

임프란트와 지대주 간 내측 연결을 갖는 2종의 임프란트에서 저작압이 임프란트 주위골 내용력 분포에 미치는 영향에 관한 연구

유미경, 임성빈, 정진형, 홍기석

단국대학교 치과대학 치주과학교실

I. 서 론

골유착성 임프란트는 장기간의 임상적 성공^{1,2)}과 치료 영역의 확대에도 불구하고 실패의 가능성이 보고되고 있다. 따라서 최근에는 임프란트의 실패의 요인이 재조명되고 있으며, 실패의 원인으로는 고정 또는 골 유착의 상실, 연조직의 합병증, 생역학적 문제로 크게 대별할 수 있는데, 이러한 요인 가운데 생역학적인 문제는 임프란트의 성공적인 골유착 후에 가장 빈번히 발생하는 후유증 중 하나이다³⁻⁵⁾.

자연 치아에 가해지는 교합력은 치주 인대의 완충 작용을 통해 치조골에는 응력이 고르게 분산되어 전달된다. 그러나 임프란트는 골에 유착되어 기능 시 발생하는 외력이 매식체를 통해 직접적으로 골에 전달되므로 대부분의 응력이 치조골의 정상부에 집중되고, 임프란트 주위 지지골의 흡수와 뒤이은 임프란트의 실패를 가져올 수 있다⁶⁻¹⁰⁾. 특히 골질이 불량한 부위나 골량이 불충분한 부위에서는 이러한 실패의 가능성이 더욱 높아지게 된다¹¹⁻¹³⁾. Bass 등²⁷⁾과 Hutton 등²⁸⁾은 IV형 골⁴⁶⁾에서의 임상적 성공률이

저조하다고 보고한 반면, Friberg 등²⁹⁾과 Truhlar 등³⁰⁾은 I형 골⁴⁶⁾에서 가장 높은 실패율을 보인다고 보고하였다.

골과 임프란트 계면에서 응력 분포에 영향을 주는 요소로는 응력의 형태, 임프란트와 보철물의 물성, 임프란트의 기하학적 형태, 표면적 구조, 임프란트 주위의 골질과 골량 등이 보고되고 있다. Boggan 등¹²⁾은 골유착 임프란트의 장기적 및 생역학적 성공을 위해서는 파괴 응력이 지지골에 전달되지 않도록 보철물에 가해진 응력을 넓게 분산시킬 수 있게 디자인된 임프란트가 필수적이라고 하였고, Misch¹⁴⁾는 임프란트 주위 경부골에 전해지는 스트레스를 줄이는 방법으로 굽은 직경과 긴 임프란트의 사용, 그리고 표면적을 늘리는 방법을 추천하고 있다. 또한 임프란트 치정부에 접촉 면적을 늘리는 방법으로 나사산의 깊이나 기하학적 형태를 변화시키는 방법^{15,16)} 등이 권고되고 있다. 임프란트의 형태에 따라 임프란트 내부의 하중 전달 기전은 변하게 되고, 이로 인하여 악골에 발생하는 응력 분포 역시 변하게 되므로, 임프란트 주위골에 발생하는 응력을 적절하게

* 교신저자 : 임성빈, 충남 천안시 신부동 단국대학교 치과대학 치주과학교실, 우편번호 : 330-716,

E-mail : boneperi@dankook.ac.kr

분산하기 위한 다양한 설계를 임프란트 시스템에 적용하는 것이 중요하다^{17,25,26)}.

한편 지대주가 임프란트 내부로 함입되어 있고 지대주에 육각이나 팔각 형태를 가진 내측 연결(internal connection) 임프란트가 최근에 많이 소개되고 있다. 이러한 내측 연결 형태는 통상의 외측 연결(external connection) 형태의 임프란트에 비해 지대주와 고정체 간에 정밀한 접촉이 가능하며 미세 움직임이나 미세 누출이 없고, 마찰력에 의한 풀림을 방지할 수 있을 뿐만 아니라 수직 또는 측방 교합력에 대하여 다소 유리한 기계적 성질을 가지고 있다고 보고되어 왔다^{10,17-19)}. Norton¹⁷⁻¹⁹⁾은 내측 원추형 연결 형태의 임프란트는 외측 육각 연결 형태의 임프란트와 비교하여 굴곡력(bending moment)에 저항하는데 있어서 보다 안정적이라고 하였으며, Sutter 등^{20,21)}은 내측 연결 형태의 지대주를 가지는 경우 풀림에 대한 저항성이 우수하고 동적 하중 하에서도 우수한 결과를 보였다고 보고하였다.

이러한 임프란트 주위골 내 응력 효과에 대한 정량적인 평가가 지속적으로 이루어져 왔다. 임프란트 주위골에 생기는 응력의 분석은 대부분 생체 외에서 이루어지는데, 그 방법으로는 수지모형(plastic analog), 광탄성 분석법(photoelastic analysis), 유한 요소 분석법(finite element analysis) 등이 있다²²⁾. 유한 요소 분석법은 복잡한 구조물을 물리적 성질이 유사한 여러 개의 작은 요소로 나누어 각 절점의 좌표, 요소 번호, 구성 성분의 물리적 성질 및 하중 조건을 구조물 해석을 위한 프로그램으로 컴퓨터에 입력하여 계산함으로써 각 요소의 응력과 절점의 변위를 산출하고 이것을 연속시켜 전체의 현상을 파악하는 방법으로, 다른 응력 분석 방법과는 달리 복잡한 형상의 불균일한 구조물에 발생하는 응력을 분석하는 경우에 매우 유용하게 쓰이며, 전반적인 영역에 걸친 응력의 분포와 측정이 가능하다는 장점이 있다

^{23,24)}.

이에 본 연구에서는 전체적으로 균일한 피질골 또는 해면골로 이루어진 불량한 골질에서 내측 연결 형태를 갖는 두 종류의 임프란트로 단일 치아 수복

시 시술 결과를 예측해 보기 위하여 저작압이 임프란트 주위골 내 응력에 미치는 영향을 3차원 유한 요소 분석을 통하여 알아보았다.

II. 연구재료 및 방법

1) 실험 모형

본 연구에서는 내측 연결 형태의 임프란트 중 국내에서 제작중인 TIS사 제품으로 서로 다른 구조를 지닌 두 종류의 실제 모델을 사용하였으며, 이를 3차원 형상으로 구현하였다. 전체적으로 균일한 피질골 또는 해면골로 이루어진 두 가지 종류의 모형을 설계하고, 그 중앙에 직경 4.1 mm, 길이 12.0 mm의 non-submerged 형태의 임프란트와 submerged 형태의 임프란트를 식립한 형상을 재현하여 각각 모형 1과 모형 2로 명명하였다.

본 모델링에서는 지지골, 해면골, 임프란트 고정체, 지대주로 나누어 구성하였으며 본 연구에 사용된 실험 모형의 재현된 형상은 Figure 1과 같았다.

2) 유한 요소 모형의 설계

임프란트 고정체는 골과 완전히 유착되었으며 변연골의 소실은 전혀 없는 것으로 가정하였다. 유한 요소법(finite element method)을 이용한 응력 분석법은 모델의 단순화와 응력의 수치적 계산을 위해, 모형의 물리적 특성은 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성(homogeneity), 재료의 특성이 세 방향으로 모두 동일하다는 등방성(isotropy), 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하고 변위 정도에는 무관심하다는 선형 탄성(linear elasticity)을 갖는 것으로 가정하였다.

3) 하중 조건 및 경계 조건

저작은 수직력과 경사력을 발생시키므로 본 연구에서는 임프란트의 저작압에 해당하는 100N의 힘을

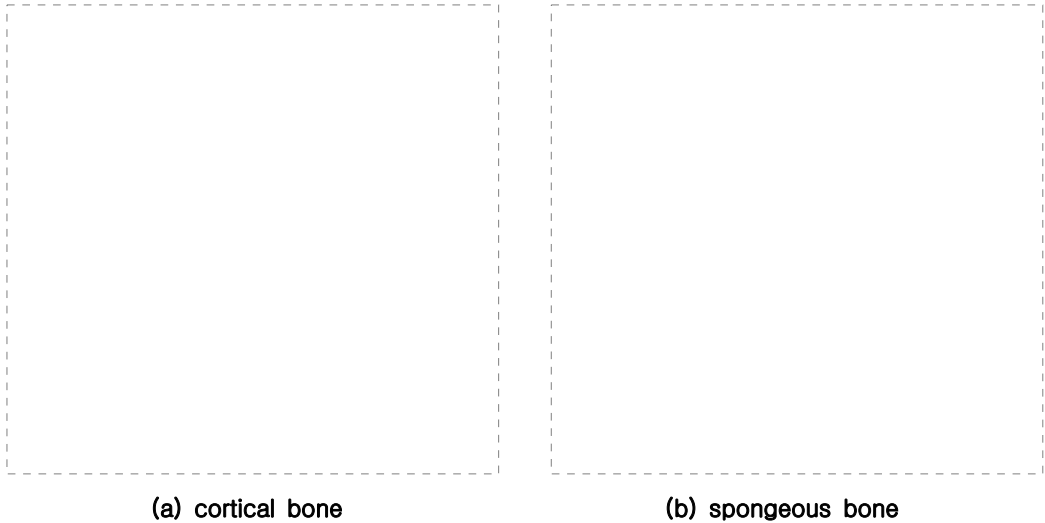


Figure. 1. Schematic drawing used in this analysis
 ① abutment ② implant ③ supporting bone

Table 1. Properties of materials used in the analysis

Part	Material	Young's modulus (GPa)	Poisson's ratio
Abutment	Titanium grade ELI	113,8	0,34
Fixture	Titanium grade IV	114,0	0,37
Bone	Cortical bone	14,0	0,30
	Spongy bone	1,5	0,30

교합면의 수직 방향과 협측 30방향에서 부여하였다 (Figure 2).

경계 조건(boundary condition)으로는 임플란트가 매식된 골이 어떠한 방향으로도 변위가 발생하지 않도록 x, y, z 세 방향에서 모두 구속하였고, 보철물과 임플란트 및 주변 골 조직에서 변형이 허용되도록 하였다.

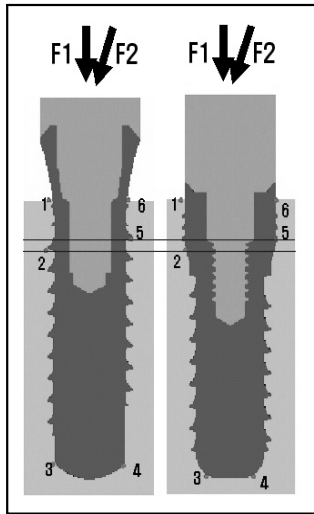
4) 물성치

설계된 모형의 유한 요소 해석(finite element analysis)을 수행하는데 필요한 재료의 물성치인 탄성 계수(Young's modulus; E)와 포와송의 비(Poisson's ratio; ν)는 Holmes 등⁴⁷⁾, Trisi 등⁴⁸⁾, Carter 등⁴⁹⁾의 연구를 참고하여 대입하였다(Table 1).

5) 유한 요소 응력 분석

본 연구에서는 삼차원 유한 요소 분석 프로그램인 3G Author(Plaso Tech, USA)를 이용하여 산출되는 여러 가지 응력값 중에서 등가 응력(von Mises stress)⁵⁰⁾을 기준으로 각 실험군에서 응력 분포를 비교 분석하였다. 결과는 전체 응력의 분포 상태와 최대 응력 집중부를 식별하기 위해 응력의 크기에 따라 색도로 표시하였다. 각 하중 조건 간의 비교를 위해 지지골과 임플란트가 접하는 부위 중 다음과 같이 협설 단면의 6개의 측정점(measuring point)에서 그 값을 측정하였다(Figure 2).

- 측정점 1 : 임플란트 설측 상부에 인접한 변연골
- 측정점 2 : 임플란트 설측 첫 번째 나사산에 인접한 골



- F1 : vertical load of 100 N
- F2 : buccal oblique load of 100 N

(30 degrees off of the long axis)

- 1, 6 : crestal bone near the top of implant
- 2, 5 : bone around the first thread of implant
- 3, 4 : bone around the bottom of implant
- 1, 2, 3 : lingual side in bucco-lingual section
- 4, 5, 6 : buccal side in bucco-lingual section

Figure 2. Measuring points of von Mises stress around the implant

Table 2. von Mises stresses in cortical bone under vertical load

Unit : MPa

	1	2	3	4	5	6
Model 1	2.47	1.99	0.84	0.98	1.94	2.84
Model 2	2.67	2.30	1.14	1.16	2.28	2.55

* 1, 2, 3, 4, 5, 6 : measuring point

- 측정점 3 : 임플란트 설측 근단부에 인접한 골
- 측정점 4 : 임플란트 협측 근단부에 인접한 골
- 측정점 5 : 임플란트 협측 첫 번째 나사선에 인접한 골
- 측정점 6 : 임플란트 협측 상부에 인접한 변연골

나사산 하방으로 응력이 완만하게 감소하는 반면, 모형 2에서는 미세나사산(microthread)을 갖는 경우에 높은 응력이 집중되고 있었으며, 모형 2의 경우가 모형 1의 경우보다 골에서 발생하는 응력이 대체로 컸다(Table 2, Figure 3).

III. 연구결과

1. 임플란트 교합면에 100N의 수직 하중을 부여한 경우

(1) 피질골

지지골에서의 응력 분포는 모형 1, 2 모두에서 지지골의 상부 즉 임플란트 고정체 상부의 골 접촉부에 최대 응력이 집중되는 양상을 보였으며, 하방으로 갈수록 응력이 감소하여 임플란트의 근단부에서 최소의 응력을 보였다. 그러나 모형 1에서는 첫 번째

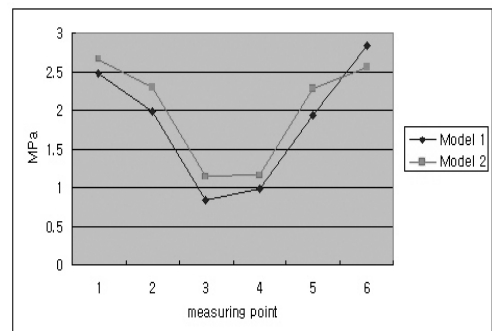


Figure 3. von Mises stresses in cortical bone under vertical load

Table 3. von Mises stresses in spongeous bone under vertical load

Unit : MPa

	1	2	3	4	5	6
Model 1	0.69	0.25	0.52	1.00	0.61	0.94
Model 2	1.23	0.93	1.30	1.39	0.95	1.40

* 1, 2, 3, 4, 5, 6 : measuring point

Table 4. von Mises stresses in cortical bone under buccal oblique load
(30 degrees off of the long axis)

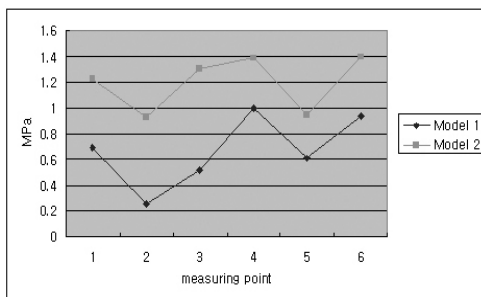
Unit : MPa

	1	2	3	4	5	6
Model 1	13.6	5.86	0.82	1.16	2.26	7.51
Model 2	10.5	5.44	1.10	0.97	1.95	5.70

* 1, 2, 3, 4, 5, 6 : measuring point

(2) 해면골

해면골에서는 모형 1, 2 모두에서 지지골의 상부와 임플란트의 근단부에 최대 응력이 집중되는 양상을 보였다. 수직 하중을 부여한 경우 지지골 상부에 발생하는 최대 응력은 모형 1, 2 모두 피질골에서보다 해면골에서 작았으나, 근단부에 발생하는 최대 응력은 모형 2에서는 피질골에서보다 해면골에서 컸다. 모형 2의 경우가 모형 1의 경우보다 모든 측정점에서 발생한 응력값이 컸다(Table 3, Figure 4).

**Figure 4.** von Mises stresses in spon-
geous bone under vertical load

2. 임플란트 교합면에 100N의 경사 하중 (엡측 30도)을 부여한 경우

(1) 피질골

수직 하중을 부여한 경우와 마찬가지로 모형 1, 2 모두에서 지지골의 상부에 최대 응력이 집중되는 양상을 보였으며, 하방으로 갈수록 응력이 감소하여 임플란트의 근단부에서는 최소 응력을 보였다. 임플란트 고정체 상부의 골 접촉부에서는 수직 하중을 부여한 경우보다 경사 하중을 부여한 경우 훨씬 높은 응력이 집중되고 있었지만, 임플란트의 근단부에서는 하중의 종류에 관계없이 유사한 응력을 보였다. 협측 변연골에서보다 설측 변연골에서 높은 응력이 집중되는 양상을 보였으며, 모형 1의 경우가 모형 2의 경우보다 전체 측정점에서 발생한 응력이 대체로 컸다(Table 4, Figure 5).

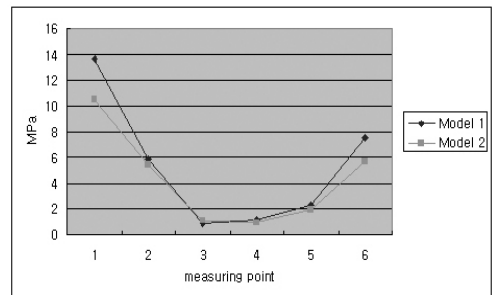
**Figure 5.** von Mises stresses in cortical
bone under buccal oblique load
(30 degrees off of the long axis)

Table 5. von Mises stresses in spongy bone under buccal oblique load (30 degrees off of the long axis)

Unit : MPa

	1	2	3	4	5	6
Model 1	4.33	1.98	0.60	0.65	1.94	2.85
Model 2	4.33	2.85	1.38	0.99	1.38	2.80

* 1, 2, 3, 4, 5, 6 : measuring point

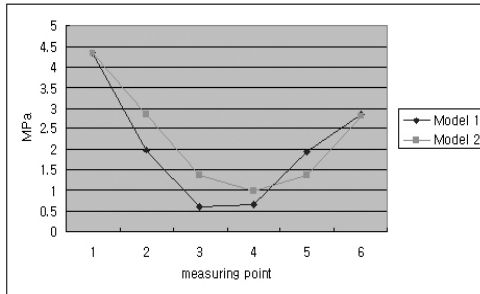


Figure 6. von Mises stresses in spongy bone under buccal oblique load (30 degrees off of the long axis)

(2) 해면골

해면골에 경사 하중을 부여한 경우 지지골의 응력 분포는 피질골에 경사 하중을 부여한 경우와 유사한 양상을 보였다. 임플란트 고정체 상부의 골 접촉부에서는 수직 하중을 부여한 경우보다 경사 하중을 부여한 경우 훨씬 높은 응력이 집중되었지만, 임플란트의 근단부에서는 하중의 종류에 관계없이 유사

한 응력을 보였다. 경사 하중을 부여한 경우, 지지골 상부의 최대 응력은 모형 1, 2 모두 피질골에 비해 해면골에서 작았으나, 모형 2의 근단부에 걸리는 최대 응력은 피질골에서보다 해면골에서 높았다.

모형 1에서는 인장력을 받는 협측 측정점에서, 모형 2에서는 압축력을 받는 설측 측정점에서 높은 응력을 보였다. 모형 2의 경우 측정점의 위치 변화에 따른 응력 분포의 변화가 비교적 완만하게 나타났으며, 모형 1에서는 변화의 폭이 컸다(Table 5, Figure 6).

2. 각 측정점에서 하중 조건에 따른 응력의 비교

설측 변연골(Figure 7) 및 협측 변연골(Figure 12)과 설측 첫 번째 나사선(Figure 8) 및 협측 첫 번째 나사선(Figure 11) 주위골에서는 경사압을 받은 경우에 수직압을 받은 경우보다 대체로 높은 응력이 발생하였으며, 해면골에서보다 피질골에서 응력이 집중되는 양상을 보였으나 피질골에서 모형 2의 협

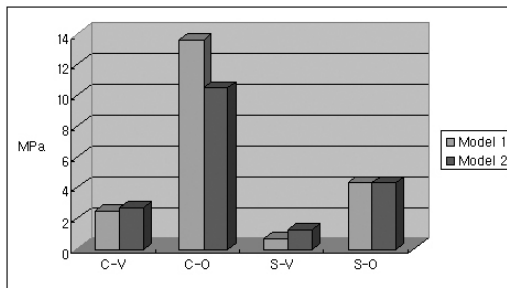


Figure 7. von Mises stresses at point 1

- * C : cortical bone
- * S : spongy bone
- * V : vertical load
- * O : buccal oblique load(30 degrees off of the long axis)

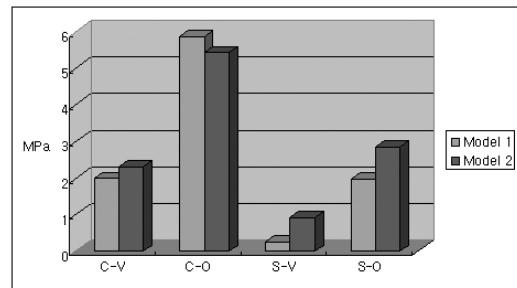


Figure 8. von Mises stresses at point 2

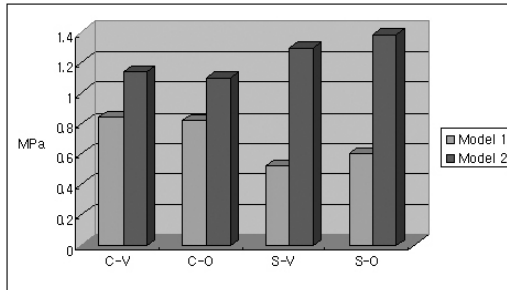


Figure 9. von Mises stresses at point 3

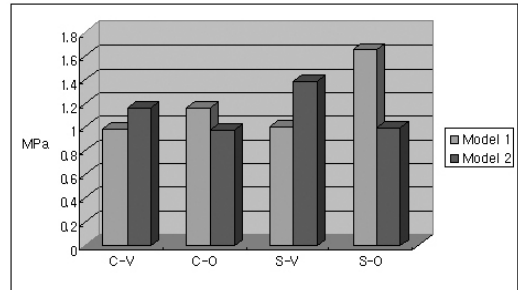


Figure 10. von Mises stresses at point 4

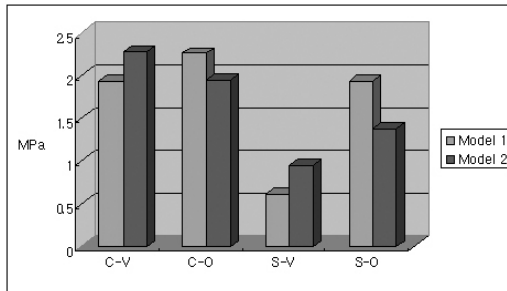


Figure 11. von Mises stresses at point 5

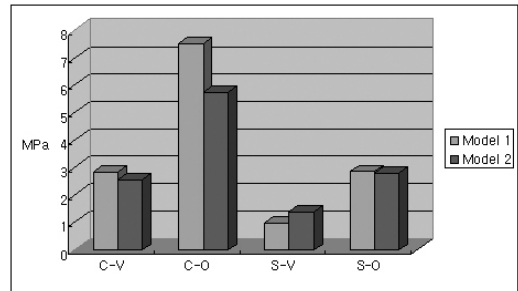


Figure 12. von Mises stresses at point 6

즉 첫 번째 나선선(Figure 11)에서는 수직압을 받은 경우에 경사압을 받은 경우보다 높은 응력이 발생하였다. 설측 근단부 측정점(Figure 9)에서는 하중의 종류와 골질에 관계없이 모형 2에서 높은 응력이 발생하였다. 협측 근단부 측정점(Figure 10)에서는 모형 1, 2 모두에서 피질골에서보다 해면골에서 응력이 집중되었고, 모형 1에서는 수직압에서보다 경사압에서 높은 응력이 발생한 반면, 모형 2에서는 경사압에서보다 수직압에서 높은 응력이 발생하였다.

IV. 종괄 및 고찰

임프란트가 치아 결손부의 치료 방법으로 소개된 이후 실패의 원인에 대한 연구가 활발히 진행되어 왔고, 임프란트에 가해지는 부하에 의해 발생하는 비정상적인 골내 응력이 실패의 주요 원인 중 하나라는 것이 수많은 연구에 의해 보고되었다. 이러한 응력은 임프란트의 식립 위치, 개수, 골의 상태, 임프란트의 종류, 교합압의 크기와 방향, 보철물의 종류 등에 의해 달라질 수 있다. 임프란트 주위골에 발

생하는 응력을 적절하게 분산하기 위한 임프란트 구조물의 다양한 설계와 이에 따른 응력 분산에 관한 연구는 장기적인 예후에 중요하기 때문에 임프란트 주위골 내 응력에 대한 정량적인 평가가 지속적으로 이루어져 왔다.

정 등³¹⁾, Lum 등^{32,33)}, Matsushita 등¹³⁾은 유한 요소법 연구에서 수직 및 경사 하중을 부여했을 때 임프란트 경부 주위의 치밀골에 주로 응력 집중이 나타남을 보고하였는데, 본 연구에서도 지지골에서의 응력 분포는 수직 및 경사 하중 시에 모형 1, 2 모두에서 지지골의 상부 즉 임프란트 고정체 상부에 응력이 집중되는 양상을 보였다. 변연골 부위의 응력값이 큰 이유로 Weinberg³⁴⁻³⁶⁾는 골유착된 임프란트는 치주 인대에서 허용되는 미세운동이 없으므로 치조정 높이에 회전 중심을 가지며, 대부분 힘의 분산은 임프란트의 면을 따라서 분산되기 보다는 치조정에 집중되기 때문이라고 하였다. 임프란트 경부 주위의 피질골에 생기는 높은 응력은 이 부위 골소실의 직접적인 원인이 될 수 있으며³⁷⁻³⁹⁾, 임프란트와 골 계면에서 골유착 형성이 임프란트가 기능적

하중을 지지하기 이전의 문제인 반면, 임플란트 경부골의 소실은 임플란트의 장기적 성공 및 임플란트의 예후와 관련이 크다고 할 수 있다. 따라서 임플란트 경부에 응력 집중이 감소하도록 응력을 분산시키는 것이 중요한 것이다.

수직 하중을 가한 경우에는 대체로 모형 2의 경우가 모형 1의 경우보다 골에 발생하는 응력이 컸다. 정 등³¹⁾은 임플란트 고정체의 platform을 증가시킴에 따라 지지골, 고정체, 지대나사 및 보철물에 걸리는 응력이 감소되어 넓은 platform의 임플란트가 역학적으로 유리하다고 하였는데, 본 연구에서도 직경 4.3 mm의 platform을 갖는 모형 2에서보다 직경 4.8 mm의 platform을 갖는 모형 1에서 응력 분산이 유리하지 않았나 생각되었다.

본 연구에서도 선행들의 연구와 마찬가지로 수직 하중이 가해진 경우에는 골내 응력이 좌우 양측으로 고르게 분산되는 양상을 보였으나, 협측으로 30°경사 하중이 가해진 경우에는 수직 하중이 가해진 경우보다 좌우 양측 치경부에 더 높은 응력이 걸렸는데, 이는 굴곡력으로 인해 협측 치경부에는 높은 인장 응력이, 설측 치경부에는 높은 압축 응력이 걸려 있는 것으로 추측되었다. Rangert 등^{40,41)}은 임플란트 지지 보철물에 작용하는 교합력이 경사 하중으로 작용하면 굴곡력이 발생하여 임플란트에 높은 응력이 집중된다고 하였고, 특히 후방 임플란트 지지 보철물은 하악의 기능과 비기능 운동 양상에 의해 발생하는 굴곡력에 노출되기 쉬우며 이로 인하여 임플란트 구성부나 지지골에도 높은 응력을 유도한다고 하였으며, 과도한 굴곡력은 임플란트 파절을 포함한 여러 형태의 실패를 야기할 수 있다고 하였다. 하악 구치부에서 하악체의 협설 경사를 고려하여 설측으로 기울어 임플란트를 식립한 경우 협측 경사압을 많이 받게 되는데, 본 연구의 결과로 볼 때 이러한 위태로운 굴곡력을 줄여줄 수 있도록 교합의 접촉점 및 교두 경사 등을 고려하여 하중의 방향을 임플란트 장축 방향으로 유도해야 할 것으로 예상되었다.

또한, Boggan 등¹²⁾은 내측 연결 형태에서 지대주가 고정체 내로 깊이 들어갈수록 지대주에 가해지는

하중은 감소하게 된다고 하였고, 신 등⁴²⁾은 수직 하중을 가했을 때보다 경사 하중을 가했을 때, 치밀골에 발생하는 최대 등가 응력은 매우 높는데 지대주와 고정체가 결합하는 면적이 작을수록 임플란트 내의 결합부의 응력 집중이 고정체에서 분산되지 못하고 하악골에 영향을 많이 미쳐 경사 하중의 수평 성분에 의해 발생하는 굴곡력의 영향을 더 많이 받기 때문이라고 하였다. Mollersten 등⁴³⁾은 임플란트에서 내측 연결부의 접촉 깊이가 굴곡력에 저항하는데 가장 중요하다고 하였으며, 지대주의 유지 깊이와 유지 강도의 중요성에 관한 실험 연구를 보여준 바 있다. 본 연구에서도 지지골에 발생하는 응력을 분석한 결과, 경사 하중을 부여한 경우에는 임플란트 내로 보다 깊게 들어가는 지대주를 갖는 모형 2(유지 연장 5.47 mm)의 경우, 모형 1(유지 연장 4.8 mm)과 비교하여 대체로 지지골에 적은 응력을 유발함을 알 수 있었다.

한편 치조골의 정상부에서는 피질골에서보다 해면골에서 응력이 감소하였으나, 근단부에서는 응력이 증가하였으며, 이러한 양상은 모형 2에서 특히 두드러졌다. 이러한 결과는 측방력을 받을 때 임플란트 경부 주위골에 높은 응력이 생기고, 경부 주위의 탄성계수가 1/6로 줄면 응력이 반으로 줄어든다고 보고한 Clift 등⁴⁴⁾의 연구와는 유사하지만, 피질골이 존재하지 않는 모형의 유한요소 실험에서 수직 하중과 경사 하중을 부여하였을 때 변연골에서만 단지 6%의 응력 증가가 나타났다고 보고한 Papavasiliou 등³⁹⁾의 연구와는 상이한데, 이러한 차이는 이번 연구에서보다 5배 이상 높은 해면골의 탄성 계수에서 비롯된 것으로 생각되었다. 임플란트 주위에 피질골이 존재하지 않는 경우 근단부에서 응력 집중이 증가되기 때문에 임플란트 수술 시 피질골의 제거는 신중하게 시행되어야 하고, 임플란트 수술 시 변연부의 치밀골을 제거하는 경우 협측과 설측의 피질골을 가능한 많이 이용하는 것이 중요하다고 사료되었다.

그러나 유한 요소 응력 분석법은 제한을 가지고 있다. 실제로 골에서 발생하는 골흡수, 골개조 등의 생리적 변화를 야기하는 응력의 수치는 명확히 확립

되어 있지 않으며, 유한 요소 응력 분석을 이용하여 계산된 응력 수치는 반드시 실제 수치와 일치하지 않는다⁴⁵⁾. 또한 이번 연구에서는 하악골의 협설 단면을 정방향으로 단순화시켰으며, 100N의 하중 조건에서 단지 6개의 측정점을 사용하여 분석하였다. 따라서 더욱 정확한 분석을 위해서는 다양한 골질에서 매식체 뿐만 아니라 지대주와 임플란트 연결 부위의 응력 발생 분석 및 더 많은 측정점과 하중 조건을 이용한 연구가 필요할 것으로 사료되었다.

V. 결 론

전체적으로 균일한 피질골 또는 해면골로 이루어진 불량한 골질의 모형에서 고정체와 지대주 간 내측 연결 형태를 갖는 두 가지 종류의 임플란트를 중앙에 식립하고 완전히 골유착된 상황을 가정하여 유한 요소 모형을 제작하였다. 저작압이 임플란트 주위골 내 응력에 미치는 영향을 분석하여 임플란트의 치료 결과를 예측해 보기 위하여 지대주의 중심에 수직 방향과 협측 30경사 방향으로 100N의 힘을 가했을 때 임플란트 주위골에 나타나는 von Mises 응력값을 구하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 수직 하중 조건에서보다 경사 하중 조건에서 지지골의 상부에 발생하는 최대 등가 응력의 크기가 증가하였다.
2. 협측 경사압을 부여한 경우, 인장력을 받는 협측 변연골에서보다 압축력을 받는 설측 변연골에서 높은 응력이 발생하였으며, 그 차이는 골질과 관계없이 동일하였다.
3. 피질골에서는 하중의 종류에 관계없이 지지골의 상부에 최대 응력이 집중되었고, 임플란트의 근단부에는 최소의 응력을 보였으나, 해면골에서는 대체로 반대의 양상이 관찰되었다.
4. 수직 하중 조건에서는 골질에 관계없이 모형 2에서보다 모형 1에서 골내 응력이 대체로 작았고, 경사 하중 조건에서는 모형 1과 비교하여 모형 2에서 대체로 작은 응력이 발생하였다.

VI. 참고문헌

1. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: Experience from a ten year period. *Scand J Plastic Reconst Surg* 1977;11(suppl).
2. 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(6):387-416.
3. Dan ET, William RL. Tissue-integrated prostheses complication. *Int J Oral Maxillifac Implants* 1992;7:477-484.
4. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH Jr, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single tooth replacement: A 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:29-36.
5. Zarb HA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent* 1990;62:185-194.
6. Holmes DC, Grigsby WR, Goel VK, Keller JC. Comparison of stress transmission in the IMZ implant system with polyoxymethylene or titanium intramobile element: a finite element stress analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7(4):450-458.
7. Misch CE, Bidez MW. Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compendium* 1994;15(11):1330, 1332, 1334 passim; quiz 1344. Review.
8. Le Gall MG, Lauret JF, Saadoun AP. Mastication forces and implant-bearing surface. *Pract Periodontics Aesthet Dent*

- 1994;6(9):37-46; quiz 48.
9. Weinberg LA. Reduction of implant loading with therapeutic biomechanics. *Implant Dent* 1998;7(4):277-285.
10. Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(1):99-108.
11. Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent* 1995;73:36-43.
12. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent* 1999;82:436-440.
13. Matsushita Y, Kithoh M, Mizuta K, Ikeda H, Suetsugu T. Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution. *J Oral Implantol* 1990;16:6-11.
14. Misch CE. Implant design consideration for the posterior regions of the mouth. *Implant Dent* 1999;8(4):376-385.
15. Manx MC. Radiographic assessment of peri-implant vertical bone loss. DICRG interim report No 9. *J Oral Maxillofac Surg* 1997;55(5):62-71.
16. Strong JT, Misch CE, Bides MW, Nalluri P. Functional surface area: thread form and diameter optimization for implant body design. *Compendium* 1998;19:4-9.
17. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res* 1997;8:290-298.
18. Norton MR. Assessment of cold welding properties of internal conical interface two commercially available implant system. *J Prosthet Dent* 1999;81:159-166.
19. Norton MR. In vitro evaluation of the strength of the conical implant-to-abutment joint in two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent* 2000;83:567-571.
20. Sutter F, Webber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *Int J Periodont Rest Dent* 1993;13:409-431.
21. Sutter F, Schroeder A, Buser DA. The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants: Part I. Engineering and design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:161-172.
22. 최수영, 이선행. 포스트 길이가 치근내 응력분산에 미치는 영향에 관한 삼차원 유한요소법적 연구. 서울치대논문, 1996.
23. 임상전, 광병만, 이주성. 유한요소법 입문. 동명사, 1993.
24. Burnet DS. Finite element analysis. Addison wesley, 1987.
25. Akca K, Cehreli MC, Iplikcioglu H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant abutment complex of a reduced diameter morse taper implant: a nonlinear finite element stress analysis. *Clin Oral Implants Res* 2003;14:444-455.
26. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:519-526.
27. Bass SL, Triplett RG. The effects of pre-operative resorption and jaw anatomy on implant success. A report of 303 cases. *Clin Oral Implants Res* 1991;2:193-198.
28. Hutton JE, Heath MR, Chai JY, Harnett J, Jemt T, Johns RB. Factors related to suc-

- cess and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:33-42.
29. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Brånemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:142-146.
 30. Truhlar RS, Morris HF, Ochi S, Winkler S. Second stage failure related to bone quality in patients receiving endosseous dental implants. KICRG interim report No. 7. Dental implant clinical research group. *Implant Dent* 1994;3:252-255.
 31. Chung KM, Chung CH, Jeong SM. Finite element analysis of implant prosthesis according to platform width of fixture. *J Korean Acad Prosthodont* 2003;41:674-688.
 32. Lum LB, Osier JF. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: An analysis using statics. Part one: Horizontal loading. *J Oral Implantol* 1992;18(4):343-348.
 33. Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol* 1991;17(2):126-131.
 34. Weinberg LA. Force distribution in splinted anterior teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1957;10:484-494.
 35. Weinberg LA. Force distribution in splinted posterior teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1957;10:1268-1276.
 36. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:19-31.
 37. Lee JW, Lee CH, Jo KH. Finite element analysis of stress distribution with load transfer characteristics of the implant/bone interface. *J Korean academy of Implant Dentistry* 2003;22:48-56.
 38. Han CK, Chun HJ, Jung SY. Studies of osseointegrated implant-models in stress distribution. *J Korean Acad Prosthodont* 2000;38:526-542.
 39. 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, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996;76(6): 633-640.
 40. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forced and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-247.
 41. Rangert B, Krogh PHJ, Langer B, van Roekel NB. Bending overload and implant fracture: A retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;17:326-334.
 42. 신하식, 전홍재, 한종현, 이수홍, 연세대학교, 2003.
 43. Mollersten L, Lockowandt P, Linden LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: An in vitro test. *J Prosthet Dent* 1997;78:582-591.
 44. 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)* 1992:206-233.
 45. Akca K, Iplikcioglu H. Evaluation of the effect of the residual bone angulation on implant-supported fixed prosthesis in mandibular posterior edentulism. Part II: 3-D finite element stress analysis. *Implant Dent* 2001;10:239-245.
 46. Lekholm U, Zarb GA, Brånemark PI, Albrektson T. Tissue-integrated prosthesis

- ses: osseointegration in clinical dentistry. Quintessence publishing 1985.
47. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implant. J Oral Implantol 1997;23(3):104-111.
 48. Trisi P, Rao W. Bone classification: Clinical-histomorphometric comparison. Clin Oral Implants Res 1999;10(1):1-7.
 49. Carter DR, Schwab GH, Spengler DM. Tensile fracture of cancellous bone. Acta Orthop Scand 1980;51(5):733-741.
 50. 이양진, 양재호. 하악 임플란트 Bicortification의 응력분산효과에 관한 유한요소분석적 연구. 서울치대논문. 1996.

사진 부도 설명

Figure 13. von Mises stresses in cortical bone under vertical load
(a) Model 1 (b) Model 2

Figure 14. von Mises stresses in cortical bone under buccal oblique load
(30 degrees off of the long axis)
(a) Model 1 (b) Model 2

Figure 15. von Mises stresses in spongy bone under vertical load
(a) Model 1 (b) Model 2

Figure 16. von Mises stresses in spongy bone under buccal oblique load
(30 degrees off of the long axis)
(a) Model 1 (b) Model 2

사진부도 (I)

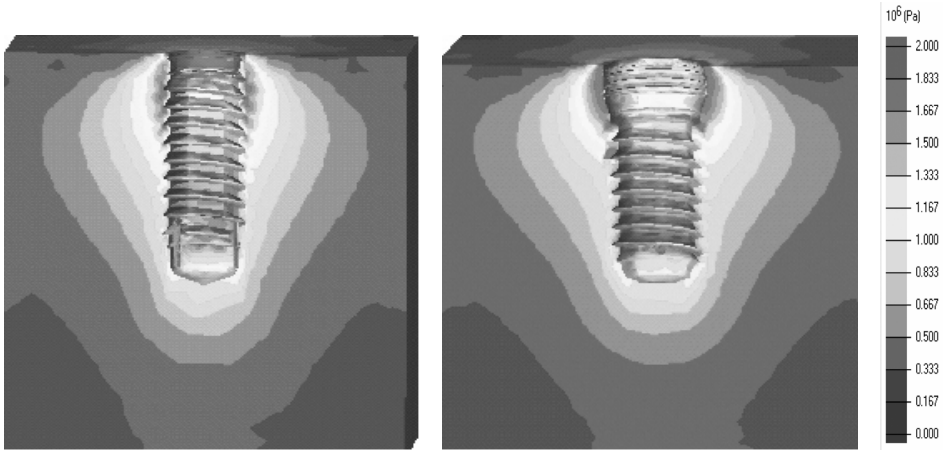


Figure 13. (a)

Figure 13. (b)

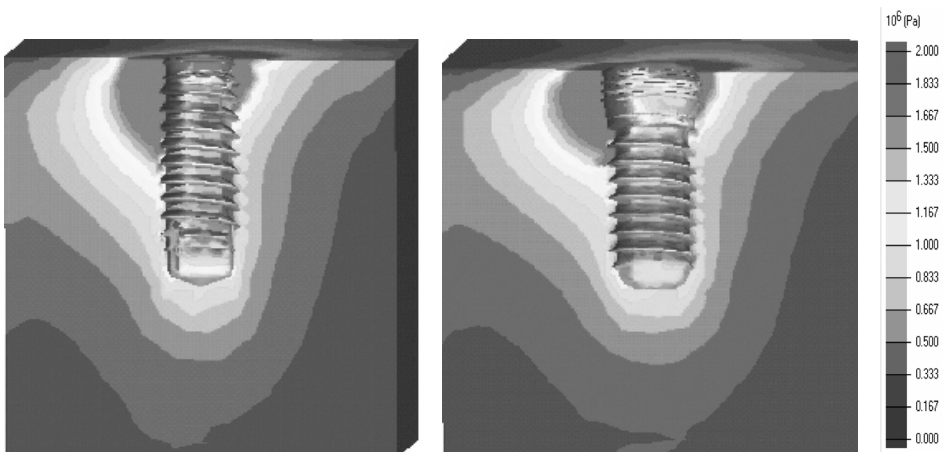


Figure 14. (a)

Figure 14 (b)

사진부도 (Ⅱ)

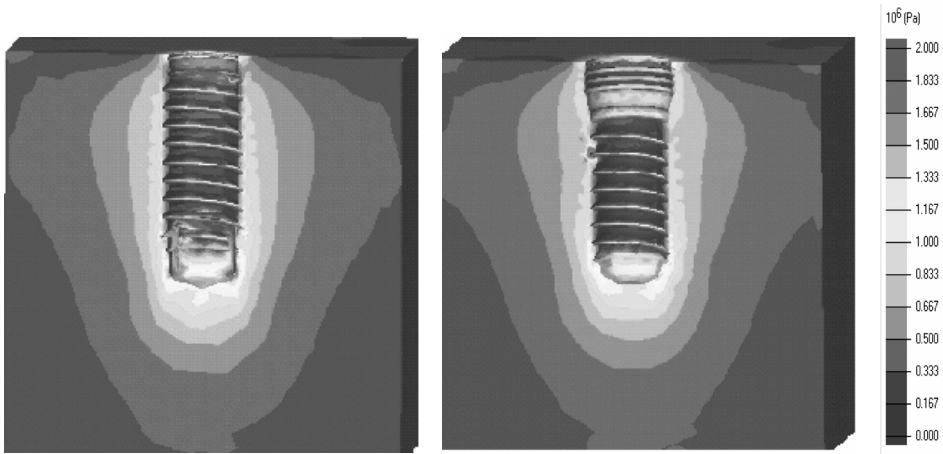


Figure 15 (a)

Figure 15. (b)

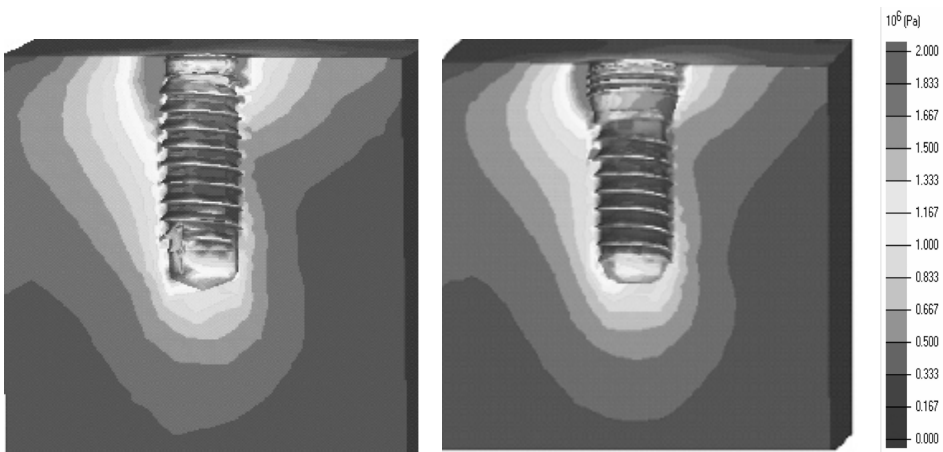


Figure 16. (a)

Figure 16. (b)

Study on the stress distribution around two types of implants with an internal connection by finite element analysis

Mi-Kyung Yoo, Sung-Bin Lim, Chin-Hyung Chung, Ki-Seok Hong

Department of Periodontology, College of Dentistry, Dan-Kook University

Adequate bone quality and stress distribution to the bone are of decisive importance for implant success. Even though the success rates of dental implants have been high, implant failures do occur. Overloading has been identified as a primary factor behind dental implant failure.

The purpose of this study was to theoretically investigate the effect of two types of implants on the stress distribution in poor bone quality.

Employing the finite element method, the study modeled a 4.1 mm diameter, 12.0 mm length implant placed in cortical or spongy bone. A static loading of 100N was applied at the occlusal surface at 0, 30 degrees angle to the vertical axis of the implant. von Mises stresses concentrations in the supporting bone were analyzed with finite element analysis program.

The results were as follows;

1. The stresses at the marginal bone were higher under buccal oblique load(30 degrees off of the long axis) than under vertical load.
2. Under buccal oblique load, the stresses were higher at the lingual marginal bone than at the buccal marginal bone, and the differences were almost the same.
3. Under vertical and oblique load, the stress was the highest at the marginal bone and lowest at the bone around apical portions of implant in cortical bone.
4. Under vertical load, Model 1 showed more effective stress distribution than Model 2 irrespective of bone types. On the other hand, Model 2 showed lower stress concentration than Model 1 under buccal oblique load.