

지대주 연결 형태와 골질에 따른 저작압이 임프란트 주위골내 응력분포에 미치는 영향

박연수, 임성빈, 정진영, 용기석

단국대학교 치과대학 치주과학교실

I. 서 론

골유착성 임프란트는 치조골과 직접 접촉하게 되고 미세한 움직임도 허용하지 않는다.¹⁻⁵⁾ 그러므로 모든 응력과 충격은 임프란트에 직접 전달되므로 대부분의 응력이 치조골의 정상부에 집중되고 저작 시에 발생하는 수평적, 수직적 부하는 장축 방향의 힘과 더불어 굽힘 모멘트(bending moment)를 야기하여 결과적으로 골흡수와 뒤이은 임프란트의 실패를 가져올 수 있다. 이러한 응력을 주위골에 분산하는 방법이 골유착 임프란트의 성공의 열쇠라 할 수 있으며, 이는 부하의 종류, 골과 임프란트의 계면, 임프란트의 길이와 직경, 임프란트 표면의 형태와 특성, 보철물의 형태, 그리고 잔존 골량과 골질에 달려 있다.

Lekholm과 Zarb⁶⁾는 대부분이 균일한 치밀골로 이루어진 골질을 I형, 치밀한 해면골을 두꺼운 피질골이 둘러싸는 경우를 II형, 치밀한 해면골을 얇은 피질골이 둘러싸는 경우를 III형, 소성 해면골을 얇은 피질골이 둘러싸는 경우를 IV형으로 분류하였

는데, 골의 상태 및 중요성에 대하여 보고한 다수의 연구에 의하면 골질이 양호하면 임프란트의 안정성이 좋고, 피질골이 얇으면서 해면골의 강도가 불량하고 밀도가 낮으면 임프란트가 불안정해진다고 하였다.⁷⁾

Jaffin 등⁸⁾은 I, II, III형 골에 식립한 949개의 Br nemark 임프란트 중 3%가 실패한 반면, IV형 골에 식립한 105개의 임프란트 중 35%가 실패하였다고 보고하였고, Bass 등⁹⁾과 Hutton 등¹⁰⁾은 IV형 골에서의 임상적 성공률이 저조하다고 보고한 반면, Friberg 등¹¹⁾과 Truhlar 등¹²⁾은 I형 골에서 가장 높은 실패율을 보인다고 보고하여, 골질과 연관된 실패에 대하여 논란이 있다.¹⁴⁻¹⁶⁾

임프란트와 지대주 간 연결은 외측연결(external connection)과 내측연결(internal connection)로 구분되는데, 두 가지 연결을 구분하는 요소로는 임프란트의 상부 위에 확장되는 형태의 유무이다. 외측 연결 방식은 임프란트 고정체의 상부에 존재하는 육각 연결부에 지대주를 연결하고 나사로 고정하는 방식이며, 내측연결 형태는 임프란트 고정체 내부로

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

E-mail : boneperi@dankook.ac.kr

지대주의 일부가 들어가서 연결되는 방식이다.

전통적인 외측연결 임프란트는 고정체와 지대주 간에 외부육각나사(external hexa) 형태를 취하고 있으나, 단일 치아를 임프란트로 수복하는 치료에 대한 요구가 증가되면서 많은 문헌상에서 지대주의 풀림이나 이를 고정시키는 나사의 문제 등이 보고되어 왔다.¹⁷⁻¹⁹⁾ 최근 임상가에서 임프란트와 지대주 간의 연결은 내측연결의 방식으로 옮겨가고 있는 추세이며, 이것이 통상의 외측연결 방식에 비해 다소 유리한 기계적 성질을 가지고 있다고 알려져 있다. Beat28)는 유한요소실험에서 외측연결 형태의 경우는 모든 응력이 나사에 집중되는데 반해, 내측연결 형태의 경우는 지대주 벽면으로 응력이 골고루 분포하게 되어 나사의 풀림이나 파절 등이 발생되지 않는다고 하였으며, 악골에 발생하는 응력분포 역시 변하게 된다고 하였고, Norton¹⁹⁻²¹⁾은 외측연결 임프란트보다 원추 형태의 내측연결 지대주를 가지고 있는 임프란트가 굽힘 모멘트에 대한 저항성에 있어서도 우수하다고 하였으며, Sutter 등^{22,23)}도 내측연결 형태의 지대주를 가지는 경우 풀림에 대한 저항성이 우수하고 동적 하중 하에서도 우수한 결과를 보였다고 보고하였다.

구조물에 발생하는 응력을 분석하는 공학적 방법으로는 스트레인 게이지법, 브리틀래커 코팅법, 브와레 무늬 분석법, 광탄성 응력분석법, 홀로그래피법, 유한요소 분석법 등이 있다.²⁴⁾ 유한요소 분석법은 유한요소(finite element)라 불리는 물리적 혹은 편의상 나누어진 요소 위에 정의된 특정 함수를 주어진 문제에 맞는 어떤 적분형의 원리에 사용하여, 연속체 문제를 유한차원의 문제로 수식화하는 근사적인 방법으로, 외부영향에 지배받는 물리계의 응답을 예상하기 위해 근사적 수치를 얻기 위한 컴퓨터를 이용한 수학적 기법이며,^{25,26)} 지난 이십여 년 동안 임프란트와 주위골에 가해지는 응력의 효과를 예측하는데 유용한 수단이 되어왔다.²⁷⁾

생역학적 연구의 목적은 저작하중의 전달체계와 그 과정상 발생하는 응력에 대한 시술자의 이해를 높이고, 다양한 골질과 관련하여 최선의 매식 설계

와 치료계획을 수립함과 동시에 시술 결과에 대한 분석과 이해를 돕는 데에 있다. 이에 본 연구에서는 골유착성 임프란트를 이용한 단일 구치 수복에서 외측연결 방식 및 내측연결 방식을 갖는 두 가지 임프란트가 각각의 골질에서 나타내는 응력분포가 어떤 상관관계를 갖는지 3차원 유한요소 분석연구를 통해 알아보려고 하였다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

본 연구에서는 서로 다른 구조를 지닌 두 종류의 임프란트의 실측치 매식체가 식립된 3차원 유한요소 모형을 설계하였다. 본 모델링에서는 지지골, 해면골, 임프란트 고정체, 지대주로 나누어 구성하였고, 삼차원 모델링은 SOLIDWORKS 2004 (DASSO SYSTEM, France)를 이용하였다(Figure 1).

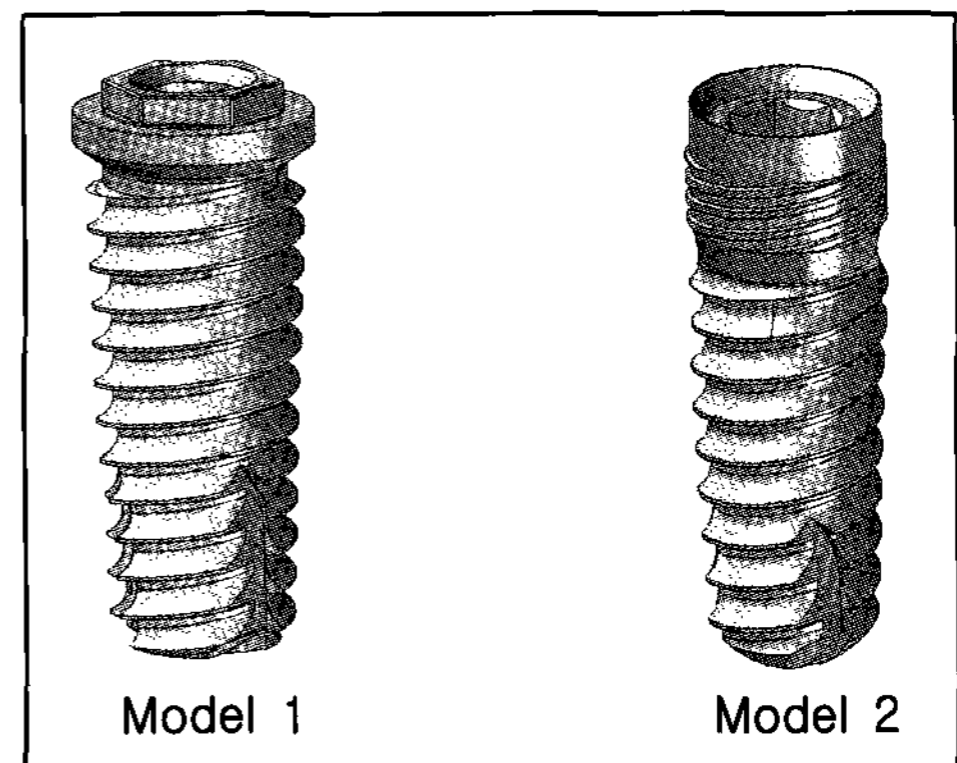


Figure 1. Schematic representation in models

(1) 모형 1

외측연결 방식의 임프란트 중 국내에서 제작중인 TIS사(Korea) 제품의 실제 모델을 사용하였으며, 이를 3차원 형상으로 구현하였다. 직경 4.1 mm, 길이 12.0 mm의 나사형 매식체에 지대주를 연결한 모형을 제작하였다.

(2) 모형 2

내측연결 방식의 임플란트 중 국내에서 제작중인 TIS사(Korea) 제품의 실제 모델을 사용하였으며, 이를 3차원 형상으로 구현하였다. 직경 4.1 mm, 길이 12.0 mm의 나사형 매식체에 지대주를 연결한 모형을 제작하였다.

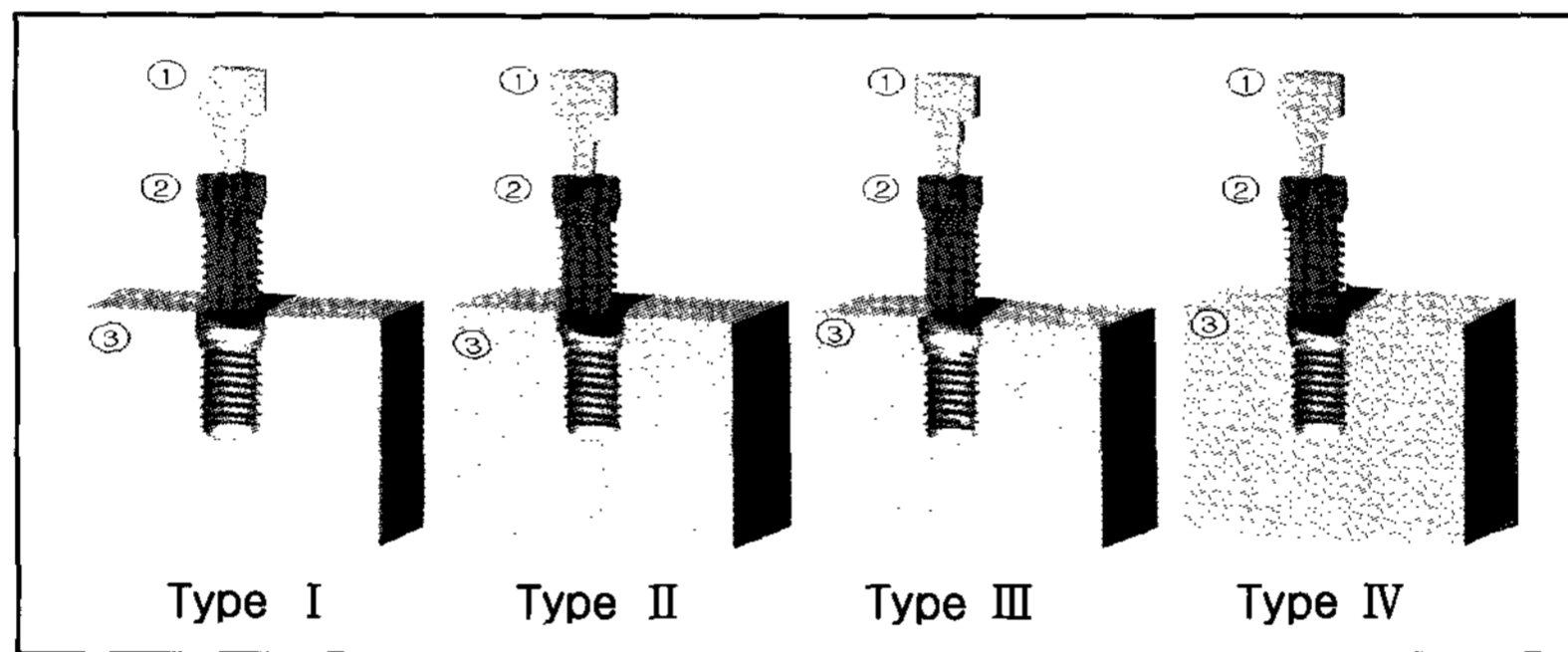
(3) 지지골의 형태

이 등²⁹⁾과 Carter 등³⁰⁾이 피질골의 두께에 대하여 연구한 결과를 토대로 다음과 같이 4종류의 골질로 구분하였으며, 골막, 치은, 치주인대 등 연조직은 설

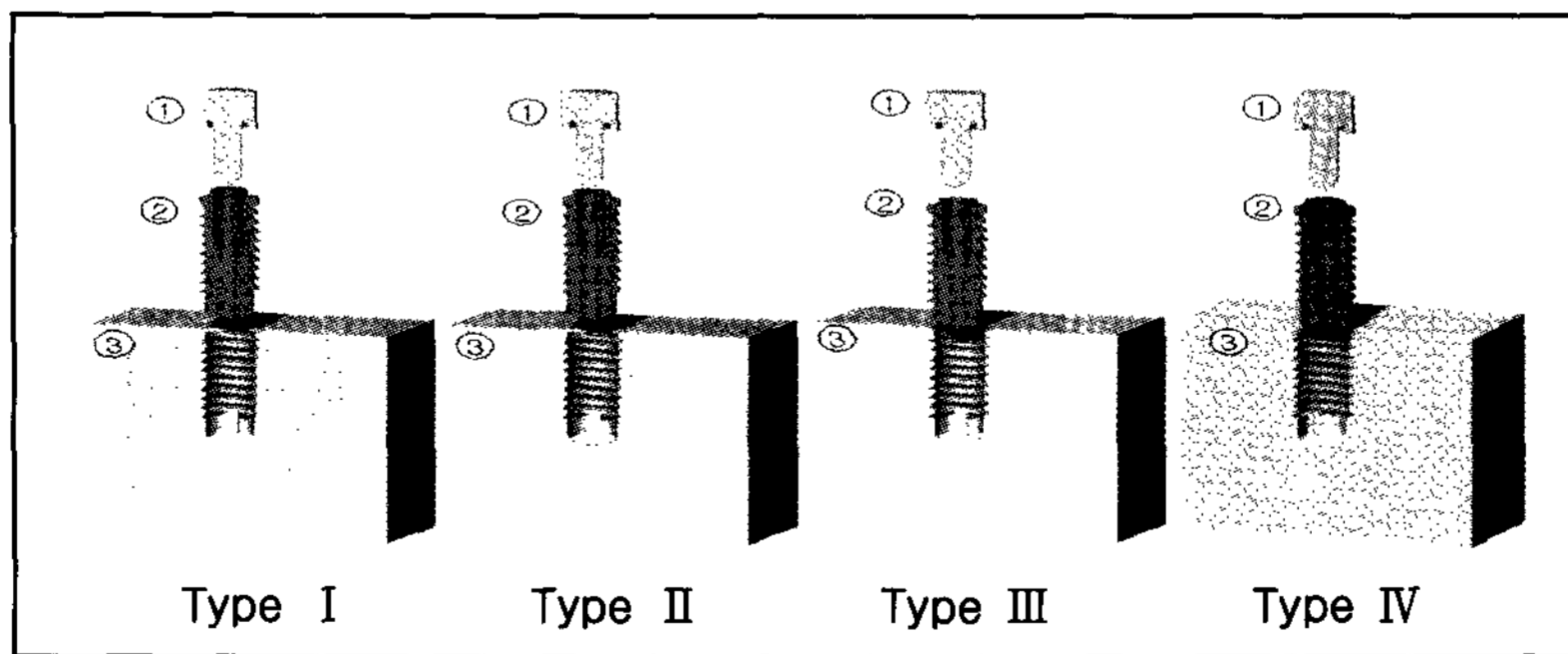
계에서 제외하였다. 임플란트의 종류 및 골질에 따라 총 8개의 단일치아 임플란트 수복물 모형을 형성하였다(Figure 2).

골질의 분류

- I형 : 전체적으로 균일한 치밀골로 이루어진 경우
- II형 : 치밀한 해면골을 2mm 두께의 피질골이 둘러싸는 경우
- III형 : 치밀한 해면골을 1mm 두께의 피질골이 둘러싸는 경우
- IV형 : 전체적으로 균일한 해면골로 이루어진 경우



(a) Model 1



(b) Model 2

Figure 2. 3-D Model showing the implant installed in the bone
 ① abutment ② implant ③ supporting bone

2. 연구방법

(1) 유한요소 모델의 설계

골의 중앙부위에 골 표면과 임프란트의 상면이 일치하도록 식립 깊이를 설정하였고, 100% 골유착되었으며, 변연골의 소실은 전혀 없는 것으로 가정하였다. 유한요소법을 이용한 응력 분석법은 모델의 단순화와 응력의 수치적 계산을 위해 모형의 물리적 특성은 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성(homogeneity), 재료의 특성이 3방향으로 모두 동일하다는 등방성(isotropy), 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하고 변위 정도에는 무관심하다는 선형탄성(linear elasticity)을 갖는 것으로 가정하였다.

(2) 하중조건 및 경계조건

저작은 수직력과 경사력을 발생시키므로 본 연구에서는 임프란트의 저작압에 해당하는 100N의 힘을 교합면의 수직방향과, 협측 30방향에서 부여하였다(Figure 3).

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

(3) 물성치

설계된 모형의 유한요소 해석을 수행하는데 필요한 재료의 물성치인 탄성계수(Young's modulus; E)와 포와송의 비(Poisson's ratio; ν)는 Holmes 등

³¹⁾, Trisi 등³²⁾, Carter 등³³⁾의 연구를 참고하여 이용하였다(Table I).

(4) 유한요소 응력분석

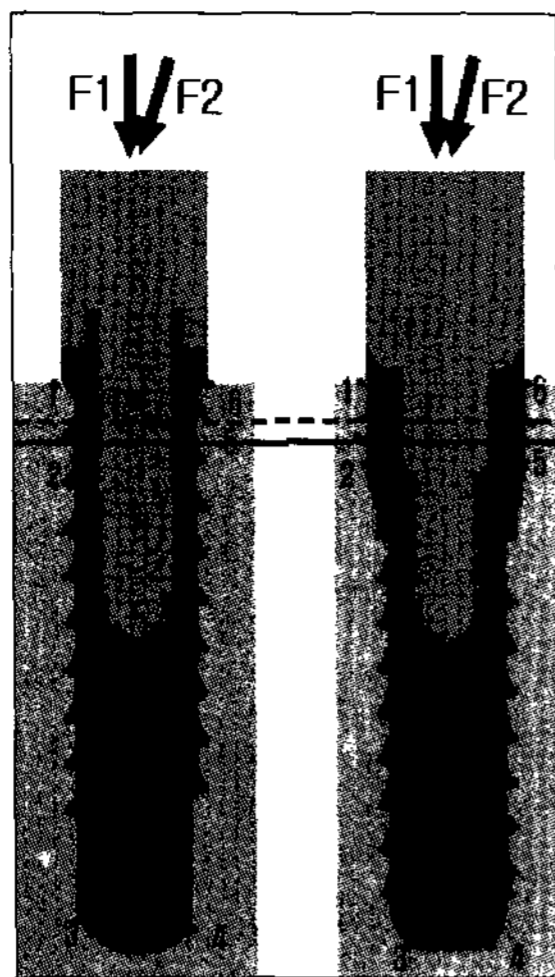
본 연구에서는 삼차원 유한요소분석 프로그램으로 3G Author(Plaso Tech, USA)를 사용하였다.

임프란트 주위골에 발생하는 응력 중 다축방향응력을 단축방향응력으로 간주하는 계산값을 얻어 상호 비교 목적으로 사용할 수 있는 von Mises stress³⁴⁾ 응력을 기준으로 각 실험군에서의 응력 분포를 비교 분석하였다. 결과는 전체응력의 분포 상태와 최대 응력 집중부를 식별하기 위해 등가응력을 기준으로 응력의 크기에 따라 색도로 표시하였다. 각 하중조건 간의 비교를 위해 지지골과 임프란트가 접하는 부위 중 최대 응력이 집중되는 변연골 부위와 외측연결 임프란트에서 통상적으로 골흡수가 나타나는 첫 번째 나사산 부위를 근단부의 응력과 비교하기 위하여 다음과 같이 협설 단면의 6개의 측정점(measuring point)에서 그 값을 측정하였다(Figure 3).

- 측정점 1 : 임프란트 설측 상부에 인접한 변연골
- 측정점 2 : 임프란트 설측 첫 번째 나사산에 인접한 골
- 측정점 3 : 임프란트 설측 근단부에 인접한 골
- 측정점 4 : 임프란트 협측 근단부에 인접한 골
- 측정점 5 : 임프란트 협측 첫 번째 나사산에 인접한 골
- 측정점 6 : 임프란트 협측 상부에 인접한 변연골

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



- F1 : vertical load of 100 N
- F2 : 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 3. Measuring points of von Mises stress around the implant

III. 연구결과

1. 골 형태에 따른 응력의 비교

(1) I형 골

수직하중을 부여한 경우 모형 1, 2 모두에서 지지

골의 상부 즉 임플란트 고정체 상부의 골접촉부에 최대 응력이 집중되는 양상을 보이며 하방으로 갈수록 응력이 감소하여 임플란트의 근단부에서 최소의 응력을 보였다. 모형 1에서는 근단부로 갈수록 응력이 완만하게 감소하는 반면, 모형 2에서는 미세나사산 주위로 높은 응력이 집중되었고 근단부로 갈수록

Table 2. von Mises stresses in type I bone under vertical load

	1	2	3	4	5	6
Model 1	2.46	1.94	1.42	1.35	2.07	2.54
Model 2	2.67	2.05	1.14	1.16	2.10	2.55

Unit : MPa

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

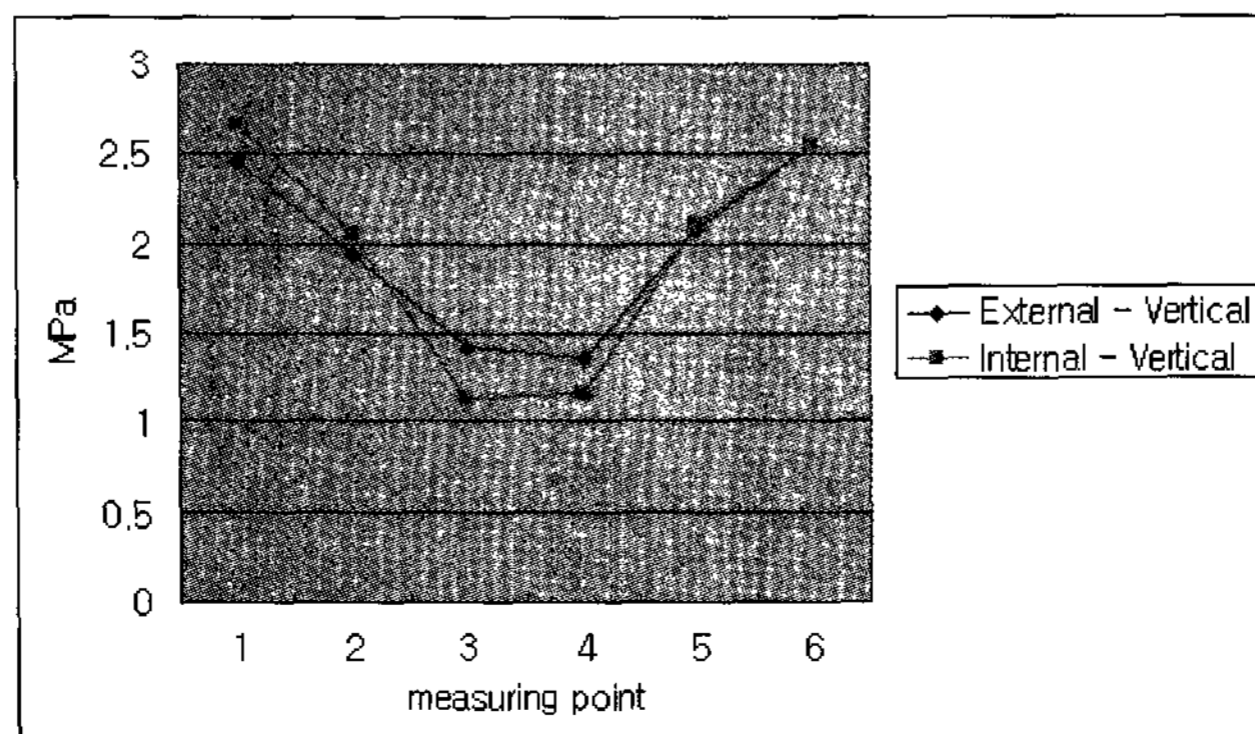


Figure 4. von Mises stresses in type I bone under vertical load

Table 3. von Mises stresses in type I bone under buccal oblique load

Unit : MPa

	1	2	3	4	5	6
Model 1	8.85	4.72	1.51	1.12	2.76	4.09
Model 2	10.50	5.58	1.10	0.97	2.28	5.70

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

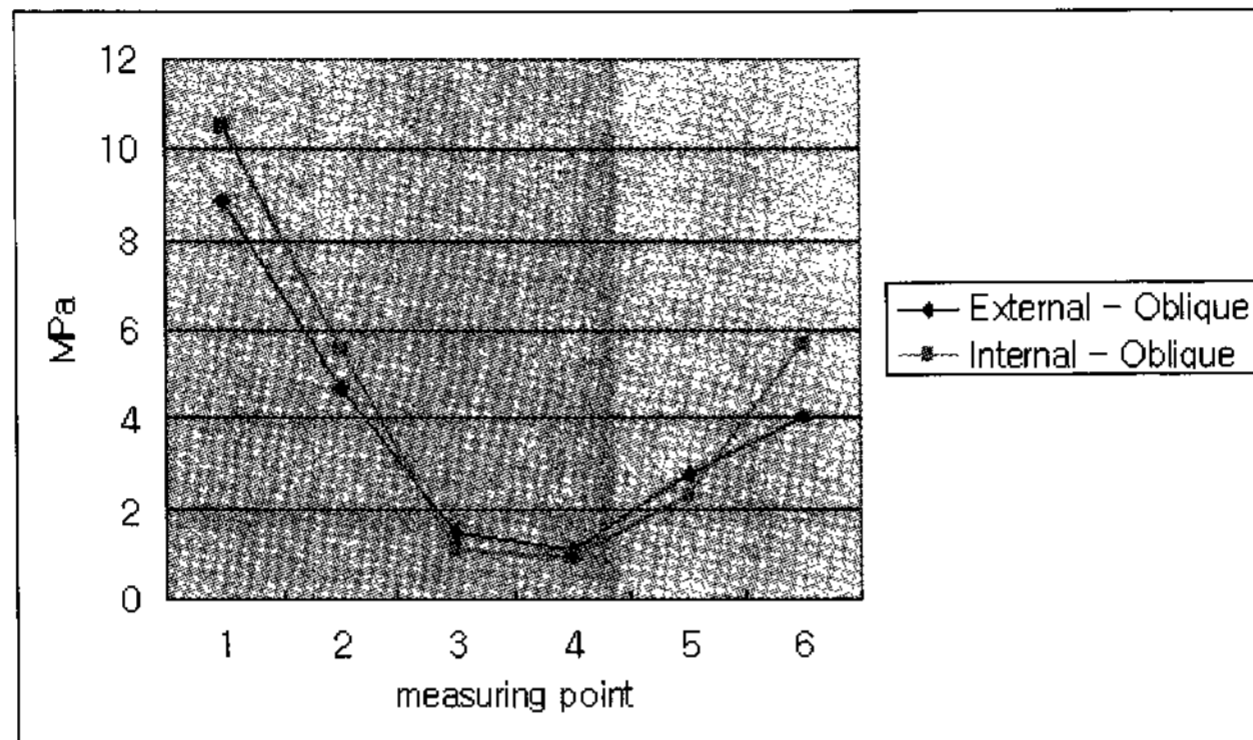


Figure 5. von Mises stresses in type I bone under buccal oblique load

급격하게 감소하였다. 변연골에서는 모형 2에서, 근단부에서는 모형 1에서 보다 높은 응력이 발생하였다(Table 2, Figure 4).

경사하중을 부여한 경우에도 모형 1, 2 모두에서 지지골의 상부에 최대 응력이 집중되는 양상을 보이며, 하방으로 갈수록 응력이 감소하여 임프란트의 근단부에서 최소의 응력을 보였다. 임프란트 고정체 상부의 골접촉부에서는 수직하중을 가한 경우보다 경사하중을 부여한 경우 훨씬 높은 응력이 집중되고 있었지만, 임프란트의 근단부에서는 하중의 종류에 관계없이 유사한 응력을 보였다. 설측 변연골에서 협측 변연골에서보다 큰 응력이 집중되는 양상을 보였으며, 변연골에서는 모형 2에서, 근단부에서는 모형 1에서 보다 높은 응력이 발생하였다(Table 3, Figure 5).

(2) II형 골

수직하중을 부여한 경우, II형 골에서 응력이 분포하는 양상은 전반적으로 I형 골의 경우와 유사하였다. I형 골에 발생하는 응력과 비교했을 때 변연골에서는 더 높은 응력값을 보인 반면, 근단부에서

는 더 낮은 응력값을 보였다. 첫 번째 나사산 주위의 응력이 변연골 부위보다 확연히 낮아졌고, 근단부까지 응력의 차이는 크지 않았다. 모형 1에서는 첫 번째 나사산까지 응력이 완만하게 감소하는 반면, 모형 2에서는 급격하게 감소하였다. 변연골에서는 모형 2에서, 근단부에서는 모형 1에서 보다 높은 응력이 발생하였다(Table 4, Figure 6).

경사하중을 부여한 경우에도 II형 골에서 응력이 분포하는 양상은 전반적으로 I형 골의 경우와 유사하였다. I형 골에 발생하는 응력과 비교했을 때 변연골에서는 압축력을 받는 설측과 인장력을 받는 협측 모두 보다 높은 응력값을 보인 반면, 근단부에서는 비교적 낮은 응력값을 보였고 협설측 응력값의 차이는 커졌다. 모형 2에서 변연골에 발생하는 응력값은 부하의 종류에 관계없이 최대였으며, 모형 1과 비교하여 모형 2에서는 첫 번째 나사산까지 응력이 보다 급격하게 감소하였다. 변연골에서는 모형 2에서 보다 높은 응력이 발생하였고, 근단부에서는 모형 1에서 보다 높은 응력이 발생하였다(Table 5, Figure 7).

Table 4. von Mises stresses in type II bone under vertical load

Unit : MPa

	1	2	3	4	5	6
Model 1	3.87	2.61	1.33	1.36	2.32	4.28
Model 2	4.54	1.73	1.04	0.98	1.81	4.53

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

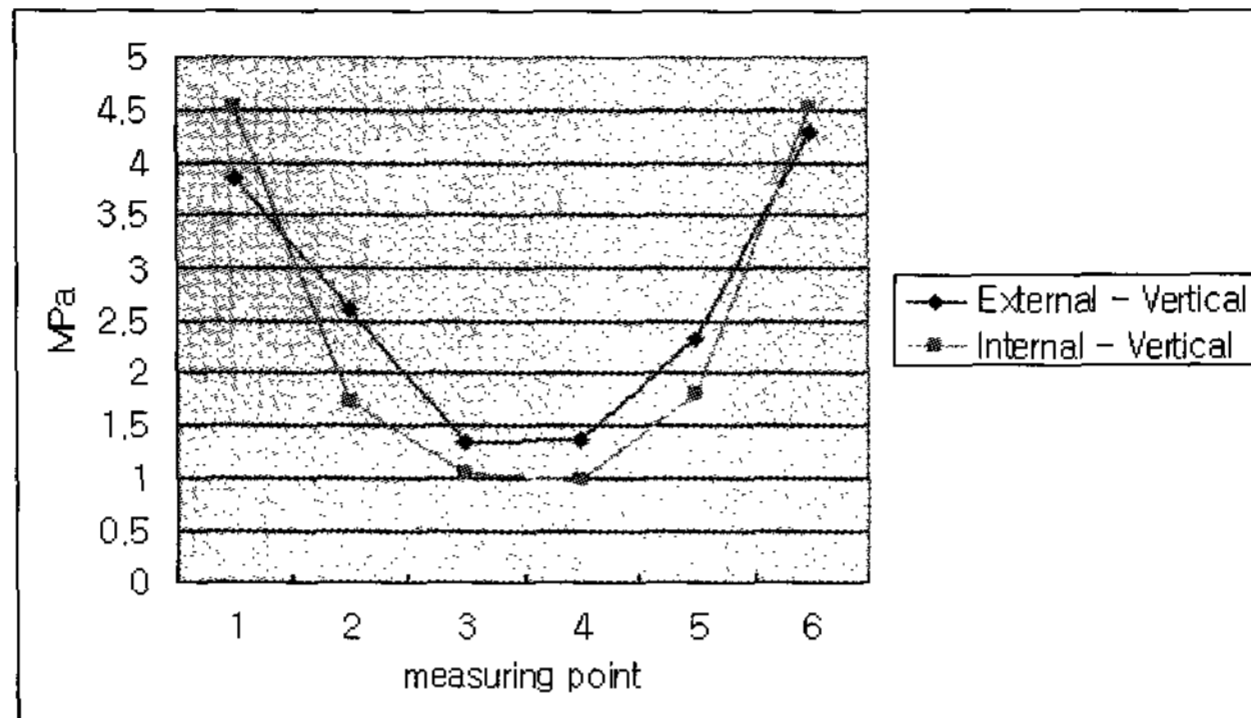


Figure 6. von Mises stresses in type II bone under vertical load

Table 5. von Mises stresses in type II bone under buccal oblique load

Unit : MPa

	1	2	3	4	5	6
Model 1	9.86	4.70	1.28	1.15	3.27	4.71
Model 2	12.56	3.75	0.99	0.81	2.88	4.61

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

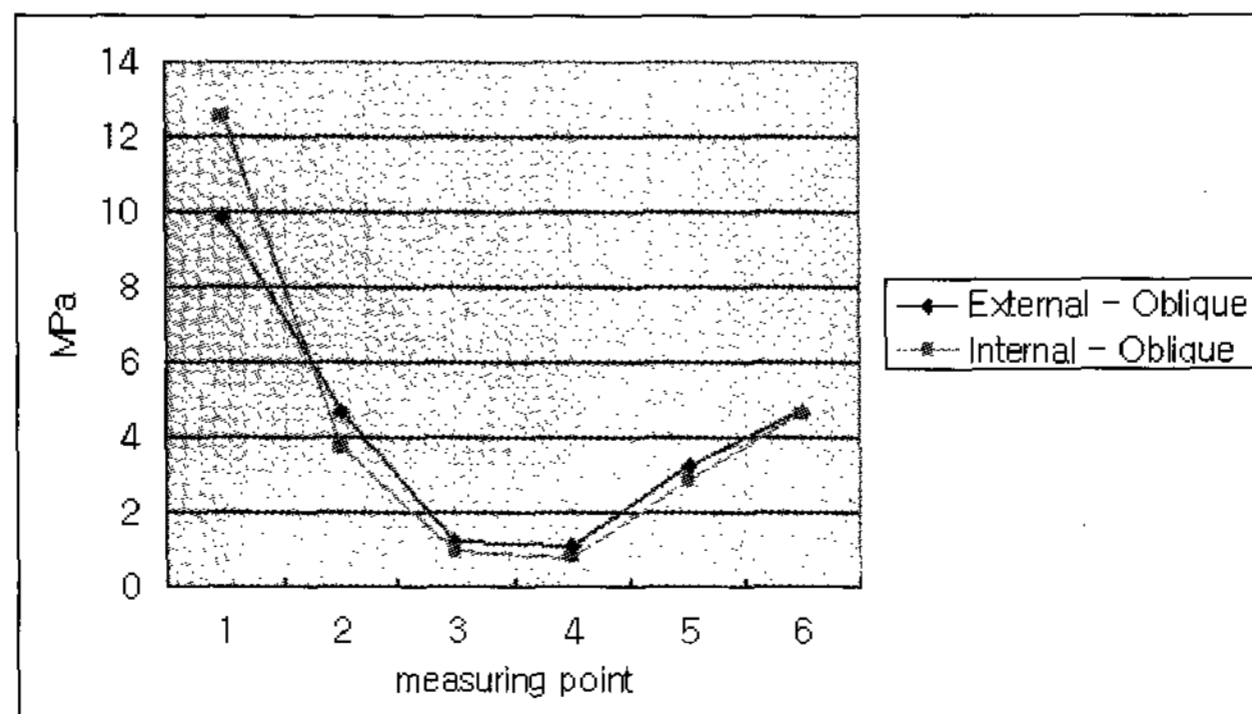


Figure 7. von Mises stresses in type II bone under buccal oblique load

(3) III형 골

수직하중을 부여한 경우 첫 번째 나선 주위의 응력은 변연골 부위의 응력과 비교하여 확연히 낮아진 반면 근단부에서는 미미한 응력의 증가를 보였고

며 첫 번째 나선 하방으로 응력의 차이는 크지 않았다. II형 골에 발생하는 응력과 비교했을 때 근단부의 응력값은 증가하였으나 변연골 부위와 첫 번째 나선 부위에서는 대체로 낮은 응력값을 보였고 응

Table 6. von Mises stresses in type III bone under vertical load

Unit : MPa

	1	2	3	4	5	6
Model 1	3.33	0.86	1.61	1.56	3.47	4.08
Model 2	4.00	0.53	1.34	1.26	0.51	5.10

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

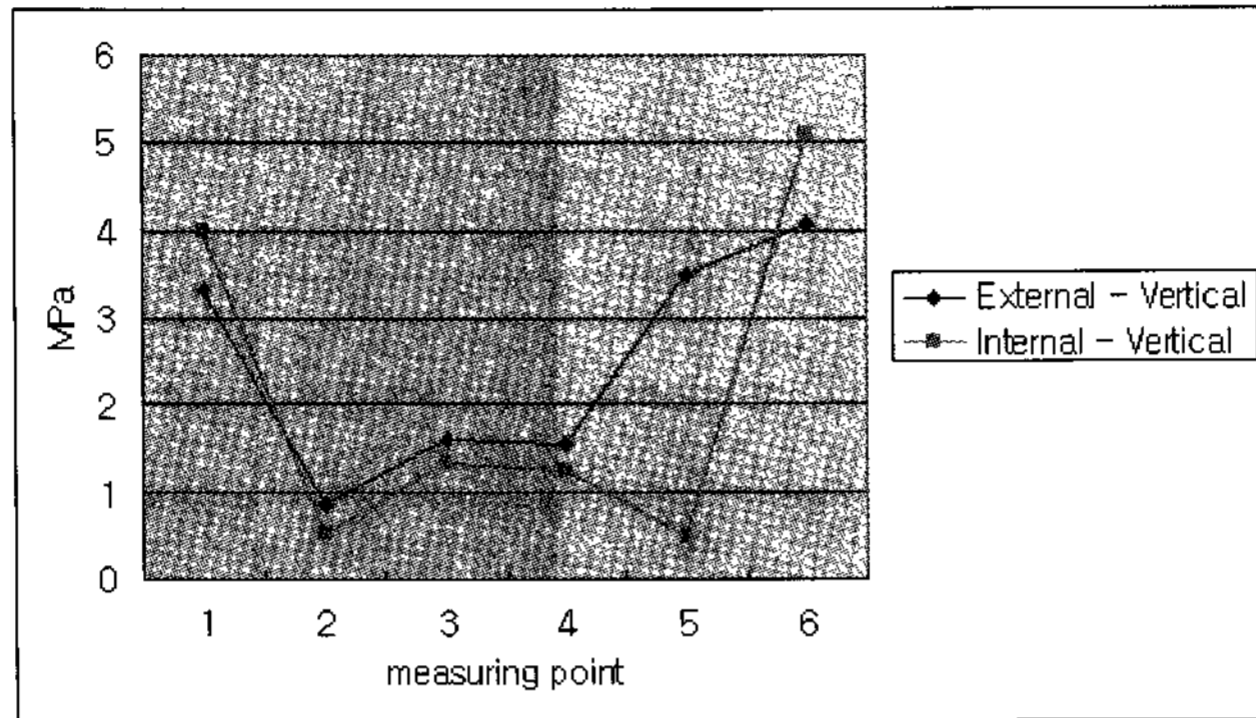


Figure 8. von Mises stresses in type III bone under vertical load

Table 7. von Mises stresses in type III bone under buccal oblique load

Unit : MPa

	1	2	3	4	5	6
Model 1	10.96	1.45	1.56	1.29	6.41	6.00
Model 2	9.55	0.73	1.22	1.07	0.47	1.68

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

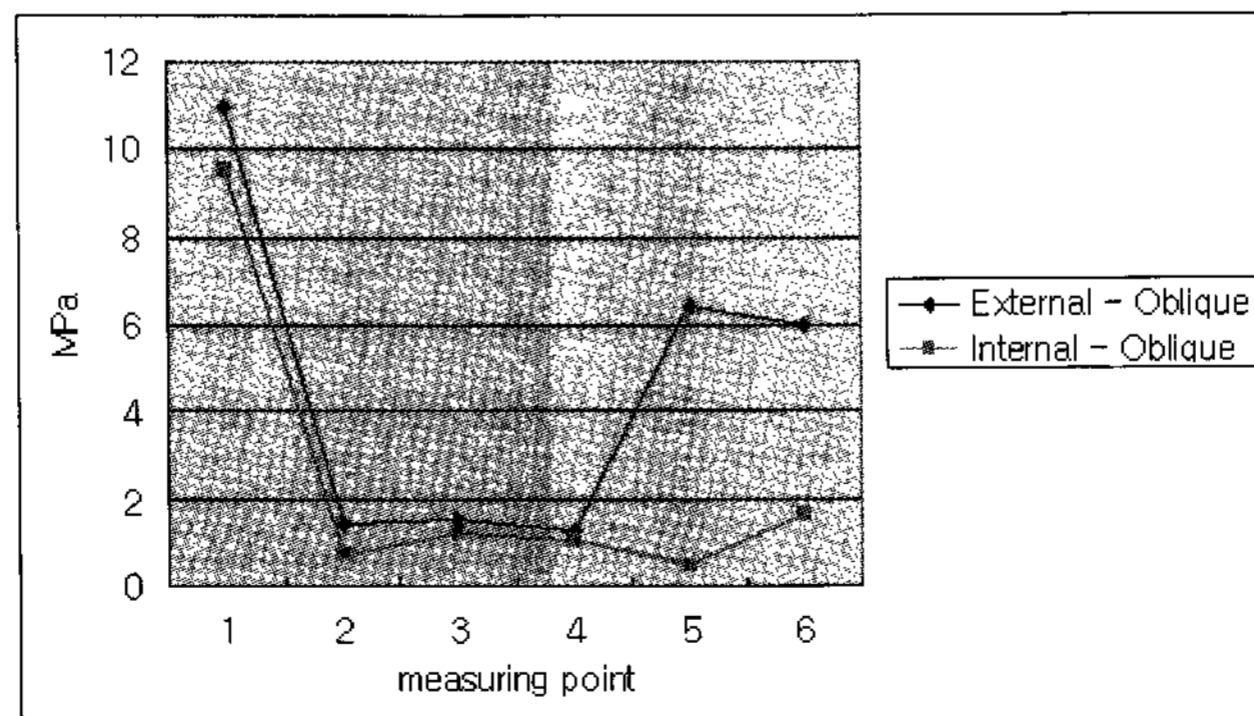


Figure 9. von Mises stresses in type III bone under buccal oblique load

력분포의 변화가 비교적 완만하게 나타났다. 모형 2에서보다 모형 1에서 변연골에서 첫 번째 나사산까지 응력이 비교적 완만하게 감소하였으며, 변연골에서는 모형 2에서, 근단부에서는 모형 1에서 보다 높

은 응력이 발생하였다(Table 6, Figure 8).

경사하중을 부여한 경우 모형 1, 2 모두에서 압축력을 받는 설측의 첫 번째 나사산 주위 응력은 협측 변연골 부위의 응력과 비교하여 확연히 낮은 양상을

보였다. 모형 2에서 설측 첫 번째 나선선 하방과 인장력을 받는 협측 부위의 응력의 차이는 미미한 반면, 모형 1에서는 인장력을 받는 협측 변연골과 첫 번째 나선선 부위에 높은 응력이 집중되는 양상을 보였다. II형 골에 발생하는 응력과 비교했을 때 근단부의 응력값은 모형 1, 2 모두에서 증가하였다. 모형 1에서 협설측 변연골에 걸리는 응력값은 경사하중을 부여한 경우 최대였으며, 모형 1의 경우가 모형 2의 경우보다 전체 측정점에 발생하는 응력값이 컸다(Table 7, Figure 9).

Table 8. von Mises stresses in type IV bone under vertical load

Unit : MPa

	1	2	3	4	5	6
Model 1	1.00	0.72	2.10	2.17	0.73	1.04
Model 2	1.23	0.71	1.30	1.39	0.75	1.40

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

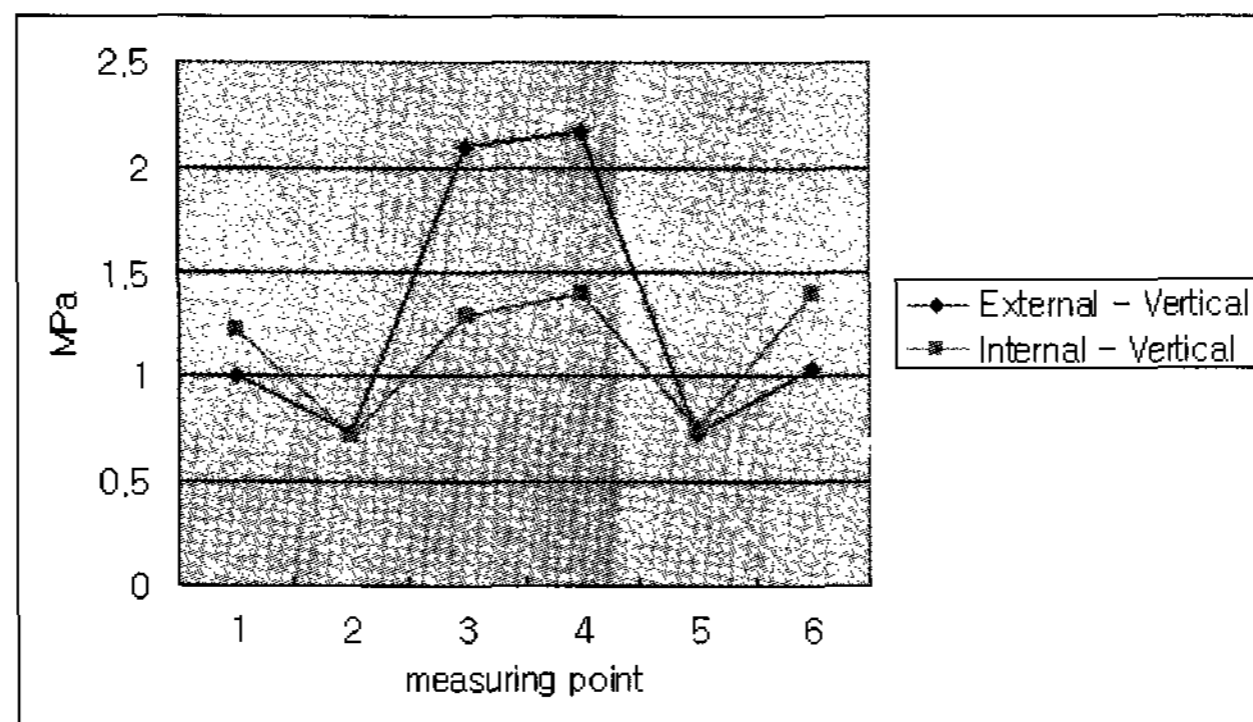


Figure 10. von Mises stresses in type IV bone under vertical load

(4) IV형 골

수직하중을 부여한 경우 지지골의 응력양상은 모형 1, 2 모두에서 지지골의 상부와 임프란트의 근단부에 최대 응력이 집중되는 양상을 보였으며 첫 번째 나선선 부위의 응력값은 최소를 나타내었다. 다른 골질에서의 응력분포와 비교했을 때 근단부에 발생하는 응력은 최대였으며, 변연골에서는 최소의 응력집중을 보였다. 변연골에서는 모형 2에서, 근단부에서는 모형 1에서 보다 높은 응력이 걸린 반면, 첫 번째 나선선 부위의 응력은 유사하였다(Table 8,

Figure 10).

경사하중을 부여한 경우 모형 2에서는 변연골에서 근단부로 갈수록 응력이 완만하게 감소하였으나, 모형 1에서는 첫 번째 나선선에서 감소된 응력이 근단부에서 다시 증가하는 양상을 보였다. 변연골에서는 모형 2에서 보다 높은 응력이 발생했으며, 근단부에서는 모형 1에서 보다 높은 응력이 발생하였다 (Table 9, Figure 11).

2. 모형에 따른 응력의 비교

(1) 모형 1

수직하중을 부여한 경우 I, II형 골에서는 지지골의 상부 즉 임프란트 고정체 상부의 골접촉부에 최대 응력이 집중되는 양상을 보이며 하방으로 갈수록 대체로 응력이 감소하여 임프란트의 근단부에서 최소의 응력을 보였다. IV형 골에서 지지골의 응력양상은 임프란트의 근단부에 최대 응력이 집중되는 양상을 보였으며 첫 번째 나선선 부위의 응력값은

Table 9. von Mises stresses in type IV bone under buccal oblique load

Unit : MPa

	1	2	3	4	5	6
Model 1	3.24	1.83	2.34	1.68	1.07	1.55
Model 2	4.33	2.59	1.38	0.99	1.50	2.80

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

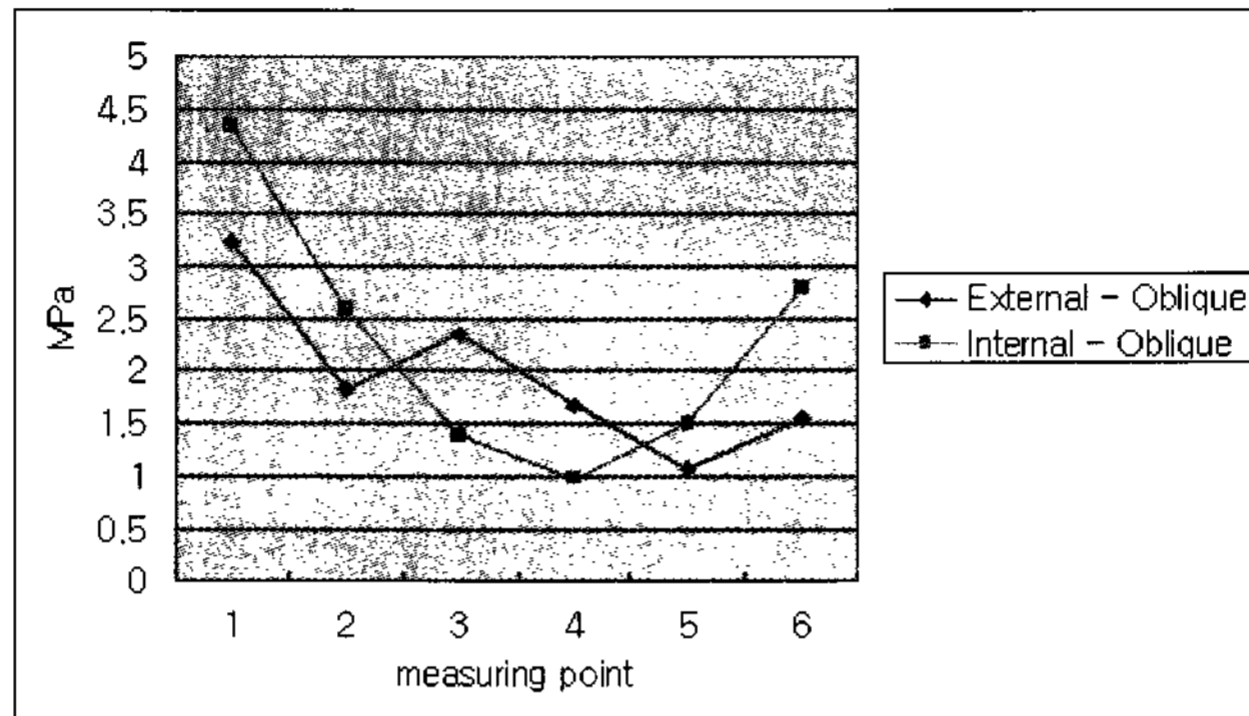


Figure 11. von Mises stresses in type IV bone under buccal oblique load

Table 10. von Mises stresses in Model 1 under vertical load.

Unit : MPa

	1	2	3	4	5	6
Type I	2.46	1.94	1.42	1.35	2.07	2.54
Type II	3.87	2.61	1.33	1.36	2.32	4.28
Type III	3.33	0.86	1.61	1.56	3.47	4.08
Type IV	1.00	0.72	2.10	2.17	0.73	1.04

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

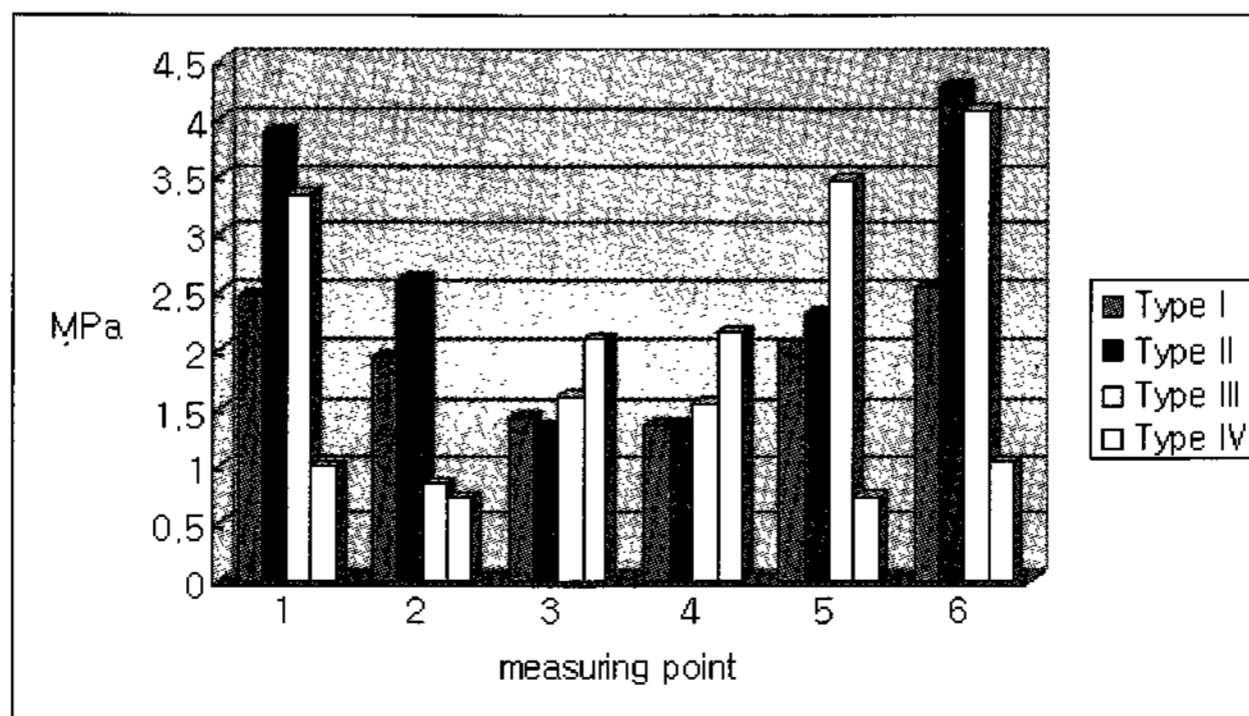


Figure 12. von Mises stresses in Model 1 under vertical load

최소를 나타내었다. 변연골에서의 응력값은 II형 골에서 최대였고 IV형 골에서 최소였으며, 근단부에서

의 응력값은 IV형 골에서 가장 높았고 다른 골질 간의 차이는 크지 않았다(Table 10, Figure 12).

Table 11. von Mises stresses in Model 1 under buccal oblique load

Unit : MPa

	1	2	3	4	5	6
Type I	8.85	4.72	1.51	1.12	2.76	4.09
Type II	9.86	4.70	1.28	1.15	3.27	4.71
Type III	10.96	1.45	1.56	1.29	6.41	6.00
Type IV	3.24	1.83	2.34	1.68	1.07	1.55

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

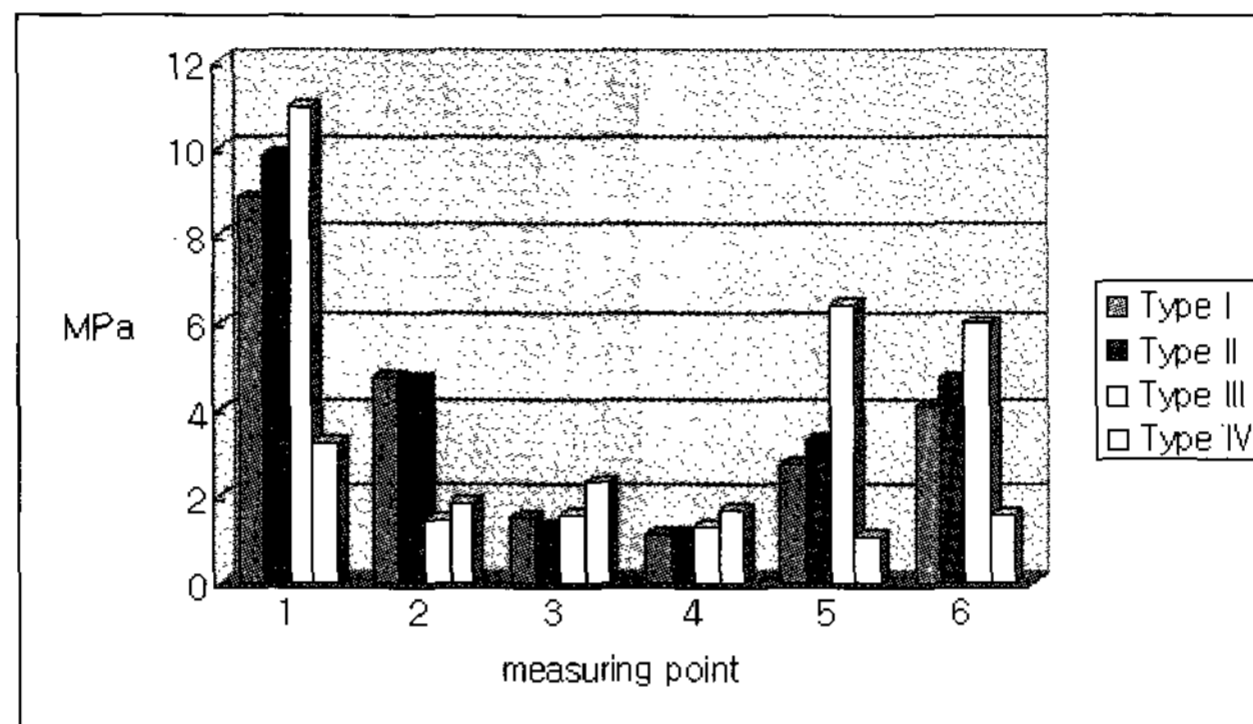


Figure 13. von Mises stresses in Model 1 under buccal oblique load

Table 12. von Mises stresses in Model 2 under vertical load

Unit : MPa

	1	2	3	4	5	6
Type I	2.67	2.05	1.14	1.16	2.10	2.55
Type II	4.54	1.73	1.04	0.98	1.81	4.53
Type III	4.00	0.53	1.34	1.26	0.51	5.10
Type IV	1.23	0.71	1.30	1.39	0.75	1.40

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

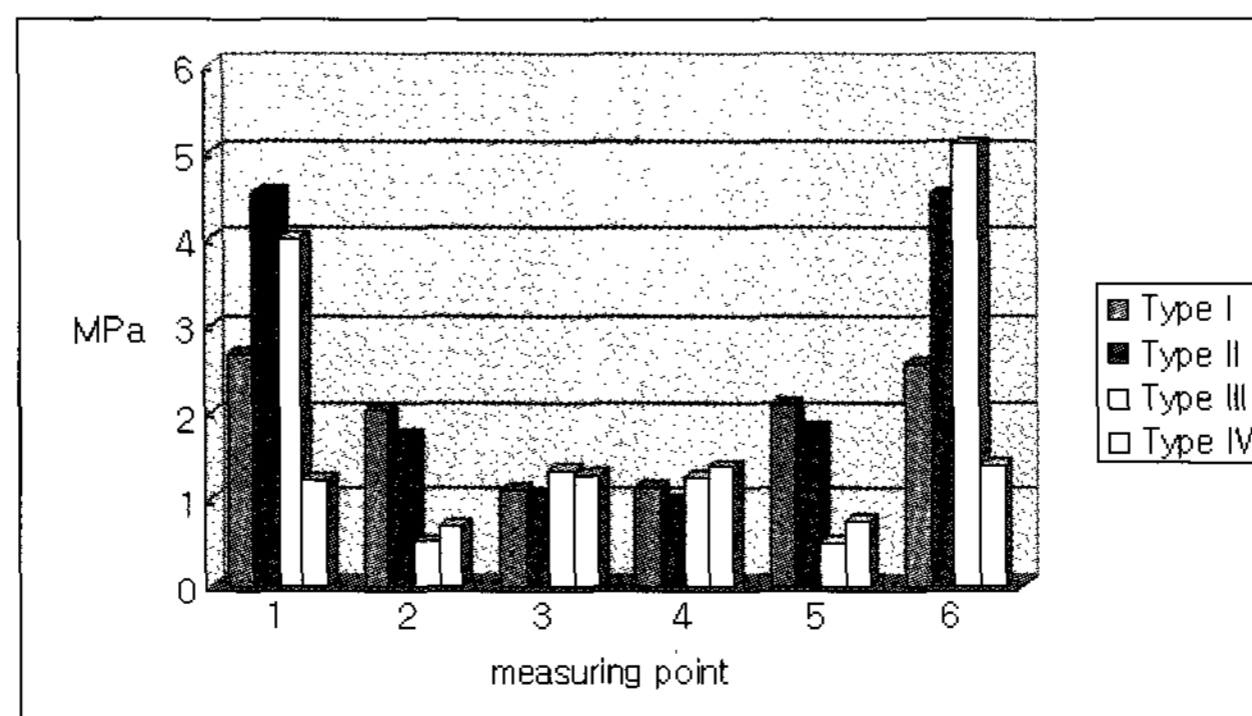


Figure 14. von Mises stresses in Model 2 under vertical load

경사하중을 부여한 경우 모든 골질에서 인장력을 받는 협측 변연골에서보다 압축력을 받는 설측 변연골에서 큰 응력이 집중되는 양상을 보였다. I, II형 골에서는 지지골의 상부에 최대 응력이 집중되었고 하방으로 갈수록 응력이 감소하여 임프란트의 근단부에서 최소의 응력을 보였으며, I형 골에서 보다 완만한 응력의 감소를 보였다. 변연골에서의 응력값은 III형 골에서 최대였고 IV형 골에서 최소였으며, 근단부에서의 응력값은 IV형 골에서 다소 높았지만 다른 골질 간의 차이는 크지 않았다(Table 11, Figure 13).

감소한 반면, II형 골에서는 확연히 감소하였으며 IV형 골에서는 임프란트의 근단부에 응력이 집중되는 양상을 보였다. 변연골에서의 응력값은 II형과 III형 골에서 최대였고 IV형 골에서 최소였으며, 근단부에서의 응력값은 골질 간의 차이가 크지 않았다(Table 12, Figure 14).

경사하중을 부여한 경우 모든 골질에서 인장력을 받는 협측 변연골에서보다 압축력을 받는 설측 변연골에서 큰 응력이 집중되는 양상을 보였고 대체로 지지골의 상부에 최대 응력이 집중되었고 하방으로 갈수록 응력이 감소하여 임프란트의 근단부에서 최

Table 13. von Mises stresses in Model 2 under buccal oblique load

Unit : MPa

	1	2	3	4	5	6
Type I	10.50	5.58	1.10	0.97	2.28	5.70
Type II	12.56	3.75	0.99	0.81	2.88	4.61
Type III	9.55	0.73	1.22	1.07	0.47	1.68
Type IV	4.33	2.59	1.38	0.99	1.50	2.80

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

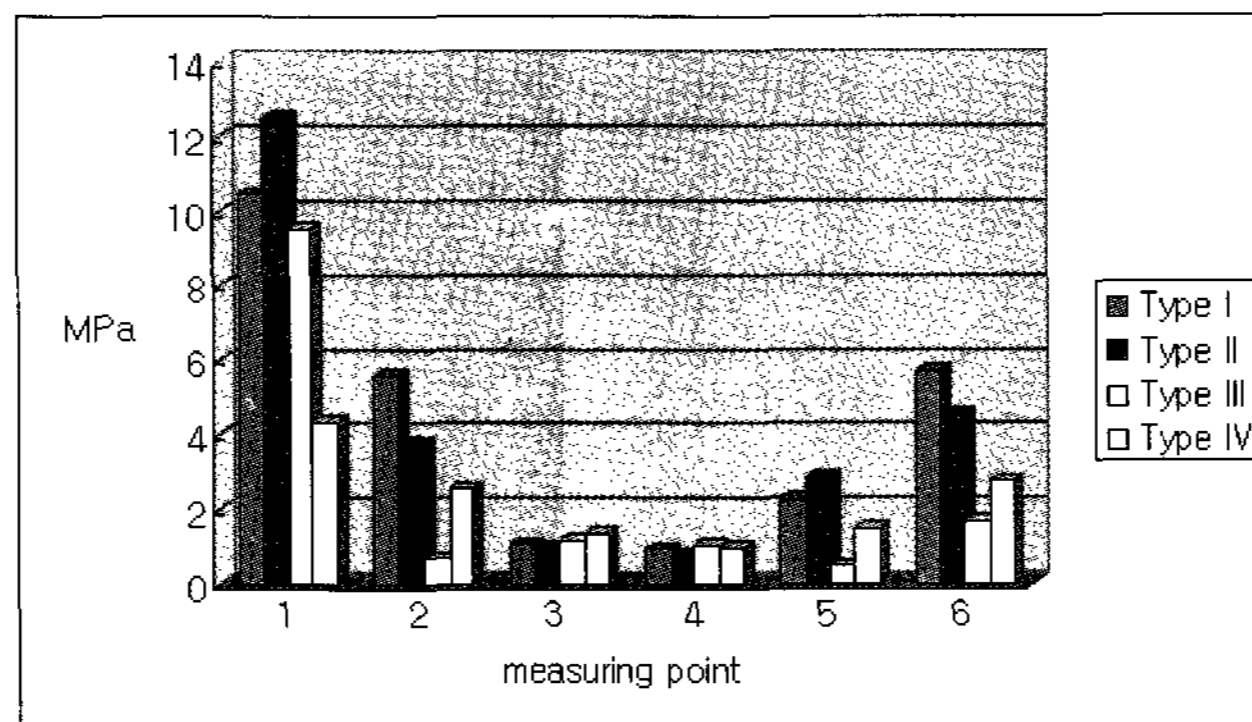


Figure 15. von Mises stresses in Model 2 under buccal oblique load

(2) 모형 2

수직하중을 부여한 경우 I형과 II형 골에서 지지골의 응력분포는 모형 1에서와 유사하였으나 I형 골에서는 첫 번째 나선선 하방으로 응력이 완만하게

소의 응력을 보였다. 설측 변연골에서의 응력값은 II형 골에서 가장 높았고, 협측 변연골에서의 응력값은 I형 골에서 가장 높았으나 근단부에서의 응력값은 골질 간의 차이가 크지 않았다(Table 13, Figure 15).

3. 각 측정점에서 하중조건에 따른 응력의 비교

협측 변연골(Figure 16) 및 설측 변연골(Figure 21)과 임플란트 협측 첫 번째 나사선(Figure 17) 및 설측 첫 번째 나사선(Figure 20) 주위골에서는 모형 1, 2 모두 모든 골질에서 경사압을 받은 경우 수직압을 받은 경우보다 응력이 크게 발생하였으며, 그 차이는 I형 골에서 가장 컸다. 협측 변연골(Figure 16) 및 설측 변연골(Figure 21)에서는 하중의 방향과 관계없이 모형 1에서보다 모형 2에서 대체로 높은

응력을 보였다.

임플란트 근단부의 협측골(Figure 18)에서는 응력의 분포가 하중의 방향에 따라 유의한 차이가 없었고, 근단부의 설측골(Figure 19)에서는 경사하중을 받은 경우보다 수직하중을 받은 경우에서 응력의 증가를 보였으며, I형, II형, III형 골에서 근단부 협측(Figure 18) 및 설측 주위골(Figure 19)의 응력값은 큰 차이를 보이지 않은 반면, IV형 골에서의 응력은 다소 증가하였으며, 하중의 방향과 골질에 관계없이 모형 2에서보다 모형 1에서 더 큰 응력값을 보였다.

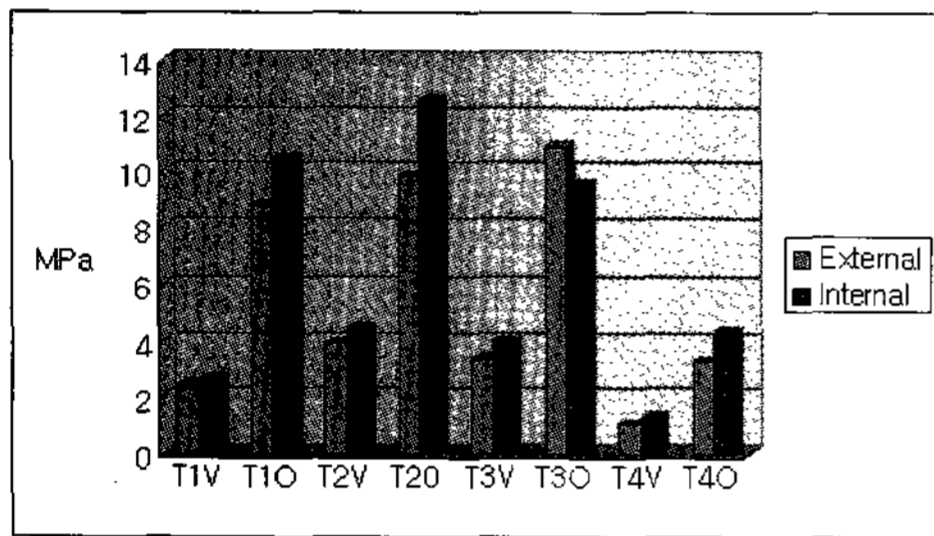


Figure 16. von Mises stresses at point 1
 * T : bone type
 * V : vertical load
 * O : buccal oblique load

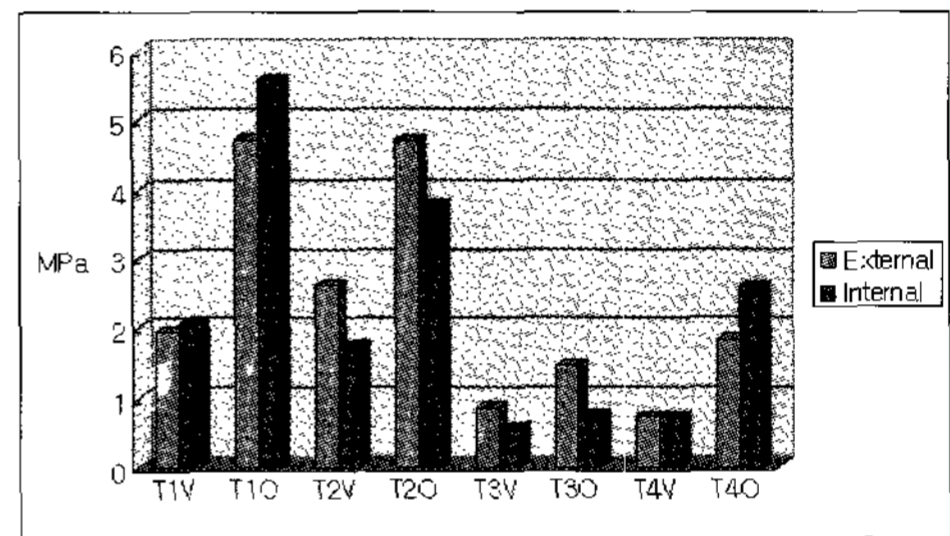


Figure 17. von Mises stresses at point 2

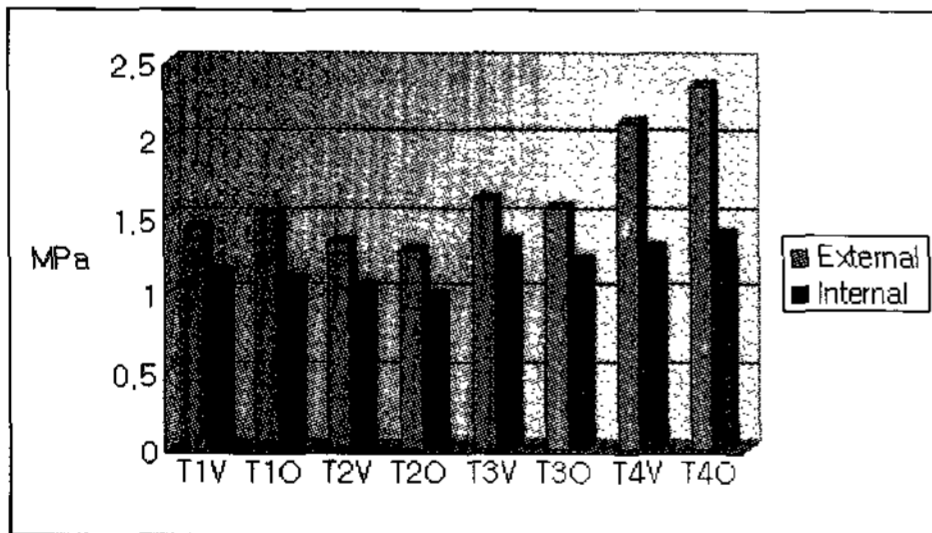


Figure 18. von Mises stresses at point 3

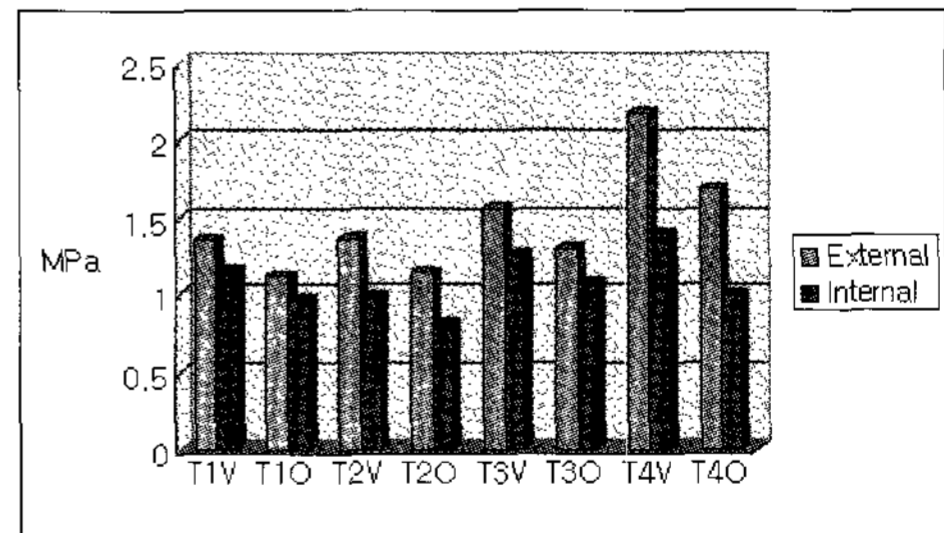


Figure 19. von Mises stresses at point 4

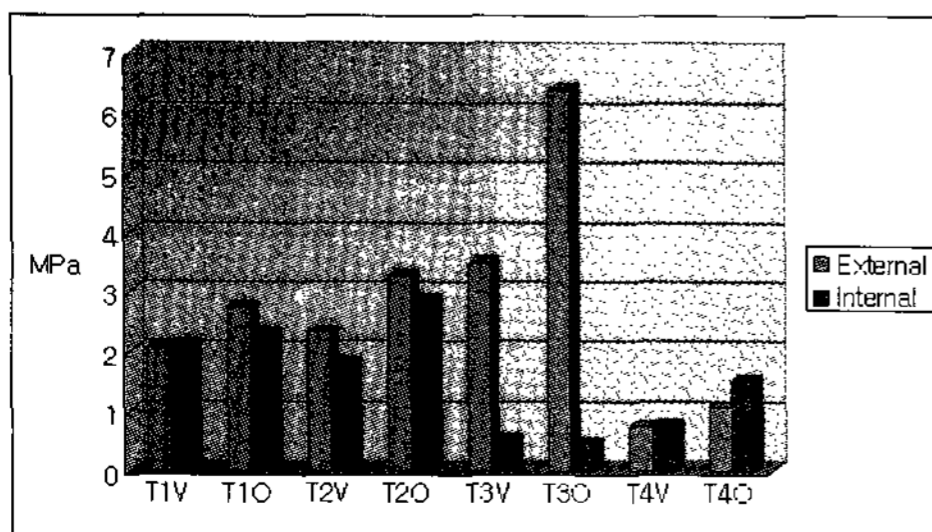


Figure 20. von Mises stresses at point 5

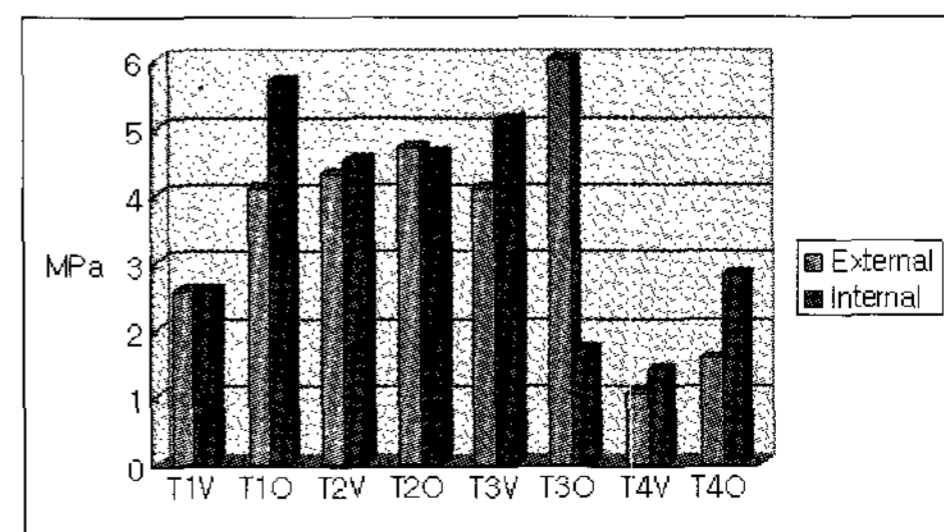


Figure 21. von Mises stresses at point 6

IV. 종괄 및 고찰

임프란트에 보철물이 장착되어 기능을 함에 따라 주위 골 조직에는 응력이 반복 작용하게 되는데 임프란트가 저작하중에 대한 지지기능을 장기간 유지하기 위해서는 임프란트 주위골의 보존과 유지가 필수적이다. 임프란트 주위골의 반응에 직접적으로 연관된 중요한 요소 중 하나가 골내 응력이다. 응력은 크게 두 가지 측면에서 임프란트의 기능유지에 영향을 미치게 된다.³⁵⁾ 첫째는 임프란트와 골 계면의 골유착에 대한 영향으로 생리적 허용수준을 넘어서는 응력이 작용하여 임프란트와 골 계면 사이에서의 이동(slipping)이 초래되면 골의 재형성에 유해한 영향을 주어³⁶⁾ 골유착 과정을 훼손하게 된다. 두 번째는 임프란트의 장기적 기능유지 시 발생하는 과도한 골응력에 의한 임프란트 주위골의 소실, 특히 변연골의 점진적 소실³⁷⁻³⁹⁾이다. 임프란트 경부는 임프란트 상부의 보철물로부터 오는 하중이 맨 처음 골조직으로 전달되는 부위이며 그 형태적인 특성에 의해 높은 응력 집중이 생기는 곳이다. 임프란트 경부 주위의 피질골에 생기는 높은 응력은 이 부위 골의 소실의 직접적인 원인이 될수 있다. 임프란트와 골 계면의 골유착 형성이 임프란트가 기능적 하중을 지지하기 이전의 문제인 반면, 임프란트의 장기적 성공과 관련이 큰 임프란트 주위 변연골의 유지는 임프란트의 수명과 기능 유지와 관련되며 이 경우 나타나는 응력은 매우 중요하나 정량적 해석은 간단하지 않다.

Weinberg⁴⁶⁻⁴⁸⁾, Lum 등⁴⁹⁻⁵⁰⁾, Matsushita 등⁵¹⁾의 유한요소법 연구에서 수직 및 측방 하중 시에 임프란트의 경부 주위의 치밀골에 주로 응력 집중이 나타남을 보여주었는데, 본 연구에서도 I, II, III형 골에서의 응력양상은 하중조건과 모델에 관계없이 임프란트 고정체 상부의 골접촉부인 치밀골에 응력이 집중되는 양상을 보이며, 그 하부 해면골에서는 그리 큰 응력이 걸리지 않았다. 변연골 부위의 응력값이 큰 이유는 첫째, 표면을 감싸고 있는 치밀골의 밀도가 높아서 해면골에서의 미세한 지렛대 운동의 중심이 되기 때문이고, 둘째, 건강한 자연치는 측방

압을 받을 때 56~108 μ m 정도 움직이고 치근단 2/3 지점을 축으로 선회하여 변연골에 가해지는 응력을 치근단쪽으로 분산시키지만, 임프란트는 같은 힘을 받을 때 10~50 μ m 정도만 움직이며 응력 분산 효과도 적기 때문이라고 생각되고 있다.⁴³⁻⁴⁵⁾ 이러한 결과들은 임프란트에서 발견되는 골흡수가 항상 치조정에서 시작되는 것을 시사해준다.

특히 경사하중의 경우 수직하중을 가했을 때보다 치밀골에 발생하는 최대 등가응력은 매우 높은 수치를 보였는데 Rangert 등⁴⁰⁻⁴²⁾은 임프란트 지지 보철물에 작용되는 교합력이 비수직 하중으로 작용하면 굽힘 모멘트를 야기하여 임프란트에 높은 응력을 발생시키며 생물학적으로 불리한 반응을 야기한다고 하였고, 특히 후방 임프란트 지지 보철물은 하악의 기능과 비기능 운동 양상에 의해 발생하는 굽힘 모멘트에 노출되기 쉬우며 이러한 굽힘 모멘트는 임프란트 구성부나 지지골에도 높은 응력 수준을 유도한다고 하였으며, 과도한 굽힘 모멘트는 임프란트 파절을 포함해서 여러 가지 형태의 실패를 야기할 수 있다고 하였다. 본 연구에서도 수직 하중조건과 비교하여 30의 경사하중이 가해진 경우에는 양측 치경부에 더 높은 응력이 걸렸는데 이는 굽힘 모멘트로 인해 협측 치경부에는 높은 인장응력이, 설측 치경부에는 높은 압축응력이 걸려 있는 것으로 추측되었다.

Norton¹⁹⁻²¹⁾은 굽힘 모멘트에 저항하는데 있어서 내측 원추형 연결은 외측 육각 연결과 비교하여 보다 안정되며, 내측 원추형 연결부의 감소된 미세운동은 우수한 강도와 안정을 제공한다고 보고한 바 있다. Hansson⁵²⁾은 임프란트와 지대주 계면의 디자인이 변연골의 응력분포에 지대한 영향을 미치는데, 원추형의 임프란트와 지대주 간 계면이 외측 육각 계면보다 임프란트와 골 계면에서 응력이 감소하였으며, 최대 응력은 외측 육각 연결인 경우, 변연골 상부에, 원추형 연결인 경우, 보다 근단 방향에 존재한다고 하였다. 본 연구에서 골정부의 응력값은 외측 육각 연결을 갖는 모형 1보다 원추형 연결을 갖는 모형 2에서 다소 높았으나 collar 하방에서의 응력값은 모형 2에서 전반적으로 낮았으며, 최대응력

은 골질과 하중의 종류에 관계없이 모형 1에서는 골의 최정상부에 집중된 반면, 모형 2에서는 다소 하방에 분포함을 알 수 있었다. 또한 모형 1에서는 지대주부와 고정체부가 만나는 곳이 치밀골에도 접촉되어 있어 최대응력은 치밀골에 보다 넓게 집중되었으며, 모형 2에서 양호한 응력 분산을 보였다 (Figure 22~29).

또한 Holmes 등³¹⁾은 유한요소실험에서 최대 응력은 4가지 골질 모두에서 임프란트 고정체의 상부 즉 변연골에 집중되며, 치밀골이 두꺼울수록 그리고 해면골의 밀도가 높을수록 적은 미세운동과 적은 응력 집중을 보인다고 하였고, Clelland 등⁵⁴⁾은 전체적으로 균일한 해면골로 이루어진 모형에서 근단부 주위의 응력은 낮았고, 변형은 큰 반면, 해면골이 피질골로 둘러싸인 모형에서는 변연골의 응력은 높았고, 근단부 응력은 낮았으며 피질골의 두께가 증가된 경우 응력은 감소했다고 보고하였다. 본 연구에서는 II형 골의 경우가 III형 골에 비하여 골정부에 걸리는 응력이 다소 증가한 반면 근단부에 걸리는 응력은 II형 골에서 감소한 양상을 보였는데, 이는 설계한 모형이 다르고 모형에 따른 임프란트 디자인이 달라서 참고점의 위치가 동일하지 않기 때문에 최대 응력의 절대적인 수치에는 차이가 있는 것으로 생각되었다. 그러나 II형 골에서 응력이 더 넓게 분산되어 있는 양상을 보여주어 임상적으로 더 유리하리라고 사료되었다(Figure 24~27).

한편 악골은 항상 주기적인 부하에 노출되어 있고 반복적인 하중에 의해 골내 미세파절이 발생할 수 있으며,⁵⁷⁾ 이로 인한 미세손상이 정상 수준을 초과한다면 손상된 골을 제거하기 위해 파골세포가 활성화될 수 있다.⁵⁸⁾ Evans⁵⁵⁾는 임프란트에 가해지는 저작압이 골과 임프란트 계면에서 골의 탄성한계 이상의 응력을 유발한다면 골내 미세파절이 발생한다고 하였다. 또한 피질골의 인장강도는 72~76 MPa, 압축강도는 140~170 MPa, 탄성한계는 약 60MPa이고, 해면골은 22~28 MPa^{55,56)}의 인장강도를 갖는데, 인장력을 받는 부위에서 응력이 29 MPa를 넘지 않는다면 골내 피로 파절은 발생하지 않는다고 하였

으며, 이번 연구에서 관찰된 최대 응력 또한 이러한 한계를 넘지 않았다.

그러나 본 연구에서는 악골의 협설 단면을 정방형으로 단순화시켰으며, IV형 골의 형태를 단순히 피질골만 제거하여 모델링을 하였고 저작압 중 수직압과 협측 30도 경사압만을 측정하였다. 따라서 이러한 결과에 대하여 더욱 정확한 분석을 위해서는 매식체 뿐만 아니라 지대주와 임프란트 연결 부위의 응력 발생 분석 그리고 더 많은 측정점과 저작압을 이용한 연구가 필요할 것으로 사료되었다.

V. 결 론

골질을 4종류로 분류한 후 임프란트와 지대주 간 외측연결 및 내측연결 형태를 갖는 나사형 임프란트를 중앙에 식립하고 완전히 골유착된 상황을 가정하여 유한요소 모형을 제작하였다. 저작압이 임프란트 주위골 내 응력에 미치는 영향을 분석하여 임프란트의 치료 결과를 예측해 보기 위하여 임프란트 지대주의 중심에 수직방향, 협측 30도경사방향으로 100N의 힘을 가했을 때 임프란트 주위골에 나타나는 von Mises 응력값을 구하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

모든 골질에서 수직하중보다는 경사하중을 가했을 때 응력값이 증가하였고 경사하중 시 압축력을 받는 변연골이 인장력을 받는 변연골보다 높은 응력값을 보였으며, I, II, III형 골에서는 하중의 종류와 관계없이 지지골의 상부에 최대 응력이 집중되는 양상을 보이며 하방으로 갈수록 응력이 감소하여 임프란트의 근단부에서 최소의 응력을 보였고 IV형 골에서는 반대의 경향을 보였다.

모형 1, 2 모두에서 피질골의 두께가 증가하면 변연골에서의 응력은 증가하였고 근단부에서의 응력은 감소하였으며, 모형 간의 비교 시 하중의 조건과 골질에 관계없이 대체로 변연골에서는 모형 2, 근단부에서는 모형 1에 발생하는 응력이 높았고, 모형 2에서 좀더 양호한 응력분산을 보였다.

이와 같은 결과를 토대로 볼 때 보다 정확한 분석

을 위해서는 매식체와 더불어 지대주와 임플란트 연결부위의 응력 발생 분석, 더 많은 측정점과 저작압을 이용한 연구가 필요하다고 사료되었다.

VI. 참고문헌

- 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.
- Misch CE, Bidez MW. Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compendium* 1994;15(11):1330, 1332, 1334 passim; quiz 1344. Review.
- Le Gall MG, Lauret JF, Saadoun AP. Mastication forces and implant-bearing surface. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1994;6(9):37-46; quiz 48.
- Weinberg LA. Reduction of implant loading with therapeutic biomechanics. *Implant Dent* 1998;7(4):277-285.
- Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(1):99-108.
- Lekholm U, Zarb GA, Brånemark PI, Albrektson T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Quintessence publishing, 1985;1-35.
- Zarb GA, Schmitt A. Implant prosthodontic treatment options for the edentulous patient. *J Oral Rehabil* 1995;2:661-671. Review.
- Jaffin RA, Berman C. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991;62:2-4.
- 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(4):193-198.
- Hutton JE, Heath MR, Chai JY, Harnett J, Jemt T, Johns RB. Factors related to success 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.
- 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.
- 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.
- Hun KB, Lee SH, Chang IT, Yang JH, Shin SW. An analysis of stress distribution around the implant according to the bone quality and bite force: finite element method. *J Korean Acad Prosthodont* 2001;39:391-409.
- Higuchi KW, Folmer T, Kultje C. Implant survival rates in partially edentulous patients: a 3-year prospective multicenter study. *J Oral Maxillofac Surg* 1995;53:264-268.
- Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxilla: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:303-311.
- van Steenberg D, Klinge B, Linden U, Quirynen M, Herrmann I, Garpland C. Periodontal indices around natural and titanium abutments: a longitudinal multicenter study. *J Periodontol* 1993;64:538-541.

17. 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.
18. Levine RA, Clem DS 3rd, Wilson TG Jr, Higginbottom F, Saunders SL. A multicenter retrospective analysis of ITI implant system used for single-tooth replacements: Preliminary results at six or more months of loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:237-242.
19. 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.
20. Norton MR. Assessment of cold welding properties of internal conical interface two commercially available implant system. *J Prosthet Dent* 1999;81:159-166.
21. 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.
22. 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.
23. 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.
24. Lavelle CL, Wedgewood D, Love WB. Some advances in endosseous implant. *J Oral Rehabil* 1981;8:319-333.
25. 임상전, 광병만, 이주성. 유한요소법 입문. 동명사, 1993:47-85.
26. Burnet DS. Finite element analysis. Addison wesley, 1987:1-49.
27. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85(6):585-598.
28. Beat R. 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.
29. 이민재, 이춘근. 한국인 하악골의 치밀골에 관한 연구. *종합의학* 1964;7:817-830.
30. Carter TB, Frost DE, Tucher MR, Juniga JR. Cortical thickness in human mandibles: clinical relevance to the sagittal split ramus osteotomy. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 1991;6:257-260.
31. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implant. *J Oral Impl* 1997;23:104-111.
32. Trisi P, Rao W. Bone classification: Clinical-histomorphometric comparison. *Clin Oral Implants Res* 1999;10:1-7.
33. Carter DR, Schwab GH, Spengler DM. Tensile fracture of cancellous bone. *Acta Orthop Scand* 1980;51:733-710.
34. 이양진, 양재호. 하악 임플란트 Bicortification의 응력분산효과에 관한 유한요소분석적 연구. *서울치대논문*. 1996:1-31.
35. Jung JW, Lee CH. The effect of the difference of the implant fixture and abutment diameter for stress distribution. *J Korean Acad Prosthodont* 2004;42:583-596.
36. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Br nemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:345-360.
37. Lee JW, Lee CH, Jo KH. Finite element

- analysis of stress distribution with load transfer characteristics of the implant/bone interface. *J Korean Acad of Implant Dentistry* 2003;22:48–56.
38. 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.
 39. Han CH, Chun HJ, Jung SY. Studies of osseointegrated implant-models on stress distribution. *J Korean Academy Protho* 2000;38:526–542.
 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. Rangert B, Enouard F, Arnoux JP, Sarmant DP. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:360–370.
 43. Muhlemann R, Sabdir LS, Rakeitsak KH. Tooth mobility: Its cause and significance. *J Periodontol* 1965;36:148–157.
 44. van Steenberg D. Tissue interaction in oral and maxillofacial reconstruction. Elsevier 1986;31–45.
 45. Parfitt GS. Measurement of the physiologic mobility of individual teeth in an axial direction. *J Dent Res* 1960;39:608–618.
 46. Weinberg LA. Force distribution in splinted anterior teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1957;10:484–494.
 47. Weinberg LA. Force distribution in splinted posterior teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1957;10:1268–1276.
 48. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:19–31.
 49. Lum LB, Osier JF. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: An analysis using statics. Part one: Horizontal loading. *J Oral Implantol* 1992;18:343–348.
 50. Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol* 1991;17:126–131.
 51. 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.
 52. Hansson S. Implant-abutment interface: biomechanical study of flat top versus conical. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2:33–41.
 53. Hur JK, Kay KS, Jung JH. Finite element stress analysis of implant prosthesis according to connection types of implant-abutment. *J Korean Acad Prosthodont* 2005;43:544–561.
 54. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Gilat A. Use of an axisymmetric finite element method to compare maxillary bone variables for a loaded implant. *J Prosthodont* 1993;2:183–189.
 55. Evans FG. Mechanical properties of bone. Springfield: Charles C Thomas. 1973;83–94:123–161.
 56. Yamada H. Strength of biological materials. Huntington: RE Krieger, 1973:19–75.
 57. Martin AD, McCulloch RG. Bone dynamics: stress, strain and fracture. *J Sports Sci* 1987;5:155–163.
 58. Smith EL, Raab DM. Osteoporosis and physical activity. *Acta Med Scand* 1986;711 (suppl):149–156.

사진 부도 설명

- Figure 22. von Mises stresses in type I bone under vertical load
(a) Model 1 (b) Model 2
- Figure 23. von Mises stresses in type I bone under buccal oblique load
(a) Model 1 (b) Model 2
- Figure 24. von Mises stresses in type II bone under vertical load
(a) Model 1 (b) Model 2
- Figure 25. von Mises stresses in type II bone under buccal oblique load
(a) Model 1 (b) Model 2
- Figure 26. von Mises stresses in type III bone under vertical load
(a) Model 1 (b) Model 2
- Figure 27. von Mises stresses in type III bone under buccal oblique load
(a) Model 1 (b) Model 2
- Figure 28. von Mises stresses in type IV bone under vertical load
(a) Model 1 (b) Model 2
- Figure 29. von Mises stresses in type IV bone under buccal oblique load
(a) Model 1 (b) Model 2

사진부도 (I)

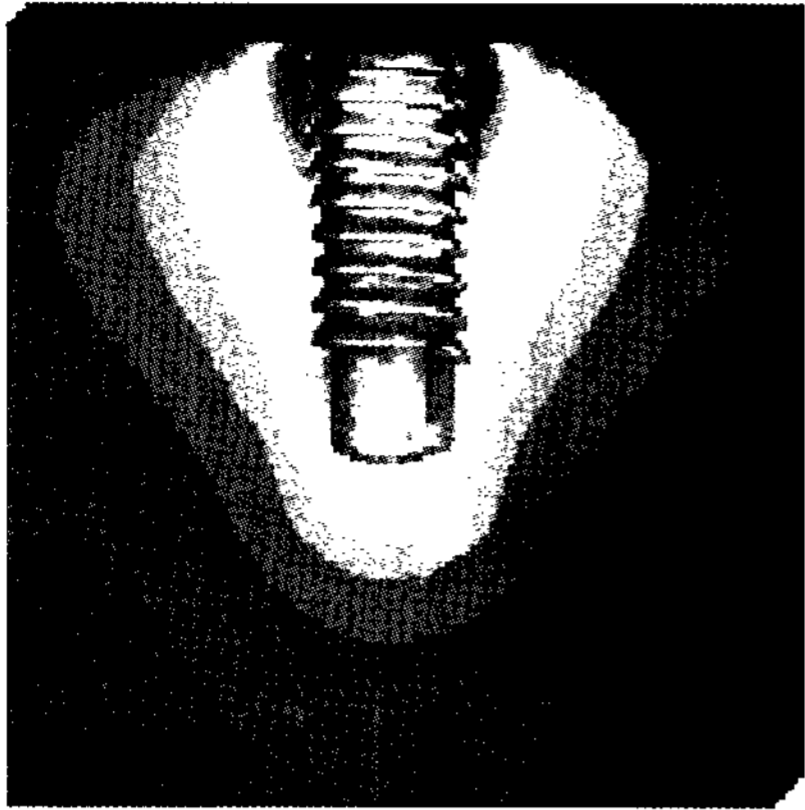


Figure 22. (a)

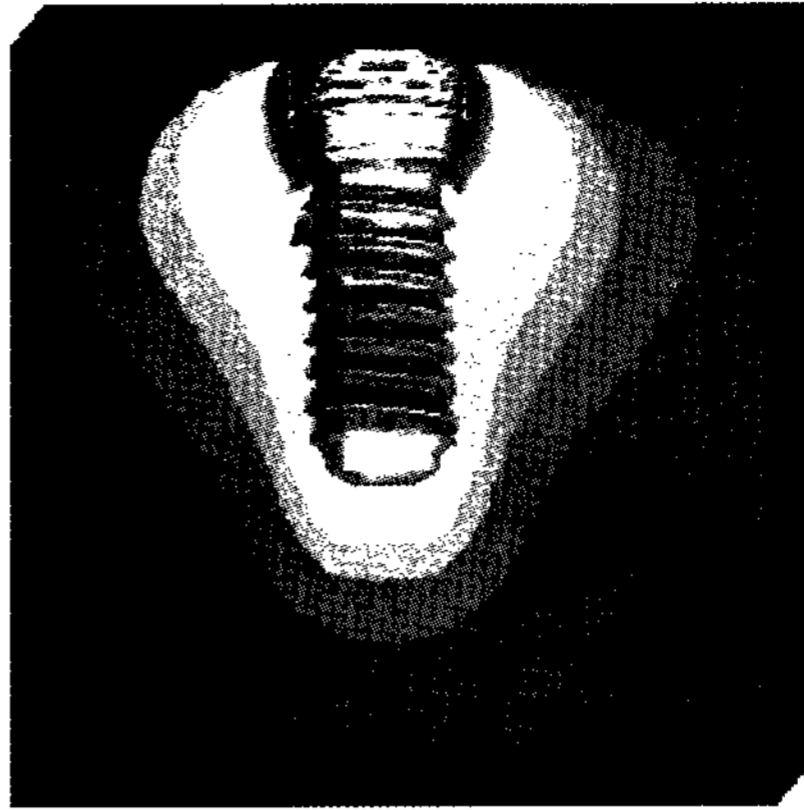


Figure 22. (b)

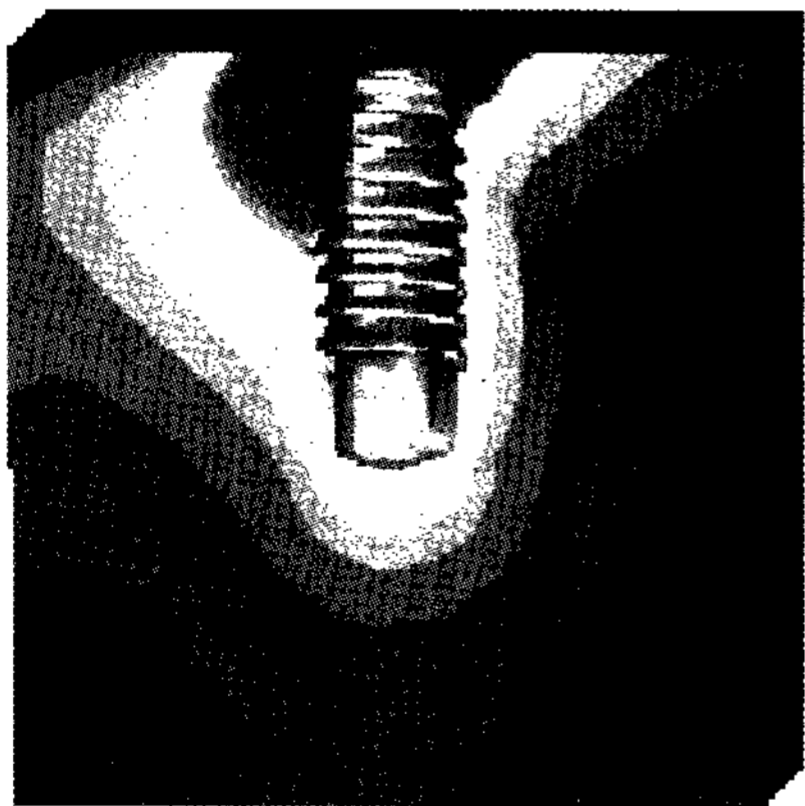
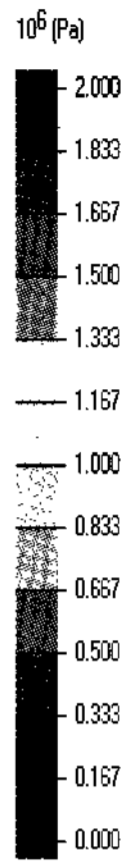


Figure 23. (a)

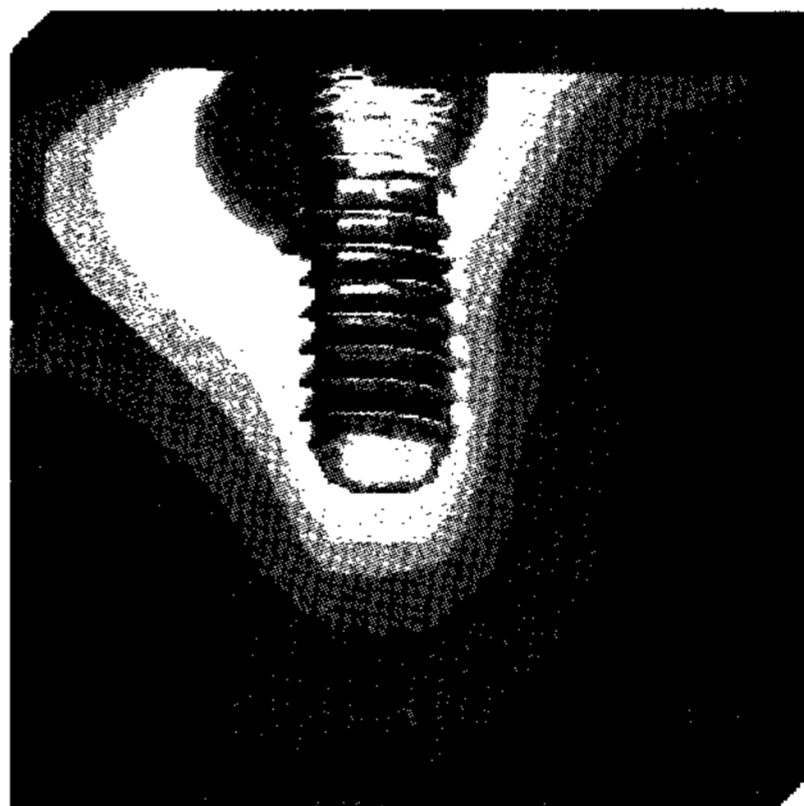


Figure 23. (b)

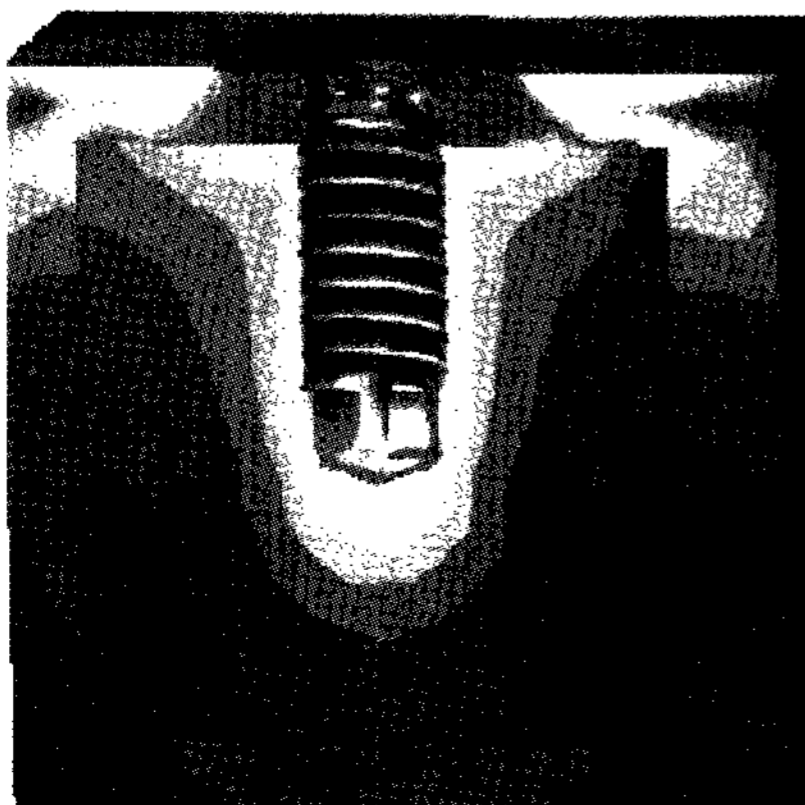
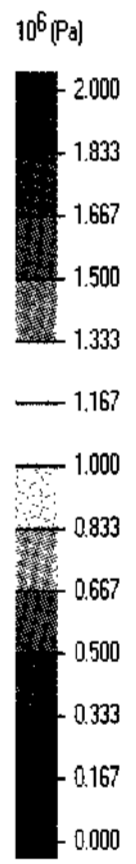


Figure 24. (a)

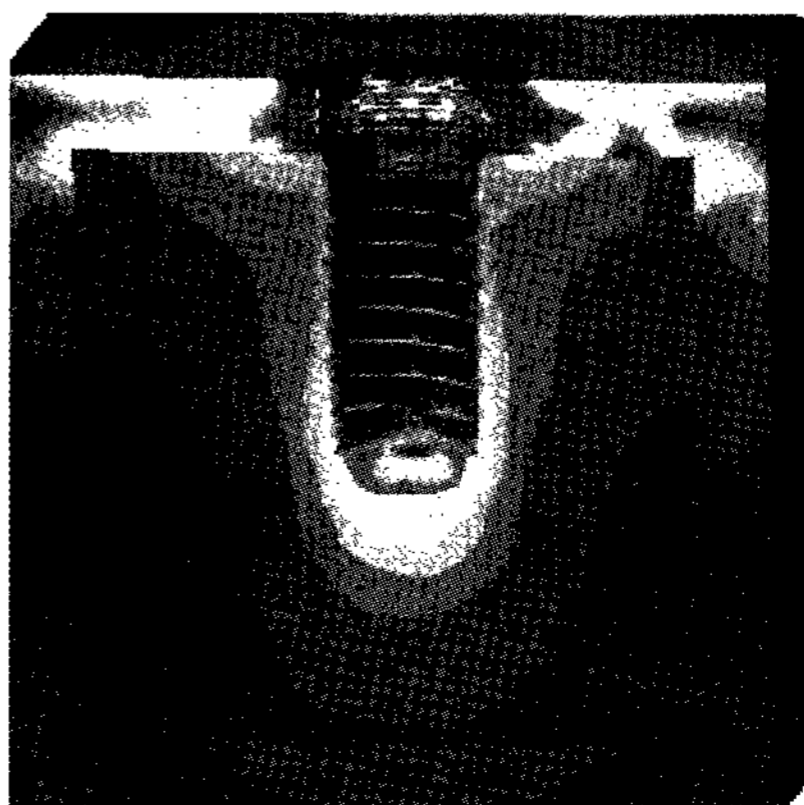
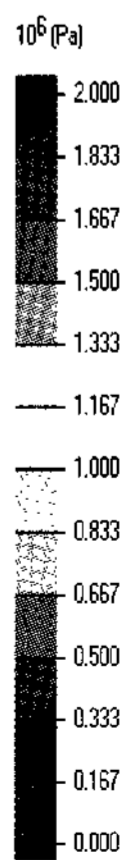


Figure 24. (b)



사진부도 (Ⅱ)

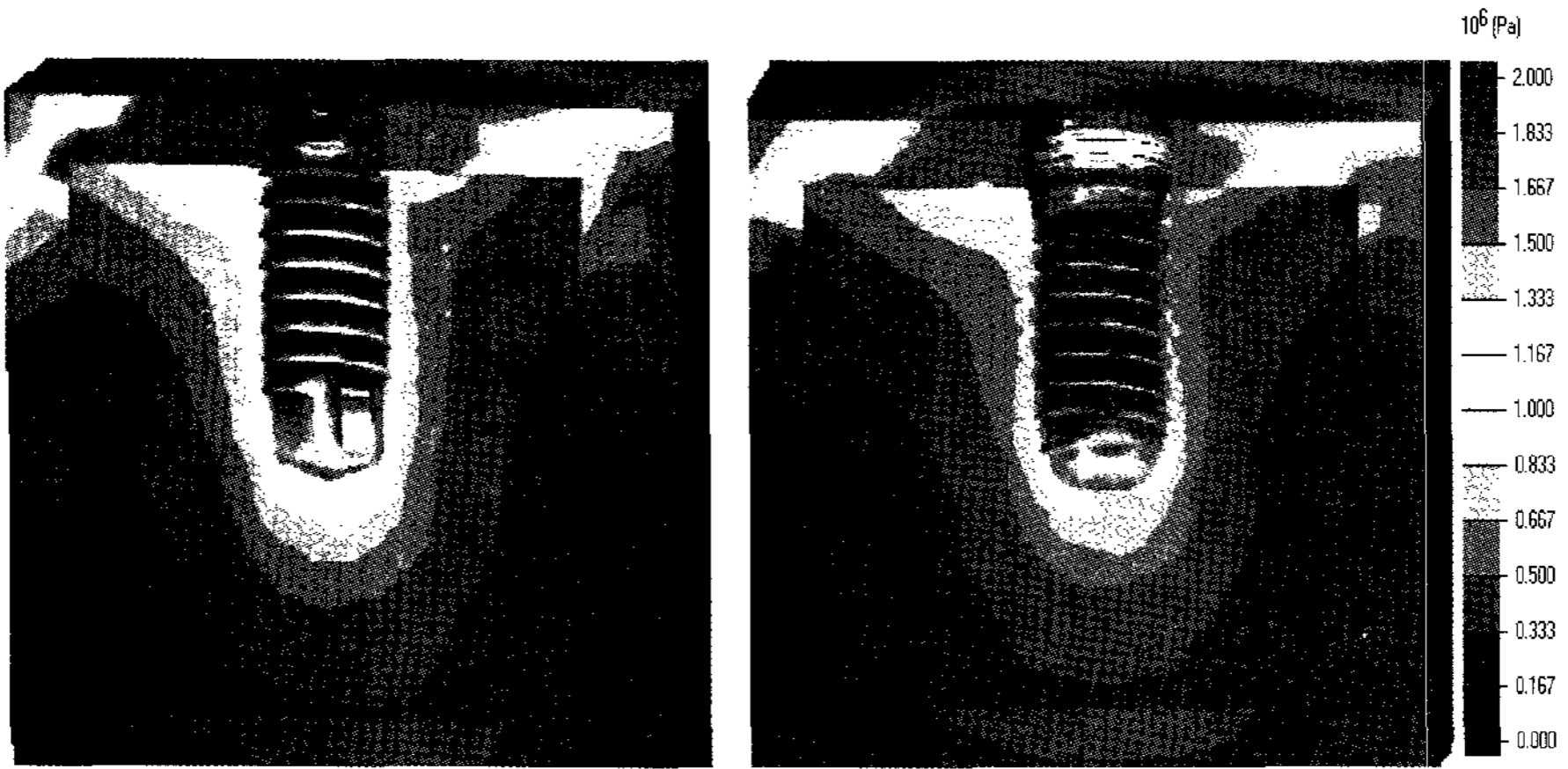


Figure 25. (a)

Figure 25. (b)

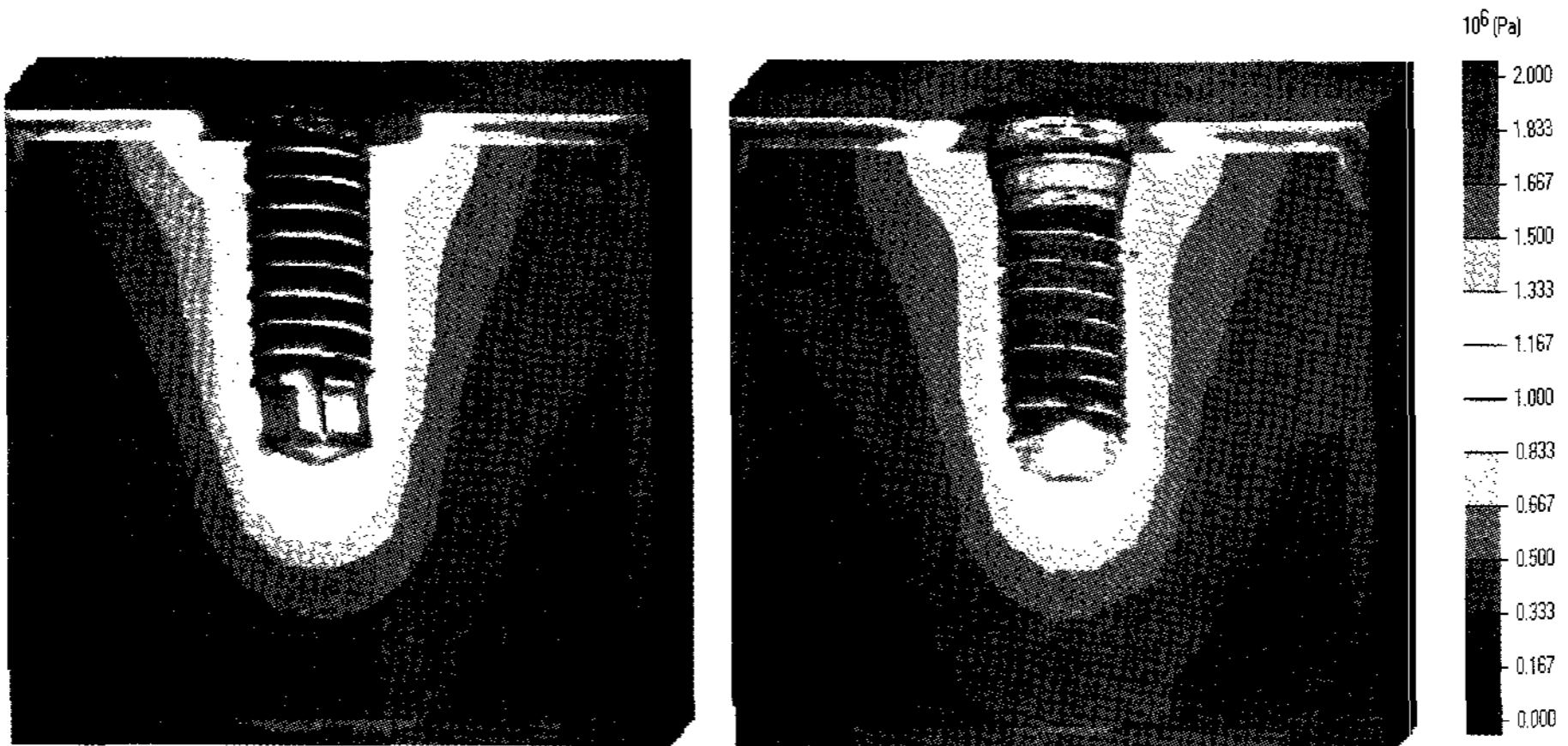


Figure 26. (a)

Figure 26. (b)

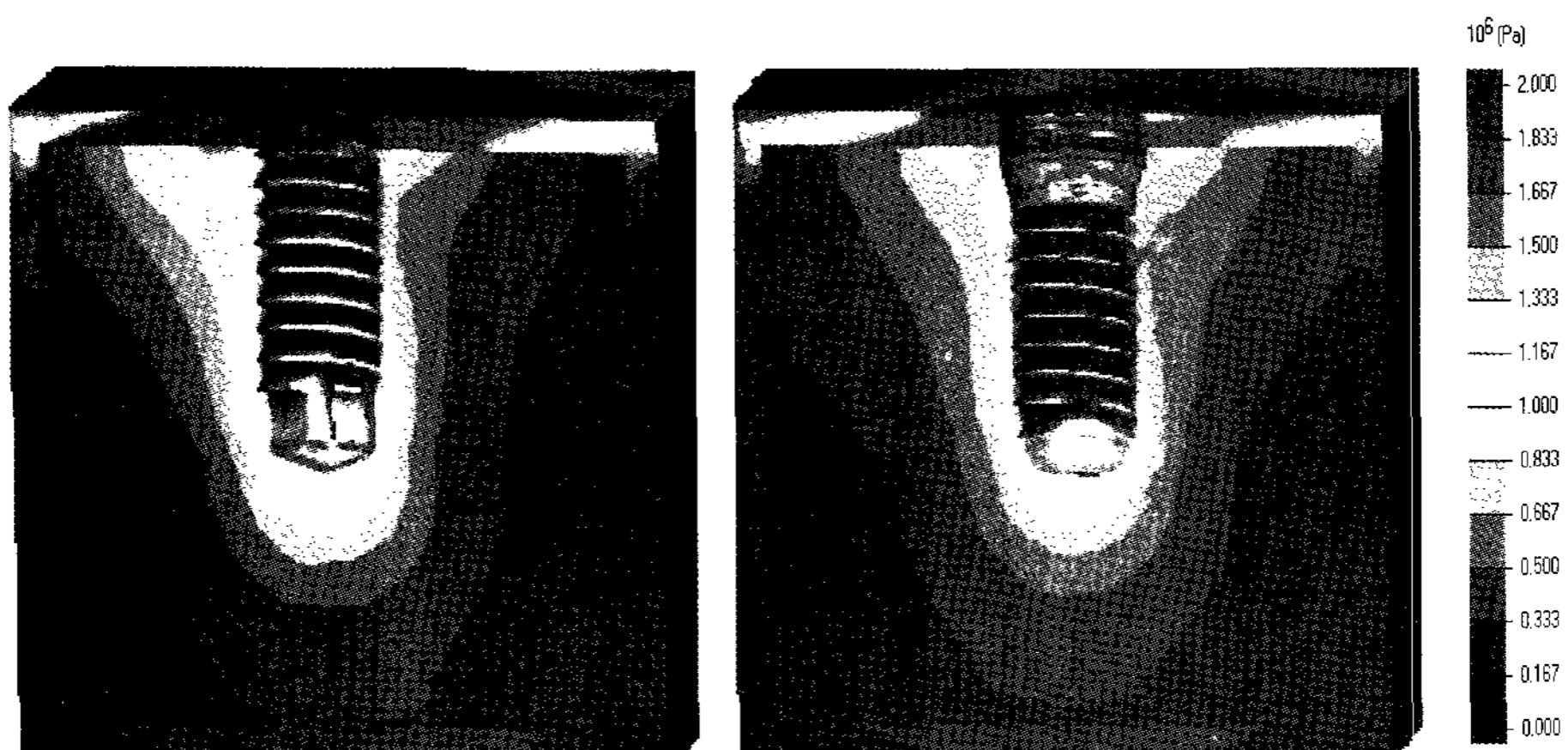


Figure 27. (a)

Figure 27. (b)

사진부도 (Ⅲ)

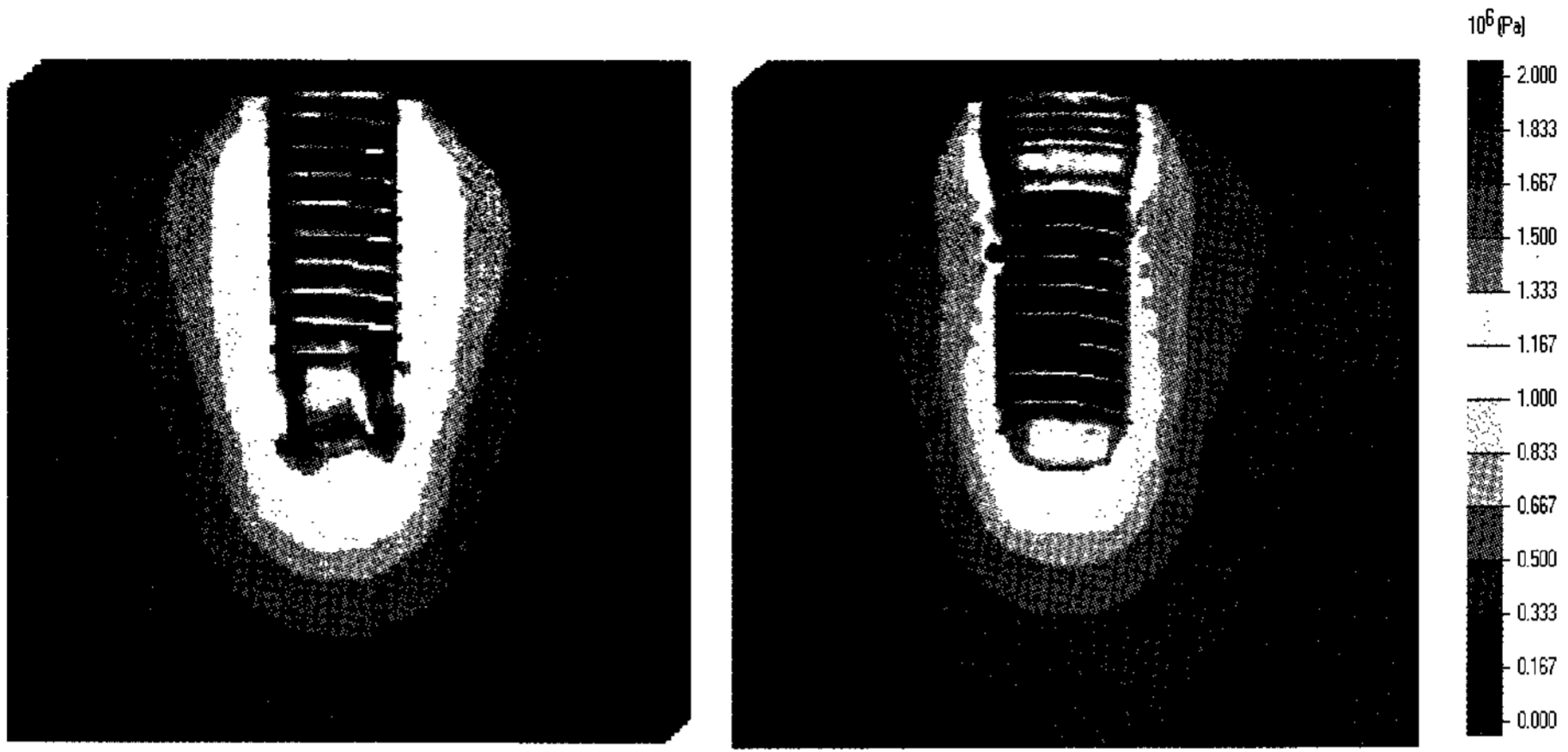


Figure 28. (a)

Figure 28. (b)

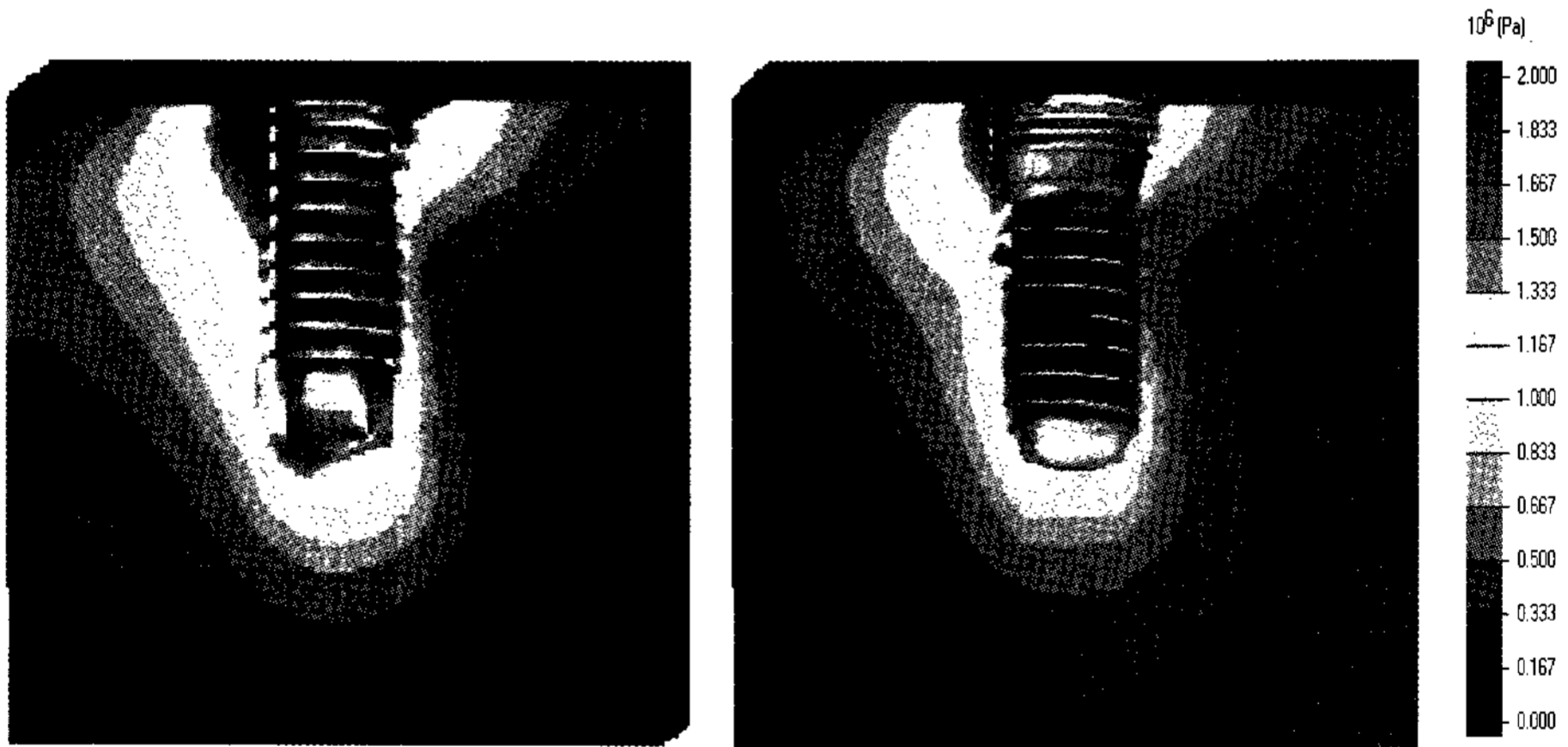


Figure 29. (a)

Figure 29. (b)

Study on the stress distribution depending on the bone type and implant abutment connection by finite element analysis

Hyun-Soo Park, Sung-Bin Lim, Chin-Hyung Chung, Ki-Seok Hong

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

Oral implants must fulfill certain criteria arising from special demands of function, which include biocompatibility, adequate mechanical strength, optimum soft and hard tissue integration, and transmission of functional forces to bone within physiological limits. And one of the critical elements influencing the long-term uncompromised functioning of oral implants is load distribution at the implant-bone interface. Factors that affect the load transfer at the bone-implant interface include the type of loading, material properties of the implant and prosthesis, implant geometry, surface structure, quality and quantity of the surrounding bone, and nature of the bone-implant interface. To understand the biomechanical behavior of dental implants, validation of stress and strain measurements is required. The finite element analysis (FEA) has been applied to the dental implant field to predict stress distribution patterns in the implant-bone interface by comparison of various implant designs. This method offers the advantage of solving complex structural problems by dividing them into smaller and simpler interrelated sections by using mathematical techniques.

The purpose of this study was to evaluate the stresses induced around the implants in bone using FEA.

A 3D FEA computer software (SOLIDWORKS 2004, DASSO SYSTEM, France) was used for the analysis of clinical simulations. Two types (external and internal) of implants of 4.1 mm diameter, 12.0 mm length were buried in 4 types of bone modeled. Vertical and oblique forces of 100N were applied on the center of the abutment, and the values of von Mises equivalent stress at the implant-bone interface were computed.

The results showed that von Mises stresses at the marginal bone were higher under oblique load than under vertical load, and the stresses were higher at the lingual marginal bone than at the buccal marginal bone under oblique load. Under vertical and oblique load, the stress in type I, II, III bone was found to be the highest at the marginal bone and the lowest at the bone around apical portions of implant. Higher stresses occurred at the top of the crestal region and lower stresses occurred near the tip of the implant with greater thickness of the cortical shell while high stresses surrounded the fixture apex for type IV. The stresses in the crestal region were higher in Model 2 than in Model 1, the stresses near the tip of the implant were higher in Model 1 than Model 2, and Model 2 showed more effective stress distribution than Model 1.²⁾