

주변 골흡수 양상에 따른 임플란트와 골의 응력분산에 관한 유한요소 분석

이종혁^{1,2} · 김성훈² · 이재봉² · 한중석² · 양재호^{2*}

¹단국대학교 치과대학 보철학교실, ²서울대학교 치의대학원 치과보철학교실

연구목적: 본 연구에서는 임플란트 주변 골흡수 양상의 차이가 임플란트와 주변골의 응력 분산에 미치는 영향을 알아보기 위해 수평 골흡수와 임플란트 주변 수직 골흡수에 있어서 주변골의 응력분산, 생물학적 폭경의 형성과 응력분산의 변화 관계 및 병적인 골흡수시의 주변골 응력분포를 유한요소 분석법을 사용하여 비교하고자 하였다.

연구 재료 및 방법: 우측 제 1 소구치 전방에서 제 2 대구치 후방까지의 하악골 모형에서 자연치를 제거하고 직경 4.0mm, 길이 10.0mm의 나사형 임플란트를 제 1 대구치 부위에 식립하였다. 수평 수직 골흡수의 차이를 보기 위하여 골흡수가 나타나지 않은 형태를 대조군 (I)으로 하여, 1.5mm 수평 골흡수 (H1.5), 3.0mm 수평 골흡수 (H3.0) 모형과 이에 상응하는 수직 골흡수 모형 (VW1.5: 1.5mm, VW3.0: 3.0mm)을 설계하였고, 생물학적 폭경의 형성과 응력 변화를 관찰하기 위해 생물학적 폭경이 형성되는 과정을 가정한 모형 (B0: 피질골에서 임플란트와의 골유착이 없이 밀접하게 접촉된 상태, B1: 피질골에 0.5mm 폭의 수직 골흡수가 발생한 상태)과 생물학적 폭경이 형성된 상태 (B2)의 모형을 설계하였으며, 생물학적 폭경이 형성된 상태는 0.5mm 폭을 가지며 임플란트 장축에 경사진 형태를 가지고 있는 1.5mm 길이의 수직 골흡수 상태로 형성하였다. 병적 골흡수 상태는 수직 골흡수를 가정한 기존 모형 (VW1.5, VW3.0)과 골흡수가 더 진행된 VW4.5, 기저부에 피질골화가 이루어지지 못한 VO3.0, VO4.5, VO6.0모형을 추가하였다. 하중조건은 수직, 수평하중 그리고 협축 45° 경사하중을 각각 100N씩 임플란트 보철물 부위에 가하였다.

결과: 분석결과 수평 골흡수와 수직 골흡수에 있어서 전반적인 응력의 크기와 임플란트에 가해지는 응력의 크기는 서로 대응하는 모형에서 유사하였으며, 수직 골흡수에서 수직력을 받을 때 C2에서 C4로 1.5mm의 골흡수가 증가하였으나 골에서 발생한 최대응력은 오히려 감소하였다. 수직 골흡수에서 응력이 결손부의 수직 벽을 통해 상부로 분산되는 것을 볼 수 있었다. 생물학적 폭경 형성 단계에서 응력이 가해지는 경우 피질골에서의 결합이 없는 A2에서 피질골 전반에 높은 응력이 발생하였으며 생물학적 폭경의 완성을 가정한 B1에서는 임플란트와 피질골의 경계에서 발생한 응력이 경사진 피질골을 따라서 퍼져나가고 있음을 보였다. 병적 골흡수에서 골결손부 하방에 피질골이 없는 경우는 골흡수에 비례하여 응력이 증가 하였으나 피질골이 있는 경우에는 응력의 증가가 골흡수량의 증가와 비례하지 않음을 보였다.

결론: 임플란트 주변 골흡수의 양이 같아도 흡수된 형태에 따라 발생하는 응력의 크기와 응력분산이 다르게 나타났으며 초기 골흡수 현상은 피질골과의 결합이 약할 때 이 부위에 응력이 증가되어 나타나며, 이후 응력이 감소되어 평형을 이루는 것으로 보인다. 수직 골흡수가 증가할 경우 피질골의 존재 유무가 응력 분산에 큰 영향을 미치며 피질골이 있는 경우 일정 범위에서 응력의 감소가 나타나 응력분산에 유리한 형태에서 골흡수의 진행을 감소시킬 수 있을 것으로 보인다. (*대한치과보철학회지 2010;48:111-21*)

주요단어: 임플란트, 응력분산, 유한요소분석, 수평 골흡수, 수직 골흡수

서론

임플란트를 이용한 무치악 부위의 수복은 Per-Ingvar Brånemark이 1965년 골유착 현상을 발견한 이후 성공적으로 사용되어 왔으며 현재는 치과의 진료분야 중 가장 예측 가능한 치료의 하나로 자리잡았다.¹ 성공적인 임플란트 치료를 위해 많은 연구가 진행되어 왔으며, 임플란트 주변 골흡수 현상에 대한 연구는 매우 관심이 높은 분야 중 하나이다. 임플란트 주변 골흡수 현상은 임플란트 식립 후 일정기간 나타나는 초기 골흡수와 지속적으로 나타나는 점진적 골흡수 현상으로 나눌 수 있는데 점진적인 골흡수는 임플란트의 골유착이 완전히 파괴될 때 까지 나타나는 현상으로 Misch 등²과 Isidor³는 과도한 외력을 그 원인으로 지적하였으며 Saadoun 등,⁴ Lindhe 등⁵과 Lang 등⁶은 임플란트 주위염이 그 원인이라 하였다.

초기 골흡수의 가능한 원인으로는 수술시의 손상이나 치유 기간 동안의 임플란트에 가해진 부주의한 외력 그리고 지대주 연결 후 첫 일년간의 부적절한 부하 등⁷이 추정되었으나, 다른 연구자들은 이 현상이 임플란트 주위의 생물학적 폭경 형성과 관련이 있다고 하였으며^{8,9} 생역학적 원인에서 그 이유를 찾기도 하였다.¹⁰ 생역학적인 요인에는 임플란트 경부의 표면형태^{11,12}, 부착요소의 부여¹⁴ 등 임플란트적인 요소들과 골질, 골량 등의 환자적 요소들이 관여 한다고 하였다.¹⁰ 이러한 초기 골흡수는 대부분 기능 후 몇 년 이내에 발생하며 한정적이다.¹⁵ Albrektsson 등¹⁶은 임플란트의 성공을 평가함에 있어 초기의 한정된 수직 골흡수의 발생을 인정하고 있으며, Smith와 Zab¹⁷도 문헌연구 결과 임플란트의 기능 첫 해에 최대 1.5mm의 골흡수가 발생한다고 하였으며, 많은 연구에서 초기 골흡수가 발생한 후에는 골의 높이가 일정하게 유지됨을 보고하고 있다.¹⁸⁻²⁰ 이러한 골흡

*교신저자: 양재호

110-749 서울시 종로구 연건동 28 서울대학교 치의대학원 치과보철학교실 02-2072-3393; e-mail, jhoyang@smu.ac.kr

원고접수일: 2010년 1월 12일 / 원고최종수정일: 2010년 3월 29일 / 원고채택일: 2010년 4월 5일

수 양의 급격한 감소는 응력에 대한 골의 적응현상²¹으로 보았는데 Adell은 임플란트가 초기에 받은 응력에 대해 최종적으로 응력의 평형을 이룬다는 개념을 제시하였다.⁷ 그러나 응력을 받지 않은 상태에서도 골흡수 현상은 나타나며 생물학적 폭경의 형성이 가장 주목 받는 원인의 하나이다.^{8,9} 생물학적 폭경은 외부로부터 골조직을 보호하기 위해 생리적으로 형성되어 안정된 연조직의 두께로 정의되며,²² Cochran 등⁸은 일체형 개방형 임플란트 주위에서 생물학적 폭경의 존재를 보고하였고 자연치와 유사한 형태의 상피부착을 관찰하였다. 임플란트에서 이들 조직의 폭경은 자연치에서와 유사한 것으로 보고되고^{8,23} 있으며 다양한 원인이 지목되고 있다.^{24,25} 형성 시기는 개방형 임플란트의 경우 생물학적 폭경은 임플란트 식립 직후 형성되기 시작하며 폐쇄형 임플란트의 경우는 2차 수술 후 치유용 지대주가 연결되면서 형성이 시작된다. 이것은 골흡수가 임플란트에 응력이 가해지기 이전에 시작됨을 의미한다. Engquist 등²⁶이 Astra Tech사와 Brånemark사의 임플란트를 비교한 3년간의 관찰 실험에서 두 임플란트 간에서 최종 치조골 높이는 유사하였으나 치유 지대주 연결 전후의 골흡수 양상에 차이가 있었다. 이는 초기 교합력이 가해지기 이전에 임플란트에 따라 임플란트 주변의 골 형태가 다를 수 있다는 것을 보여준다.

유한요소분석을 통한 임플란트와 골에서의 응력양상에 관한 많은 연구가 있어왔으나 임플란트 주변 골의 흡수형태를 반영한 모형을 사용한 경우는 드물며 골흡수가 진행되는 상황에서 응력의 분산이 어떻게 변화하는 지에 대한 연구가 필요하였다. 이에 본 연구에서는 유한요소 분석법을 사용하여 임플란트 주변 골흡수의 양상의 차이가 임플란트와 주변골의 응력 분산에 어떤 영향을 미치는지 비교분석하기 위해 수평 골흡수와 임플란트 주변 수직 골흡수에 있어서 주변골의 응력분산, 생물학적 폭경의 형성과 응력 분산의 변화, 그리고 병적인 골 흡수시의 주변골 응력분포의 3가지 분석을 시행하였으며, 이들을 비교 분석하여 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

연구 재료 및 방법

1. 유한요소 모형의 설계

본 연구의 모형은 하악 제1대구치 부위에 임플란트를 식립하여 단일치로 수복하는 것을 가정하였다. 하악 우측에 정상 치열을 갖는 환자의 CT scan data를 재구성하여 제1소구치 전방에서 제2대구치 후방까지의 하악골 모형을 제작하였다. 모형은 협설면 비대칭 형태로 내사선과 외사선등 실제 악골의 해부학적 형태를 부여 하였고 자연치는 실험의 편의를 위해 모형에서 제거하였다 (Fig 1 A, B). 피질골의 두께는 1.5 mm로 하였으며 대조군 (I) 모형의 경우 하악골의 폭경은 최대 16 mm, 높이는 31 mm로 설정하였다 임플란트가 식립된 상부는 직경 4 mm의 임플란트를 수용하기 위해 6 mm로 하였다. 피질골과 해면골은 모형의 단순화를 위해 골모형에 균질성, 등방성, 선형탄성을 부여하였다.

요소의 크기는 임플란트와 임플란트 주변 관심부위에서는 정밀한 분석을 위해 200 μm 내외의 크기로 하였으며 임플란트에서 반경 4 mm 이외의 부위는 2.0 mm 내외의 크기를 사용하였다 (Table I).

임플란트는 기존의 Brånemark system 임플란트 형태에 근거하여 직경 4.0 mm, 길이 10.0 mm의 임플란트를 설계하였으며 임플란트에 특수한 형태를 부여하거나 표면처리에 따른 변수는 부여하지 않았다 (Fig. 1 C). 상부 구조물은 시멘트 유지형으로 설계하였으나 본 실험의 목적이 악골과 임플란트에서의 응력 분산을 보고자 하였기 때문에 모형의 단순화를 위해 지대주와 보철물이 완전 고정되어 있다고 가정하였으며 실험결과에서는 제외하였다. 임플란트의 식립 깊이는 임플란트와 지대주의 연결부가 치조골연과 일치하도록 하였다. 분석에 사용된 모형은 12종류로 골흡수가 없는 형태 (I), 생물학적 폭경의 형태 (B), 수직골흡수 형태 (V) 그리고 수평골흡수 (H)로 구별하였다 (Fig. 2). 각각의 분석 조건에 따른 악골모형은 다음과 같다.

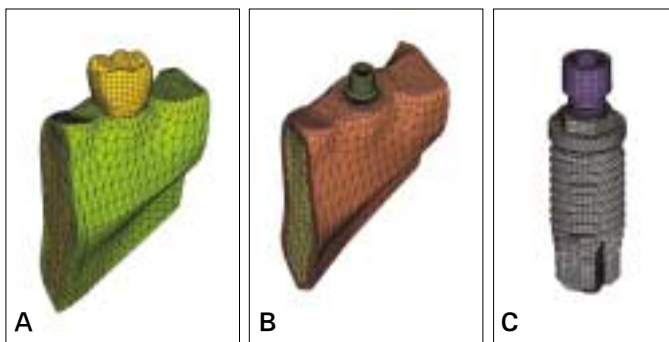


Fig. 1. FEA models in these experiments. A, Full contour with crown; B, Bone with implant and abutment (purple: cortical bone, brown: cancellous bone); C, Implant with abutment screw.

Table I. Elements and nodes in these experiments

Model	Number of nodes	Number of elements
I	47358	228602
B0	47796	228602
H1.5	45664	216894
H3.0	43707	204013
B1, VO1.5	47027	224208
B3	50820	246525
B4, VW1.5	47027	224208
VO3.0	46553	218986
VW3.0	46553	218986
VO4.5	46086	213805
VW4.5	46086	213805
VO6.0	45611	208525

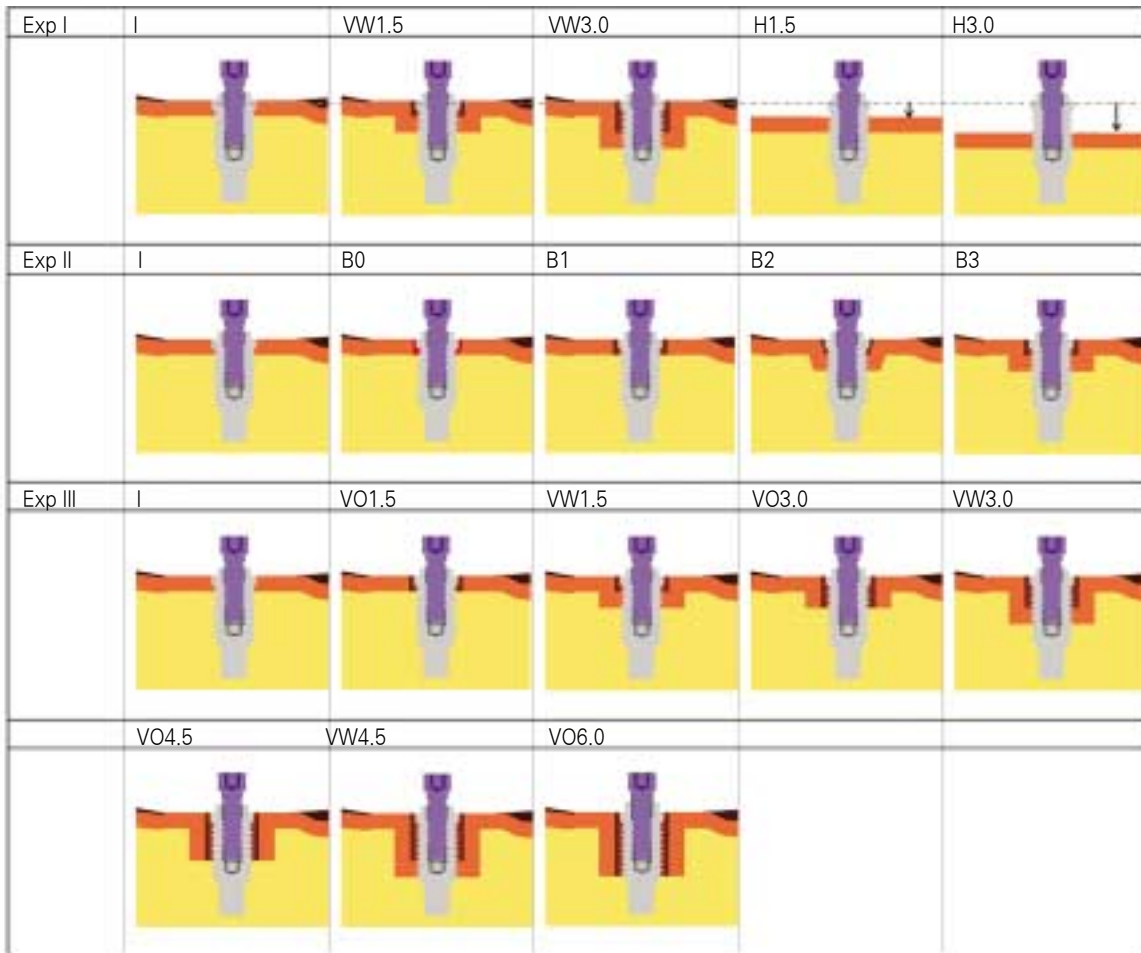


Fig. 2. Schematic diagrams of experimental model. I: Initial state, VW1.5: 1.5 mm vertical bone loss with cortical bone contact, VW3.0: 3.0 mm vertical bone loss with cortical bone contact, H1.5: 1.5 mm horizontal bone loss, H3.0: 3.0 mm horizontal bone loss, B0: no resorption but slip mode in cortical bone, B1: loss of cortical bone contact (1.5 mm depth, 5.0 mm diameter, cylinder shape), B2: angled defect assuming stable state of implant with biologic width (1.5 mm deep, 5.0mm diameter at top), B3: vertical bone loss (1.5 mm deep, 5.0 mm diameter, cylinder shape) with cortical bone contact, VO: vertical bone loss without cortical bone contact.

• 분석 I: 수평 골흡수와 수직 골흡수에 따른 악골의 응력분포
악골모형은 골흡수가 나타나지 않은 형태 (대조군 I), 1.5 mm 수평 골흡수 (H1.5)와 3.0 mm 수평 골흡수 (H3.0) 모형, 그리고 이에 상응하는 수직 골흡수 모형 (VW1.5: 1.5 mm, VW3.0: 3.0 mm)을 설계하였다 (Fig. 2). 악골의 흡수형태는 각도에 의한 응력 변이를 배제하기 위하여 90° 형태를 부여하였고, 골 흡수가 발생한 부위의 폭은 임플란트 중심축에서 2.5 mm의 반지름을 가지는 원통형 구조로 하여 임플란트로부터 약 0.5 mm 이격 되도록 하였다. 골흡수 부위는 피질골로 이장되도록 하였으며 1.5 mm의 균일한 두께를 부여하였다. 수직 골흡수와 수평 골흡수에서 임플란트와 피질골의 접촉 부위는 각기 대응하는 모형에서 동일하게 위치되도록 하였다.

• 분석 II: 생물학적 폭경의 형성과 응력 분산
악골모형은 골흡수가 나타나지 않은 형태 (대조군 I), 생물학적 폭경이 발생하는 과정을 가정한 초기모형 (B0: 피질골 부위에서 임플란트와 골이 긴밀하게 접촉되어 간격은 없으나 결합

하고 있지 않아 미끄러짐이 발생할 수 있는 상태 (slip mode), B1: 피질골에 0.5 mm 폭의 수직 골흡수가 발생한 상태), 생물학적 폭경이 형성된 상태로 구분하였다 (B2, B3). 생물학적 폭경이 형성된 상태에서 B2 모형은 문헌고찰^{27,28}을 통해 0.5 mm 폭을 가지며 임플란트 장축에 경사진 형태를 가지고 있는 1.5 mm 깊이의 수직 골흡수 상태를 형성하였다. B1의 수직 골흡수 결손부위는 악골모형의 치조골 상부와 동일하게 1.5 mm 두께의 피질골로 피개되어 있는 것을 가정하였다. 골흡수 형태의 경사면이 응력 분포에 미치는 영향을 비교하기 위해 수직 골흡수의 VW1.5군과 형태가 같은 B3군을 추가하였다.

• 분석 III: 병적 골흡수 발생시 응력 분산
악골모형은 수직 골흡수를 가정한 기존 모형 (CW1.5, 3.0)에서 병적인 골흡수시에 피질골화가 이루어지지 못한 것을 가정하여 임플란트와 접촉하는 부위의 피질골이 파괴되어 없어진 형태를 가정하여 CO3.0, CO4.5 모형을 추가하였으며 골흡수가 더 진행된 CW4.5, CO6.0 모형을 설계하였다.

2. 물성, 경계조건, 하중조건

본 실험에서 가정된 물성은 선학들의 연구를 참고하였으며 Table II에 정리하였다. 상부 보철물인 금속관은 물성을 지대주와 같은 것으로 가정하였다. 경계조건은 우측 하악 제1소구치 부위 전방과 하악 제2대구치 부위 후방에 x, y, z 세 방향 변위 고정으로 설정하였으며, 하중은 수직하중 (보철물 교합면 중앙), 협설 방향의 수평하중 (보철물 협면 중앙) 그리고 협축 45° 경사하중 (협축 교두 중앙)을 각각 100 N씩 가하였다 (Fig. 3. A, B).

3. 유한요소응력분석

유한요소 모델링은 ANSA (BETA CAE Systems, Thessaloniki, Greece)를 사용하였으며, 응력 해석을 위해 ABAQUS version 6.5-1 (ABAQUS Inc., Providenc, RI, USA)를, 후처리는 ABA/Post version 6.5-1 (ABAQUS Inc., Providenc, RI, USA)을 사용하였다. 응력의 분포는 von Mises stress를 응력의 크기에 따라 모형에 응력 등고선식 (stress contour plot)을 이용하여 시각화하여 표현하였으며 최대 von Mises stress를 구하여 막대그래프로 표시하였다. 이때 상부 보철물을 포함한 전체에서의 값 (Total)과 임플란트 내에서의 값 (Implant) 그리고 악골 내에서의 값 (Bone)을 구하여 각기 표시하였다. 또한 악골 내에서의 응력 분산 양상을 정량화 하기 위해 임플란트 중심축에서 2.5 mm, 3.0 mm 거리에 근, 원심, 협, 설측 절점을 형성하고 (Fig. 4. A, B) 임플란트 장축과 평행하게

Table II. Young's modulus & Poisson's ratio in selected materials

Material	Young's modulus (Gpa)	Poisson's ratio
Abutment	105.0	0.30
Abutment screw	105.0	0.30
Implant	105.0	0.30
Cortical bone	14.0	0.30
Trabecular bone	1.5	0.45

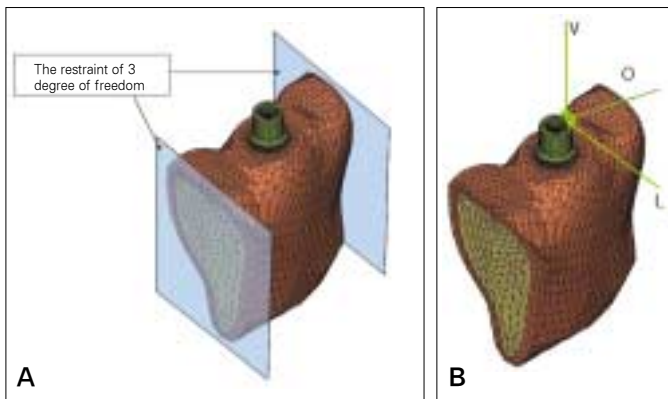


Fig. 3. A, Boundary conditions; B, directions of forces. V: vertical load, L: lateral force, O: Oblique force (45° inclined to the long axis of implant).

치조골정에서부터 수직으로 0.25 mm 간격으로 von Mises 값을 구하여 선 그래프로 표시하였다.

결과

• 분석 I: 수평 골흡수와 수직 골흡수에 따른 악골의 응력분포
 요소별 최대응력을 막대 그래프로 도식화하였으며 (Fig. 5), von Mises stress를 응력 등고선식으로 나타내었을 때 최대응력은 모든 모형에서 임플란트와 피질골이 접촉하는 부위에서 발생하였으며, 수직력을 가했을 때는 악골의 수평흡수 증가에 따라 최대응력이 증가하지 않았으나 측방력이 가해졌을 때는 수평 골흡수의 정도에 따라 악골에 발생하는 응력이 증가하는 것을 볼 수 있었다. 수직력이 가해진 경우에서 수직 골흡수량이 같은 VW3.0에서 H3.0에 비해 최대 응력이 전반적으로 줄어든 것을 볼 수 있었다 (Fig. 6).

악골 내의 절점에서 얻어진 응력의 값을 그래프로 분석한 결과 피질골 상부에서 깊이 방향으로 진행하면서 응력의 변화 형태를 볼 수 있었고 I, H1.5, H3.0에서 응력의 분산 형태가 유사함을 볼 수 있었으며 흡수량의 증가에 따라 응력의 크기가 커짐을 볼 수 있었다. 수직 골흡수인 VW1.5와 VW3.0에서 수평 골흡수와는 다른 응력양상을 볼 수 있었으며 이는 측방력이 가해졌을 때 더 많이 달라짐을 볼 수 있었다 (Fig. 7-10). 또한 수직 골흡수 부위의 상방 피질골에서도 응력이 발생하고 있음을 볼 수 있었으며 골 결손부의 수직 축벽은 응력이 작게 발생하고 있음을 알 수 있었다.

• 분석 II: 생물학적 폭경의 형성과 응력 분산

von Mises stress를 응력 등고선식으로 나타낸 결과, I에서는 피질골의 상부에 많은 응력이 집중되는 현상을 보이나 B0에서는 피질골 전체에 응력이 퍼져 있는 것을 볼 수 있었다 (Fig. 11). 피질골의 접촉이 상실되고 해면골에 의해서만 임플란트가 유지될 경우인 B1에서 최대 von Mises stress 값은 줄어든 것을 볼 수 있지만 임플란트와 접촉한 해면골에 전반적으로 응력이 증가

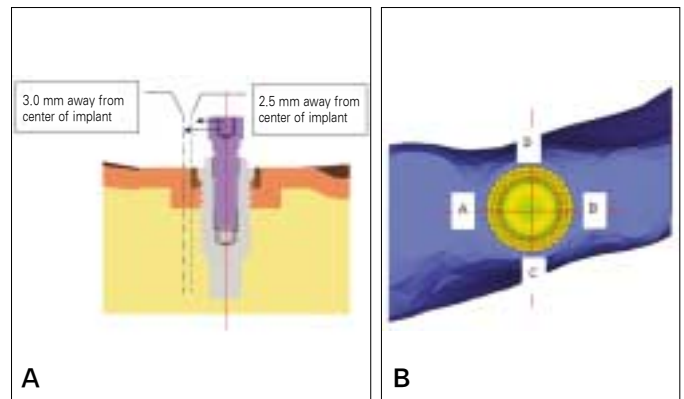


Fig. 4. Measuring points and nomenclature of nodes. ie) A3.0 means location A in figure B and 3.0 mm away from the long axis of implant A. A: distal, B: mesial, C: buccal D: lingual.

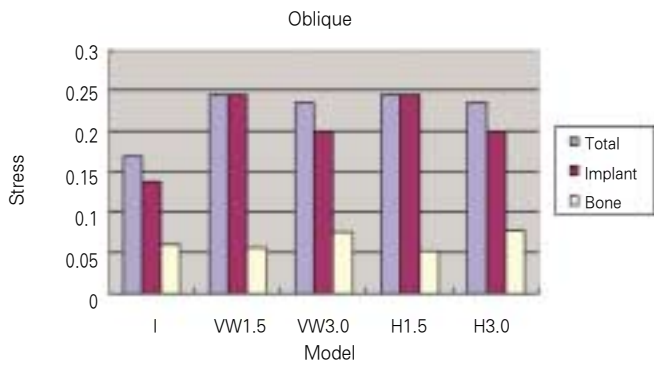
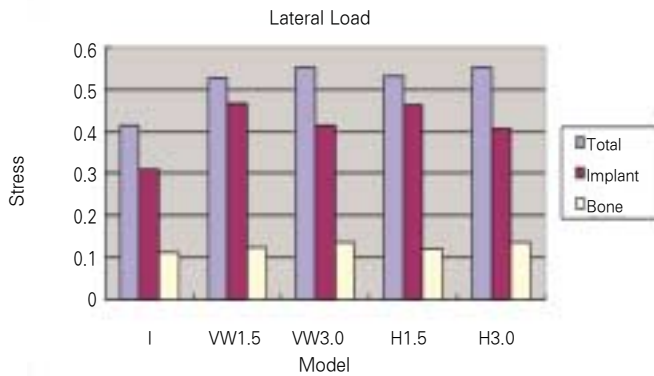
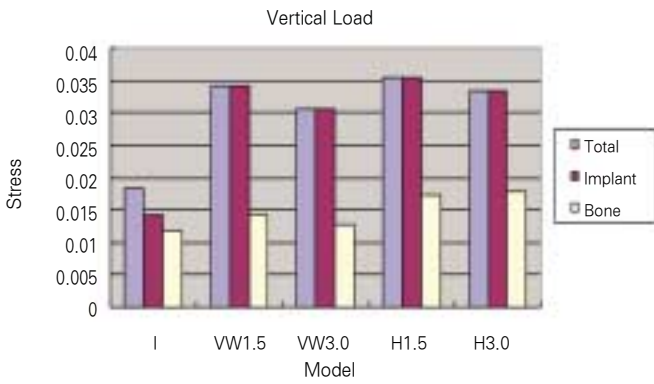


Fig. 5. Maximum von Mises stress of each models (Unit: Gpa).

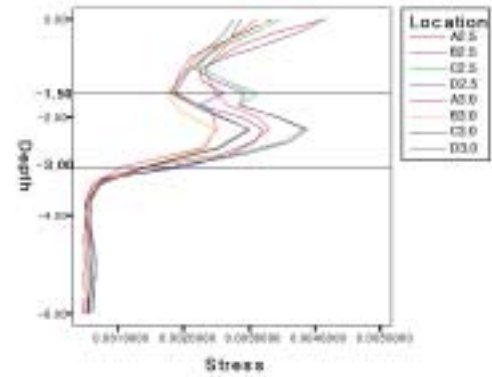


Fig. 7. von Mises stress value of model VW1.5 under vertical load (Unit: Gpa).

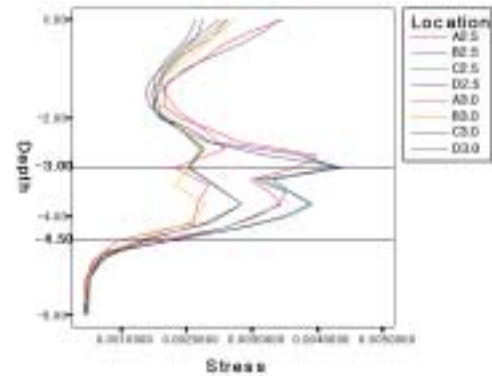


Fig. 8. von Mises stress value of model VW3.0 under vertical load (Unit: Gpa).

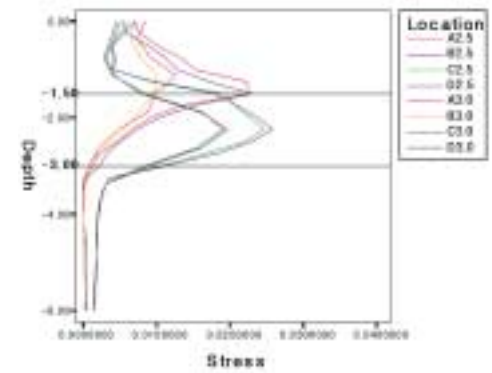


Fig. 9. von Mises stress value of model VW1.5 under lateral load (Unit: Gpa).

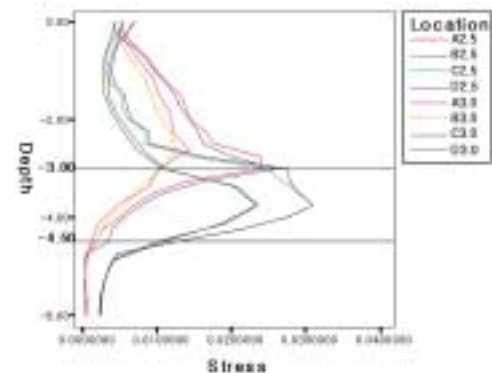


Fig. 10. von Mises stress value of model VW3.0 under lateral load (Unit: Gpa).

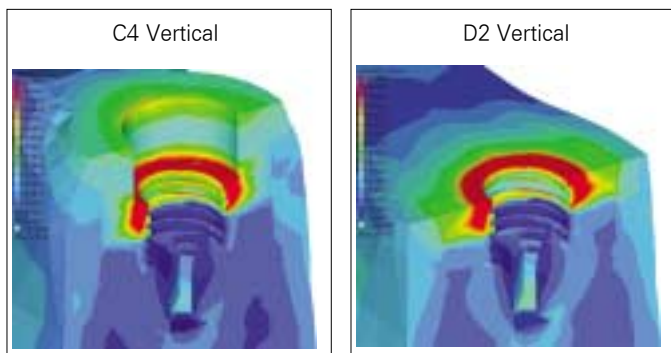


Fig. 6. The von Mises stress contour of Implant and bone under vertical load. The sequences of models were rearranged for the easy of comparison.

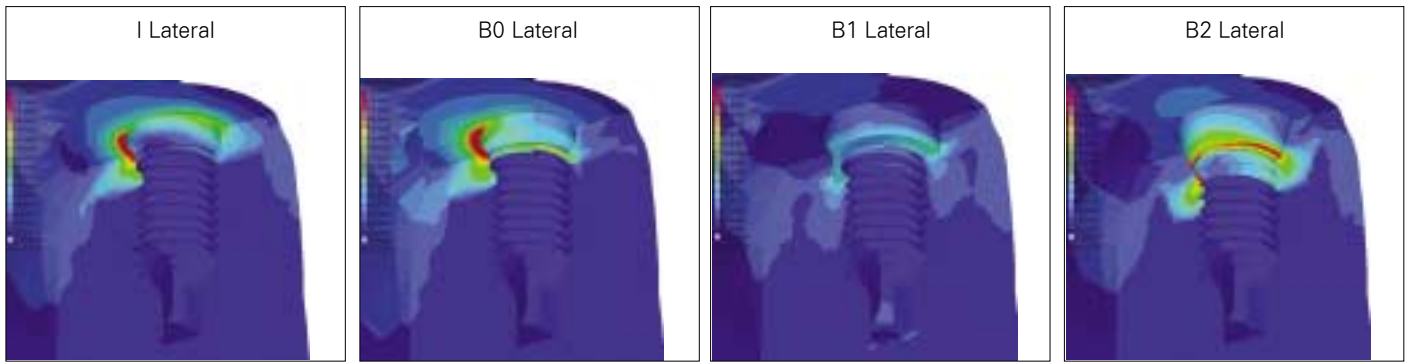


Fig. 11. The von Mises stress contour of Implant and bone under vertical, lateral and oblique load.

하여 분산되고 있는 것을 볼 수 있었다. B2에서는 임플란트와 피질골의 경계에서 발생한 응력이 경사진 피질골을 따라서 퍼져나가고 있는 형태를 볼 수 있으며 피질골의 접촉이 없는 상태 (B1)에 비하여 해면골에 가해지는 응력이 감소된 것을 볼 수 있었다. 전반적인 최대응력은 골흡수가 진행되면서 응력이 증가한 것으로 나타나며 측방 하중 시, B1에서 최대 응력이 나타났으나 악골에 발생한 최대응력은 가장 작은 것으로 나타났다 (Fig. 12).

악골 내 절점에서 얻어진 응력의 값을 그래프로 나타내었으며 (Fig. 13 - 16), B2를 제외한 모형에서 응력이 집중된 점 (stress peak)이 나타나는데 비하여 B2에서는 넓게 퍼진 형태를 보이고 있으며 협설과 근원심의 측정점에서 최대 응력을 보이는 부위도 큰 차이를 보이고 있었다. 또한 임플란트에서 멀어지는 방향으로 응력이 분산될 때 다른 모형에서는 최대 응력점이 수평으로 일치하였으나 B2에서는 거리에 따른 최대 응력점이 일치하지 않고 있으며, 경사된 피질골을 따라서 응력이 퍼져나가고 있음을 보였다.

• 분석 III: 병적 골흡수 발생시 응력 분산

임플란트와 골간의 결합이 이루어지는 부위에서 가장 큰 응력이 발생하며 피질골이 없는 모형에서는 응력이 집중되는 정도가 덜하나 해면골 전체에 분산되는 것을 볼 수 있었다 (Fig. 17). VO3.0, VO4.5, VO6.0 모형에서 수직 골흡수 부위의 수직벽과 수평면이 만나는 부위에서 응력의 집중이 발생하는 것을 볼 수 있었으며 이는 피질골과 해면골의 접촉부위와 일치하였다. 임플란트가 피질골과 접촉하는 모형인 VW1.5, VW3.0, VW4.5에서는 임플란트와 결합된 피질골에 많은 응력이 발생하지만 피질골과의 접촉계면 전반에 응력이 분산되는 것을 볼 수 있었다.

주변골에서 나타나는 최대 응력은 막대그래프로 표시하였으며, 측방력을 받을 때 골에 발생하는 응력이 비례적으로 증가함을 볼 수 있었다 (Fig. 18). 악골 내의 절점에서 얻어진 응력 값을 그래프로 나타내었을 때 피질골이 없는 모형에서는 응력이 임플란트와 접촉되는 계면의 높이에서 집중됨을 볼 수 있었고 피질골이 있는 모형에서는 피질골에 응력이 분산되는 것을 볼 수 있었다 (Fig. 19 - 20).

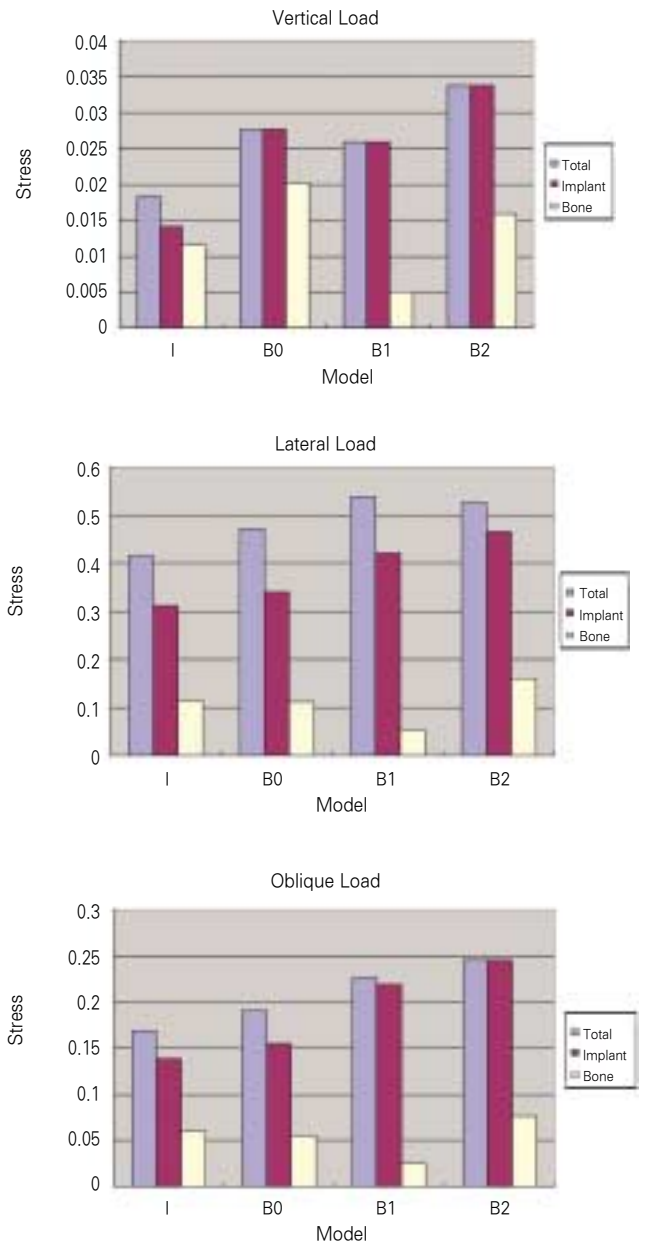


Fig. 12. Maximum von Mises stress of each models (Unit: Gpa).

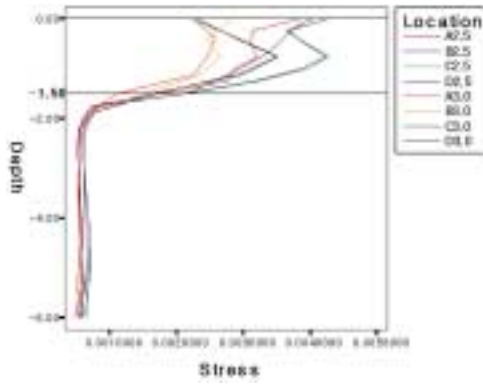


Fig. 13. von Mises stress value of model I under vertical load (Unit: Gpa).

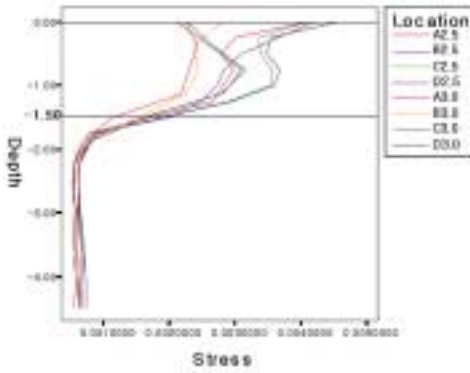


Fig. 14. von Mises stress value of model B0 under vertical load (Unit: Gpa).

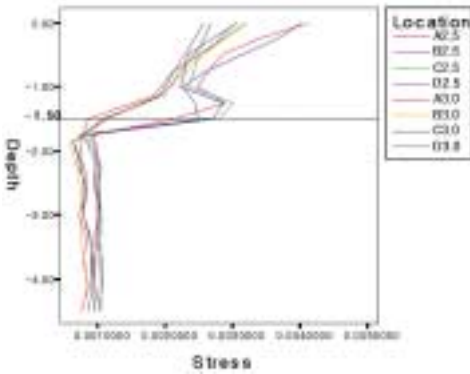


Fig. 15. von Mises stress value of model B1 under vertical load (Unit: Gpa).

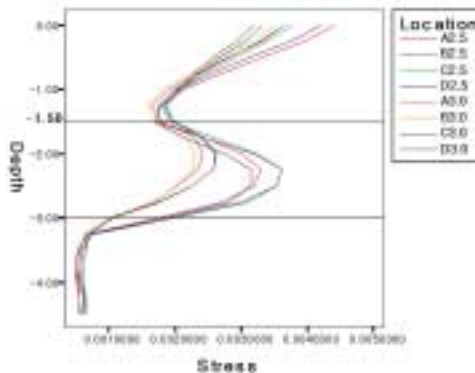


Fig. 16. von Mises stress value of model B2 under vertical load (Unit: Gpa).

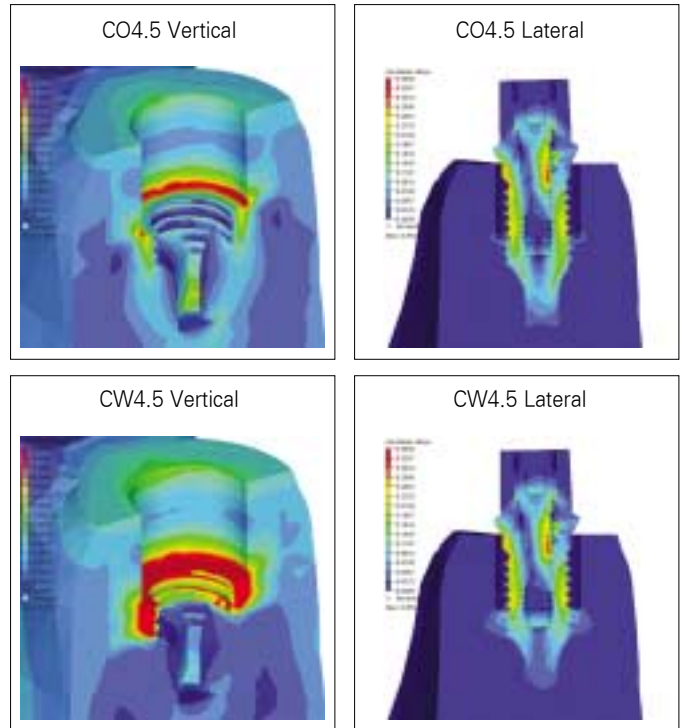


Fig. 17. The von Mises stress contour of Implant and bone under vertical and lateral load. The results of A1, C1, C2 and C4 were presented in earlier experiments (Fig. 5, 13).

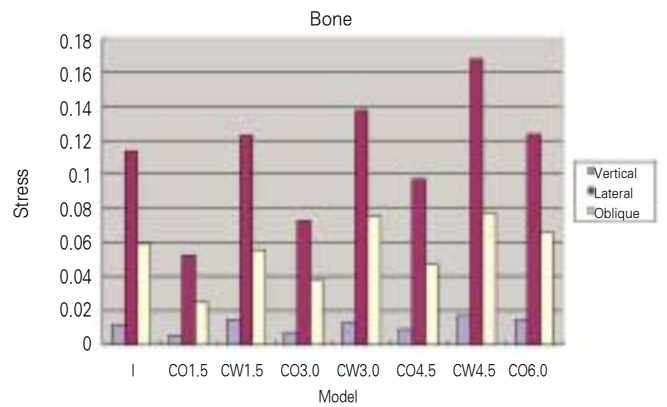


Fig. 18. Maximum von Mises stress on the bone of each model (Unit: Gpa).

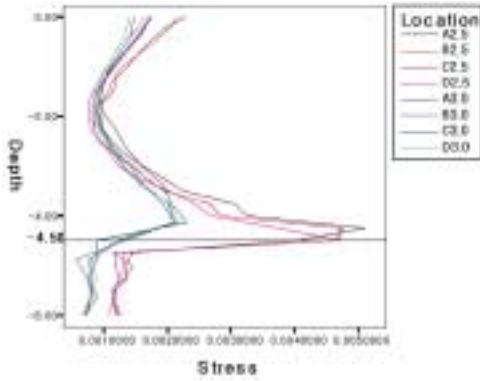


Fig. 19. von Mises stress value of model CO4.5 under vertical load (Unit: Gpa).

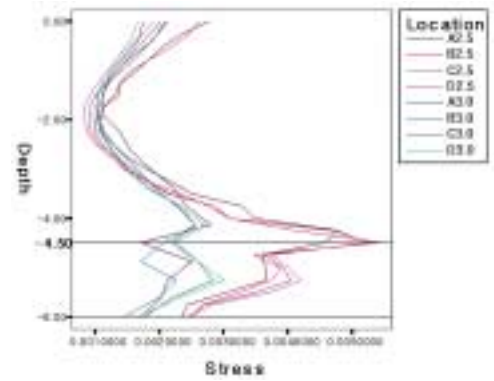


Fig. 20. von Mises stress value of model CW4.5 under vertical load (Unit: Gpa).

고찰

골흡수의 양상에 따른 임플란트와 주변골의 응력 발생과 분산을 유한요소 분석법을 이용하여 분석 하였다. 임플란트 주변에서 발생하는 골흡수의 양상은 수평 골흡수와 수직 골흡수로 나눌 수 있는데, 45° 나 60° 를 기준으로 이보다 크면 수평 골흡수, 이보다 작으면 수직 골흡수로 분류할 수 있다.^{29,30} 수직 골흡수에서 경사정도가 응력 발생과 분산에 미치는 영향에 관한 연구는 Kitamura 등²¹에 의해 보고 되었는데 본 연구에서는 B2 모형에 90° 이하의 경사 각도를 적용하였고, 임상연구에서 수직 골 결합이 단순한 삼각형의 형태를 갖지 않는다는 것을 고려하여 실험의 편의를 위해 수직 골흡수 모형에서는 수직의 골흡수 형태를 적용하였다.

본 실험의 분석에서는 골흡수 진행 정도에 따라 수평골흡수와 수직 골흡수 모형에서 임플란트에서 관찰된 응력분산 양상이나 크기에는 큰 차이가 없었다. 그러므로 임플란트에 가해지는 응력을 분석하거나 임플란트의 물성을 연구하기 위한 모형에서는 골과 임플란트 간의 결합부위의 위치가 가장 중요한 영향을 미치는 것으로 사료되며 악골의 흡수형태나 다른 해부학적 형태는 큰 영향을 주지 않는 것으로 사료된다. 그러나 골흡수의 양은 같아도 임플란트와 접촉하는 부위의 골 성상에 따라 응력이 달라질 수 있음을 보였다. 또한 분석 II에서 골에 가해지는 응력에 대한 비교에서는 골의 성상뿐 아니라 수직 골흡수에서 흡수 형태에 의해서도 응력 양상이 영향을 받을 수 있음을 볼 수 있었다. 이는 응력이 분산되는 양상이 주변 골의 형태에 따라 다르게 나타나기 때문일 것으로 사료된다. 따라서 임플란트의 주변골에 발생하는 응력을 분석하기 위해서는 분석 조건에서 수직 골흡수 양상과 수평 골흡수 양상에 관한 고려가 필요할 것으로 사료된다.

골흡수의 시작은 임플란트가 구강내에 노출되면서부터 시작되고 개방형이 초기에 높은 흡수를 보이나 일정 기간이 경과한 후 폐쇄형과 같은 수준을 이룬다고 하였다.²⁶ 골흡수의 원인은 응력에 의한 골흡수와 생물학적 원인을 들 수 있는데 생물학적인 원인에 의한 골흡수는 응력이 가해지지 않은 상태에

서도 일정량 진행되고, 이후 감염이 없는 한 안정된다.^{13,24,25} 응력이 가해질 당시의 골흡수의 형태가 다르면 응력 분포가 달라짐을 분석 I에서 확인하였으며 분석 II에서는 생물학적 폭경이 형성되는 단계에서 다양한 골흡수 상태를 가정하여 각기 다른 골흡수 상태에서의 응력 분포를 분석해 보았다. 생물학적 폭경의 형성을 조직학적으로 연구한 논문들에서 염증세포의 존재로 골흡수가 진행됨을 보이고 있으며^{13,24,25} 또한 임플란트 경부에 활택면의 존재로 인한 골 결합의 부재가 골흡수의 원인으로 지적되고 있다.¹⁰⁻¹⁴ 이에 본 실험에서는 골유착이 완성된 단계에서 상부에서 골흡수가 진행되는 상태를 가정하였으며 B0 모형의 경우 피질골 부위에서 골과 임플란트는 밀접하게 접촉하고 있으나 결합은 없는 상태로 가정하여 활택면에서 결합의 부재로 인한 골흡수이론^{11,13,14,31}을 적용 하여 응력 분포를 관찰하였으며, 생물학적 폭경의 형성 초기 단계로 가정하였다. 골흡수가 없는 상태에서 임플란트와 골의 골유착 정도의 차이를 가정한 모형을 이용한 실험은 Mellal 등³², Cha 등³³의 연구에서 볼 수 있다. 분석 II의 결과에서 경부에서의 골유착 유무가 응력 분산에 큰 영향을 미침을 모형 I과 B0를 비교하여 알 수 있었으며 B0에서 경부에 발생하는 응력으로 골흡수가 발생할 경우 B1과 같은 형태가 나타날 수 있을 것으로 가정하였다. B1 모형은 B0에서 최고응력이 분포되었던 부분을 균일하게 제거한 모형으로 초기 골흡수가 발생하여 하부에 피질골이 아직 형성되지 않았다고 가정하였다. 이러한 B1에서는 주위 피질골에 급격한 응력의 감소를 볼 수 있으며 이런 감소된 응력으로 악골에 순응과정이 진행될 수 있을 것으로 사료된다. B2은 문헌에서 제시된 자료를 참고하여 가정한 생물학적 폭경이 형성되어 안정된 상태를 가정한 모형으로 임플란트와 골의 접촉면에서 높은 응력이 발생하기는 하지만 본 연구에 사용된 다른 모형들보다 응력이 피질골을 따라 넓은 범위로 분산되고 있음을 볼 수 있었다. 따라서 생물학적 폭경이 형성되는 단계에 부적절한 부하를 가할 경우 높은 응력이 임플란트 주변 피질골에 가해질 수 있으며 이는 선학들의 문헌들에서 보여준 초기의 급격한 골흡수를 설명할 수 있을 것으로 사료된다. 이후 골흡수가 감소하면서 안정되는 단계는 B1과 B2에서 응력의 양상이

변화하는 단계로 해석할 수 있을 것으로 보인다. B2와 B3의 비교에서 임플란트에서의 최대응력은 유사하나 골에서의 최대응력이 다르게 나타났는데 수직 골흡수에서 측벽의 경사 정도 또한 응력 분포에 영향을 미침을 보여주는 것으로 사료된다.

초기의 급격한 골흡수 이후 안정된 상태를 유지하는 임플란트에서 임플란트와 골의 접촉부위에 골밀도가 증가된 것이 관찰되었으며^{34,35} 임플란트 주위염이나 과도한 하중을 받은 경우 골밀도가 감소하거나 파괴되는 것이 보고되었다.^{33,36} 분석 III에서는 골흡수가 점진적으로 진행되어 심한 수직 골흡수를 보이는 경우를 가정하여 분석하였다. 골흡수가 진행되면서 C2와 C4 사이에서 골에 가해지는 응력이 감소하는 것을 볼 수 있었으나 계속적인 골 흡수가 진행될 경우 응력이 증가함을 볼 수 있었다. 흥미로운 것은 피질골의 손상을 가정했을 경우 골흡수와 비례하여 골에 가해지는 응력이 계속 증가하지만 피질골이 존재하는 경우 응력의 증가 양상이 골흡수와 정비례하지는 않는 것을 볼 수 있었다. 수직 골흡수의 경우 일정 범위에서 응력의 평형을 이룰 수 있음을 보았으며, 임계 범위를 넘거나 피질골 파괴가 심한 경우 골흡수의 증가에 따라 응력이 비례하여 증가한다는 Wiskott와 Belser³¹의 설명처럼 파괴적인 방향으로 골흡수가 가속될 수 있음을 보였다.

결론

골흡수 양상이 응력분산에 미치는 영향을 분석하기 위해 12개의 유한요소 모형을 제작하였으며 3차원적으로 분석하였다. 응력 등고선을 통한 해석의 객관화를 위해 악골 내에 절점을 형성하고 응력값을 구하여 도표화 하였으며 이를 응력등고선과 비교분석 하였다. 이상의 연구에서 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 골흡수의 양이 같아도 흡수된 형태에 따라 임플란트 주변 골에 가해지는 응력의 크기와 응력분산 양상은 다르게 나타난다.
2. 임플란트에서 나타나는 초기 골흡수 현상은 피질골에 결합이 약한 경우 이 부위의 응력이 증가하여 파괴가 가속되어 나타나고 피질골의 상실에 따른 급격한 응력 감소는 임플란트 주변 골의 응력이 평형을 이룰 수 있도록 해주는 것으로 보인다.
3. 수직 골흡수가 증가할 경우 피질골의 존재 유무가 응력 분산에 큰 영향을 미치며 피질골이 있는 경우 일정 범위에서 응력의 감소가 나타나 응력분산에 유리한 상태에서 골흡수의 진행을 감소시키는 것으로 사료된다.

참고문헌

1. Albrektsson T, Wennerberg A. The impact of oral implants-past and future, 1966-2042. *J Can Dent Assoc* 2005;71:327.
2. Misch CE, Suzuki JB, Misch-Dietsh FM, Bidez MW. A positive

correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. *Implant Dent* 2005;14:108-16.

3. Isidor F. Influence of force on peri-implant bone. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:8-18.
4. Saadoun AP, Le Gall M, Kricheck M. Microbial infections and occlusal overload: causes of failure in osseointegrated implants. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1993;5:11-20.
5. Lindhe, Berglundh T, Ericsson I, Liljenberg B, Marinello C. Experimental breakdown of peri-implant and periodontal tissues. A study in the beagle dog. *Clin Oral Implants Res* 1992;3:9-16.
6. Lang NP, Bragger U, Walther D, Beamer B, Kornman KS. Ligature-induced peri-implant infection in cynomolgus monkeys. I. Clinical and radiographic findings. *Clin Oral Implants Res* 1993;4:2-11.
7. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
8. Cochran DL, Hermann JS, Schenk RK, Higginbottom FL, Buser D. Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implant-to-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 1997;68:186-98.
9. Hermann JS, Cochran DL, Nummikoski PV, Buser D. Crestal bone changes around titanium implants. A radiographic evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 1997;68:1117-30.
10. 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 J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:357-68.
11. Hansson S. Surface roughness parameters as predictors of anchorage strength in bone: a critical analysis. *J Biomech* 2000;33:1297-303.
12. Hämmerle CH, Bragger U, Bürgin W, Lang NP. The effect of subcrestal placement of the polished surface of ITI implants on marginal soft and hard tissues. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:111-9.
13. Alomrani AN, Hermann JS, Jones AA, Buser D, Schoolfield J, Cochran DL. The effect of a machined collar on coronal hard tissue around titanium implants: a radiographic study in the canine mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:677-86.
14. Hansson S. The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. *Clin Oral Implants Res* 1999;10:394-405.
15. Schwartz-Arad D, Herzberg Ran, Levin L. Evaluation of long-term implant success. *J Periodontol* 2005;76:1623-8.
16. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1:11-25.
17. Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1989;62:567-72.
18. Goodacre CJ, Kan JY, Runqcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999;81:537-52.
19. Barbier L, Schepers E. Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible.

- Int J Oral Maxillofac Implants 1997;12:215-23.
20. Wyatt CC, Zarb GA. Bone level changes proximal to oral implants supporting fixed partial prostheses. Clin Oral Implants Res 2002;13:162-8.
 21. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three dimensional finite element analysis. Clin Oral Implants Res 2004;15:401-12.
 22. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Schoolfield JD, Cochran DL. Biologic width around one- and two-piece titanium implants. A histometric evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. Clin Oral Implants Res 2001;12:559-7.
 23. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Higginbottom FL, Cochran DL. Biological width around titanium implants. A physiologically formed and stable dimension over time. Clin Oral Implants Res 2000;11:1-11.
 24. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. J Periodontol 2000;71:1412-24.
 25. Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. J Periodontol 2001;72:1372-83.
 26. Engquist B, Astrand P, Dahlgren S, Engquist E, Feldmann H, Grondahl K. Marginal bone reaction to oral implants: a prospective comparative study of Astra tech and Brånemark system implants. Clin Oral Implants Res 2002;13:30-7.
 27. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. Int J Periodontics Restorative Dent 2006;26:9-17.
 28. Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. J Periodontol 2000;71:546-9.
 29. Spiekermann H, Jansen VK, Richter EJ. A 10-year follow-up study of IMZ and TPS implants in the edentulous mandible using bar-retained overdentures. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10:231-43.
 30. Merckse-Stern R, Aerni D, Geering AH, Buser D. Long-term evaluation of non-submerged hollow cylinder implants. Clinical and radiographic results. Clin Oral Implants Res 2001;12:252-9.
 31. 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.
 32. Mellal A, Wiskott HW, Botsis J, Scherrer SS, Belser UC. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by *in vivo* data. Clin Oral Implants Res 2004;15:239-48.
 33. Cha SB, Lee KB, Jo KH. Finite element approach to investigate the influence of the design configuration of the ITI solid implant on the bone stresses during the osseointegration process. J Korean Acad Prosthodont 2006;44:217-28.
 34. Bragger U. Use of radiographs in evaluating success, stability and failure in implant dentistry. Periodontol 2000 1998;17:77-88.
 35. Jung YC, Han CH, Lee KW. A 1-year radiographic evaluation of marginal bone around dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1996;11:811-8.
 36. Duyck J, Ronold 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.

Influence of bone loss pattern on stress distribution in bone and implant: 3D-FEA study

Jong-Hyuk Lee^{1,2}, DDS, MSD, PhD, **Sung-Hun Kim**², DDS, PhD, **Jae-Bong Lee**², DDS, MSD, PhD,
Jung-Suk Han², DDS, MSD, PhD, **Jae-Ho Yang**^{2*}, DDS, MSD, PhD

¹*Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University, Cheonan, Korea*

²*Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Seoul National University, Seoul, Korea*

Purpose: This 3D-FEA study was performed to investigate the influence of marginal bone loss pattern around the implant to the stress distribution. **Material and methods:** From the right second premolar to the right second molar of the mandible was modeled according to the CT data of a dentate patient. Teeth were removed and an implant (ϕ 4.0 × 10.0 mm) was placed in the first molar area. Twelve bone models were created: Studied bone loss conditions were horizontal bone loss and vertical bone loss, assumed bone loss patterns during biologic width formation, and pathologic vertical bone loss with or without cortification. Axial, buccolingual, and oblique force was applied independently to the center of the implant crown. The Maximum von Mises stress value and stress contour was observed and von Mises stresses at the measuring points were recorded. **Results:** The stress distribution patterns were similar in the non-resorption and horizontal resorption models, but differed from those in the vertical resorption models. Models assuming biologic width formation showed altered stress distribution, and weak bone to implant at the implant neck area seams accelerates stress generation. In case of vertical bone resorption, contact of cortical bone to the implant may positively affect the stress distribution. (*J Korean Acad Prosthodont* 2010;48:111-21)

Key words: Implant, Finite element analysis, Stress distribution, Vertical bone loss, Horizontal bone loss

*Corresponding Author: **Jae-Ho Yang**

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Seoul National University, 28 Yeongeon-dong, Jongno-gu, Seoul, 110-749, Korea

+82 2 2072 3393: e-mail, jhoyang@smu.ac.kr

Article history

Received January 12, 2010 / Last Revision March 29, 2010 / Accepted April 5, 2010