       | 2.0mm          |       | 0.5mm |       | 2.0mm |      | 0.5mm |      |      |
| Magnitude of load     |         | 200N    | 400N  | 200N  | 400N  | 200N     | 400N  | 200N  | 400N  | 200N           | 400N  | 200N  | 400N  | 200N  | 400N | 200N  | 400N |      |
| Cancellous bone       |         |         |       |       |       |          |       |       |       |                |       |       |       |       |      |       |      |      |
| Load direction        |         |         |       |       |       |          |       |       |       |                |       |       |       |       |      |       |      |      |
| Model                 |         |         |       |       |       |          |       |       |       |                |       |       |       |       |      |       |      |      |
| Model 1<br>(straight) | axial   | A       | 44.29 | 88.58 | 61.19 | 122.4    | 27.92 | 55.84 | 28.05 | 56.1           | 44.29 | 88.58 | 61.19 | 122.4 | 2376 | 4752  | 2376 | 4752 |
|                       |         | B       | 58.53 | 117.1 | 206.5 | 412.9    | 46.61 | 93.23 | 206.5 | 412.9          | 43.99 | 87.98 | 113.7 | 227.5 | 2376 | 4752  | 2376 | 4752 |
|                       |         | C       | 59.16 | 118.3 | 227.2 | 454.4    | 46.88 | 93.77 | 227.2 | 454.4          | 44.44 | 88.88 | 125.7 | 251.4 | 2376 | 4752  | 2376 | 4752 |
|                       | oblique | A       | 44.31 | 88.62 | 58.7  | 117.4    | 43.64 | 87.23 | 44.77 | 89.55          | 41.31 | 88.62 | 58.7  | 117.4 | 588  | 1176  | 588  | 1176 |
|                       |         | B       | 62.84 | 125.7 | 199.1 | 398.3    | 57.33 | 113.9 | 199.1 | 398.3          | 55.48 | 111   | 124.1 | 248.1 | 588  | 1176  | 588  | 1176 |
|                       |         | C       | 64.19 | 128.4 | 213.7 | 427.5    | 57.33 | 114.7 | 213.7 | 427.5          | 55.72 | 111.4 | 133.9 | 267.8 | 588  | 1176  | 588  | 1176 |
| Model 2<br>(tapered)  | axial   | A       | 34.94 | 69.88 | 47.18 | 94.36    | 28.07 | 56.14 | 28.85 | 57.7           | 34.94 | 69.88 | 47.18 | 94.36 | 3613 | 7226  | 3613 | 7226 |
|                       |         | B       | 38.51 | 77.02 | 223.8 | 435      | 39.96 | 79.92 | 150.5 | 301.1          | 37.19 | 80.1  | 100.7 | 201.3 | 3613 | 7226  | 3613 | 7226 |
|                       |         | C       | 38.94 | 77.87 | 245.9 | 486.2    | 40.2  | 80.39 | 164.8 | 329.6          | 40.33 | 80.66 | 110.2 | 220.4 | 3613 | 7226  | 3613 | 7226 |
|                       | oblique | A       | 40.71 | 81.43 | 48.25 | 96.49    | 43.79 | 87.57 | 44.15 | 88.3           | 35.01 | 70.03 | 48.25 | 96.49 | 588  | 1176  | 588  | 1176 |
|                       |         | B       | 42.17 | 84.33 | 217.5 | 447.5    | 49.44 | 98.88 | 146.1 | 292.2          | 50.99 | 102   | 108.6 | 217.2 | 588  | 1176  | 588  | 1176 |
|                       |         | C       | 42.96 | 85.92 | 243.1 | 491.7    | 49.68 | 99.37 | 156.7 | 313.4          | 51.18 | 102.4 | 116.4 | 232.9 | 588  | 1176  | 588  | 1176 |



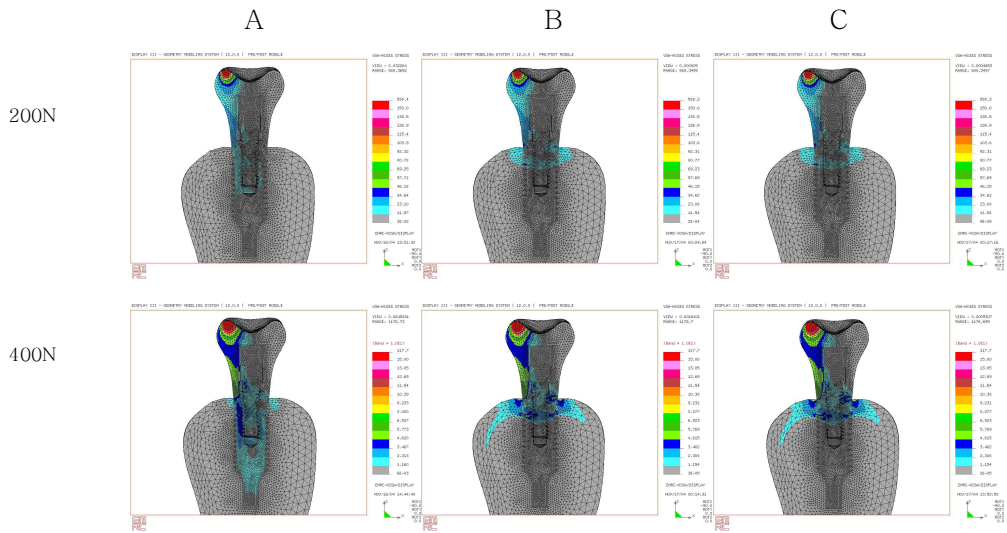
Thickness of cortical bone 2.0 mm



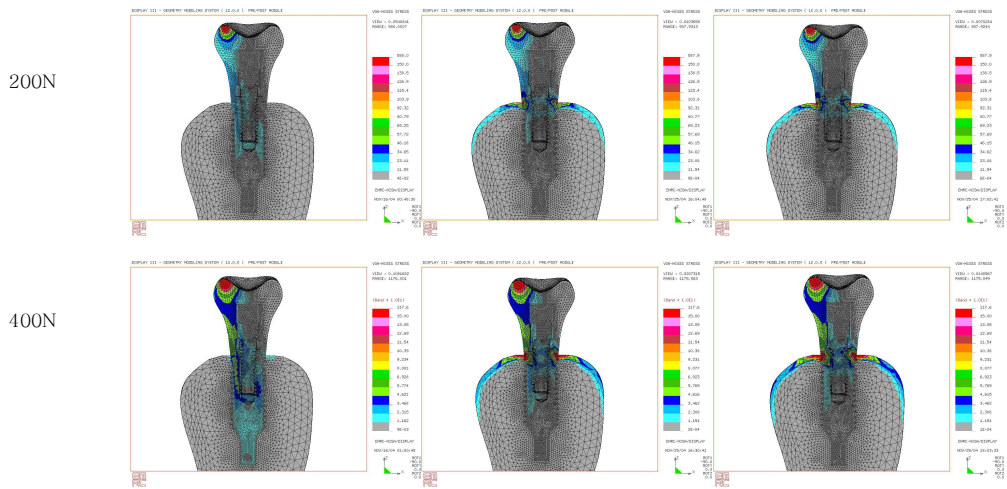
Thickness of cortical bone 0.5 mm

Fig. 5 The stress contours of model 1(straight) under axial loading condition ( A: type II-III , B: type III-IV , C: type more than IV )



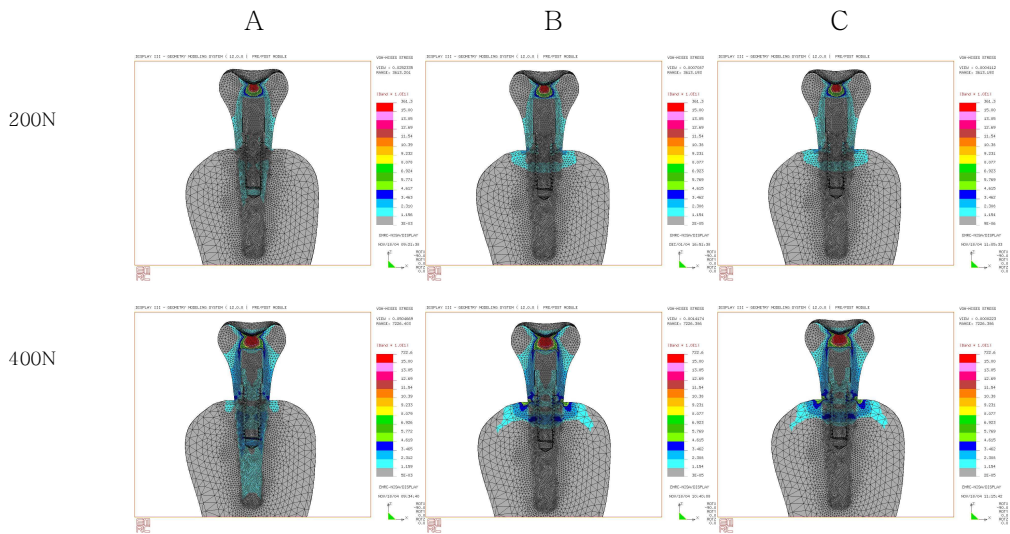


Thickness of cortical bone 2.0 mm

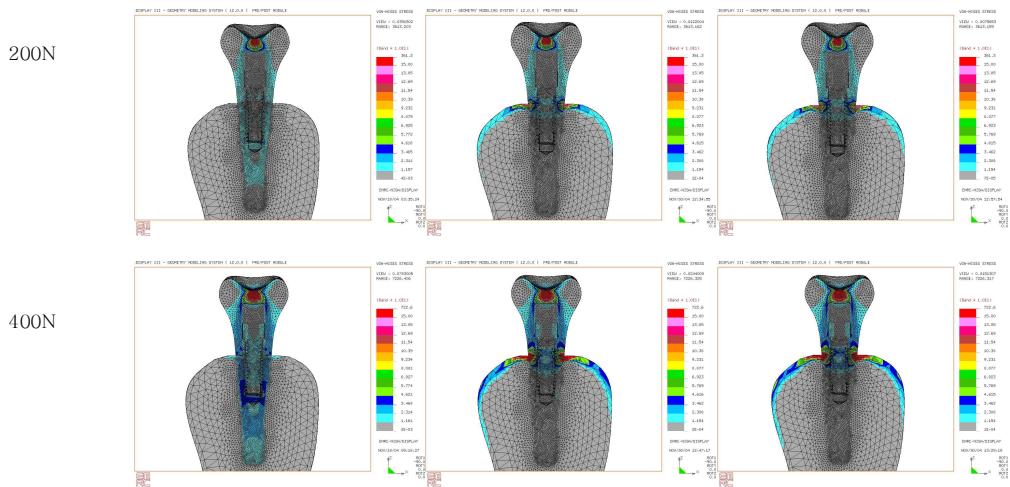


Thickness of cortical bone 0.5 mm

Fig. 6 The stress contours of model 1 (straight) under oblique loading condition ( A: type II-III , B: type III-IV , C: type more than IV )

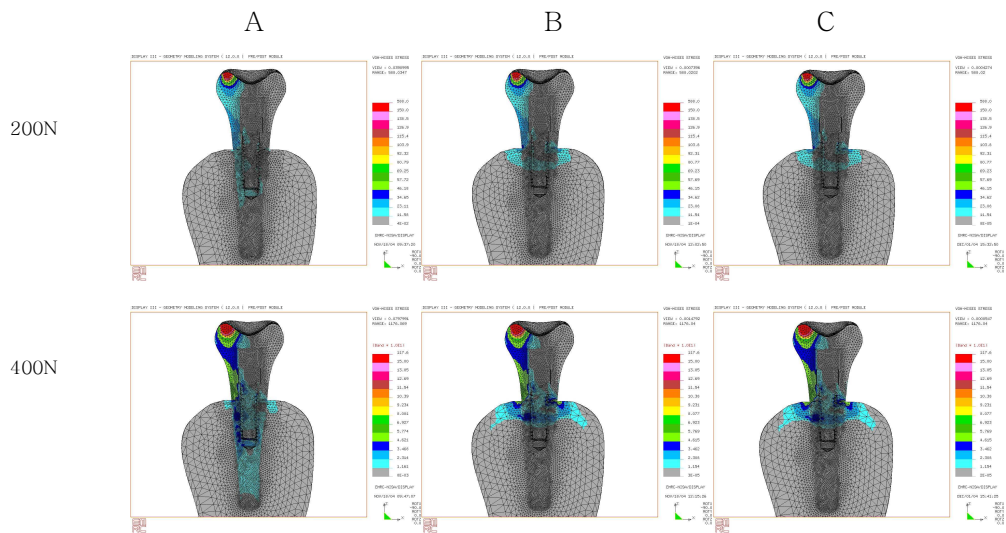


Thickness of cortical bone 2.0 mm

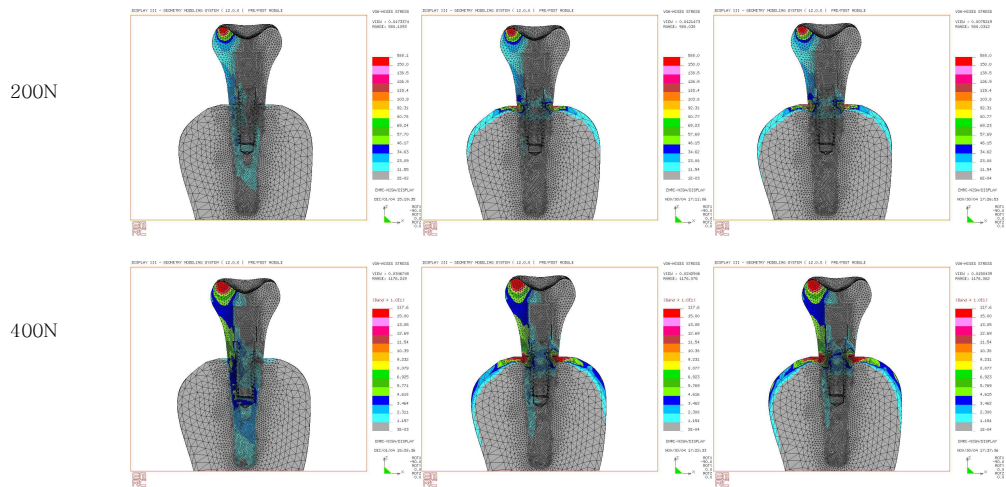


Thickness of cortical bone 0.5 mm

Fig. 7 The stress contours of model 2 (tapered) under axial loading condition ( A: type II-III , B: type III-IV , C: type more than IV )

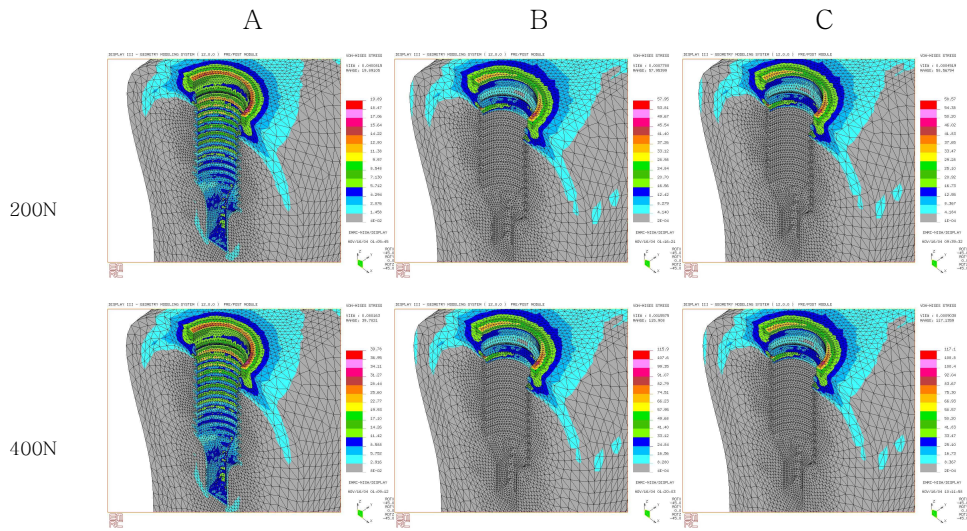


Thickness of cortical bone 2.0 mm

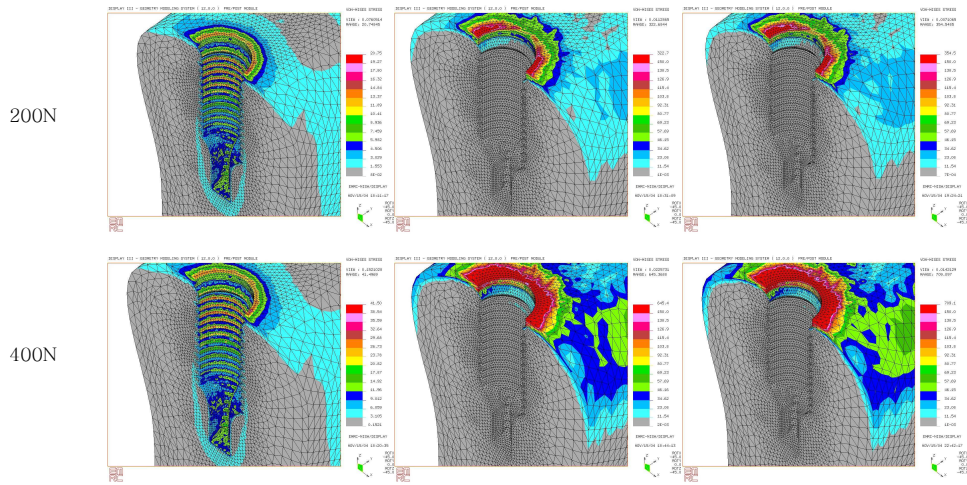


Thickness of cortical bone 0.5 mm

Fig. 8 The stress contours of model 2 (tapered) under 15 oblique load ( A: type II-III , B: type III-IV , C: type more than IV )

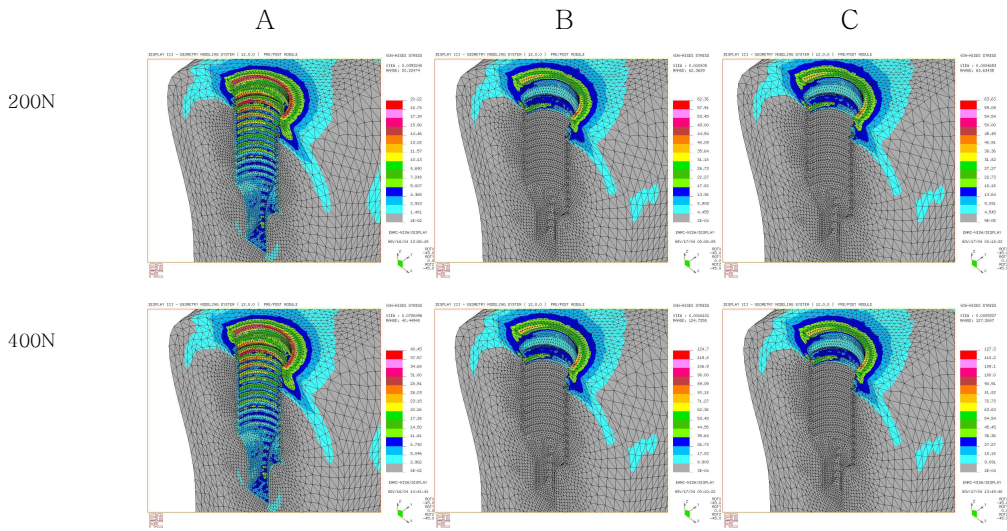


Thickness of cortical bone 2.0 mm

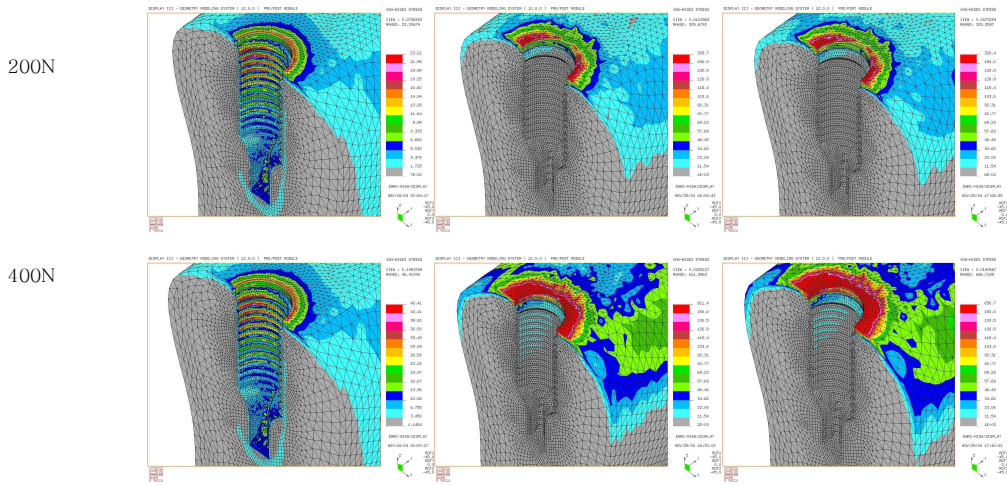


Thickness of cortical bone 0.5 mm

Fig. 9 The stress contours of model 1(straight) in the sagittal view under axial loading condition ( A: type II-III , B: type III-IV , C: type more than IV )

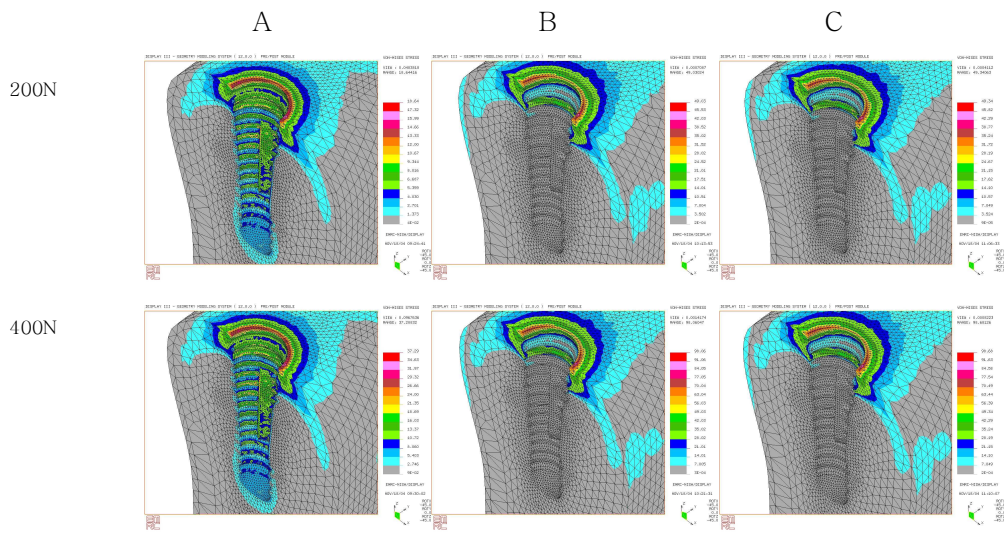


Thickness of cortical bone 2.0 mm

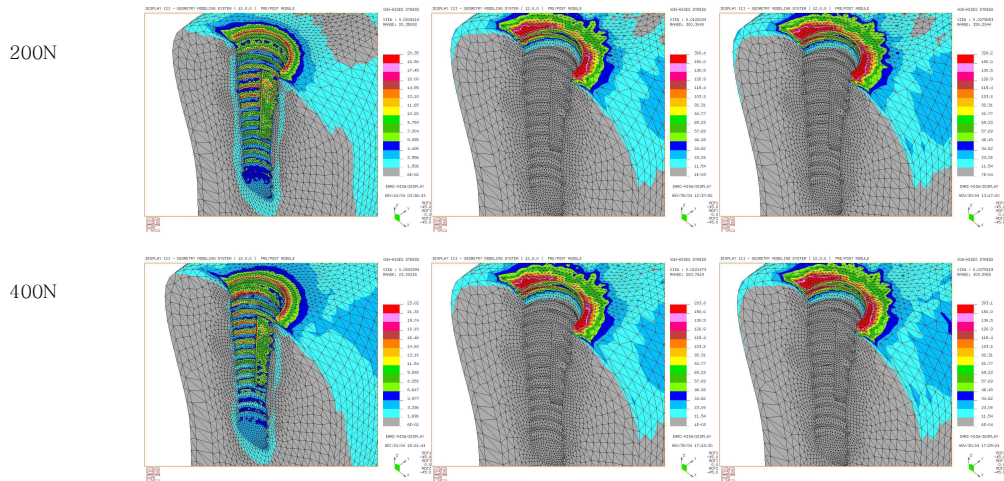


Thickness of cortical bone 0.5 mm

Fig. 10 The stress contours of model 1 (straight) in the sagittal view under oblique loading condition ( A: type II-III , B: type III-IV , C: type more than IV )

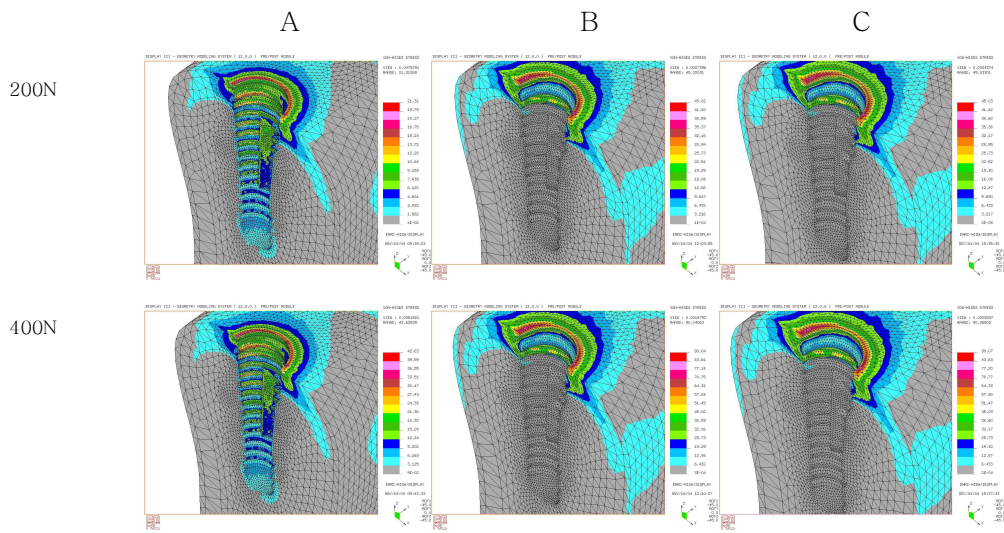


Thickness of cortical bone 2.0 mm

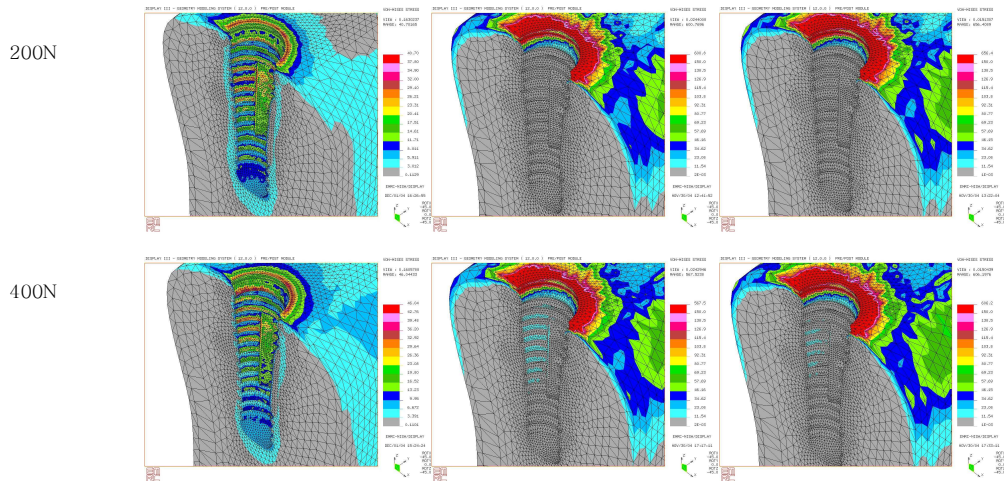


Thickness of cortical bone 0.5 mm

Fig. 11 The stress contours of model 2 (tapered) in the sagittal view under axial loading condition ( A: type II-III , B: type III-IV , C: type more than IV )

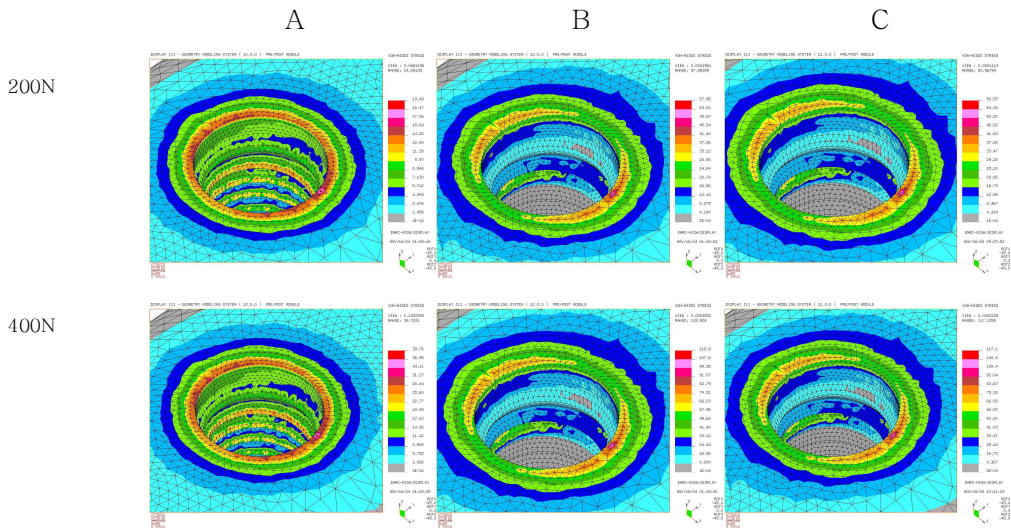


Thickness of cortical bone 2.0 mm

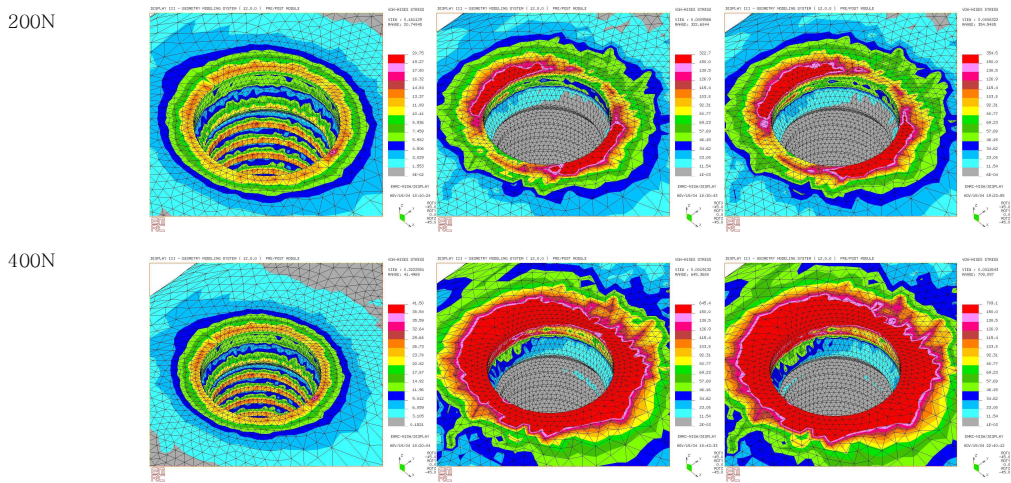


Thickness of cortical bone 0.5 mm

Fig. 12 The stress contours of model 2 (tapered) in the sagittal view under 15 oblique loading condition ( A: type II-III , B: type III-IV , C: type more than IV )



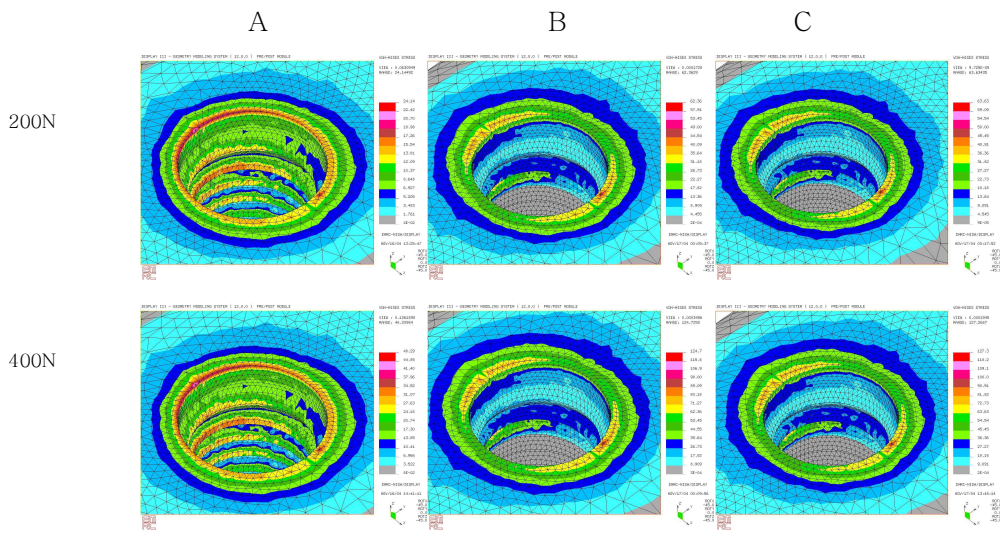
Thickness of cortical bone 2.0 mm



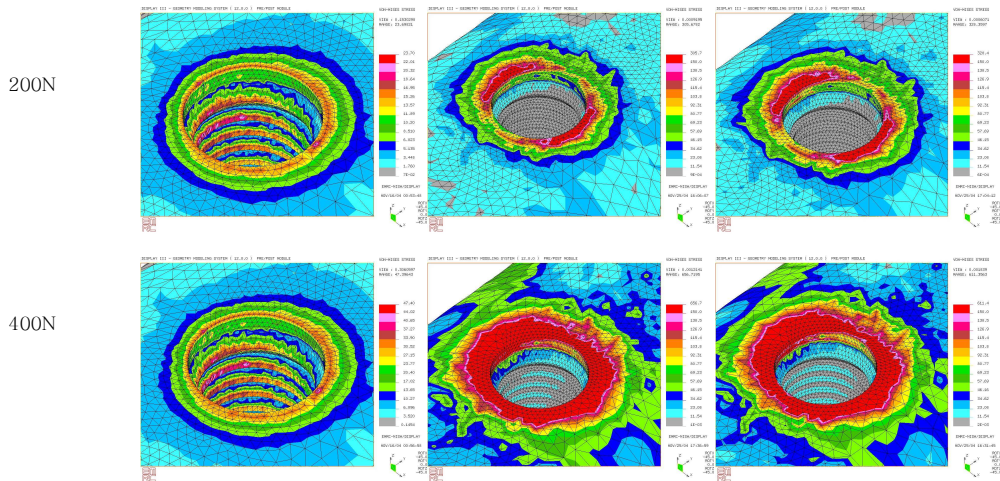
Thickness of cortical bone 0.5 mm

Fig. 13 The stress contours of model 1(straight) in the view from the above under axial loading condition ( A: type II-III , B: type III-IV , C: type more than IV )



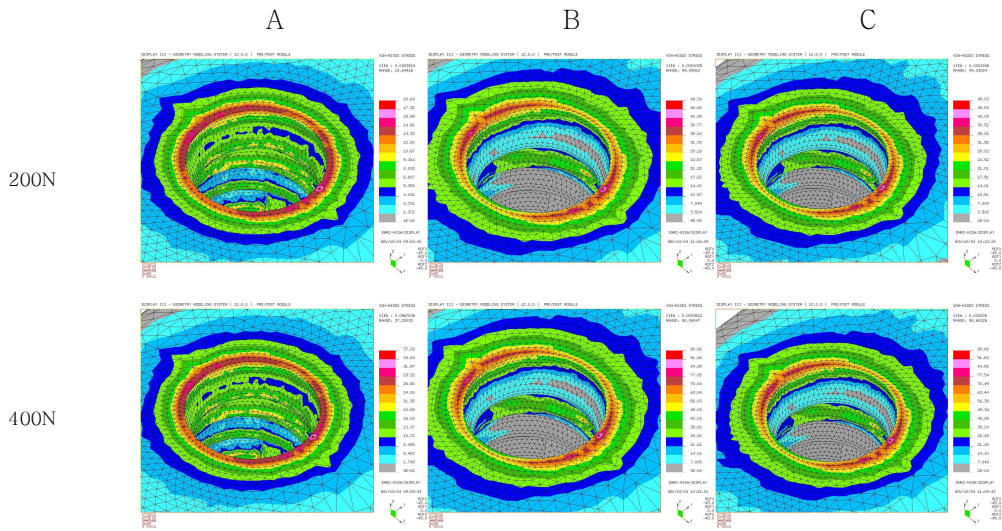


Thickness of cortical bone 2.0 mm

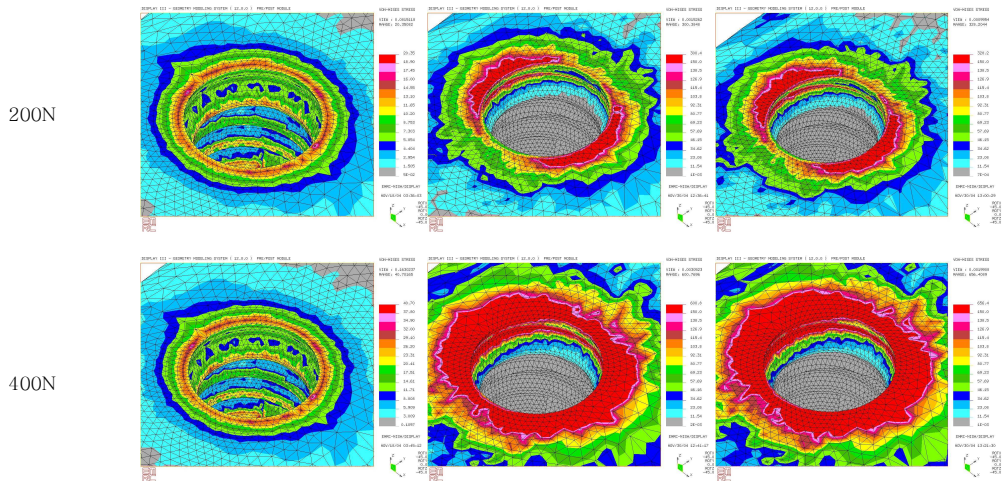


Thickness of cortical bone 0.5 mm

Fig. 14 The stress contours of model 1 (straight) in the view from the above under oblique loading condition( A: type II-III , B: type III-IV , C: type more than IV )

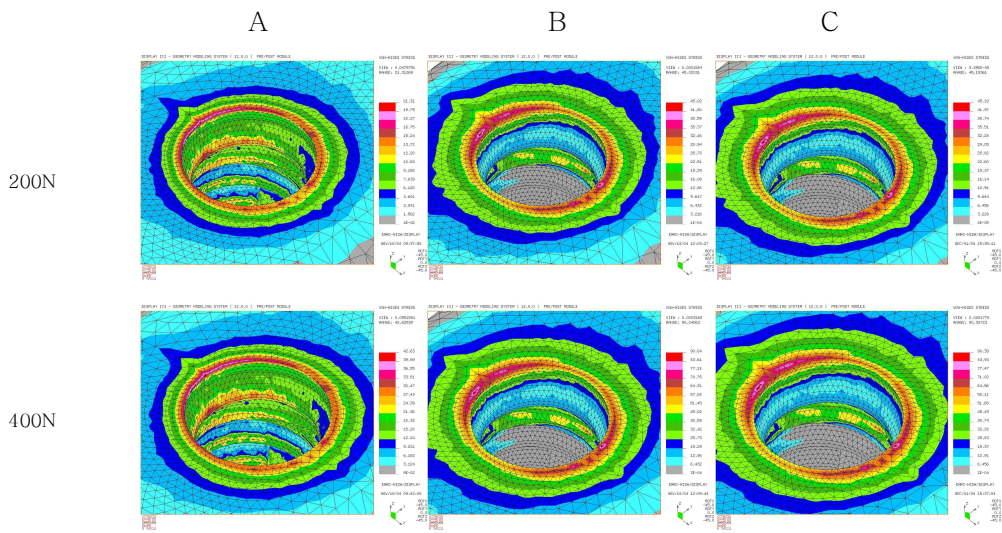


Thickness of cortical bone 2.0 mm

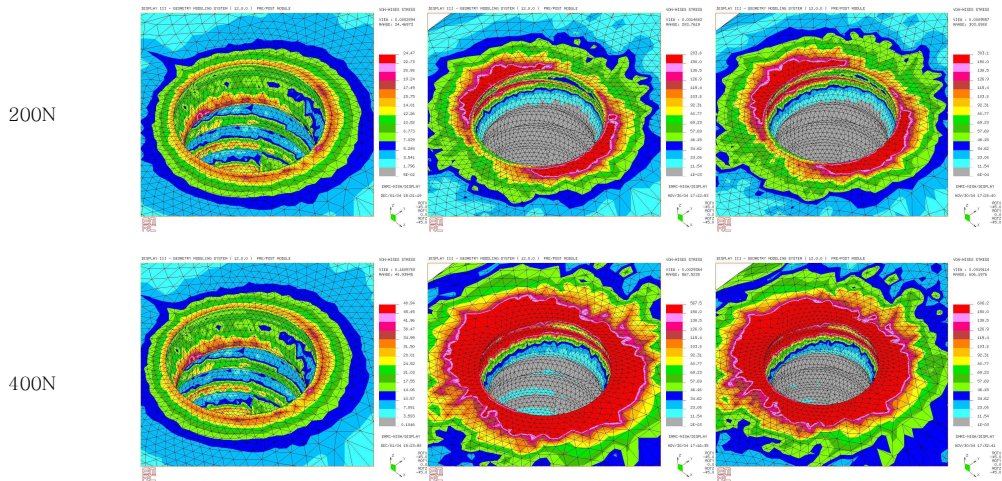


Thickness of cortical bone 0.5 mm

Fig. 15 The stress contours of model 2 (tapered) in the view from the above under axial loading condition ( A: type II-III , B: type III-IV , C: type more than IV )



Thickness of cortical bone 2.0 mm



Thickness of cortical bone 0.5 mm

Fig. 16 The stress contours of model 2 (tapered) in the view from the above under 15 oblique loading condition ( A: type II-III , B: type III-IV , C: type more than IV )

## IV. 총괄 및 고안

임플란트 성공률에 영향을 주는 인자는 다양하고, 하중의 크기와 하중의 방향, 골 질, 임플란트 디자인 등이 포함된다. Esposito 등<sup>6)</sup>은 임플란트 실패 요인에서 과하중이 90%, 임플란트 주위염이 10%에 해당한다고 보고한 바가 있다. 본 실험에서 임플란트 주위골로 응력 분산에 이러한 인자들이 어떻게 영향을 주는지 유한요소 분석법을 통하여 알아보았다. 유한요소분석에서 최대응력값의 수치는 임플란트 주위골의 모델링에 영향을 주고, 과응력은 당연히 골과 임플란트 사이의 골 유착된 계면을 붕괴시킬 것이다.

Weinberg<sup>17)</sup>는 자연치의 경우 치주인대와 치근 자체의 형태에 의해 야기되는 미세 운동(micromovement) 때문에 교합력은 치근단 1/3 부위에 위치하는 회전중심을 갖는 결과적인 힘의 선을 만들어내며 치아는 회전중심 주위에 미세운동이 존재하므로 압축력과 인장력이 치주인대 위에 작용되며 치근의 길이도 치조골에 힘의 분산을 의미있게 증가시킨다 하였고 이에 비해 골유착된 임플란트는 치주인대에서 허용되는 이러한 미세운동이 없으므로 치조정 높이에 회전중심을 가지며, 대부분의 힘의 분산은 임플란트의 면을 따라서 분산되기 보다는 치조정에서 집중된다 하였다. 또한, Borchers 등<sup>18)</sup>은 교합력은 우선적으로 치조정 골에서 분산되다 하였고, Clelland 등<sup>19)</sup>은 치밀골 치조정에서 응력이 최대로 집중되면 치밀골 층이 두꺼울수록 응력이 감소된다고 하였다. 이들의 보고와 같이, 그림 3, 4에 의하면, 수직하중시 가장 큰 응력은 하중점이 있는 금관과 고정체의 neck 부위의 치밀골과 고정체, 지대주 그리고 금관이 만나는 부위에 집중되어있다. 또한, 15° 경사하중시 수직하중시와 마찬가지로 하중점이 있는 금관과 하중을 받는 부위의 크라운 부분을 따라서 고정체의 neck 부위의 치밀골까지 하중이 분포되어있고, 반대편 고정체의 neck 부위 치밀골과 고정체와 지대주 연결부위에 많은 하중이 분포하였다. Rangert 등<sup>7)</sup>은 임플란트 지지 보철물에 작용되는 교합력이 경사 하중으로 작용하면 굽힘 모멘트

(bending moment)를 야기하여 임플란트에 높은 응력을 발생시키며 생물학적으로 불리한 반응을 야기한다고 하였다. 특히 후방 임플란트 지지 보철물은 하악의 기능과 비기능 운동 양상에 의해 발생하는 굽힘 모멘트(bending moment)에 노출되기 쉬우며 이러한 굽힘 모멘트는 압축력 또는 인장력보다 임플란트 구성부나 지지골에 더 높은 응력수준을 유도한다고 하였고, 과도한 굽힘 모멘트는 임플란트 파절을 포함해서 여러 가지 형태의 실패를 야기할 수 있다고 하였다. 본 실험에서는 경사 하중시, 해면골 골질이 좋은 A에서는 대부분의 하중이 골보다는 임플란트 구성요소에 분포하지만, 해면골 골질이 나쁜 B, C로 갈수록 큰 하중이 임플란트 고정체의 neck 부위의 치밀골에 분포되어있는 것을 관찰할 수 있었다. 즉, 골질이 좋지 않은 경우에 비정상적인 교합력에 임플란트 주변골에 더 안 좋은 영향을 주는 것으로 사료된다.

본 실험에서는 교합력이 200N에서 400N으로 증가하면 응력값도 두배로 모두 증가하였다. 이는 교합력의 차이에 따른 임플란트에 가해지는 응력의 차이가 현저할 것임을 보여준다. 또한, Jacobs 등<sup>20)</sup>은 과도한 힘을 인지하여 완충하는 치주인대라는 고유수용기가 없으므로 과도한 힘이 가해져도 임플란트를 한 환자는 이를 인지하지 못하고, 실제로 자연치아보다 촉각(tactile sense) 역치가 50배나 크기 때문에 치과 임플란트는 외상적 교합력에 더 큰 위험성을 갖는다고 보고하였다.

임플란트와 골의 탄성계수의 차이가, 임플란트 식립 부위에 불균등한 응력분포를 초래할 수 있다. 보통 티타늄의 탄성계수는 치밀골보다 5배 더 단단하다고 보고되고 있다<sup>21)</sup>. 이러한 차이로 인하여 탄성계수가 서로 다른 물질들 사이에서는 불규칙한 응력분포양상을 보인다. 이러한 영향들을 최소화하기 위해서는 더 일정한 응력분포를 만들 수 있고 골에 높은 응력이 발생하는 것을 피하도록 임플란트 디자인을 개발하여야 한다<sup>5,22)</sup>. 그러나 본 실험에서 사용된 임플란트 고정체 디자인에 따른 응력분포의 차이는 그다지 크지 않았다. 단지 본 실험에서는 치밀골의 두께, 하중방향, 해면골 골질, 하중의 크기 등에 상관없이, 치밀골에 나타나는 모든 최대응력값은 straight 형태보다 tapered 형태에서 더 낮게 나타났다. 또한, 치밀골과 해면

골의 이행부에서 더 유리한 응력분포를 보이는 것으로 사료되고, 해면골로 응력분포를 좀 더 넓게 하는 것으로 보인다. 이를 통해, 최근 임상에서 tapered 형태의 임플란트를 사용하는 경우, 즉 발치 후 즉시 식립, 상악동 거상술이 동반된 경우 등 임플란트 식립환경이 좋지 않은 경우에 많이 선택되고 있지만, 일반적인 straight 형태와 비슷한 응력분포를 보이며, 오히려 더 낮은 응력값을 나타내고 있으므로, 이론적으로 응력분포면에서 기존의 형태와 비슷한 결과를 낼 것으로 예측가능하다.

대부분의 응력을 부담하는 치밀골의 두께가 얇을 때는, 즉 치밀골의 두께가 0.5 mm 보다는 2.0 mm 일 때 응력분산에 더욱 유리하였다. 또한, 해면골의 골질에 따라 즉, 해면골 골질이 나빠질수록 골에 나타난 최대응력값은 다른 조건과 상관없이 증가하였고, 해면골의 골질이 나빠질수록 더욱 치밀골로 응력이 집중되는 현상이 관찰되었다. 하지만, 치밀골의 두께에 의해, 해면골 골질에 따른 치조골에 나타나는 응력값의 차이가 크게 났다. 즉, 치밀골의 두께가 2.0 mm일 때 골질이 A, B, C에서의 최대응력값 차이보다 0.5 mm일 때 최대응력값 차이가 더 컸다. 즉, 해면골의 골질이 type III, IV일 때 치밀골의 두께가 임플란트 보철물의 응력분산에 많은 영향을 줄 것으로 사료된다. 치조골에 대한 응력이 집중되는 치밀골의 두께에 따른 차이는 명확하게 나타나고 있다. 치밀골이 2.0 mm일 때에 비하여 치밀골이 0.5 mm일 때는 해면골 골질에 따른 응력값의 차이가 커졌다. 즉, 치밀골의 두께가 정상이면, 해면골 골질이 나빠져도 그다지 많은 영향을 주지 않지만, 치밀골의 두께가 얇으면서 해면골 골질도 좋지 않은 경우는 앞서 말한, Jemt 등<sup>23)</sup>의 보고에서 처럼 얇은 치밀골과 type IV의 해면골에서는 65%-85%의 낮은 성공률을 가져, 임플란트 실패 확률을 높일 수 있다. 또한, Jaffin과 Berman<sup>13)</sup>은 모든 임플란트 실패의 55%는 성긴 골에서 일어났다고 보고했다. 해면골의 골질보다 치밀골의 두께가 응력분포면에서는 더 중요한 인자로 작용하는 것으로 사료된다.

임플란트 구성성분을 관찰해보면, 치밀골의 두께가 2.0 mm이면서 해면골 골질이 좋을 때는 대부분의 하중이 크라운에 걸리지만, 0.5 mm이고 해면골 골질이 나쁘면

골에 대한 하중이 급격히 증가하고 고정체, 지대주, 지대주 나사에 걸리는 하중도 커진다. 즉, 임플란트 식립하는 부위의 골상태가 상부 금관을 제외한 임플란트 구성요소에 걸리는 응력분산에 가장 많은 영향을 미치며, 그 중 치밀골의 두께가 가장 중요한 인자로 여겨진다.

## V. 결 론

임플란트 고정체의 디자인과 치밀골의 두께, 해면골의 골질, 하중의 방향, 하중의 크기 등 다양한 조건에 따라 3차원 유한요소분석법을 통해 외측연결방식 임플란트의 응력분포를 분석한 결과, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 임플란트 고정체의 디자인에 따른 응력분포면에서의 큰 차이는 없지만, straight 디자인보다 taper 디자인에서 치조골에 대한 최대응력값이 낮게 나타났다.
2. 치밀골의 두께가 응력분포에 가장 많은 영향을 준다.
3. 해면골 골질이 나빠질수록 치밀골에 응력이 더욱 집중되고, 최대응력값도 커진다.
4. 수직하중보다 경사하중시 최대응력값이 크게 나타났으며, 응력분포도 더 불리하게 나타났다.
5. 하중의 크기가 두배로 증가하면, 응력값도 두배로 증가한다.

본 연구를 통하여, 임플란트의 응력분포에 영향을 주는 많은 인자 중, 치밀골의 두께가 가장 영향을 많이 주는 인자로, 특히 다른 인자, 해면골의 골질, 하중의 방향 및 크기 등이 불리할 경우 좋지 않은 응력분포를 보이는 것으로 나타났다. 또한, 하중의 크기는 최대응력값에 직접적으로 작용하는 인자이므로 임플란트 보철 계획 수립시, 환자 교합력의 크기 및 이악물기나 이갈이 등 비정상적인 습관 등을 파악해야 할 것이다. 고정체의 디자인에 따른 영향은 그다지 크지 않은 것으로 나타났다. 단지, tapered 디자인이 straight 디자인보다 최대응력값이 더 낮게 나타났으며, 응력분포에서도 미비하지만 더 나은 결과를 보였다.



## 참 고 문 헌

1. Clark M. Stanford, Richard A. Brand " Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling " J prosthet Dent 81 : 553-61, 1999.
2. Shinichiro Tada, Roxana Stegaroiu, Osamu Miyakawa, Haruka Kusakari " Influence of Implant Design and bone Quality on Stress/Strain Distribution in bone Around Implants : A 3-dimensional Finite Element Analysis " JOMI 18 : 356-368, 2003
3. Ulrich Meyer, Dirk Vollmer, Christoph Runte, Christoph Bourauel, Ulrich Joos " Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae : a finite-element analysis " Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery 29 : 100-105, 2001.
4. Gurcan Eskitascioglu, Aslihan Usumez, Mujde Sevimay, Emel Soykan, Elif Unsal " The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone : A three-dimensional finite element study " J prosthet Dent 91(2) : 144-150, 2004.
5. J. P. Geng, W. Xu, K. B. C. Tan, G. R. Liu " Finite Element Analysis of an Osseointegrated Strepped Screw Dental Implant " Journal of Oral Implnatology XXX(4) : 223-233, 2004.
6. Murat Cehreli, Saime Sahin, Kivanc Akca " Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation : current knowledge and future contexts " Journal of Dentistry 32 : 123- 132, 2003.
7. Rangert B, Krogh PH, Langer B " Bending overload and impal<sup>†</sup> fracture : a retrospective clinical analysis " JOMI 7: 40-44, 1995.

8. Darle C, Jörn us L. Optimizing initial stability. "A new implant for the soft bone challenge" *Talk Times* 3(2): 6-13, 1998.
9. Langer B, Langer L, Herrmann I, Erug M. "The wide fixture: A solution for special bone situations and rescue for the compromised implant" Part 1. *JOMI* ;8:400-408, 1993.
10. 김영균, 황정원 " 치과 임플란트와 관련된 다양한 논쟁 " 337-344, 2002. 군자출판사
11. 신하식, 전홍재, 한중현, 이수홍 " 임플란트 상부구조물 형상과 하중 조건에 따른 3차원 유한요소해석을 이용한 하악골의 응력분포에 관한 연구 " 대한치과보철학회지 41(5), 617-624, 2003.
12. 5. Ann Wennerberg, "Implant Design and Surface Factors " *The international Journal of Prosthodontics* 16, supplement, 2003
13. Marcel G. Le Gall " Localized Sinus Elevation and Osteocompression with Single-stage Tapered Dental Implants : Technical Note " *JOMI* 19(3) : 431-437, 2004.
14. Jaffin RA, Berman CL " The excessive loss of Brenemark fixtures in the Type bone : a 5-year analysis" *J Periodontol* 62(1): 2-4, 1996.
15. Daniel H. Detolla, Sebastiano, Abani patra, Robert Buhite, Brandon Comella " The role of the finite element model in dental implants " *J Oral Implantology* XXVI : 77-81, 2000.
16. Jae Young Rho, Richard B. " Young's Modulus of trabecular and cortical bone material ultrasonic and microtensile measurements " 37th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, Anaheim, California : 111-119, 1991
17. Weinberg, LA.." The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses" *JOMI* 8: 19-31, 1993.
18. Borchers L, Reichart P " Three- dimensional stress distribution around a

- dental implant at different stages of interface development" J Dent Res 62: 155-159, 1983.
19. Clelland NL, Gilat A " The effect of abutment angulation on stress transfer for an implant " J Prosthodont 4(2): 95-100, 1995.
21. Jacobs R, van Steenberghe D " Comparative evaluation of oral tactile function by means of teeth or implant support prostheses " Clin Oral implant Res 2: 75-80, 1991
21. Chung KM, Chung CH, Jeong SM. Finite element analysis of implant prosthesis according to platform width of fixture. J Korean Acad Prosthodont 41: 674-688, 2003.
22. Jennifer T. Steigenga, Khalaf F. Al-Shammari " Dental Implant Design and Its Relationship to Long-Term Implant Success " Implant Dentistry 12(4) : 306-315, 2003.
23. Jemt T, Lekholm U " Implant treatment in edentulous maxillae : a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption " JOMI 10: 303-311, 1995.