

## 치관/고정체 비에 따른 상악 구치부 임플란트 주변골의 응력 분포에 대한 3차원 유한요소법적 분석

박종찬<sup>1</sup> · 신상완<sup>2</sup> · 권궁록<sup>3</sup>

고려대학교 임상치의학대학원 고급보철학과 <sup>1</sup>대학원생, <sup>2</sup>교수, <sup>3</sup>경희대학교 치의학전문대학원 보철과 교수

**목적:** 상악 구치부에서 자연치와 임플란트 보철시, 보철치관/고정체 비율에 따른 응력분포 양상을 비교하고자 했다.

**재료 및 방법:** 자연치 모델의 경우는 획득한 3차원 인체모델을 상악 좌측 제2소구치 및 제 1대구치가 포함된 상악골을 Box 형태의 3차원 유한요소모델로 변환하였고, 임플란트 모델은 3차원 인체모델에서 치아 부분을 제거하고 동일 부위에 임플란트 모델을 연결하는 과정을 거쳐서 임플란트가 삽입된 유한요소모델을 구성하였다. 치관/고정체 비율을 0.7:1, 1:1, 1.25:1이 되도록 골수준 (bone level)을 조정하였으며 각 모델의 치관 부위에 300 N의 수직 하중과 수평하중을 각각 가했다.

**결과:** 1. 모든 하중 조건하에서 자연치와 임플란트 모두에서 피질골과 인접하는 경부에 응력이 집중되는 양상을 보였다.

2. 치관/치근 (고정체) 비가 증가함에 따라 자연치와 임플란트 모두에서 교합면에 수직적 하중을 가한 경우에는 응력의 변화가 뚜렷하지 않았으나, 수평적 하중을 가한 경우에는 응력이 증가하는 양상을 보였다.

3. 자연치의 경우에 치관/치근비가 증가함에 따라 splinting이 응력감소 효과를 보였고, 임플란트의 경우에는, 치관/고정체 비가 증가함에 따라 splinting이 수직 하중조건에 응력감소효과를 보였으나, 중심에서 벗어난 하중조건에는 최대응력이 오히려 증가하는 양상을 보였다.

4. 임플란트의 경우, 치관/고정체 비가 증가함에 따라 splinting이 수평하중조건 4에서 뚜렷한 응력감소 효과를 보이나, 수평 하중조건 5에서는 응력감소 효과가 감소되고, 특히 치관/고정체 비가 1.25:1인 경우에는 오히려 응력의 증가를 보였다.

**결론:** 임플란트 보철물은 치관/고정체 비가 커질수록 더 큰 응력을 받게 되고, splinting의 효과도 감소하게 된다. 또한 교합하중이 임플란트의 장축을 벗어나거나 중심에서 벗어난 경우 응력이 커지는 것으로 사료된다. (*대한치과보철학회지* 2008;46:479-89).

**주요단어:** 유한요소법, 임플란트, 치관/고정체 비율, 응력

### 서론

상악 구치부에서 치주 질환으로 인한 치아 상실이나 심한 우식증에 의한 치아 상실의 경우, 특히 통상의 고정성 보철물이 불가능한 경우 과거에는 가철성 보철물에 의한 수복에 의존해 왔다. 그러나, 가철성 보철물의 경우 지대치로의 사용을 위한 자연치의 삭제, 상실치 위치에 따른 지대치 선정 및 보철물 설계의 어려움, 환자의 불편감 호소 등 여러 단점들이 있는 것이 사실이다. 최근에는, 이런 경우에 골유착 임플란트지지 수복물이 가장 효과적인 보철치료방법 중 하나로 소개되고 있다.

Brånemark 등에 의해 치과용 임플란트가 소개된 이래, 임플란트의 표면처리 기술의 획기적인 발전 및 다양한

보철 시스템의 개발에 힘입어 가철성 보철물이 임플란트를 이용한 고정성 보철물로 많이 대체되고 있는 상황이다. 그럼에도 불구하고, 발치와의 치유, 가철식의치의 장착, 골 손상 등에 의해 발생하는 치조골의 감소는 해부학적 구조물들 (견치와, 비강, 하치조 신경관 등)과 더불어 임플란트 식립의 위치와 크기를 제한하는 요소로 작용한다.

임플란트의 성패는 저작력을 효과적으로 분산시키는 데 있다는 점을 고려할 때, 특히 상악구치부에서의 임플란트 식립은 주의를 요하게 된다. 이 부위는 발치 후 치조골 흡수와 상악동의 비대로 인해, 잔존골의 부족한 양이나 질이 임플란트 식립에 많은 어려움을 주게된다. 이를 극복하기 위한 여러 가지 외과적 술식이 행해지고 있는

교신저자: 권궁록

130-701 서울 동대문구 회기동 1번지 경희대학교 치과대학 치과보철학교실 02-958-9340; e-mail. krkwon@khu.ac.kr

원고접수일: 2008년 1월 3일 / 원고최종수정일: 2008년 5월 1일 / 원고채택일: 2008년 8월 11일

상황이지만, 이런 외과적 술식은 주로 상악동 거상술이나 상악동내로의 골증강술에 치우치고 있거나, 골이 풍부한 곳을 찾아 계획된 방향을 벗어나 기울어지게 식립하는 것이 대부분이다. 하지만, 이런 경우에 기능을 위해 상부 구조물이 장착되었을 때 인접치와 골수준 (bone level)의 차이가 커지게 되며, 결과적으로 임플란트 보철물의 치관/지대주비는 커지게 될 것이다. 이런 상황은 임플란트의 예후에 좋지 않은 영향을 줄 것이라 예측할 수 있다.

선행학들의 연구에 의하면, 임플란트에 가해지는 과도한 힘은 골소실을 일으키고 섬유성 유착 후, 임플란트 소실까지 야기시킬 수 있으며<sup>2</sup>, 특히 임플란트 부하 후 첫 1년 동안 경부 주위의 변연골 소실이 일어난다고 한다.<sup>3,5</sup> 교합, 저작력, 임플란트의 개수 및 모양, 그리고 보철물내의 임플란트 위치 등이 임플란트 인접골에 작용하는 힘 (stress)에 영향을 미치는 요소로 알려져 있다.<sup>2,3</sup> 그럼에도 불구하고, 임플란트 보철물의 치관/고정체 비율이 달라짐에 따라서 기능시 임플란트에 발생할 수 있는 영향에

대해서는 연구가 부족한 실정이며, 이런 경우의 임플란트 시술시 참고로 삼을만한 자료가 없는 것이 사실이다.

이에 본 연구에서는 실제 임상에서 상악구치부에서의 임플란트 지지 보철 수복 시 흔히 야기되는 불리한 치관/고정체 비율을 보철적으로 극복 혹은 대응하는 방법을 찾고자 3차원 유한요소 모형을 이용해서 자연치와 임플란트의 치관/고정체 비율 및 splinting여부에 따른 여러 하중조건에서의 응력 분포를 비교, 분석하였다.

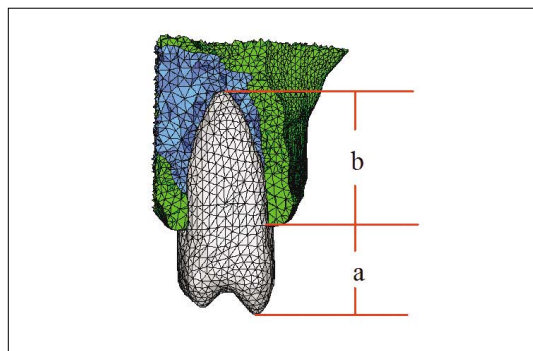
## 연구재료 및 방법

### 1. 3차원 유한 요소 모형의 제작

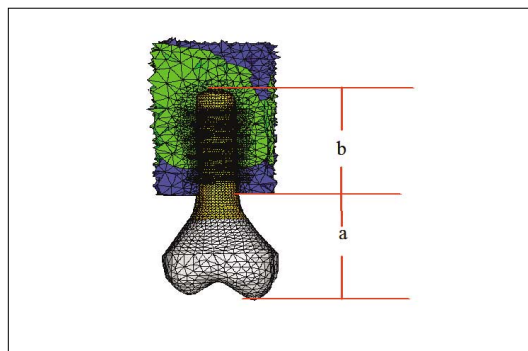
상악골 형태는 성인 남자의 상악골을 Pronto (Hitachi, Tokyo, Japan)를 이용해 1 mm 간격으로 CT Image를 촬영하였다. 이렇게 얻어진 2차원적 영상은 BIONIX (CANTIBio Inc. Seoul, Korea)를 이용해 3차원적으로 재구성 하였다. 3차원 재구성 과정을 거쳐 얻어진 CAD data를

**Table I.** Material properties in this study

|                      | Elastic modulus (MPa) | Poisson' s ratio ( $\mu$ ) |
|----------------------|-----------------------|----------------------------|
| Cortical bone        | $1.37 \times 10^4$    | 0.3                        |
| Cancellous bone      | $1.37 \times 10^3$    | 0.3                        |
| Enamel               | $8.41 \times 10^4$    | 0.3                        |
| Dentin               | $1.40 \times 10^4$    | 0.15                       |
| Pulp                 | $1.00 \times 10$      | 0.49                       |
| Periodontal membrane | $1.00 \times 10$      | 0.49                       |
| Gold alloy           | $9.10 \times 10^4$    | 0.33                       |
| Titanium             | $1.07 \times 10^5$    | 0.33                       |
| Cement (resin)       | $6.0 \times 10^3$     | 0.36                       |



**Fig. 1.** Natural teeth model to Crown/Root ratio: Model T<sub>1</sub> is 0.7:1; Model T<sub>2</sub> is 1:1; Model T<sub>3</sub> is 1.25:1.



**Fig. 2.** Implant model to Crown/Fixture ratio: Model I<sub>1</sub> is 0.7:1; Model I<sub>2</sub> is 1:1; Model I<sub>3</sub> is 1.25:1.

유한요소 모델 생성을 위해 입력 데이터로 활용하여 3차원 유한요소 모델을 생성하였다. 유한요소 모델링을 위해서 Hypermesh 5.0 소프트웨어 (Altair Inc., Austin, TX, USA)를 사용하였다. 자연치 모델의 경우는 획득한 3차원 인체모델을 상악 좌측 제2소구치 및 제 1대구치가 포함된 상악골을 Box 형태의 3차원 유한요소모델로 변환하였고, 임플란트 모델은 3차원 인체모델에서 치아 부분을 제거하고 동일 부위에 임플란트 모델을 연결하는 과정을 거쳐서 임플란트가 삽입된 유한요소모델을 구성하였다. 이를 위해  $4.1 \times 10$  mm Straumann Dental Implant (Institut Straumann AG, Waldenburg, Switzerland)를 계측하여 이를 참고로 했으며, 유한요소 모델은 tetrahedron mesh가 사용되었다.

자연치와 임플란트의 상부구조는 각각 금 주조관 (gold crown)이 레진계 시멘트로 접착되도록 설계하였다. 자연치에서 금 주조관은 교합면 1.3 mm, 인접면 1 mm 두께로 설정하였으며, 임플란트의 경우는 우선 지대주 (abutment)는 Straumann Dental Implant synOcta<sup>®</sup> cement type abutment (straight type)를 선택하여 고정체 (fixture)에 나사 (screw)로 고정시킨 후 금 주조관을 장착하였다. 각 금 주조관을 조건에 따라 non-splinted 혹은 splinted 상태가 되도록 설정하였다. 자연치 모델은 치관/고정체 비율을 0.7:1, 1:1, 1.25:1이 되도록 골수준 (bone level)을 조정하였으며 (Fig. 1), 임플란트 모델에서는 치관 부위의 길이를 동일한 조건으로 조정하였다 (Fig. 2).<sup>6</sup>

본 연구에 사용된 유한요소모형들은 법랑질, 상아질, 치주인대, 치밀골, 해면골, 금합금, 임플란트 몸체, 지대주, 나사로 구성되었으며, 재료의 물성은 이전의 연구들에 근거를 두었다 (Table I).<sup>7</sup>

각 모델당 node와 element의 수는 Table II와 같다. T는 자연치 모델, I는 2개의 임플란트를 bone에 수직으로 평행하게 식립한 모델이다.

## 2. 하중조건

각 모델의 치관 부위에 수직하중과 수평하중을 각각 가했다. 수직하중의 경우는 치아 장축에 대해 평행한 방향에서 교합면 중앙부 (하중조건 1), 협측교두의 내사면 중앙부 (하중조건 2), 구개측교두의 내사면 중앙부 (하중조건 3)로 부하가 가해지도록 세분화 하였으며, 수평하중의 경우는 치아 장축에 대해 90도 방향에서 소구치 협측교두의 내사면 중앙부에만 (하중조건 4), 대,소구치 협측교두의 내사면 중앙부에 동시에 (하중조건 5) 하중이 가해지도록 세분화 하였다. 이때 가해지는 평균 교합력 300 N<sup>8,9</sup>이었으며, 교두가 2개인 대구치의 경우 한 교두당 150 N씩 나누어 하중이 가해지도록 하였다 (Fig. 3).

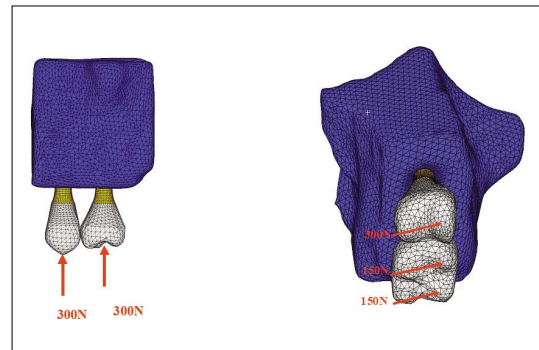


Fig. 3. Load conditions : buccal (left) and oblique occlusal view (right).

Table II. Number of node and element in model

|              | Node  |       | Element |
|--------------|-------|-------|---------|
| Trabecular   | T     | 8555  | 35798   |
|              | I     | 45750 | 223849  |
| Cortical     | T     | 22803 | 95004   |
|              | I     | 20026 | 85487   |
| Tooth        | T     | 3265  | 13692   |
| Abutment     | I     | 3787  | 16896   |
| Crown (Gold) | T / I | 2275  | 6787    |
| Implant      | I     | 32227 | 138695  |

### 3. 해석

치아 및 임플란트 주위에 발생하는 응력의 정량적 분석을 위해 유효응력 (von Mises stress)를 측정하였다.<sup>1</sup> 유효응력은 한 측정점에서의 전반적인 응력을 요약해 나타내는 것으로서 유한 요소 분석 연구에서 가장 보편적으로 사용되고 있으며,<sup>3,11,12</sup> 본 연구에서는 최대 유효응력 값을 비교분석했다. 해석을 위해서는 범용 유한요소 솔버의 하나인 ABAQUS 5.8.8 (Hibbitt, Karlsson & Sorensen Inc., Pawtucket, RI, USA)을 이용하였다. Static 해석을 수행하였고 결과분석을 위해서 해석 결과들은 Hyper-mesh 소프트웨어 (Altair Inc., Austin, TX, USA)가 컨트롤 할 수 있는 형태로 변환되었다. 해석된 결과들은 Hyper-Mesh 소프트웨어 (Altair Inc., Austin, TX, USA)를 이용하여 후처리하였다.

### 연구성적

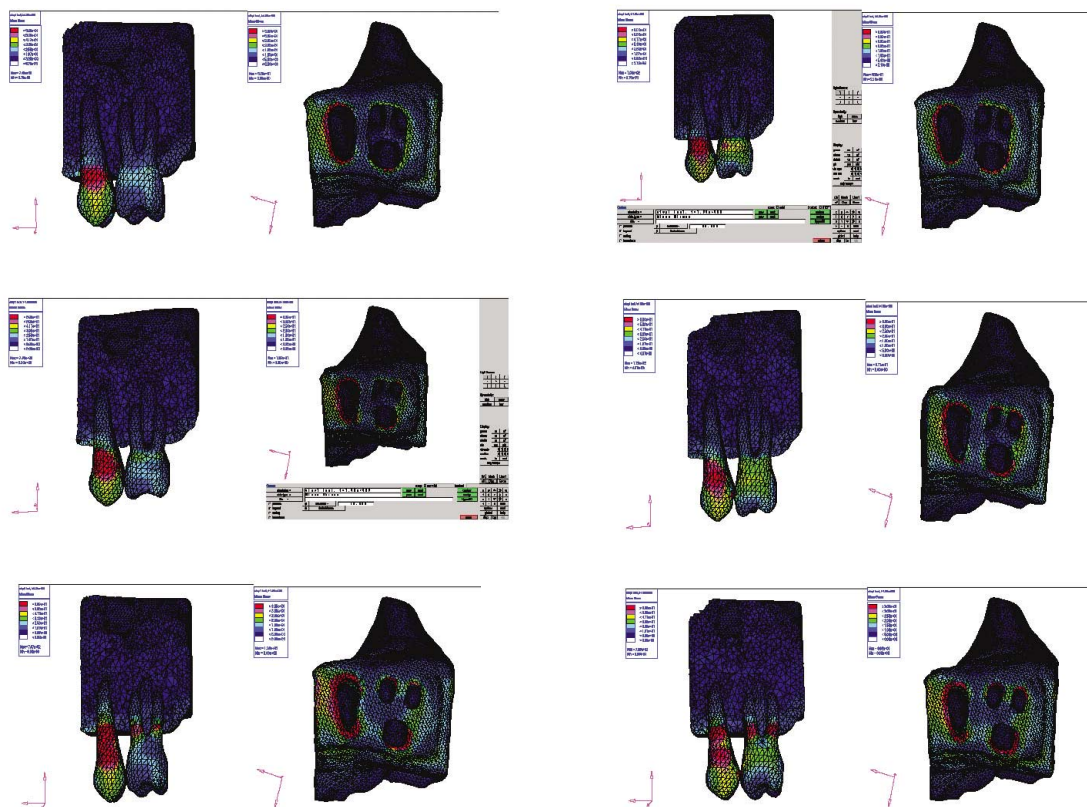
#### 1. 자연치 모델에서의 치관/치근비에 따른 응력 분포 양상

##### 1-1. 하중조건 1 (교합면의 중앙부에 수직 방향 하중)

모든 결과에서 치근과 피질골이 만나는 경부에 응력이 집중되는 양상을 보였다. 소구치, 대구치 모두에서 치관/치근 비에 따른 일정한 양상은 보이지는 않고 있으며 splinted의 경우가 non-splinted 경우보다 약간의 응력감소 효과를 보였다.

##### 1-2. 하중조건 2 (협측 교두의 내사면 중앙부에 수직 방향 하중)

피질골과 만나는 자연치 경부에 응력이 집중되어 나타났다. 치관/치근 비의 증가에 따라 응력이 비례적으로 증



**Fig. 4.** Stress contour on Model T under Load condition 5: non-splinted and splinted situations (left to right) ; C/R ratio 0.7:1, 1:1, 1.25:1 (top to bottom).



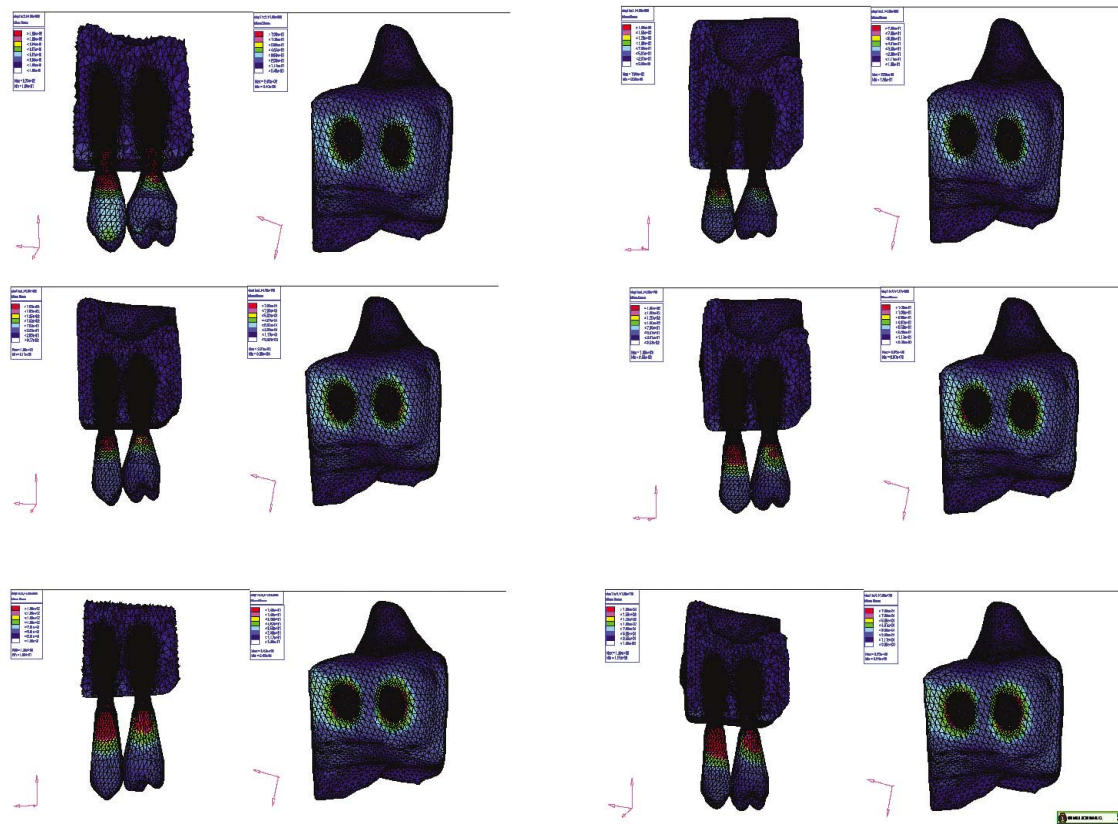


Fig. 5. Stress contour on Model I under Load condition 5: non-splinted and splinted situations (left to right); C/R ratio 0.7:1, 1:1, 1.25:1 (top to bottom).

가되는 양상을 보이지는 않으나, 0.7:1 과 1.25:1인 경우를 비교해 보면 응력이 1.25:1인 경우에 응력이 증가했다. splinted시 0.7:1인 경우를 제외하고는 응력이 감소했다.

1-3. 하중조건 3 (설측 교두의 내사면 중앙부에 수직 방향 하중)

설측과 원심측 경부에 응력이 집중되는 양상을 보였다. 치관/치근 비에 따른 응력 분포 변화의 일정한 양상을 보이지는 않았으나, splinted 시 응력감소 효과를 보였다.

1-4. 하중조건 4 (소구치의 협측 교두 내사면 중앙부에서 수평 방향 하중)

non-splinted의 경우 주로 소구치의 경부에 많은 응력이 나타났으며, 대구치에서는 경부에 주로 응력이 분포되고 있으나 소구치에 비해 상당히 작은 양이었다. 치관/치근비의 증가에 따른 응력분포는 대구치에서만 증가되는 양상이 보였다. splinted 된 경우 소구치에만 가해지던 응력이 대구치로 많이 분산되었으며, 소구치 자체에서

의 최대 유효응력도 70 MPa에서 39 MPa 정도로 감소되었다.

1-5. 하중조건 5 (소구치와 대구치 동시에 협측교두 내사면 중앙부에서 수평방향 하중) (Fig. 4)

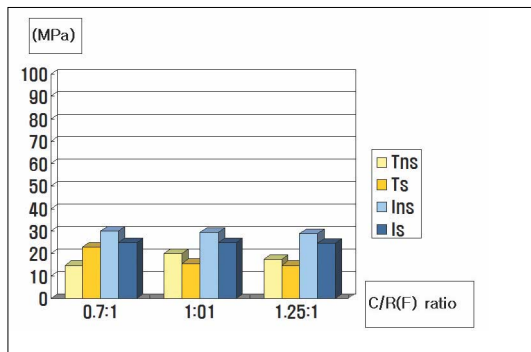
경부에 응력이 집중되는 양상. 치관/치근 비의 증가에 따라 치아들에 가해지는 전체 응력이나 최대 유효응력이 증가되었다. splinted시 전체 응력은 별 차이가 없으나, 최대 유효응력이 감소되는 양상을 보였다.

2. 임플란트 모델에서의 치관/고정체 비에 따른 응력분포 양상

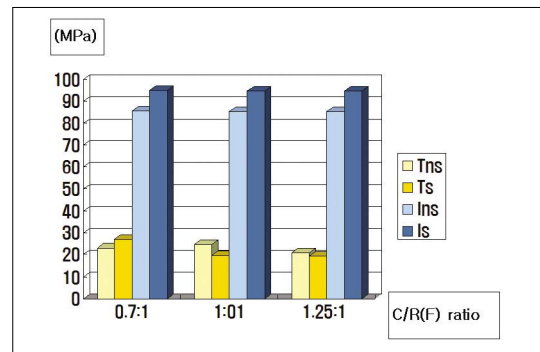
2-1. 하중조건 1 (교합면의 중앙부에 수직 방향 하중)

non-splinted 모델이나 splinted 모델 모두에서 피질골과 만나는 임플란트 경부에 응력이 집중되는 양상이 보였다.

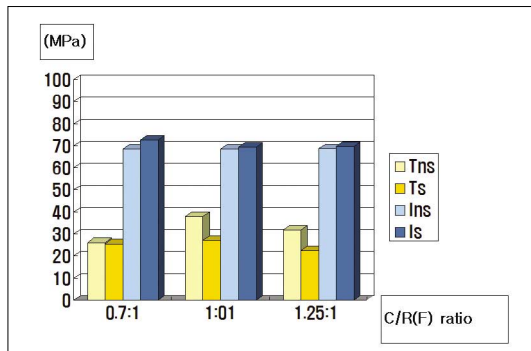
치관/고정체 비의 증가에 따른 응력의 증가나 감소는



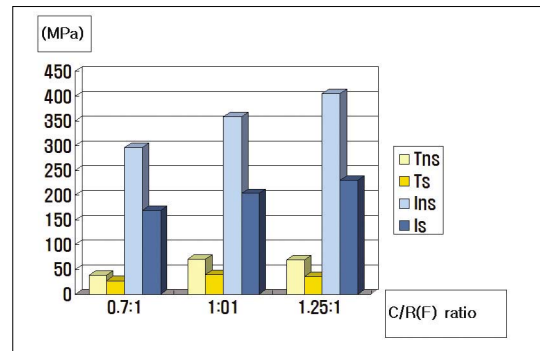
**Fig. 6.** Maximun von Mises stress under Load condition 1 (MPa); Tns: non-splinted tooth model, Ts: splinted tooth model, Ins: non-splinted implant model, Is: splinted implant model.



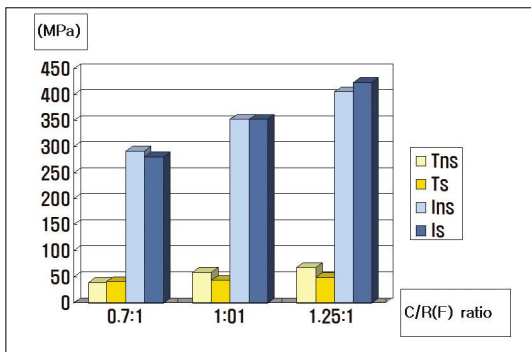
**Fig. 7.** Maximun von Mises stress under Load condition 2 (MPa); Tns: non-splinted tooth model, Ts: splinted tooth model, Ins: non-splinted implant model, Is: splinted implant model.



**Fig. 8.** Maximun von Mises stress under Load condition 3 (MPa); Tns: non-splinted tooth model, Ts: splinted tooth model, Ins: non-splinted implant model, Is: splinted implant model.



**Fig. 9.** Maximun von Mises stress under Load condition 4 (MPa); Tns: non-splinted tooth model, Ts: splinted tooth model, Ins: non-splinted implant model, Is: splinted implant model.



**Fig. 10.** Maximun von Mises stress under Load condition 5 (MPa); Tns: non-splinted tooth model, Ts: splinted tooth model, Ins: non-splinted implant model, Is: splinted implant model.

보이지 않았다. splinted된 경우, non-splinted인 경우보다 응력이 약간의 감소를 보이며, 분포 또한 좀 더 고르게 분포되어 나타났다.

## 2-2. 하중조건 2(협측 교두의 내사면 중앙부에 수직 방향 하중)

협측 경부에 응력이 집중되는 양상. 치관/고정체 비의 증가에 따른 응력변화는 거의 없었다. splinted시 소구치에서는 응력이 오히려 증가되고 대구치에서는 감소되는 양상을 보였고, 전체적으로 보았을 때, 전체 응력은 감소했으나, 최대 유효응력은 오히려 증가되어 나타났다.

### 2-3. 하중조건 3 (설측 교두의 내사면 중앙부에 수직 방향 하중)

경부 특히, 설측 경부에 응력이 집중됨. 치관/고정체 비에 따른 응력 변화는 별로 없었다. splinted시 소구치에서는 응력의 감소, 대구치에서는 응력의 증가가 나타났다. 결과적으로 전체 응력은 splinted시 감소하였으나 최대 유효응력은 증가된 상태를 보였다.

### 2-4. 하중조건 4 (소구치의 협측 교두의 내사면 중앙부에서만 수평 방향 하중)

임플란트 경부에 응력이 집중되는 양상이 보이며, 특히 협측 경부에 집중되는 양상을 보였다.

치관/고정체 비의 증가에 따라 응력의 증가를 나타냈다. non-splinted인 경우 소구치 치관부 임플란트에 집중되어 있던 응력이 splinted시 대구치 임플란트 쪽으로 상당량 분배되는 것을 볼 수 있었다. 전체적인 응력이나 최대 유효응력도 splinted시 많은 감소를 보였다.

### 2-5. 하중조건 5 (소구치와 대구치 동시에 협측교두의 내사면 중앙부에서 수평방향 하중) (Fig. 5)

경부에 응력 집중되었으며, 협측과 설측 경부에 특히 집중되었다. 치관/고정체 비의 증가에 따라 응력이 증가되는 양상을 보였다. splinted시 뚜렷한 응력감소 양상을 보이지는 않았다.

## 3. 최대 유효응력값의 분포 (Fig. 6, 7, 8, 9 and 10)

### 3-1. 자연치 모델에서의 최대 유효응력값

치관/치근 비의 증가에 따른 수직 하중조건 (하중조건 1,2,3)에서는 큰 변화 양상을 보이지 않았으나, 수평 하중조건 (하중조건 4,5)에서는 최대 유효응력값이 증가하는 양상을 보였으며, 특히, 하중조건 5에서는 일정한 증가 양상을 보였다.

같은 치관/치근비를 가지는 경우를 비교해 보았을 때, splinted된 경우가 non-splinted된 경우 보다 전반적으로 최대 유효응력값이 감소하는 양상을 보였으며, 수직 하중조건보다는 수평 하중조건에서 감소 양상이 더 컸다. 즉, 하중조건 4에서 splinting 효과에 의한 최대 유효응력값 감소가 확연하게 나타났으며, 하중조건 5에서도 같은 현상을 나타냈다. 이러한 최대 유효응력 값의 감소는, 치관/치근 비가 증가할수록 그 양상이 뚜렷했다.

### 3-2. 임플란트 모델에서의 최대 유효응력값

치관/고정체 비의 증가에 따른 수직 하중조건 (하중조

건 1,2,3)에서의 최대 유효응력값의 변화는 거의 없었으나, 수평 하중조건 (하중조건 4,5)에서는 그 값이 크게 증가하는 양상을 보였다.

같은 치관/고정체 비를 가지는 경우를 비교해 보았을 때, splinted된 경우가 non-splinted된 경우보다, 하중조건 4에서 최대 유효응력값이 크게 감소되는 양상을 보였다. 하지만 이 경우를 제외하고는, 최대 응력의 감소를 크게 보이지 않았으며, 하중조건 2, 3 그리고 5에서는 오히려 약간씩 증가하는 양상을 보였다.

## 총괄 및 고안

치과임상에서, 불리한 치관/치근 비를 가진 지대주는 부적절한 치과 치료, 혹은 임상치관의 길이를 증가시키거나 임상치근길이를 감소시키는 어떠한 외상이나 병적 변화에 의해 발생되며, 특히 치주질환에 의해 이런 증가된 치관/치근비를 보이는 경우가 많다.<sup>13</sup> 전통적으로 치관/치근 비가 1:2가 이상적이며, 1:1.5는 받아들여질 만하고, 1:1이 최대한으로 허용 가능한 비율로 생각되고 있다.<sup>14,16</sup> 그러나, 임상에서 접하는 많은 경우, 특히 치주질환에 의한 치아 상실후 임플란트 치료에 있어 이러한 치관/고정체 비를 기대하기란 쉽지가 않다. 이런 불리한 치관/치근 비를 가지는 치아를 지대주로 사용하는 경우의 보철물 설계는, 치태조절, 선택적 삭제에 의한 교합조정, splinting 등 고려해야 할 사항들이 많이 있다.<sup>13</sup> 예지성 있는 보철물은 교합력을 적절히 분산하도록 설계되어야 함에도, 실제 임상에서는 개인차가 심해서 성패에 관한 장기적 누적 자료에만 의존해서 그 결과를 추정하고 있는 실정이다. 이런 이유로 해서, 자연치중 특히 상악 소구치와 대구치부위, 그리고 동일부위의 임플란트 보철물에 관한 3차원 유한요소 분석을 이용하여 자연치와 임플란트에서의 치관/고정체 비에 따른 응력분포양상을 살펴봄으로써, 비록 *in vitro* 조건이기는 하지만, 향후 임플란트 치료계획 수립시 기준을 찾고자 했다.

잘 알려진 대로, 자연치에서, 치주인대가 응력 (stress)을 흡수하고 치아의 움직임을 허용할 수 있게 해주는 반면, 골-임플란트 계면은 임플란트의 움직임을 허용하지 않는다.<sup>17,18</sup> 이로 인해 임플란트가 자연치에 비해 더 큰 응력을 받을 것이라 예상할 수 있다. 본 연구 결과에서도 하중을 부여했을 때, 자연치와 임플란트에서의 유효응력값은 큰 차이를 나타냈다. 자연치와 임플란트 모두에서 수직방향의 하중이 가해진 경우에는, 치관/치근 비가 증가하는 경우에도 전체적인 유효응력값이나 최대 유효응력값이 눈에 띄게 변화하는 양상을 보이지는 않았다.

선학들의 많은 연구<sup>14,15,20</sup>에서 치관/치근 비가 불리한 치아들을 치료할 경우, 여러 치아들을 splinting 하는 것이 힘의 분산에 유리하다고 추천했다. Glickman 등<sup>21</sup>의 광탄성 실험결과에서 무치악부위에서 splinting된 치아들이 그렇지 않은 경우보다 힘의 분산이 더 잘되었다고 보고했다. 물론, 이 결과가 실제 사람에게 적용된다고는 볼 수 없지만, 다른 임상 관찰<sup>20</sup>과 의견을 같이 한다. 임플란트의 경우에도, Wang 등<sup>22</sup>은 2개의 인접한 소구치 임플란트 모형에서 중앙에 1 N의 수직, 수평력을 가한 3차원 유한요소 실험에서 splinting시 수평하중에 대해 최대 유효응력이 감소하므로 골질이 좋지 못한 경우 splinting할 것을 권하였다. 하지만, 본 실험의 임플란트 모델에서, 치관/고정체 비가 1:1인 경우까지만 이와 같은 결과를 나타냈으며 치관/고정체 비가 1.25:1로 증가한 경우는 오히려 splinting시 응력이 증가하는 결과를 보였다. 이 결과만으로는, 자연치아에서는 치관/치근 비가 증가함에 따라서 splinting이 응력을 감소시켜주는 효과가 있으나, 임플란트에서는 splinting이 응력을 감소시켜주는데 있어 효과가 크지 않다는 판단을 할 수 있다. 이것은 아마도, 자연치아는 치주인대가 치아의 움직임을 허용하거나 충격을 흡수하는 기능이 있는데 반해, 골-임플란트 계면은 임플란트의 움직임을 허용할 능력이 없는 구조<sup>17,18</sup> 때문인 것으로 사료된다.

치과 임플란트의 유한요소 분석에서 응력은 임플란트의 경부에 집중되며, 피질골 주위의 질과 양은 임플란트에서 골로의 응력 전달에 영향을 미친다고 한다.<sup>8</sup> 과도한 부하는 임플란트 경부 주위의 골밀도를 감소시키고 분화구 모양 (crater-like)의 결손부를 만든다고 동물 실험에서 밝혀졌다.<sup>23</sup> Hoshaw 등<sup>24</sup>은 임플란트에 과도한 부하가 가해진 경우 임플란트 경부 주위에 골흡수를 증가시키고 피질골의 광화율을 감소시킨다고 하였다. Papavasiliou 등<sup>12</sup>은 골유착 정도가 응력 분산에 영향을 미치며 모든 조건에서 첨부 응력 (apical stress)보다 치조정부 응력 (crestal stress)이 더 크다고 했다. 임플란트 경부의 응력 집중은 임플란트와 골 사이의 견고한 연결 때문이며, 피질골의 탄성계수가 해면골보다 크기 때문에 피질골이 변화에 더 잘 저항할 수 있다.<sup>25</sup> 본 연구의 결과에서도 모든 조건의 하중에서 응력은 피질골과 만나는 임플란트 경부에 집중됨을 알 수 있었다. 따라서, 임플란트 식립시 주변골, 특히 피질골의 존재유무 및 상태가 교합하중에 저항할 수 있는 중요 요소로 생각된다. 그러므로, 피질골상의 골-임플란트 계면에서의 최대응력에 대한 지속적인 관찰이 필요할 것으로 여겨진다.<sup>8</sup> 이런 응력집중 양상은 부하가 임플란트 중심에서 벗어날수록, 수직부하 보다는 수평부하일 수록 더 뚜렷이 나타나는 경향이 있었다. 다

른 문헌<sup>4,26</sup>에서도 이러한 결과를 뒷받침해 주고 있다.

Barbier 등<sup>27</sup>은 성견의 하악에 심은 임플란트 주위의 골 개조에 대한 수직적, 비수직적 교합력의 영향을 관찰한 결과, 골 개조현상과 골조직의 응력 분산과 높은 연관성이 있다고 하였다. 가장 높은 골개조 현상은 가장 높은 양의 응력 부위에서 나타나며, 발생된 응력의 수평적 응력 성분은 의해 결정되기 때문에 수평 하중을 피하거나 최소화 하는 것이 중요하다고 하였다. 최 등<sup>28</sup>도 임플란트 보철물의 점하중과 면하중에 따른 유한요소법적 응력 분석에서 축방향의 하중보다는 사선 방향에서의 하중시 최대 유효응력을 나타내며, 교합면 접촉 설계 시 면하중이 임플란트의 중심 축방향으로 가해지도록 설계하는 것이 바람직하다고 하였다. 본 연구에서도 중심에서 벗어난 수직하중일 때, Fig. 7과 8에 나타난 바와 같이, 중심에 수직하중이 가해진 경우보다 응력이 크게 작용하는 것으로 나타났으며, splinting시 응력의 감소 효과도 기대할 수 없으며 오히려 더 증가하는 결과를 나타냈다. 이것은 자연치의 경우에서 비록 교합력이 중심에서 벗어난 경우라도 splinting 효과에 의해 응력이 감소하는 양상을 보이는 것과는 다른 현상이다. 그럼에도 불구하고, 중심에서 벗어난 수직하중의 경우라도 치관/치근비의 증가에 따라서 그 응력값이 증가하는 양상은 보이지 않았다. 치과 임플란트에 가해지는 non-axial loading을 감소시켜야 한다는 개념은 통상적인 것으로 널리 알려져 왔다. 이런 유해한 측방력을 피하기 위해서 구치부 교두 경사도를 감소시켜야 한다고 제기되어 왔다.<sup>29</sup> 또한, 본 연구의 결과를 볼 때, 교합접촉점의 위치 또한 응력 분산에 매우 중요한 요소라고 사료된다.

Ishigaki 등<sup>7</sup>은 저작 기능하에서 임플란트와 자연치주위 지지골에서의 생역학적 응력 분포를 밝히는 3차원 유한요소 분석을 통해 개개 환자의 저작 형태에 맞는 교합형태가 임플란트 보철 수복에 필요하며, 구강 임플란트의 생역학을 이해하기 위해서는 저작 기능하에서 교합을 고려하는 것이 중요하다고 제시하고 있다. 또한 Zhang 등<sup>30</sup>은 동적인 하중과 정적인 하중을 비교한 3차원 유한요소분석에서 동적인 하중이 더 큰 영향을 미칠 뿐 아니라, 골-임플란트 계면에 더 큰 최대 응력을 발생시킨다고 하였다. 본 연구에서는 정적인 하중만을 사용하였는데, 차후에는 기능적 하중 조건 하에서의 연구도 필요할 것으로 생각된다.

아울러, 본 연구에서는 단일 직경 및 길이의 임플란트만을 사용하였는데, 차후에 다양한 직경과 길이 및 각도를 가진 임플란트를 비교하는 실험도 필요할 것으로 사료된다.



## 결론

3차원 유한 요소법을 이용하여 상악 제2소구치, 제1대구치와 이에 상응하는 임플란트에서 치관/고정체 비를 0.7:1, 1:1, 1.25:1가 되도록 모형을 제작하여 300 N의 하중을 수평 및 수직방향으로 가해 임플란트 주변골의 유효 응력을 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 모든 하중 조건하에서 자연치와 임플란트 모두에서 피질골과 인접하는 경부에 응력이 집중되는 양상을 보였다.
2. 치관/치근 (고정체) 비가 증가함에 따라 자연치와 임플란트 모두에서 교합면에 수직적 하중을 가한 경우에는 응력의 변화가 뚜렷하지 않았으나, 수평적 하중을 가한 경우에는 응력이 증가하는 양상을 보였다.
3. 자연치의 경우에 치관/치근비가 증가함에 따라 splinting이 응력감소 효과를 보였고, 임플란트의 경우에는, 치관/고정체 비가 증가함에 따라 splinting이 수직 하중조건에 응력감소효과를 보였으나, 중심에서 벗어난 하중조건에는 최대응력이 오히려 증가하는 양상을 보였다.
4. 임플란트의 경우, 치관/고정체 비가 증가함에 따라 splinting이 수평하중조건 4에서 뚜렷한 응력감소 효과를 보이나, 수평 하중조건 5에서는 응력감소 효과가 감소되고, 특히 치관/고정체 비가 1.25:1인 경우에는 오히려 응력의 증가를 보였다.

이 제한된 조건의 연구결과에 의하면, 임플란트 보철물은 치관/고정체 비가 커질수록 더 큰 응력을 받게 되고, splinting의 효과도 감소하게 된다. 또한 교합하중이 임플란트의 장축을 벗어나거나 중심에서 벗어난 경우 응력이 커지는 것으로 사료된다.

## 참고문헌

1. Brånemark PI, Breine U, Lindström J, Adell R, Hansson BO, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969;3:81-100.
2. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:143-52.
3. Himmlöva L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2004;91:20-5.
4. Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: A working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res* 1999;10:429-44.
5. Davarpanah M, Martinez H, Tecucianu JF. Apical-coronal implant position: recent surgical proposals technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:865-72.
6. Yang HS, Lang LA, Felton DA. Finite element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1999;81:721-8.
7. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin Oral Implants Res* 2003;14:97-102.
8. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. 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* 2004;91:144-50.
9. Ismail YH, Pahountis LN, Fleming JF. Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int J Oral Implantol* 1987;4:25-31.
10. Canay S, Hersek N, Akpınar I, Asik Z. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence Int* 1996;27:591-8.
11. Timoshenko S, Young DH. Elements of strength of materials. 5th ed. Florence: Wadsworth; 1968 p.377-90.
12. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prostheses type, and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996;76:633-40.
13. Penny RE, Kraal JH. Crown-to-root ratio: Its significance in restorative dentistry. *J Prosthet Dent* 1979;42:34-8.
14. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. 1st ed. CV Mosby; 1988. p48-50.
15. Reynolds JM. Abutment selection for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1968;19:483-8.
16. Dykema RW. Fixed partial prosthodontics. *J Tenn Dent Assoc* 1962;43:309-30.
17. Chapman RJ. Principles of occlusion for implant prostheses: Guidelines for position, timing and force of occlusal contacts. *Quintessence Int* 1989;20:473-80.
18. Ashman RB, Van Buskirk WC. The elastic properties of a human mandible. *Adv Dent Res* 1987;1:64-7.
19. Akpınar I, Anil N, Parnas L. A natural tooth's stress distribution in occlusion with a dental implant. *J Oral Rehabil* 2000;27:538-45.
20. Glickman I, Stein RS, Smulow JB. The effect of increased functional forces upon the periodontium of splinted and non-splinted teeth. *J Periodontol*

- 1961;32:290-9.
21. Glickman I, Roeber FW, Brion M, Pameijer JH. Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. *J Periodontol* 1970;41:30-5.
22. Wang TM, Leu LJ, Wang J, Lin LD. Effect of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around in poor quality bone: A numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:231-7.
23. Duyck J, Rønold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: An animal experimental study. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:207-18.
24. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Brånemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:345-60.
25. Ichikawa T, Kanitani H, Wigianto R, Kawamoto N, Matsumoto N. Influence of bone quality on the stress distribution. An *in vitro* experiment. *Clin Oral Implants Res* 1997;8:8-22.
26. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a three-dimensional, finite-element study. *J Oral Rehabil* 1996;23:757-63.
27. Barbier L, Vander SJ, Krzesinski G, Schepers E, Van der Perre G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehabil* 1998;25:847-58.
28. Choi MH, Kang JS, Boo SB, Oh SH, An OJ, Kang DW. Finite element stress analysis according to the point and surface occlusal loads on the implant prosthesis. *J Kor Acad Stomatognethic & Occlusion* 2004; 20:83-94.
29. Weinberg LA. Reduction of implant loading with therapeutic biomechanics. *Implant Dent* 1998;7:277-85.
30. Zhang JK, Chen ZQ. The study of effects of the elastic modulus of the materials substitute to human hard tissues on the mechanical state in the implant-bone interface by three-dimensional anisotropic finite element analysis. *West China J Stomatol* 1998;16:274-8.

## Stress distribution in bone surrounding maxillary molar implants under different crown-to-fixture ratio: A 3D FEM analysis

Jong-Chan Park<sup>1</sup>, DDS, MSD, Sang-Wan Shin<sup>1</sup>, DDS, MPH, PhD, MSc

Kung-Rock Kwon<sup>2</sup>, DMD, MSD, PhD

<sup>1</sup>Graduate student, <sup>2</sup>Professor, Department of Advanced Prosthodontics,  
Graduate School of Clinical Dentistry, Korea University, Korea

<sup>3</sup>Professor, Department of Prosthodontics, Graduate School of Dentistry, KyungHee University, Korea

**Statement of the problem:** Under anatomical limitations on maxillary posterior region, a poor crown-to root ratio acting on dental implants can result in undesirable stress in surrounding bone, which in turn can cause bone defects and eventual failure of implants. **Purpose:** The purpose is to compare stress distribution due to different crown-root ratio and effect of splinting between natural teeth and implants in maxillary molar area under different loads. **Material and methods:** Analysis of stress arising supporting bone of the natural teeth and the implant was made with 3-dimensional finite element method. The model simulated naturel teeth was made with 2nd premolar and 1st molar in the maxillary molar region (Model T). The model simulated implants placed on same positions with two parallel implants of Straumann Dental Implant cemented abutment (Model I). Each model was designed in different crown-root ratio (0.7:1, 1:1, 1.25:1) and set cement type gold crown to make it non-splinted or splinted. After that, 300 N force was loaded to each model in five ways (Load 1: middle of occlusal table, Load 2: middle of buccal cusp, Load 3: middle of lingual cusp, Load 4: horizontal load to buccal cusp of anterior abutment only, Load 5: horizontal load to middle of buccal cusp of each abutment), and stress distribution was analyzed. **Results and conclusion:** On all occasions, stress was concentrated at the cervical region of the implant. Under load 1, 2 and 3, stress was not increased even when crown-root ratio increases, but under load 4 and 5, when crown-root ratio increases, stress also increased. There was difference in stress values between natural teeth and implants when crown-root ratio gradually increases; In case of natural teeth, splinting decreased stress under vertical and horizontal loads. In case of implants, splinting decreased stress under vertical loads 1,2 and 3, but increased maximal stress under loads 2 and 3. Under horizontal loads, splinting decreased stress, however the effect of splinting decreased under load 5 than load 4. Furthermore, the stress was increased, when crown-root ratio is 1.25:1. **Clinical implications:** This limited finite element study suggests that the stress on supporting bone may be increased under non-axial loads and poor crown-root ratio. Under poor crown-root ratio, excessive stress was generated at the cervical region of the implant, and decreased splinting effect for stress distribution, which can be related to clinical failure. (*J Kor Acad Prosthodont* 2008;46:479-89).

**Key words:** Stress distribution, Implant, Maxillary molar, Finite element analysis, Crown-fixture ratio

Corresponding Author: **Kung-Rock Kwon**

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Kyung Hee University 1, Hoigi-dong, Dongdaemun-gu, Seoul, 130-701, Korea

Tel.: +82 2 958 9340

E-mail: krkwon@khu.ac.kr

Article history

Revised January 3, 2008 / Last Revision May 1, 2008 / Accepted August 11, 2008.