치조골 높이가 다른 임프란트 주위 지지골 응력분석

조선대학교 치과대학 보철학교실

부수붕·정제옥·이승훈·김창현·이승호

Ⅰ. 서 론

임플란트 주위 치밀골의 건강성은 임플란트의 예후에 영향을 크게 미치기 때문에 치밀골을 보존하기 위해서는 구강위생의 유지와 구강 내에서 다양한 교합 하중을 견딜 수 있을 정도로 임플란트 구조물이 설계되어 있거나, 임플란트 구성물에 위해한 영향을 주지 않는 하중조건을 고려하여야 한다.[1)]

다양한 하중이 적용되는 경우 임플란트의 구성성분과 지지골에 어떠한 반응이 나타나는가에 대해 예측할 필요가 있어 임플란트에 대한 여러 가지 조건을 부여한 후 하중에 대한 역학반응을 평가하기 위하여 유한요소법을 활용하여 왔다.

유한요소법은 적절한 조건이 설정된다면 실험과 관계없는 외적 요인에 영향을 받지 않으면서 매우 복잡한 기하학적 구조나 다양한 물성치를 갖는 재료로 구성된 모델에서 응력의 분포, 방향, 크기 및 변위 여부를 알 수 있다는 장점을 지니고 있다. Tesk 등[2)]과 Weinstein 등[3)]이 치과 임플란트에서 유한요소법을 사용한 이래 현재까지 여러 가지 임플란트 디자인에 대해 하중이 작용할 때 임플란트 구성성분 및 지지골에 대한 영향을 분석해 왔으나, 다수의 임플란트 매식 후 지지골의 수직적 높이가 다른 경우 다양한 하중 조건에서 고정체와 골 계면에서의 응력 발생 및 분포에 관한 연구는 미비하였다[4~7)].

본 연구에서는 구강 내 지지골의 잔존 상태에 따라 매식부위의 지지골 높이가 다른 경우 두개의 표준형 임플란트를 매식한 후 금관을 서로 연결하여 제작된 임플란트 보철물에 수직하중 및 경사 하중을 부여했을 때 지지골에 나타나는 응력을 분석하고자 하였다.

Ⅱ. 연구재료 및 방법

1. 유한요소 모델의 설계

하악골 우측 제 1, 2 대구치에 해당하는 부위에 각각의 임플란트 고정체를 서로 평행하게 매식한 다음 지대주를 나사로 고정하고 각각의 금관을 연결하여 시멘트 유지형 교의치로 설계한 모델을 연구재료로 하였다.

골구조 중 2 mm 치밀골을 외면으로 처리하였고, 그 내부는 모두 해면골로 처리하였다. 임플란트 고정체는 직경 4.0 mm, 길이 11.5 mm의 Braenmark 표준형을 사용하였으며, 매식 깊이는 첫 번째 나사산이 상단 피질골과 해면골의 경계부위에 위치하도록 하였다. 또한 임플란트 고정체의 나사산은 pitch 길이 0.7 mm 그리고 나사산 끝 및 깊이를 0.3 mm으로 설계한 4각형으로 하고, 고정체는 골과 100 % 유착된 것으로 가정하였다. Fig. 1은 설계된 유한요소 모형을 보여주고 있다.

2. 실험모형

본 연구에서 실험 Model 1은 제 1 대구치 (M1)

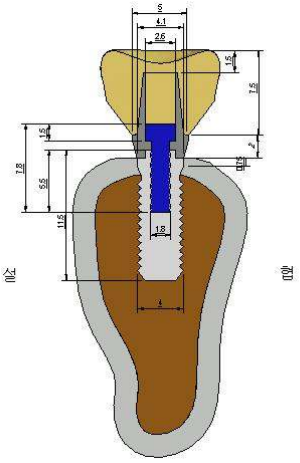


Fig. 1. Schematic representation of implant-bone system.

및 제 2 대구치 (M2) 부위의 골 높이를 동일하게 설계한 반면, 실험 Model 2는 제 1 대구치에 비해 제 2 대구치 부위의 골 높이를 2 mm 낮게 하여 모형화하였다 (Fig. 2).

3. 하중조건 및 경계조건

하중조건으로 하중 방향은 고정체의 장축에 평행하는 수직 하중 (vertical load)과 고정체의 장축에 협측 15° 경사 지게한 경사 하중 (oblique load)을 부여하였다.

하중의 위치는 교합면의 중심 (central position A)과 중심으로부터 협측으로 2 mm (offset position B) 떨어진 부위에 각각 200 N 씩 총 400 N의 점하중이 작용하도록 하였다.

경계 조건으로는 하악골의 양쪽 모서리 절단면 부분을 Ux, Uy, Uz 방향을 모두 구속하였고, 임플란트 구성성분과 및 지지 골조직에서 변형이 허용되도록 하였다.

4. 물성치

설계된 모형의 유한요소 해석을 위해 필요한 재료의 물성치인 탄성계수 (Young's modulus; E)와 포와송 비 (Poisson's ratio; υ)는 선학들의 자료[8]를 참고하여 이용하였다.

5. 응력분석

응력분석을 위해 삼차원 유한요소분석 프로그램인 NISA/DISPLAY Ⅳ (Version 10.0, Engineering Mechanics Research Corporation, USA)을 이용하여 산출되는 여러 가지 응력 값 중 유효응력 (von-Mises stress)을 기준으로 하였다.

결과는 전체응력의 분포상태와 최대응력 집중

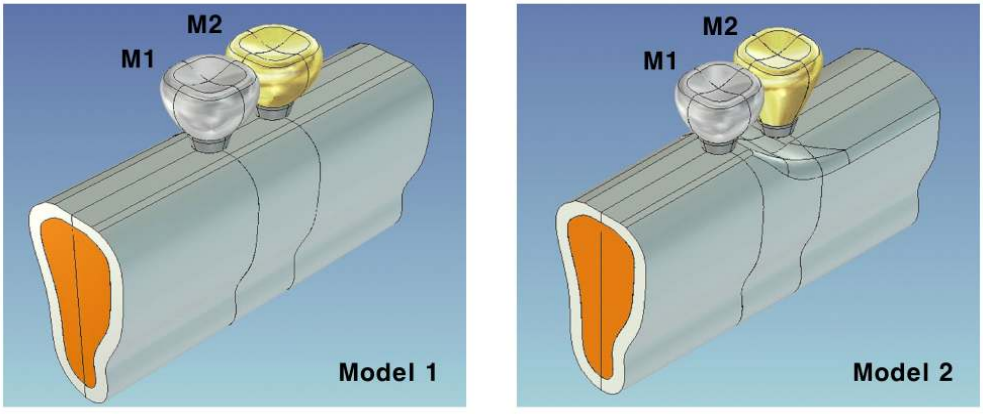


Fig. 2. The different level of the supporting bone on Model 1 and Model 2.

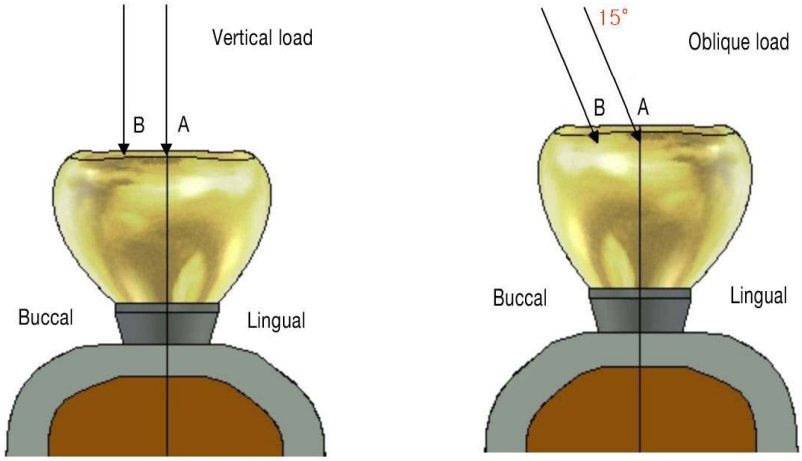


Fig. 3. Two loading positions and directions.

부를 식별하기 위해 여러 가지 하중조건 하에서 각 실험 모형별로 유효응력의 크기에 따라 색도로 표시되는 유효응력을 비교 분석하였다.

Ⅲ. 연구성적

1. Model 1에서 수직하중이 적용된 경우의 응력분석

임플란트 고정체가 제거된 치경부에서의 응력분포를 관찰하여 볼 때 하중이 중심에 가해질 경우에는 고정체의 외측방향으로 최대 von-Mises 응력이 나타나 외측과 내측의 차이를 보이고 있었다. 2 mm 협측으로 이동하는 하중 B에서는 최대 von-Mises 응력이 치경부 쪽 나사산 상부 치밀골 부위에서 발생되었다 (Fig. 4-1).

협설 절단면 (Fig. 4-2,3)의 경우 하중위치 A에서는 치밀골과 해면골에서 응력이 분포되는 양상을 보이고 있으며, 나사산을 따라 응력이 단계적으로 분산되고 고정체의 첨단 부근을 지나 해면골까지 분산되는 양상을 나타냈다.

그러나 하중위치 B에서는 하중위치 A와 달리

Table 1. Elastic properties of the materials used in the finite element models

Material	Property	
	Young's Modulus ; E (GPa)	Poisson's Ratio ; υ
Cortical bone	13,000	0.30
Cancellous bone	9,500	0.30
Titanium (Implant)	115,000	0.35
Composite resin	9,700	0.35
Gold crown (Type III)	66,600	0.33
Gold screw	98,000	0.45

첨단부위 및 해면골에 분산되었던 하중이 치경부 쪽으로 이동하여 집중 분포되는 양상을 보이고 있었다. 이러한 양상은 제 1 대구치나 제 2 대구치 모델에서 유사한 응력분포형태를 보이나 최대 von-Mises 응력의 경우 하중 작용 위치에 따라 하중위치 A의 경우 16.05 MPa 이나 하중위치 B의 경우 56.74 MPa를 나타내고 있었다.

근원심 절단면 (Fig. 4-4)에서는 하중위치 A에서는 제 1 대구치와 제 2 대구치의 고정체의 내측에서는 치밀골을 포함한 일부 해면골 부위가 연결되어 나타나나 최대 von-Mises 응력은 양측 고정체 내측보다는 외측에서 집중 분포부위가 제 1 나사산 상부 및 치경부 외측으로 분리되어 나타나고 있었다.

하중위치 B가 적용된 경우에는 고정체 첨단부위에 분포되었던 응력이 나사산 정보다는 나사산 사이에 나타났다가 상부로 올라갈수록 나사산과 나사산 사이에 응력이 집중되면서 치경부 쪽에 근원심 부위보다는 협설 부위에 치밀골 상부와 치밀골과 해면골이 연결되는 부위에 응력이 집중되는 양상을 보이고 있었다.

2. Model 1에서 경사하중이 적용된 경우의 응력분석

고정체 주위의 치밀골을 확대하여 볼 때 하중위치 A에서는 각 고정체 치경부 상하부를 중심으로 응력이 분포되었으며, 최대 응력은 하중이 가해진 방향 쪽인 설측 부위에 응력이 집중되고 있었다.

하중위치 B에서는 고정체와 고정체 사이에 하중이 가해진 방향과 반대인 협측 치밀골이 연결되어 치밀골을 중심으로 분산되면서 고정체의 외설측을 중심으로 응력이 분포되는 양상을 보이며, 최대 von-Mises 응력은 경사하중 A에서 56.37 MPa에 비하여 20.44 MPa로 낮았다 (Fig. 5-1).

협설 절단면 (Fig. 5-2,3)의 경우 하중위치 A에서는 고정체 첨단부 주위나 해면골에서는 응력이 나타나지 않고 3번 나사산 까지 포함한 치밀골 치경부를 중심으로 응력이 분포되며 하중이 가해지는 방향인 설측에 최대 von-Mises 응력이 집중되고 하중이 가해진 반대 방향에도 일부 집중되는 양상을 나타냈다.

하중위치 B에서는 하중이 가해지는 반대 방향의 협측과 외측이 연결되는 상부 치밀골, 설측 치밀골가 해면골을 중심으로 나타나며 고정체의 전 나사산을 중심으로 응력이 균일하게 분포되며, 하중위치 A에 비해 낮은 단위의 응력을 나타내고 있었다.

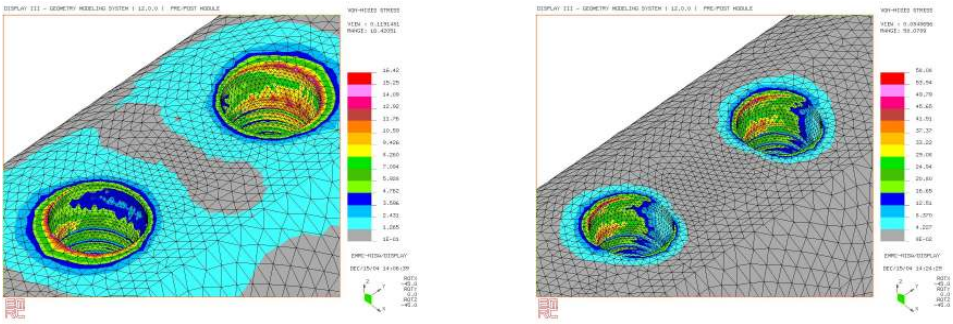
근원심 절단면 (Fig. 5-4)의 경우 하중위치 A에서는 나사산 주위의 해면골에서는 응력 분 보다는 고정체 나사산 외형을 따라서 상부 치밀골로 집중되며 협설 치경부에도 응력이 집중되는 양상을 나타냈다. 반면에, 하중위치 B의 경우 고정체의 나사산 외측 해면골에 응력이 분포되고 있으며, 고정체의 외측 치경부에 응력이 집중되는 양상을 나타냈다.

3. Model 2에서 수직하중이 적용된 경우의 응력분석

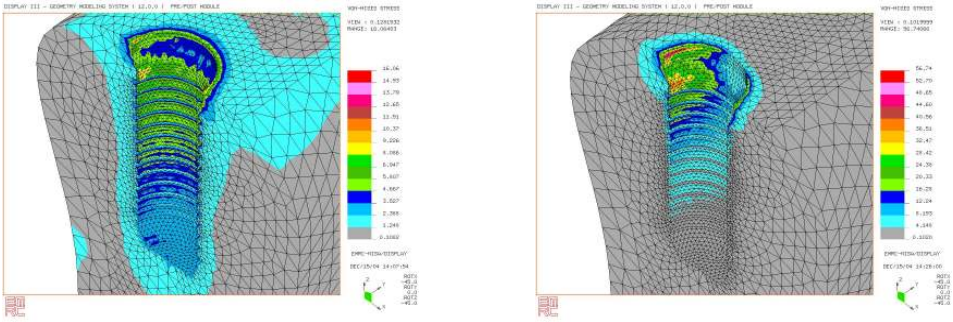
고정체 주위의 치밀골을 확대하여 볼 때, 지지골 높이가 다른 경우는 지지골 높이가 같은 경우와 비교하여 치밀골에서 응력 분포는 다르게 나타나고 있는 바, 지지골 높이가 다른 고정체 사이의 치밀골이 내측으로 연결되고 지지골 높이가 낮은 고정체 주위의 치밀골에 더 넓게 확산되는 양상을 보이고 있었다 (Fig. 6-1).

하중위치 B에서는 하중위치 A와 달리 두개의 고정체 사이에 치밀골에 응력 분포가 분리되어 나타났으며, Model 1과 비교하여 응력분포 양상에는 차이를 보이고 있지 않았다. 협설 절단면의 경우 (Fig. 6-2,3) 제 1 대구치 경우 수평골 높이가 같은 경우와 비교하여 고정체에서는 큰 차이를 보이고 있지 않으나 제 1 대구치의 설측 치밀골에서의 응력 분포 양상은 Model 1과 비교하여 차이를 보이고 있었다.

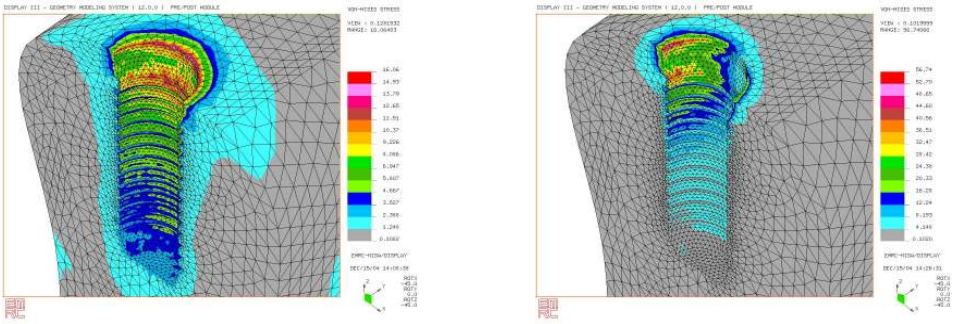
Model 2의 제 2 대구치 경우 고정체에서 응력분포 양상도 Model 1과 유사하나 설측에서의 응력 분포 및 최대 von-Mises 에서 다소 높은 양상을 보이고 있었다. 근원심으로 절단한 모델 (Fig.



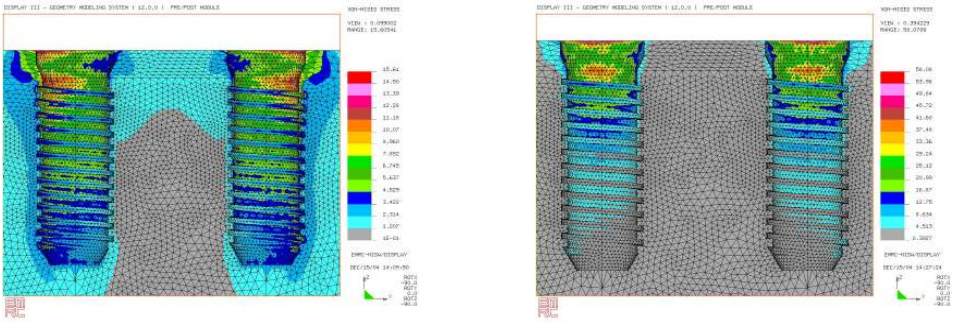
4-1. Zoomed supporting bone around fixture



4-2. Bucco-lingual section of supporting bone around the first molar fixture

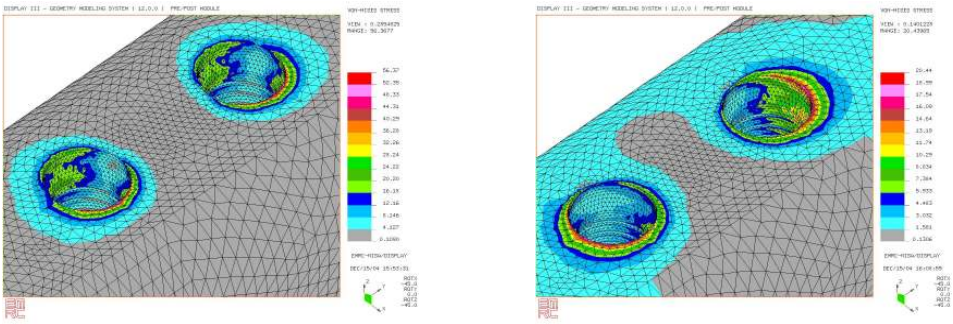


4-3. Bucco-lingual section of supporting bone around the second molar fixture

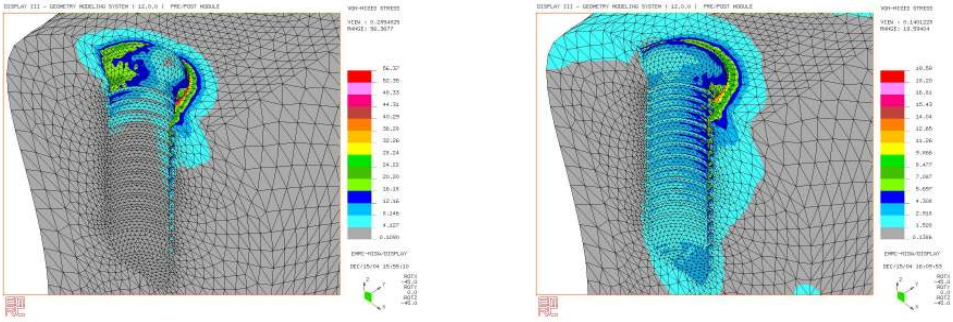


4-4. Mesio-distal section of supporting bone around the first and second molar fixture

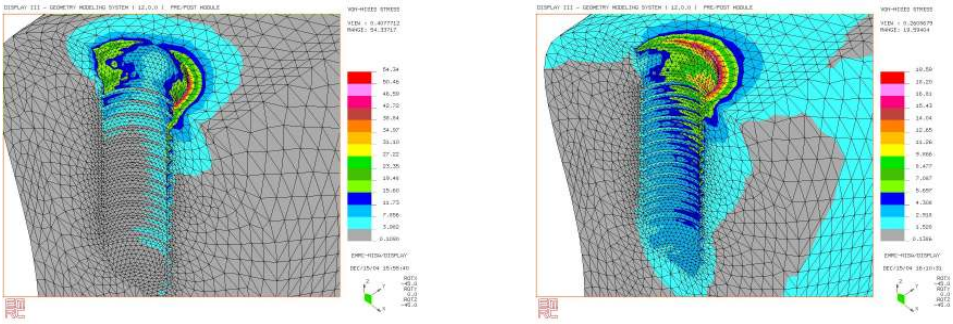
Fig. 4. The stress contour on the supporting bone around Model 1 under vertical loading condition A (Right side), B (Left side).



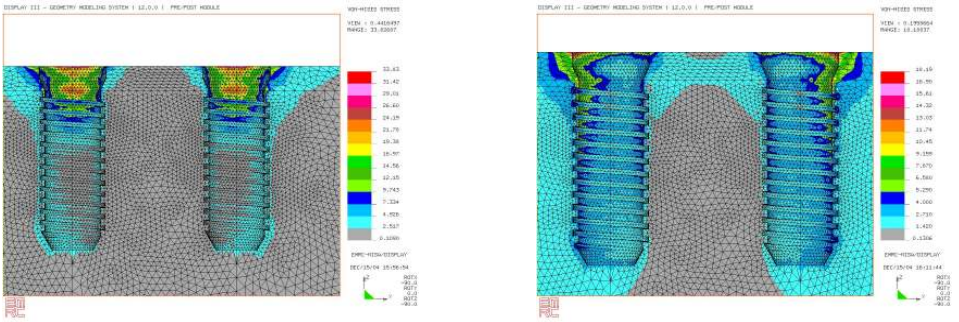
5-1. Zoomed supporting bone around fixture



5-2. Bucco-lingual section of supporting bone around the first molar fixture

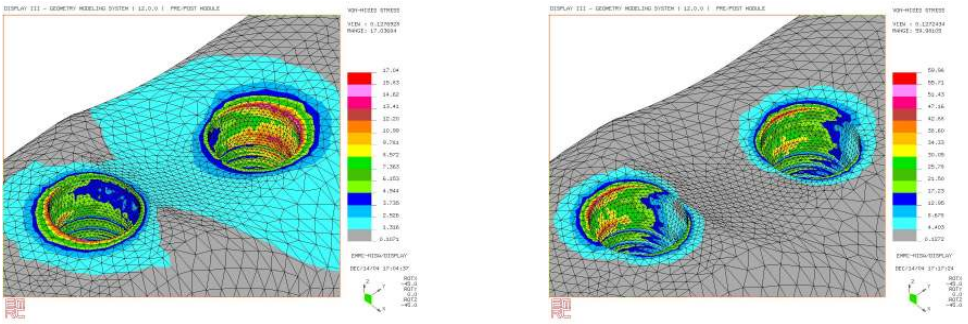


5-3. Bucco-lingual section of supporting bone around the second molar fixture

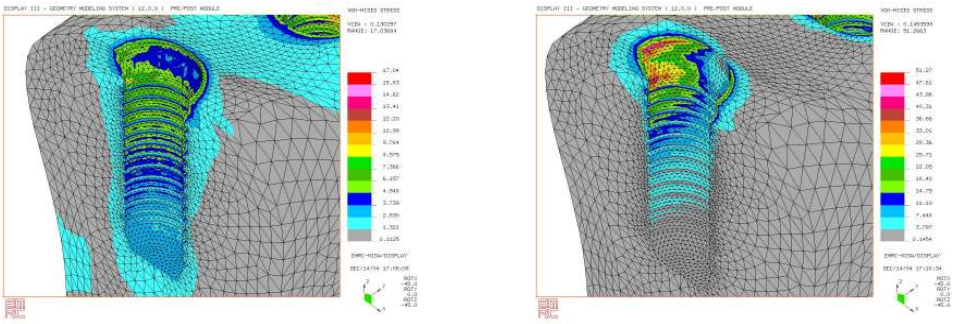


5-4. Mesio-distal section of supporting bone around the first and second molar fixture

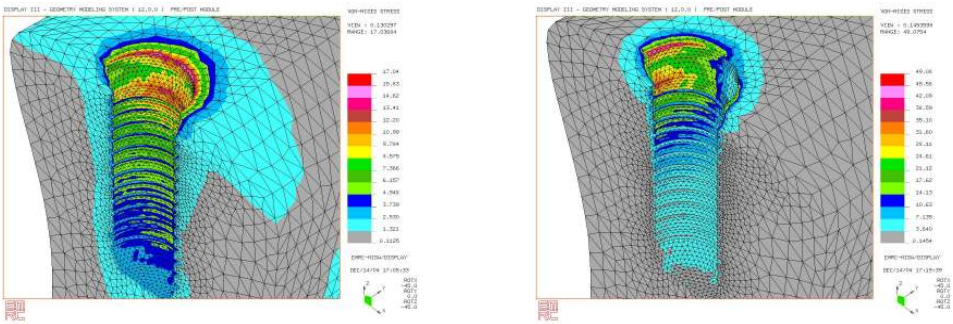
Fig. 5. The stress contour on the supporting bone around Model 1 under oblique loading condition A (Right side), B (Left side).



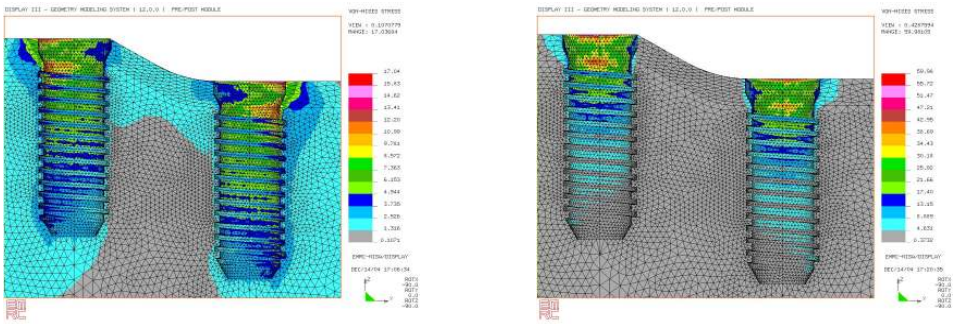
6-1. Zoomed supporting bone around fixture



6-2. Bucco-lingual section of supporting bone around the first molar fixture

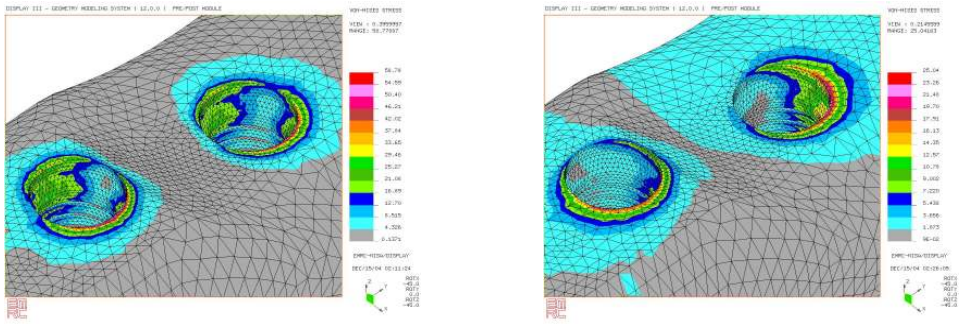


6-3. Bucco-lingual section of supporting bone around the second molar fixture

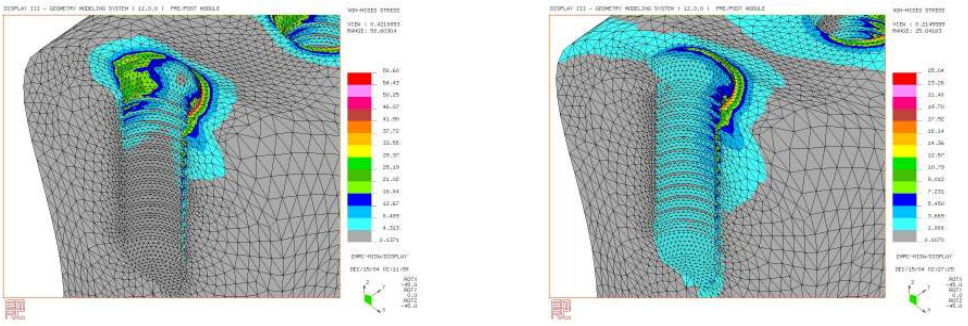


6-4. Mesio-distal section of supporting bone around the first and second molar fixture

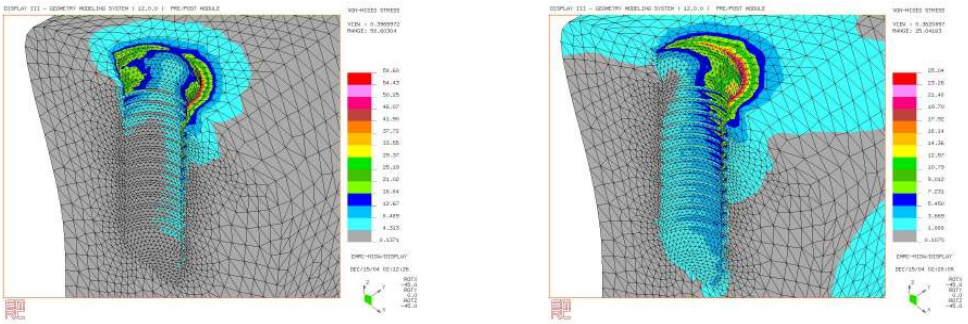
Fig. 6. The stress contour on the supporting bone around Model 2 under vertical loading condition A (Right side), B (Left side).



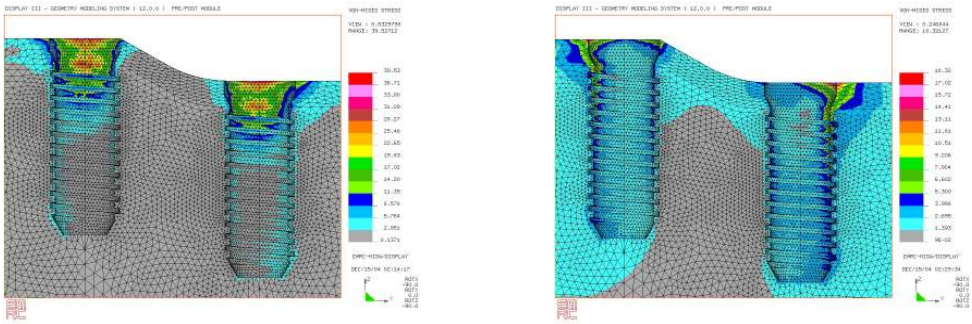
7-1. Zoomed supporting bone around fixture



7-2. Bucco-lingual section of supporting bone around the first molar fixture



7-3. Bucco-lingual section of supporting bone around the Second molar fixture



7-4. Mesio-distal section of supporting bone around the first and second molar fixture

Fig. 7. The stress contour on the supporting bone around Model 2 under oblique loading condition A (Right side), B (Left side).

6-4)에서 수평골 높이가 다른 경우는 수평골 같은 경우에 비하여 응력 분포에 대해서 큰 차이를 보이고 있지 않았다.

하중위치 B에서는 하중위치 A와 달리 고정체를 중심으로 응력이 분포되며, 고정체의 첨단부 주위에서 고정체의 치경부 쪽으로 응력이 이동하는 양상을 보이고 있으나 해면골에는 응력 분포가 발생되지 않았다. 그러나 Model 1과 비교하여 볼 때 von-Mises 응력은 다소 차이는 있지만, 의미 있는 차이는 나타내지 않았다.

4. Model 2에서 경사 하중이 적용된 경우의 응력분석

Model 1과 비교하여 치밀골의 설측에서 치경부는 연결되지 않고 분리되어 응력이 분포되는 양상을 보이고 있었다. 고정체의 치밀골을 확대하여 볼 때(Fig. 7-1) 하중위치 A에서는 치경부를 중심으로 (von-Mises stress: 56.78 MPa) 독립되어 나타나나 하중위치 B에서는 치밀골로 확산되어 낮은 응력 (von-Mises stress: 25.04 MPa)을 나타내고 있었다.

협설 절단면 (Fig. 7-2,3)의 경우 제 1 대구치 부위에서 응력 분포 양상은 Model 1과 비교하여 최대 von-Mises 응력이 다소 증가되는 것을 제외하고는 의미있는 차이를 보이고 있지 않았다.

반면에, 하중위치 B에서 제 1 대구치의 치경부 치밀골과 제 2 대구치의 치밀골이 독립되어 응력이 분산되는 결과로 하중 위치 B에서는 하중위치 A에 비해 다소 높은 하중의 증가를 보이고 있었다.

제 2 대구치의 경우에도 응력의 분포양상은 유사하였고 Model 1과 비교하여 최대 von-Mises 응력이 다소 높아지고 있으며 하중위치 B의 경우에는 수평골 높이가 다른 고정체의 응력 분포와 다소 높은 양상을 보이고 있었다.

근원심 절단면 (Fig. 7-4)의 경우 응력 분포 양상은 Model 1과 유사했으나, Model 2의 두 개의 고정체 사이에 치밀골에 응력 분포가 연결되어 나타나 특히 제 2 대구치 경우 치경부의 외측으로 하중이 집중되는 양상을 보이고 있었다.

Ⅳ. 총괄 및 고안

골유착 후 전달된 응력에 대해 골이 저항할 수 있는 한계를 초과하는 경우 미세운동이 발생하여 미세파괴, 흡수성 재형성 및 기계적 실패를 유발할 수 있기 때문에 [9~12] 임플란트에 부여된 하중을 고정체-골 계면체에 분산하는 것은 임상적으로 중요하다[13~16].

따라서 임플란트의 성공과 실패를 결정하는 필수적인 단계로 골-임플란트 계면에 발생하는 응력의 양상을 이해하기 위하여 응력에 영향을 미치는 요소로 골 형태, 교두경사, 수평하중 및 교합형태 등을 분석하여 왔다[17,18].

분석하는 방법의 하나로 유한요소분석법은 임플란트 성공에 있어 임상적인 요소의 효과뿐만 아니라 다양한 치과 임플란트 형태의 생역학적인 기능을 예측하기 위해 사용되어 왔다.

유한요소 분석법은 정적분석과 동적분석으로 구분되고 있다. 상악에 대한 하악의 최대폐구속도는 측정 방법에 따라 다르지만, 85~140 m/s 를 보이고 있기 때문에[19~21] 빠른 하악운동 속도를 필요로 하는 즉 단단한 물질을 갑작스럽게 씹는 경우에는 동적분석이 요구된다. 그러나 이악물기, 분쇄 그리고 대부분의 저작조건의 경우에는 정적분석으로 적합하며, 특히 이갈이의 경우 골 및 임플란트의 잠재적 손상을 유발하는 주요 요소로 고려되기 때문에 정적 하중 부여는 본 연구를 위한 목적으로 적합한 것으로 사료되었다.

본 연구에서는 임플란트 고정체 2개에 대한 지지골 높이가 같은 경우와 고정체에 대한 지지골 높이를 다르게 설계하여 제작된 2 가지 유한요소 모델에 대한 하중조건으로 2 가지의 하중방향과 2 가지의 하중위치을 설정하였고 선학들의 연구[4,6]에 따라 총 400 N의 정하중을 부여하였다.

지지골 높이를 다르게 설계한 Model 1, 2의 경우 하중조건에 따라 응력 분포 양상이 다르게 나타났다. 고정체의 장축에 평행하게 중심와에 수직하중이 가해진 경우 고정체의 장축을 따라 응력이 고르게 분산되는 양상을 보이나 수직하중이 2 mm 협측 부위에 부여된 조건에서는 수직하중의 이동에 따라 약간의 굽힘력이 걸려 해면골

에서는 응력분산이 없이 응력이 고정체 첨단부에서 고정체 상부로 이동하면서 고정체의 경부 협측으로 집중되는 양상을 보이며 있었다. 그러나 Model 1, 2에서 경사하중이 작용된 경우에는 수직하중과 비교하여 반대되는 양상의 응력 분포를 보이고 있었다.

즉 경사하중이 고정체의 중심에 가해지는 경우는 수직 하중이 협측 2 mm 빗금하중으로 가하여 발생하는 응력의 분포와 유사하게 고정체를 중심으로 치밀골 및 해면골에 분산되기 보다는 고정체 경부를 중심으로 응력이 집중되는 양상을 나타냈다. 이러한 점에서 하중이 교합면 중심에 경사방향으로 작용된 경우에는 응력이 편위되어 집중되는 양상을 보였던 바 임상적으로 고정체의 매식 방향과 하중이 작용되는 방향을 고려하여 교합면을 설정하므로서 고정체 지지골에 집중된 응력이 발생하지 않도록 하는 것이 바람직할 것으로 사료되었다.

적용된 하중이 과 하중인가 저 하중인가는 생리적으로 매우 중요하다. Piller 등[22]은 과 하중은 골흡수와 임플란트에 대한 피로도 증가로 실패의 원인이 될 수 있는 반면에 골에 대한 저 하중은 불용성 위축과 연속적인 골 흡수를 야기할 수 있다고 하였다. 그러나 본 연구의 결과 얻어진 응력집중 현상이 과 하중적 양상인가 저 하중적 양상인가에 대해서는 평가할 수 없으며 지지골에 응력이 집중된다 하여도 어느 정도의 응력집중이 치조골의 생리적 골 반응을 초과하여 골 흡수를 초래하는지에 대해서는 밝힐 수 없었던 바 본 연구와 동일한 조건으로 매식된 동물실험에서의 조직학적 연구가 필요하리라 사료되었다.

Model 2의 경우 일반적으로 임상치관과 임상치근의 높이가 달라져 임상치관이 긴 경우에 보다 높은 응력이 걸릴 것으로 예상하였으나 교합면의 중심에 수직하중이 가해진 경우에는 Model 1과 비교하여 치밀골 상부 분포 양상을 제외하고는 해면골 내부에서는 유사한 응력 분포를 나타냈지만 von Mises 응력에서는 다소의 차이를 보이고 있었다.

이러한 점은 두 개의 고정체에 장착된 각각의 치관이 고정되어 있기 때문에 지지골의 높이 차이가 영향을 미치지 못하는 것으로 사료되었다.

본 연구에서 동일한 하중위치에서도 하중의 경사에 따른 차이를 보이고 있었다. 즉 지지골의 조건에 관계없이 축하중이 작용되는 경우에는 두개의 고정체 외면인 나사산 상부인 고정체-치밀골 계면 외측 치밀골에 von-Mises 응력이 집중되는 양상을 보이며 그 하부 해면골을 따라 응력이 균일하게 분포되는 양상을 보이고 있으나 경사하중이 가해질 경우에는 치밀골 외측과 협측에서 나타났다.

이러한 점에 Meijer 등[23]은 두개 고정체에 대한 여러 가지 형태의 상부구조를 설계한 후 2차원적 유한요소분석을 통하여 고정한 후 하중을 부여한 경우에 원심면에 응력이 발생하는 것은 하악골의 변위에 따른 굽힘응력의 발생에 따른 것이라 하였다. 또한 바를 부착하거나 부착하지 않는 모델에서의 응력집중의 차이는 작았으며 교합력의 방향은 임플란트 지대주 연결보다 더 많은 영향을 미치는 것으로 보고하였다.

본 연구에서도 매식부위의 지지골 높이와 관계없이 중심에 경사하중이 작용하는 경우에는 고정체 해면골에는 응력이 분포되지 않았고 최대 von-Mises 응력의 경우 하중조건에 따라 치밀골에 다양한 위치로 나타났다.

이러한 연구결과는 Rieger 등[24]이 수직 및 측방 하중 시에 치밀골이 해면골보다 일반적으로 응력이 더 보다 크게 나타났다고 하는 보고와 유사하였다. 응력의 발생부위에 대해 Barbier 등[25]과 Meijer 등[26]도 교합력은 우선적으로 치조정의 치밀골층에서 분산되지만, Clelland 등[27] 은 Screw-vent 임플란트에 대한 축하중 부여 후 임플란트의 협설이 근원심보다 응력이 높게 나타나고 최대응력은 치밀골 상부 설측에 나타났다고 하였다.

따라서 여러 가지 하중조건에서 치밀골에 발생하는 높은 peak 응력을 감소시키는 방법과 해면골에 미세응력을 분산시키고자 하는 연구가 진행되었다. Geng 등[13]은 계단식의 나사산 임플란트 모델과 원통형의 나사산 임플란트를 비교하여 전자는 후자에 비해 해면골에서 17.9% 낮은 최대응력발생을 유발한다고 하였고 Holmgren

등[15]도 계단식 임플란트와 직선형 임플란트에 대한 응력을 분석하여 계단식 임플란트에서 응력이 더 고르게 분포한다고 하여 응력감소를 위해서는 계단식인 임플란트가 더욱 유용하다고 하였다.

Hansson[28]은 치밀골정에서 peak 응력에 의한 골흡수를 감소시키기 위한 방법으로 치밀골이 유착되는 임플란트 고정체의 경부에 미세나사를 부여하는 것이 바람직하다고 하며, 고정체의 나사형태는 골에 대한 peak 응력의 량과 하중에 저항하는 임플란트의 적응력에 영향을 미치게 된다고 하였다. Chun 등[29]도 나사산의 형태에 따른 응력분포 연구에서 나사산 끝의 폭과 나사산의 깊이는 응력발생에 영향을 미친다고 하여 나사산 끝은 pitch/2 와 나사산 깊이로 0.46 pitch를 제시하였다.

따라서 본 연구 모델의 설계 시 고정체의 형태를 원통형으로 하고 나사산의 , pitch 길이는 0.7 mm 그리고 나사산 끝 및 깊이를 0.3 mm로 설계하였던 바 향후 고정체의 외형과 나사산 형태에 관한 비교 연구가 필요할 것으로 사료되었다.

지지골질의 조건인 치밀골의 두께 그리고 치밀골과 해면골의 골질 특성도 응력발생에 영향을 미치는 요소로 보고[30,13]되어 본 연구에서 해면골과 치밀골의 탄성계수를 1:10으로 설계하였던 기존의 연구와는 달리 Rho[8]가 보고한 해면골의 여러 조건 중 type 1을 선택하여 치밀골과 해면골의 탄성계수를 13,000과 9,500으로 한 최적의 골질조건을 지닌 유한요소모델을 설계하였다.

임플란트를 식립하면 피질골 및 해면골은 골막과 골내막면에서 시작하여 점진적으로 임플란트에 부분적 혹은 완전하게 유착하게 된다. 그러나 임플란트를 유착하는 정도는 악골 내 임플란트의 매식 위치에 따라 하악 전방부는 100%의 피질골 융합이 이뤄지지만 후방부로 갈수록 감소하여 상악 후방부에서 25% 이하의 피질골 융합이 일어나므로[31] 본 연구에서 2 mm 두께로 재현한 구치부 임플란트와 치밀골계면은 골 조건에 따라 달라지므로 본 연구에서 사용된 골질의 특성도 다양한 임상조건에서 차이를 나타낼 수 있다는 점을 간과해서는 인된다.

또한 Clift 등[32]은 하중을 가하기 전 9-18 MPa 범위의 정적인 스트레스를 견딜 수 있는 임플란트 경부와 치밀골과의 유착을 중요시 한 후 임플란트 식립 후에 이것을 달성하지 못하면 생리적 하중에서도 경부의 흡수와 국소적 피로로 골 흡수를 야기한다고 하였다.

본 연구에서도 동일한 골질 조건에서 지지골의 높이를 다르게 설계한 모델의 경우 골량 차이에 따른 임상적 치관의 길이 증가는 응력 발생에 영향을 미치지 않는 것으로 나타나 자연치의 임상 치관과 치근비에 비해 임플란트의 경우 골 유착 정도는 골량에 비해 임상적으로 보다 중요한 것으로 사료되었다.

본 연구에서 얻어진 von Mises 응력은 물질 특성의 선형 탄성화, 기학학적인 형태, 그리고 하중의 조건을 단순화하여 나타난 결과이기 때문에 모델 사이에 비교는 가능하지만 얻어진 자료를 양적으로 판단하여 임상적으로 적용하는 것은 바람직하지 않다고 사료되었다.

Gibbs 등[33]은 저작 중 가장 큰 힘은 최대교두접촉위에서 발생되며 이 위치가 불안정한 경우 최대교두접촉위에서 편위적 접촉이 발생될 수 있으며 편위적 접촉은 치아에 과도한 힘을 유발한다고 하였다. 본 연구에서 중심에 경사하중이 작용하는 경우는 최대교두접촉위에서 발생하는 편위적 접촉과 유사한 영향을 미치게 되므로 임플란트 교합면에 접촉을 부여하는 경우 단순한 위치보다는 하중이 고정체의 장축에 어떠한 경사로 작용하여 치밀골과 해면골에 응력을 집중시키는가를 고려하는 것이 바람직한 것으로 사료되었다.

그러나 본 연구에서는 2개의 임플란트 고정체의 매식 각도가 서로 평행한 상태에서 하중조건을 부여하였으므로 구강 내 치조골의 상태에 따라 근원심, 및 협설로 경사지게 매식할 수 있는 구강조건이 발생할 수 있으므로 다양한 방향으로의 매식각도와 하중조건을 고려하는 연구가 향후에 진행되어야 할 것이다.

Ⅴ. 결 론

하악 제 1, 2 대구치 부위에 임플란트 고정체

를 매식한 모델로서 제 2대구치 부위의 지지골 높이를 동일하게 한 모델과 동 부위 지지골 높이를 2 mm 낮게 설계한 2종의 3차원 유한 요소 모델에 대해 200 N의 수직하중 및 경사하중을 교합면의 중심, 협측 2 mm 부위에 부여한 후 지지골에 발생하는 응력을 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 교합면의 중심에 수직하중이 부여되는 경우 지지골 높이와 관계없이 치밀골과 해면골에 응력이 분포되고 있으나 경사하중이 작용하는 경우에는 해면골에는 응력이 분포되지 않았다.
2. 교합면의 중심에 수직하중이 부여되는 경우 von Mises 응력은 지지골 높이와 관계없이 양측 고정체 외측 치밀골에 집중되고 있으나, 경사하중이 가해질 경우에는 양측 치밀골 설측에서 나타났다.
3. 협측 2 mm 부위에 수직하중이 부여되는 경우 고정체-해면골 계면 상부와 피질골를 중심으로 응력이 발생하나 경사 하중이 부여되는 경우 양측 고정체-지지골 계면를 중심으로 고정체의 첨단 하방 및 설측 해면골, 치밀골 상부 협측에 응력이 분포되고 양측 치밀골 외측과 설측 상부에는 von Mises 응력이 나타났다.
4. 제 2 대구치 부위 고정체에 대한 지지골의 높이 차이에 따라 교합면의 중심에 부여되는 수직하중과 협측 2 mm 부위에 부여되는 경사하중에서 양측 고정체 사이의 치밀골 상부 응력분포 양상에는 영향을 미치지만 해면골에는 영향을 미치지 않고 있었다.

결론적으로 임플란트를 지지하는 지지골 높이 차이는 해면골의 응력분포에 영향을 미치는 요소로 작용하지 않았으나, 지지골 높이와 관계없이 하중 방향과 하중 위치는 치밀골과 해면골에 대한 응력의 분포와 집중에 영향을 미치는 요소로 나타났다.

따라서 교합면의 접촉면을 설정하는 경우 대합치의 기능교두의 방향과 매식된 고정체의 장축방향을 고려하여 하중의 집중에 의한 골 흡수 가능성을 고려하는 것이 임상적으로 유용할 것으로 사료되었다.

참 고 문 헌

1. Mish, CE.. “Contemporary Implant Dentistry. St Louis.” *Mosby* 290-300, 1993.
2. Tesk, J.A. Widera, O.. “Stress distribution in bone arising from loading on endoosteal dental implants.” *J Biomed Mater Res Symp.* 251-261, 1973.
3. Weinstein, AM. Klawitter, JJ. Anand, SC. Schuessler, R.. “Stress analysis of porous rooted dental implants.” *J Dent Res 55*:772-777, 1976.
4. 김민호·박영록·계기성. “임플란트 매식시 수직골 높이에 따른 응력분석.” 『대한턱관절기능교합학회』 *제18권(4)*:302-311, 2002.
5. 배숙진·정재헌·정승미. “하중의 위치 및 경사에 따른 임프란트 보철의 유한요소법적 응력분석.” 『대한턱관절기능교합학회』 *제19권(4)*:257-268, 2002.
6. 이태엽·강동완. “임플란트 고정체의 매식경사에 따른 응력 분석.”『대한치과턱관절기능교합학회』 *제18권(4)*:321-329, 2002.
7. 허성주·한종현·정종평. “골유착성 임프랜트 고정체의 설계변화에 따른 응력분포에 관한 삼차원 유한요소 분석적 연구” 『대한치과보철학회지』, *35*: 609-619, 1997.
8. Rho, JY. Ashman, RB. Turner, CH.. “Young's modulus of trabecular and cortical bone material: Ultrasonic and microtensile measurements.” *J Biomech 26*:111-119, 1993.
9. Gratton, DG. Aquilino, SA. Stanford, CM.. “Micro-motion and dynamic fatigue properties of the dental-implant interface.” *J Prosthet Dent 85*:47-52, 2001.
10. Hermann, JS. Schoolfield, JD. Schenk, RK. Buser, D. Cochran, DL.. “Influence plants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible.” *J Periodontol 72*:1372-1383, 2001.
11. Meijer,H.J., Kuiper,J.H., Starmans,F.J., Bosman,F.. “Stress distribution around dental implants ; Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible.” *J. Prosthet Dent., 68:* 96-102, 1992.
12. Rieger, MR. Mayberry, M. Brose, MO.. “Finite

element analysis of six endosseous implants." *J Prosthet Dent 63*:671-676, 1990.
13. Geng, JP. Tan, KB. Liu, GR.. "Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature." *J Prosthet Dent 85*:585-598, 2001.
14. Geng, JP. Tan, K.B.C. Liu, GR.. "Finite element analysis of an osseointegrated stepped screw dental implant." *J Oral Implantology 30:4*, 223-233, 2004.
15. Holmgren, EP. Seckinger, RJ. Kilgren, LM. Mante, F.. "Evaluation of parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis-a Two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, ant load direction." *J Oral Implantol 24*:80-88, 1998.
16. Van Oosterwyck, H. Duyck, F. Vander, S. et al.. "The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants." *Clin Oral Implant Res 9*:407-418, 1998.
17. Jaffin, RA. Bermen, CL.. "The excessive loss of Braenemark fixtures in type IV bone; a 5-year analysis." *J Periodontol 62*:2-4, 1991.
18. Rangert, B. Krogh, PH. Langer, B. Van Roekel, N.. "Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis." *Int J Oral Implants 10*:326-334, 1995.
19. Brunski, JB.. "Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface." *Clin Mater 10*:153-201, 1992.
20. Jones, PA. Wilson, HF. Osborne, J.. "Impact properties of dental materials." *Br Dent J 129*:565-570, 1970.
21. Mojdehi, M. Foster, MK. Buschang, PH.. "Throckmor foods [abstract]." *J Dent Res 76*:244, 1997.
22. Pilliar, RM. Deporter, DA. Watson, PA. Valiquette, N.. "Dental implant design-effect on bone remodeling." *J Biomed Mater Res 25*:467-483, 1991.
23. Meijer, HJ, Starmans, FJ. Steen, WH. Bosman, F.. "A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible." *Arch Oral Biol 38*:491-496, 1993.
24. Rieger, M.R. Adams, W.K. Kinzel, G.L. Brose, M.O.. "Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implant." *J Prosthet Dent.* 436-440, 1989.
25. Barbier, L. Vander Sloten, J. 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 25*:847-858, 1998.
26. Rieger, MR. Adams, WK. Kinzel, GL. Brose, MO.. "Alternative materials for three endosseous implants." *J Prosthet Dent, 61*:717-722, 1989.
27. Clelland, NL. Ismail, YH. Zaki, HS. Pipko, D.. "Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant." *Int J Oral Maxillofac Implants 6*:391-398, 1991.
28. Hansson, S.. "The implant neck: smooth or provided with retention elements A biomechnical approach." *Cli Oral Implant Res.*, *10*:394-405, 1999.
29. Chun, HJ. Cheong, SY. Han, JH. Chung, JP. Rhyu, IC. et al.. "Evaluation of design parameter of osseointegrated dental implants using finite element analysis." *J Oral Rehab. 29*:565-574, 2002.
30. French, AA. Bowles, CQ. Parham, PL. Eick, JD. Killoy, WJ. Cobb, CM.. "Comparison of peri-implant stresses transmitted by four commercially available osseointegrated implants." *Int J Periodont Rest Dent 9*:221-230, 1989.
31. Patra, AK. DePaolo, JM. D'Souza, KS. DeTolla, D. Meenaghan, MA.. "Guidelines for analysis and redesign of dental implants." *Implant Dent 7*:355-368, 1998.
32. 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 Inst Mech Eng [H] 206*:233-241, 1992.
33. Gibbs, CH. Mahan, PE. Lundeen, HC. et al.. "Occlusal forces during chewing & mdash influence of biting strength and food consistency." *J Prosthet Dent 46*:561-567, 1981.

Correspondence to: Dr. Soo-Boong Boo
Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University, 375, Seosuk-dong, Dong-Gu, Gwangju, 501-825, Korea
Tel:062-230-7450, Fax 062-230-7451 E-mail: pyk@chosun.ac.kr

- ABSTRACT -

Stress Analysis on the Supporting Bone Around the Implant According to the Vertical Bone Level

Soo-Boong Boo, D.D.S., M.S.D. Ph.D., Jei-Ok Jeung, D.D.S., M.S.D.
Seung-Hoon Lee, D.D.S., M.S.D., Chang-Hyun Kim, D.D.S., M.S.D.
Seung-Ho Lee, D.D.S., M.S.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University

The purpose of this study was to analyze the distribution of stress in the surrounding bone around implant placed in the first and second molar region. Two different three-dimensional finite element model were designed according to vertical bone level around fixture (4.0mm × 11.5mm) on the second molar region. A mandibular segment containing two implant-abutments and a two-unit bridge system was molded as a cancellous core surrounded by a 2mm cortical layer.

The mesial and distal section planes of the model were not covered by cortical bone and were constrained in all directions at the nodes. Two vertical loads and oblique loads of 200 N were applied at the center of occlusal surface (load A) or at a position of 2mm apart buccally from the center (load B). Von-Mises stresses were analyzed in the supporting bone.

The results were as follows;

1. With the vertical load at the center of occlusal surface, the stress pattern on the cortical and cancellous bones around the implant on model 1 and 2 was changed, while the stress pattern on the cancellous bone with oblique load was not.
2. With the vertical load at the center of occlusal surface, the maximum von-Mises stress appeared in the outer distal side of the cortical bone on Model 1 and 2, while the maximum von-Mises stress appeared in the distal and lingual distal side of the cortical bone with oblique load.
3. With the vertical load at a position of 2 mm apart buccally from the center, there was the distribution of stress on the upper portion of the implant-bone interface and the cortical bone except for the cancellous bone, while there was a distribution of stress on the cancellous bones at the apical and lingual sides around the fixture and on the cortical bone with oblique load.
4. With the changes of the supporting bone on the second molar area, the stress pattern on the upper part of the cortical bone between two implants was changed, while the stress pattern on the cancellous bone was not.

The results of this study suggest that establishing the optimum occlusal contact considering the direction and position of the load from the standpoint of stress distribution of surrounding bone will be clinically useful.

Key word: implant-bone interface, stress pattern, vertical bone level