

저작압이 임프란트 주위골 내 응력분포에 미치는 영향에 관한 연구

서울대학교 치과대학 치과보철학교실*, 고려대학교 의과대학 치과학교실(구로병원)†

현기봉*† · 이선형* · 장익태* · 양재호* · 신상완†

I. 서 론

골유착성 임프란트는 1970년대 후반 그 성공에 대한 초창기 보고 이후¹⁾, 치아결손을 회복할 수 있는 새로운 치료개념으로 각광받고 있다. 초기 골유착에 대한 연구 이후, 임상적 성공률^{2,3)}, 재료의 생체 친화성, 임프란트의 표면처리, 상부 보철물의 종류와 재료, 수술 술식의 개발, 교합의 부여방법 등 장기적인 성공률을 높이기 위한 연구가 진행되어 왔고, 악골 내 발생하는 응력은 골유착의 실패를 야기하는 요소 중 하나로 임프란트 성공여부에 큰 영향을 미치는 것으로 인식되어 왔다. 응력과 관련하여 골의 구조는 양호한 치료결과를 얻기 위한 중요 요소 중 하나이며⁴⁾, 골질이 양호할수록 임프란트가 안정적이다.⁵⁾

Lekholm과 Zarb⁵⁾는 임프란트 식립을 위한 평가 표준으로 사용하기 위하여 식립부위의 골을 질에 따라 대부분이 균일한 치밀골로 이루어진 경우를 I형, 치밀한 해면골을 두꺼운 피질골이 둘러싸는 경우를 II형, 치밀한 해면골을 얇은 피질골이 둘러싸는 경우를 III형, 소성 해면골을 얇은 피질골이 둘러싸는 경우를 IV형으로 분류하였다.

Jaffin과 Berman⁶⁾은 I, II, III형 골에 식립한 949개의 Brånemark 임프란트 중 3%가 실패한 반면, IV형 골에 식립한 105개의 임프란트 중 35%가 실패하였다고 보고하였고, Bass와 Triplett⁷⁾는 1097개의 Brånemark 임프란트의 성공률을 골의 질과 연관지어 본 결과 IV형 골에서 가장 높은 실패율을 보였다고 보고하였으며, Hutton 등⁸⁾은 overdenture를 지지

하는 510개 Brånemark 임프란트에 대한 연구 결과 IV형 골에서 가장 많이 실패하였다고 보고하였고, 기타 골질과 연관된 실패에 대하여 조사된 다양한 연구들이 보고된 바 있다.⁹⁻¹²⁾

임프란트 보철물은 치주인대의 완충작용에 의하여 반복적인 기능부하에 적응하는 자연치와는 달리 악골과 직접적인 연결상태를 이루고 있어서 기능부하가 직접 골로 전달되므로 응력분포 양상이 자연치와는 다르다.¹³⁻¹⁶⁾ 따라서, 기계적 응력이 임프란트의 초기 골 소실의 주요 원인 중 하나이며, 술 후 관리 기간 중 치주조직 관리 뿐 아니라 적절한 교합관계를 유지하는 것이 중요하다.

임프란트 보철물 장착 후 임프란트와 그 주위골에 생기는 응력은 환자의 교합력과 섭취하는 음식물에 따른 저작압의 영향을 받게 될 것이고, 그 양상은 골의 치밀도에 따라서 달라지리라는 예상을 할 수 있는데, 현재까지 골질과 저작압에 의한 골 내부 응력 차이를 조사한 연구가 거의 없는 실정이다.

따라서 저자는 다양한 골질과 저작압에 의하여 발생하는 임프란트 주위골의 응력을 분석하여 임프란트 실패와 주위골의 응력 사이의 관계를 규명하고 환자의 골질과 식습관에 따른 임프란트의 치료결과를 예측해 보고자 하였다.

임프란트 주위골에 생기는 응력의 분석은 대부분 생체 외에서 이루어지는데, 그 방법으로는 수지모형(Plastic analog), 광탄성 분석법(Photoelastic analysis), 유한요소 분석법(Finite element analysis)이 있다.¹⁹⁾ 본 연구에서는 기타 방법으로는 다양

한 물리적 특성을 가진 골질을 재현하기가 힘들기 때문에 유한요소분석법을 사용하였는데, 이는 유한요소(Finite Element)라 불리우는 물리적 혹은 편의상 나누어진 요소 위에 정의된 특정함수를 주어진 문제에 맞는 어떤 적분형의 원리에 사용하여, 연속체 문제를 유한차원 문제로 수식화하는 근사적인 방법으로, 외부영향에 지배받는 물리계의 응답을 예상하기 위해 근사적 수치해를 얻기 위한 컴퓨터를 이용한 수학적 기법이다.^{20,21)}

Lekholm과 Zarb가 분류한 4가지 골질에 나사형 임프란트를 식립한 3차원 모형을 설계하고, 협설방향, 근원심방향의 단면을 얻어낸 후, 몇 가지 음식물의 저작압을 수직방향, 협측경사방향에서 가해 발생하는 응력을 비교하여 골질과 저작압에 따른 응력분포에 대하여 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 연구 재료 및 방법

하악 무치악 구치부를 촬영한 CT를 계측하여 협설단면의 외형을 얻은 후 피질골의 두께를 달리하여 4 가지 종류의 골질에 따른 모형을 설계하고, 그 중앙에 지름 3.75mm, 길이 13mm의 나사형 임프란트를 식립한 모형을 설계한 후 세 가지 음식물의 저작압에 해당하는 하중조건 하에서 실험하였다.

임프란트의 설계를 위해서 Nobel Biocare사의 Brånemark MkII 임프란트를 Digital calipers (Mitutoyo Co., Japan)로 실측하고, 평행촬영법으로 치근단방사선 필름을 이용해 촬영한 필름을 영사기로 투사하여 각 수치간의 비율을 확인하였으며, 선학들의 연구자료를 참고하였다.^{22,23)}

상부구조물은 기성 지대주의 개재없이 임프란트와 직접 연결되는 것으로 가정하였고, 교합면은 소구치보다 약간 작도록 지름 5mm의 원형으로 고두경사가 없이 평평하게 설계하였으며^{15,24,25)}, 재료에 따라 임프란트와 골에 분포하는 응력에 큰 차이를 보이지 않는다는 선학들의 보고에 근거하여 통상적으로 구치부에 많이 사용되는 금합금으로 설정하였다.²⁶⁻²⁹⁾ 임프란트와 상부구조물은 완전히 고정되었다고 가정하였고, 지대주와 임프란트를 연결하는 나사와 나사구멍은 따로 설계하지 않았다.

골의 외형을 설계한 후 이 등³⁰⁾과 Carter 등³¹⁾이 피질골의 두께에 대하여 연구한 결과를 토대로 다음과

같이 4 종류의 골질로 구분하였으며, 골막, 치은 등 연조직과 하치조선경관은 설계에서 제외하였다 (Fig. 1).

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: 소성 해면골을 1mm 두께의 피질골이 둘러싸는 경우.

골의 중앙부위에 골 표면과 임프란트의 상면이 일치하도록 식립깊이를 설정하였고, 100% 골유착되었으며, 변연골의 소실은 전혀 없는 것으로 가정하였다.

이와 같이 설계한 모델을 임프란트의 중심축을 포함하여 협설방향, 근원심방향으로 절단하여 단면을 얻어낸 후, 음식물 분쇄에 필요한 저작압, 경도, texture 등을 포함한 선학들의 보고 자료를 토대로³²⁻³⁸⁾ 비프 스테이크(beef steak), 땅콩(peanut), 당근(carrot)의 분쇄력에 해당하는 25N, 52N, 66N을 보철물 교합면의 수직방향과, 전두면에서 볼 때 하악체의 경사도를 고려하여 협측 15°방향에서 부여하여, 다음과 같이 6 가지 종류의 하중레로 구분하였다 (Fig. 2).

하중레

- Load case 1: 25N의 수직압을 가한 경우.
- Load case 2: 52N의 수직압을 가한 경우.
- Load case 3: 66N의 수직압을 가한 경우.
- Load case 4: 25N의 협측 경사압(15°)을 가한 경우.
- Load case 5: 52N의 협측 경사압(15°)을 가한 경우.
- Load case 6: 66N의 협측 경사압(15°)을 가한 경우.

고정점은 협설단면의 경우 상면을 제외한 전체 피질골 외면에 설정하였고, 근원심단면의 경우 골 하연에 설정하였다.

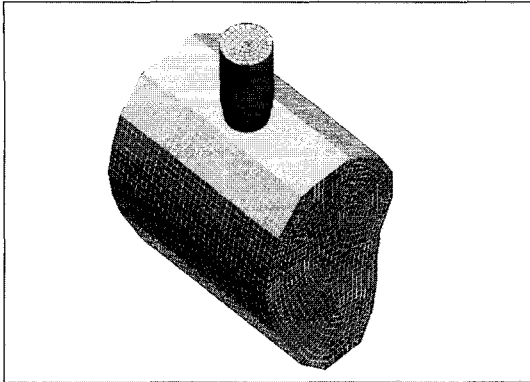


Fig. 1. 3-D model showing the implant installed in the bone (before section).

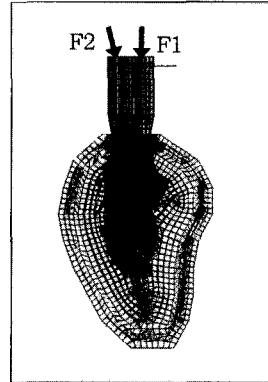


Fig. 2. Direction of loads.
* F1: Vertical load.

Table I. Young's modulus and Poisson's ratio of experimental models.

Material	Modulus of elasticity (GPa)	Poisson's ratio
Commercially pure titanium	115.00	0.35
Casting gold alloy	96.60	0.35
Cortical bone	14.80	0.30
Dense trabecular bone	1.85	0.30
Low-density trabecular bone	0.23	0.30

각각의 설계부위에 재료별로 물성치(Young's Modulus of Elasticity: E, Poisson's Ratio)를 대입하였다(Table I).^{39,40,41)} 각 단면은 4가지의 작은 요소들로 분할하였고, 선형(linear), 등방성(isotropic)인 것으로 가정하였다. 협설 단면은 5,850개의 요소와 5,905개의 절점을, 근원심단면은 5,950개의 요소와 6,017개의 절점을 포함하였다.

임프란트 주위골에 발생하는 응력 중 다축방향응력을 단축방향응력으로 간주하는 계산값을 얻어 종류별로 분석하지 않고 발생한 응력을 전반적으로 파악하여 상호 비교 목적으로 사용할 수 있는 von Mises 응력값을 계산하였으며⁴²⁾, 다음과 같이 협설단면, 근원심단면의 각각 8군데에서 그 값을 측정하여 비교하였다(Fig. 3).

협설단면

- Point 1: 임프란트 협측 상부에 인접한 변연골.
- Point 2: 임프란트 협측 collar 하부에 인접한 골.

- Point 3: 임프란트 협측 첫 번째 나사산에 인접한 골.
- Point 4: 임프란트 협측 근단부에 인접한 골.
- Point 5: 임프란트 설측 근단부에 인접한 골.
- Point 6: 임프란트 설측 첫 번째 나사산에 인접한 골.
- Point 7: 임프란트 설측 collar 하부에 인접한 골.
- Point 8: 임프란트 설측 상부에 인접한 변연골.

근원심 단면

- : 임프란트 중심축을 기준으로 좌우대칭이므로 근심과 원심을 따로 구분하지 않음.
- Point 1, 8 : 임프란트 근원심측 상부에 인접한 변연골.
 - Point 2, 7 : 임프란트 근원심측 collar 하부에 인접한 골.
 - Point 3, 6 : 임프란트 근원심측 첫 번째 나사산에 인접한 골.

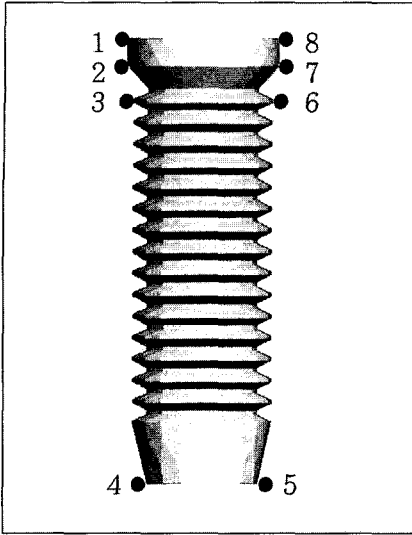


Fig. 3. Measuring points of von Mises stress around the implant.

- 1, 8 : Crestal bone near the top of implant.
- 2, 7 : Bone around the bottom of collar of implant.
- 3, 6 : Bone around the first thread of implant.
- 4, 5 : Bone around the bottom of implant.

- * 1, 2, 3, 4 : Buccal side in bucco-lingual section.
- * 5, 6, 7, 8 : Lingual side in bucco-lingual section.

- Point 4, 5 : 임플란트 근원심측 근단부에 인접한 골.

유한요소 분석을 위한 프로그램으로 Algor사의 Superdraw III version 12.00을 사용하였고, 운영체제로는 Windows98을 사용하였으며, 하드웨어는 Pentium III CPU를 내장한 IBM PC를 사용하였다.

III. 연구성적

1. 임플란트 교합면에 수직으로 저작압을 부여한 경우

- 1) 하중레 1 : 25N (beef steak 분쇄에 필요한 저작력)을 가한 경우. (Fig. 4, 10, 21, 27)

협설측 변연골에 발생하는 응력은 IV형 골에서 가장 컸고, III형, II형, I형 골의 순으로 작아졌으며, 협측과 설측의 값은 모든 경우의 골에서 비슷하게 나타났다. 근원심측 변연골에서의 응력값은 협설측에 비하여 작았으며, IV형 골에서 가장 크게 나타났고, 나머지 골들에서는 큰 차이를 보이지 않았다. 임플란트 첫 번째 나사산 주위골에서의 응력값은 II형 골에서 가장 컸으며, 임플란트 근단부에서는 골질에 따른 차이가 거의 없었다. I형 골의 경우 측정점의 위치변화에 따른 응력 분포의 변화가 비교적 완만하게 나타났으며, IV형 골에서 변화폭이 가장 컸다.

- 2) 하중레 2 : 52N (peanut 분쇄에 필요한 저작력)을 가한 경우. (Fig. 5, 11, 22, 28)

응력이 분포하는 양상은 전반적으로 beef steak 분쇄에 필요한 저작력을 가한 경우와 비슷했고, 응력값은 모든 측정점에서 저작력이 증가한 정도에 비례하여 증가하였다.

- 3) 하중레 3 : 66N (carrot 분쇄에 필요한 저작력)을 가한 경우. (Fig. 6, 12, 23, 29)

응력이 분포하는 양상은 전반적으로 기타 음식물 분쇄에 필요한 저작력에 해당하는 하중을 가한 경우와 비슷했고, 응력값은 모든 측정점에서 저작력이 증가하는 정도에 비례하여 증가하였다.

2. 임플란트 교합면에 협측 15도 방향에서 저작압을 부여한 경우

- 1) 하중레 4 : 25N (beef steak 분쇄에 필요한 저작력)을 가한 경우. (Fig. 7, 4)

협설측 변연골과 임플란트 collar 하부 주위골에서는 IV형 골에서의 응력이 다른 골질에서보다 1.5~2.0배 정도 큰 응력값을 보였으나 기타 측정점에서는 미미한 차이로 작은 응력값을 보였다.

모든 골질에서 설측 변연골에서 협측 변연골보다 큰 응력이 집중되는 양상을 보였으며, 그 차이

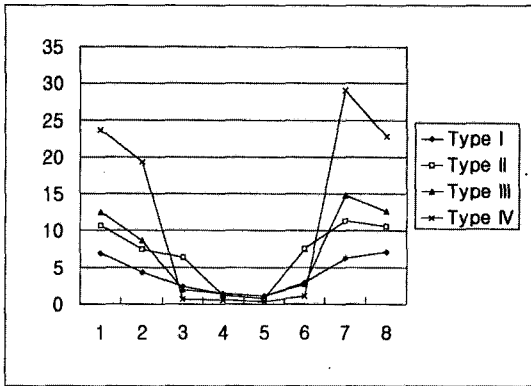


Fig. 4. von Mises stresses in load case 1. (bucco-lingual section)

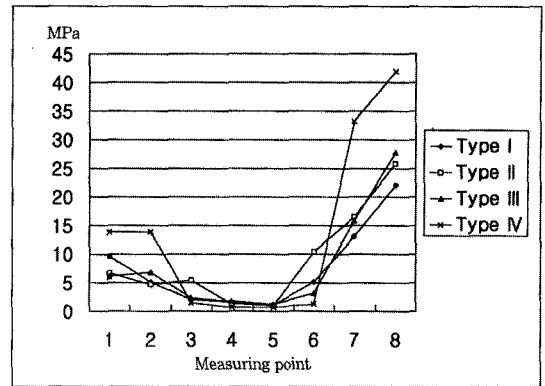


Fig. 7. von Mises stresses in load case 4. (bucco-lingual section)

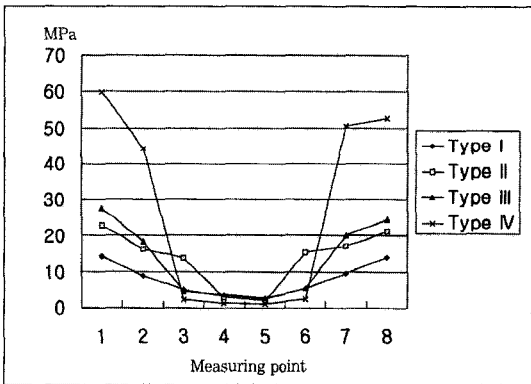


Fig. 5. von Mises stresses in load case 2. (bucco-lingual section)

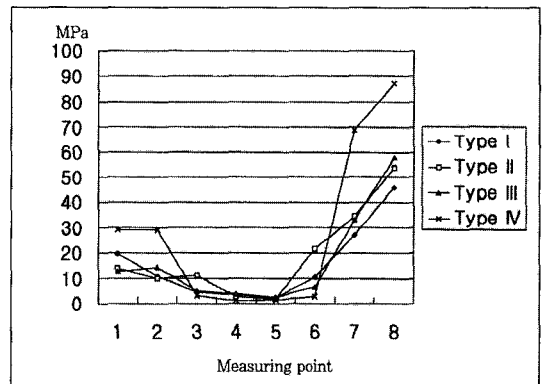


Fig. 8. von Mises stresses in load case 5. (bucco-lingual section)

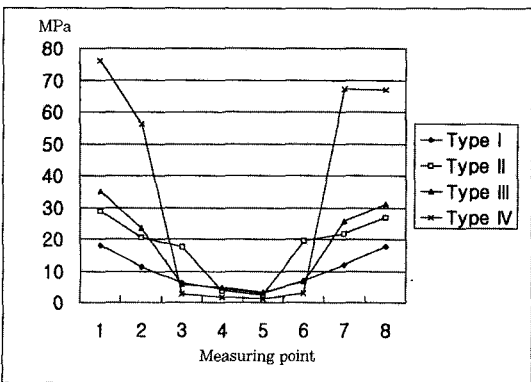


Fig. 6. von Mises stresses in load case 3. (bucco-lingual section)

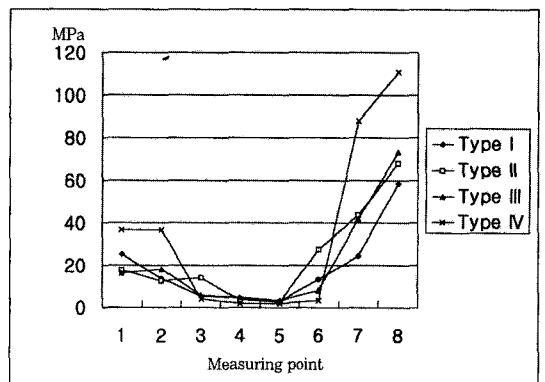


Fig. 9. von Mises stresses in load case 6. (bucco-lingual section)

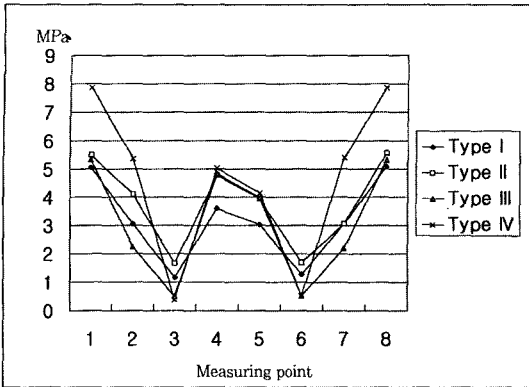


Fig. 10. von Mises stresses in load case 1. (mesio-distal section)

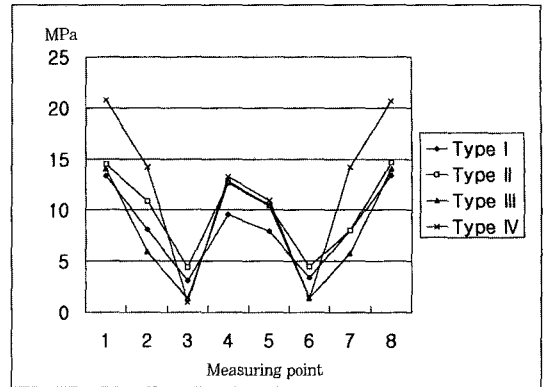


Fig. 12. von Mises stresses in load case 3. (mesio-distal section)

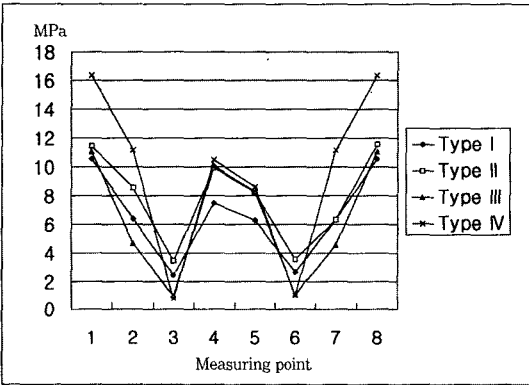


Fig. 11. von Mises stresses in load case 2. (mesio-distal section)

는 I, II, III형 골에서는 골질과 관계없이 거의 동일하였고, IV형 골에서는 기타 골질에서보다 약간 큰 차이를 나타냈다. II형 골과 III형 골은 협설측 변연골에서의 응력값이 두 골질간에 큰 차이를 보이지 않았다.

2) 하중레 5 : 52N (peanut 분쇄에 필요한 저작력)을 가한 경우. (Fig. 8, 25)

응력이 분포하는 양상은 전반적으로 beef steak 분쇄에 필요한 저작력에 해당하는 하중을 가한 경우와 비슷했고, 응력값은 모든 측정점에서 저작력이 증가한 정도에 비례하여 증가하였다.

3) 하중레 6 : 66N (carrot 분쇄에 필요한 저작력)을 가한 경우. (Fig. 9, 26)

응력이 분포하는 양상은 전반적으로 기타 음식물 분쇄에 필요한 저작력에 해당하는 하중을 가한 경우와 비슷했고, 응력값은 모든 측정점에서 저작력이 증가하는 정도에 비례하여 증가하였다.

3. 각 측정점에서 하중조건에 따른 응력의 비교 (Fig. 13-20)

협측 변연골과 임플란트 collar 하부 주위골에서는 I형 골을 제외한 나머지 골에서 수직압을 받은 경우에서 경사압을 받은 경우보다 더 큰 응력이 발생하였고, 그 차이는 IV형 골에서 가장 컸다.

설측 변연골과 임플란트 collar 하부 주위골에서는 모든 골질에서 경사압을 받은 경우 수직압을 받은 경우보다 응력이 크게 발생했으며, 그 차이는 저작압의 크기와 비례하였다.

임플란트의 첫 번째 나사산의 협설측 주위골에서는 하중의 방향과 관계 없이 II형 골에서의 응력이 가장 컸으며, 협측에서는 모든 골질에서 수직하중 하에서와 협측 경사하중 하에서의 응력의 차이가 크지 않은 반면, 설측에서는 협측 경사하중 하에서 더 큰 응력이 발생하였다.

임플란트 근단부의 골에서는 응력의 분포가 하중의 방향에 따라 달라지지 않았고, I형, II형, III형 골에서 근단부 협설측 주위골의 응력값이 골질간에 차이를 보이지 않은 반면, IV형 골에서의 응력은 기

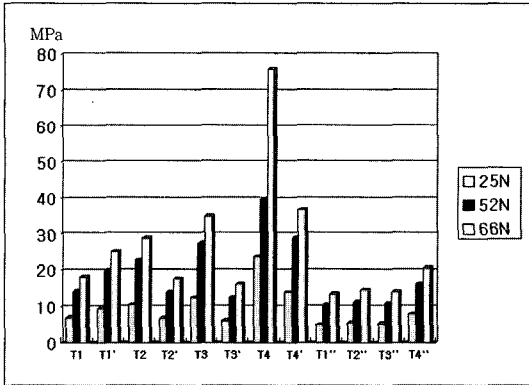


Fig. 13. von Mises stresses at point 1.

* T#: Type of bone

* ' : Buccal oblique load (15°)

* '' : under vertical load in Mesio-Distal section
 (* These abbreviations are identical to the following ones.)

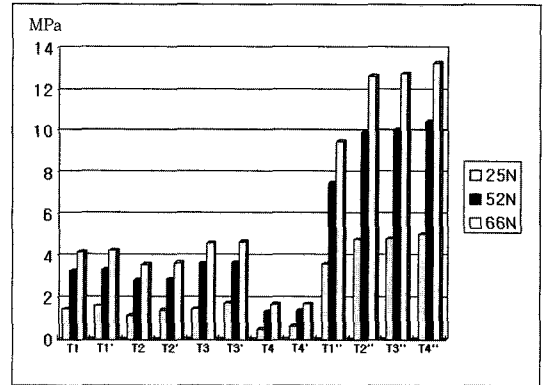


Fig. 16. von Mises stresses at point 4.

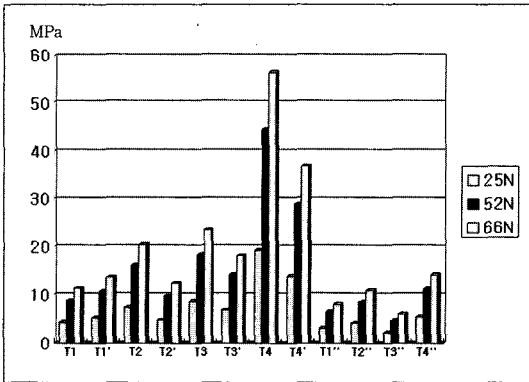


Fig. 14. von Mises stresses at point 2.

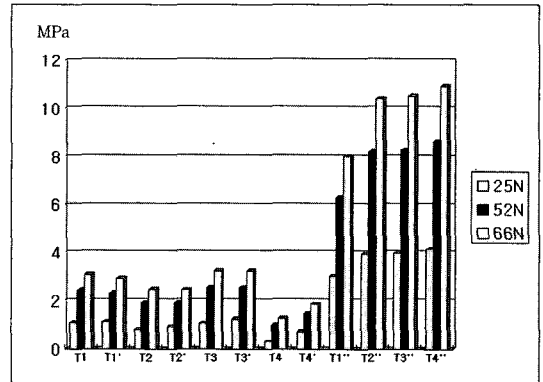


Fig. 17. von Mises stresses at point 5.

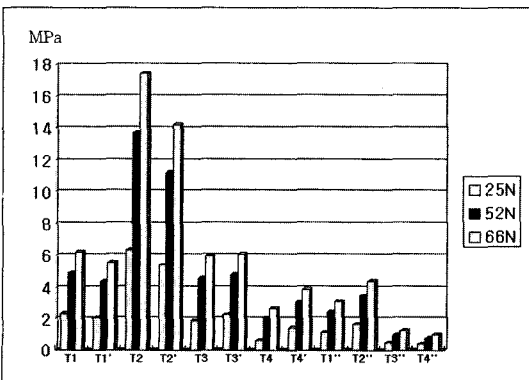


Fig. 15. von Mises stresses at point 3.

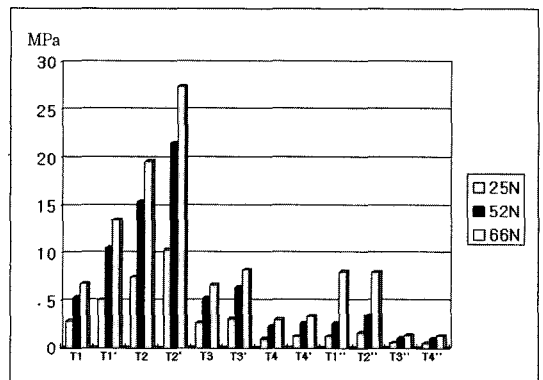


Fig. 18. von Mises stresses at point 6.

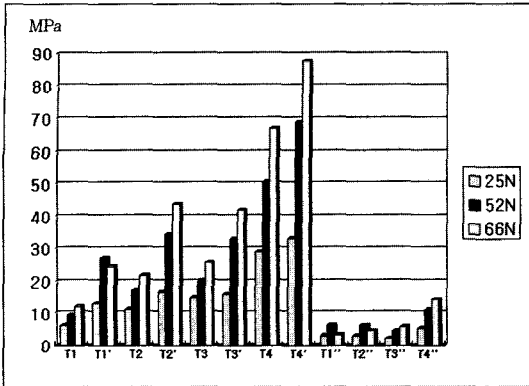


Fig. 19. von Mises stresses at point 7.

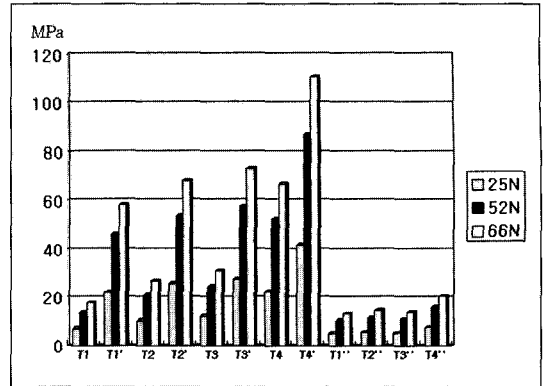


Fig. 20. von Mises stresses at point 8.

타 골질의 1/2정도로 발생하였다. 근단부 근원심측 주위골에서는 I형 골에서 응력이 가장 적게 발생하였다.

IV. 총괄 및 고안

임프란트가 치아 결손부의 치료방법으로 소개된 이래 실패의 원인에 대한 연구가 활발히 진행되어 왔고, 이 중 임프란트에 가해지는 부하에 의해 골에 발생하는 비정상적 응력이 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.

골의 상태 및 구조의 중요성에 대하여 보고한 다수의 연구에 의하면 골질이 양호하면 임프란트의 안정성이 좋고, 피질골이 얇으면서 해면골의 강도가 불량하고 밀도가 낮으면 임프란트가 불안정해진다고 하였다.⁴⁶⁾ 또한 임프란트에 가해지는 응력은 주로 상부치밀골에 집중되며 해면골에서는 거의 응력 집중이 없고, 악골의 밀도가 응력에 영향을 미친다는 사실이 밝혀진 바 있다.^{39,43,44)} 이러한 사실은 Lekholm과 Zarb가 제시한 골질의 분류기준에 따른 IV형 골에서의 임상적 성공률이 저조하다는 연구 결과를 뒷받침한다고 할 수 있다. 반면 Friberg 등⁹⁾과 Truhlar 등⁴⁵⁾이 I형 골에서 가장 높은 실패율을 보인다고 보고한 경우도 있으므로 응력 이외에 다른 원인들을 완전히 배제할 수는 없을 것이다.

현재까지의 연구들은 골질에 따른 실패율^{6-12,45)}과

골내부에 발생하는 응력의 중요성에 대하여만 언급했을 뿐^{22,24,27-29,46,47)} 골질간의 응력의 차이에 대해서는 그 자료가 미미한 실정이었다.⁴⁴⁾ 골질을 분류할 만한 기준에 대하여 몇 가지 보고가 있었지만^{11,48-51)} 객관성이 결여되었고, 그나마 많이 쓰이는 분류법도 실제적으로 응력 분포와 밀접한 관련이 있는 피질골의 정확한 두께와 해면골의 물리적 특성의 차이에 대한 언급이 없었다. Holmes 등³⁹⁾이 피질골의 두께를 1.5mm, 0.75mm로 나누어 유한요소분석법을 이용하여 골질에 따른 응력과 변위를 측정할 바 있지만, 이 값은 실제 평균적인 하악 구치부 치밀골의 두께보다는 얇고, 하악골의 협설 단면을 좌우대칭으로 단순화시켰으며, 실제보다 계측한 골의 크기가 작았기 때문에 실제 골에서 발생하는 응력과는 차이가 있을 가능성이 있다. 본 연구에서는 이러한 문제점들을 고려하여 이 등³⁰⁾과 Carter 등³¹⁾의 연구에서 보고한 자료를 근거로 하여 피질골의 두께를 1mm, 2mm로 나누었고, 하악골의 협설 단면은 환자의 CT를 계측하여 실제와 가깝도록 하였다. 해면골의 탄성계수는 선학들이 보고한 바 있지만, 본 연구에서는 치밀한 해면골과 소성 해면골을 분류하기 위하여 인간의 장골에 대한 연구에서 이끌어 낸 '응력-변위 자료'로부터 해면골의 탄성계수를 구할 수 있도록 Carter 등⁴¹⁾이 유도한 공식을 사용한 Holmes 등³⁹⁾의 연구자료를 인용하였다. 이 연구에서 밀집성 해면골의 탄성계수는 치밀골의 1/8이며, 소성 해면골의 탄성계수는 밀집성 해면골의 1/8이었다.

골내 응력에 영향을 미치는 요소 중 하나가 하중이라고 할 수 있다. 구치부에서 평균 저작력은 8-

50N이라고 보고된 바 있으며, 대합되는 치아 사이에 bite fork를 위치시킨 상태에서 측정된 최대 교합력은 정상치의 거의 10배에 이른다.¹⁷⁾ 그러나, 임프란트 보철물에 가해지는 교합력 또는 저작력의 크기는 학자간에 의견차이가 있고, 실험방법이나 기구, 실험에 사용한 음식물의 성상 등에 따라 다양하기 때문에 특정 수치를 일반화시키는데 문제가 있을 수 있으므로, 유한요소 분석법을 이용하여 임프란트나 골에 미치는 응력을 측정하는 연구에서 각기 다양한 크기의 교합력을 부여하여 왔다.^{22,24,26-29,39,43,46,47)}

음식물의 성상과 관련된 실험에서 자주 사용되는 음식물 중 육류, 야채류, 과일류를 대표하는 음식이 쇠고기(beef steak), 당근(carrot), 땅콩(peanut)이다. 이 등²⁴⁾은 실제 두개골에 strain gauge를 연결한 후 구치부 사이에 음식물을 넣고 분쇄하는데 필요한 힘을 측정한 결과, 쇠고기가 3.2kg, 당근이 1.6kg, 땅콩이 0.4kg 이라고 하였고, Richter 등¹⁷⁾은 당근분쇄에 필요한 저작력이 65.7N이라 하였으며, Slagter 등³⁵⁾은 당근과 땅콩분쇄에 필요한 저작력을 각각 37.6N, 47.7N이라고 하였다. 이들 외에도 많은 보고가 있었지만³⁶⁻³⁸⁾ 실험에 사용한 기구, 실험 방법, 측정 방법, 음식물의 크기, 모양, 성상 등에 차이가 있기 때문에 객관성이 결여되었다. 본 연구에서는 분석을 위하여 설계한 임프란트의 상부구조물의 크기 및 형태와 유사한 기구로 실험한 Wang 등³³⁾의 연구 결과를 인용하여, 쇠고기 (beef steak)의 초기 분쇄력인 25N, 땅콩(half peanut)의 최대 분쇄력인 52N, 당근(carrot)의 최대 분쇄력인 66N을 교합면의 각 절점에 분할하여 부여하였다. 음식물이 없는 상태에서 이를 악물 때의 최대교합력은 부기능이 있는 환자를 제외하고는 실생활에서 일어나는 경우가 드물며, Richter 등¹⁷⁾의 연구 결과 이를 악물때의 교합력이 딱딱한 음식물의 저작력과 큰 차이가 없고, 부분 무치악의 경우 임프란트 보철물의 교합은 인접 자연치의 치근막에 의한 완충작용을 고려하여 '임프란트 보호 교합이론'¹⁸⁾에 의해 대합치와 약간 이개시키는 것이 상례이므로 실험에서 고려하지 않았다. 또한 음식물의 두께는 하악 운동과 경도의 인식에 영향을 주지만³⁷⁾ 본 실험에 큰 영향을 미치지 않으리라 예상하여 평상시 섭취하는 두께로 실험한 자료를 인용하였다.⁴⁾

모든 하중레에서 변연골에 생기는 응력이 IV형 골

에서 가장 높은 것은 Holmes 등³⁹⁾의 연구 결과와 동일하였다. 응력의 절대적인 수치에는 차이가 있었는데, 이는 설계한 모형이 다르고 고정점의 위치에 차이가 있기 때문일 것이다. Ichikawa 등⁴⁴⁾은 치밀골을 대신한 레진 모형과 해면골을 대신한 hybrid 모형을 이용한 실험에서 레진모형보다는 hybrid 모형에서 응력이 더 분산되었고, 이는 치밀골의 특정 부분에 응력이 집중되는 것을 시사한다고 하였다. 응력의 분포 위치에 대하여 Cliff 등⁵²⁾은 측방력을 받을 때 임프란트 경부 주위골에 높은 응력이 생기고, 경부 주위의 탄성계수가 1/16로 줄면 응력이 반으로 줄어든다고 보고하였다.

Trisi 등⁴⁰⁾은 drilling시 저항감을 기준으로 골질을 4 가지로 나눈 후 조직 형태학적 밀도를 측정해 본 결과, I형 골이 IV형 골보다 매우 높은 반면 II형 골과 III형 골은 그 중간값으로 서로 비슷하다는 결과를 얻었는데, 이는 본 연구에서 얻어낸 골질에 따른 응력 분포 결과와 상통한다. IV형 골에서의 높은 실패율이 상대적으로 큰 응력 때문이라고 본다면, I형 골에서 실패율이 높은 경우는 높은 밀도에 의한 저항감 때문에 drilling 시 열이 과다하게 발생하기 때문이라고 예측할 수 있다.^{9,45)} 피질골의 두께는 다르지만 해면골의 탄성계수를 동일하게 설정한 II형 골과 III형 골에서 drilling시 저항감이 비슷하고⁴⁰⁾ 성공률에 큰 차이가 없는 것은⁶⁾ 해면골이 drilling시 저항감과 변연골에서의 응력에 영향을 미치지 때문일 것이라고 유추해 볼 수 있다.

모든 골질에서 변연골 부위의 응력값이 가장 큰 이유는 두 가지로 생각해 볼 수 있다. 첫째, 표면만 감싸고 있는 치밀골의 밀도가 높아서 해면골에서의 미세한 지렛대 운동의 중심이 되기 때문이고, 둘째 건강한 자연치는 측방압을 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 분산효과도 적기 때문일 것이다.^{53,54,55)}

임프란트 식립 후 변연골의 흡수 정도에 따른 성공기준이 발표된 이래 임프란트 경부에서 연마된 부분의 폭, 가해지는 응력, 미생물에 의한 임프란트 주위염, 수술시 외상 등이 그 원인으로 제시되었고, 성공적인 나사형 임프란트의 경우 대부분 첫 번째 나사부위에 이르면 골흡수가 멈춘다고 보고되어 왔

다.^{56,61)} Adell⁵⁾과 Brånemark 등⁶²⁾은 정상적으로 골유착된 임플란트에서 나사 주위에 수평방향으로 골소주가 생성되며, Albrektsson 등⁶³⁾은 나사산 쪽에서 수평적인 골의 증판화가 시작되어 나사 구조가 골에 발생하는 응력을 분산하는 효과가 있다고 하였다. 실제로 본 연구의 모든 증례에서 첫 번째 나사산 주위의 응력이 변연골 부위보다 확연히 낮아졌고, 근단부까지 큰 차이 없이 비슷함을 알 수 있었다.

하악체의 협설경사를 고려하여 설측으로 기울여 하악 구치부 임플란트를 식립한 경우 협측 경사압을 많이 받게 된다. 본 연구의 결과로 볼 때 설측에 가해지는 응력을 줄이는 방향으로 교합면의 형태를 부여하여 하중의 방향을 임플란트 장축 방향으로 유도해야 하며 술전 평가시 설측 피질골을 좀 더 유심히 살펴야 할 필요가 있음을 알 수 있었으며, 이는 특히 IV형 골에서 그러하다. IV형 골은 피질골과 해면골의 물리적 특성의 차이가 커서 골 내부의 응력 차이가 기타 골보다 크므로 피질골에서의 초기 안정성이 보다 중요하리라 예상된다.

음식물에 따른 응력은 골질에 관계없이 저작압에 비례하여 증가하므로, 환자의 골질과 관계없이 경도가 높은 음식은 자제하도록 환자를 교육할 필요가 있다.

V. 결 론

골질을 4 종류로 분류한 후 나사형 임플란트를 중앙에 식립하고 완전히 골유착된 상황을 가정하여 유한요소 모형을 제작하였다. 다양한 골질과 저작압이 임플란트 주위골 내 응력에 미치는 영향을 분석하여 임플란트 실패율과 주위골의 응력 사이의 관계를 규명하고 환자의 골질과 식생활 습관에 따른 임플란트의 치료 결과를 예측해 보기 위해 임플란트 보철물의 교합면에 수직방향, 협측경사방향(15°)으로 소고기, 땅콩, 당근을 분쇄하는데 필요한 25N, 52N, 66N의 힘을 가했을 때 임플란트 주위골에 나타나는 von Mises 응력값을 구하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 임플란트 주위골에 발생하는 응력의 크기는 각 음식물의 저작압의 크기에 비례하여 변화하였다.
2. 변연골 부위와 나사산 부위를 비교해 볼 때 첫째 나사산 부위부터 응력값이 급격히 감소하였다.

3. 변연골에서의 응력의 크기는 모든 경우에서 IV형 골에서 가장 높았으며, 특히 수직압을 받은 경우 협설측 변연골에서는 다른 골질보다 2배 이상, 근원심측 변연골에서는 50% 정도 높은 응력값을 보였다.
4. 임플란트 근단부의 협설측 주위골에서는 IV형 골에서, 근원심측 주위골에서는 I형 골에서 다른 골질보다 낮은 응력값을 보였다.
5. 협측 경사압을 받은 경우 설측 변연골에서 협측 변연골보다 높은 응력값을 보였으며, 그 차이는 골질과 관계없이 거의 동일하였다.

참고문헌

1. Brånemark, P-I., Hansson, B.O., Adell, R., Breine, U., Lindström, J., Hallen, O.: Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Almquist and Wiksell International*, 1977.
2. Quirynen, M., Naert, I., van Steenberg, D.: Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res* 3:104,1992.
3. Quirynen, M., Naert, I., van Steenberg, D.: A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part I: periodontal aspects. *J Prosthet Dent* 68:655,1992.
4. Zarb, G.A., Schmitt, A.: Implant prosthodontic treatment options for the edentulous patient. *J Oral Rehabil* 2:661,1995.
5. Lekholm, U., Zarb, G.A., Brånemark, P-I., Albrektson, T.: Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. *Quintessence publishing*, 1985.
6. Jaffin, R.A., Berman, C.: The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 62:4,1991.
7. Bass, S.L., Triplett, R.G.: The effects of preoperative resorption and jaw anatomy

- on implant success. A report of 303 cases. Clin Oral Implants Res 2:193,1991.
8. Hutton, J.E., Heath, M.R., Chai, J.Y., Harnett, J., Jemt, T., Johns, R.B.: 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 10:33,1995.
 9. 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 6:142,1991.
 10. Higuchi, K.W., Folmer, T., Kultje, C.: Implant survival rates in partially edentulous patients: a 3-year prospective multicenter study. J Oral Maxillofac Surg 53:264,1995.
 11. 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 10:303,1995.
 12. 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 64:538,1993.
 13. Dario, L.J.: How occlusal forces change in implant patients. A clinical research report. JADA 126:1130,1995.
 14. Misch, C.E., Bidez, M.W.: Implant-Protected Occlusion: A Biomechanical Rationale. Compendium 15:1330,1994.
 15. Le Gall M.G., Lauret J.F., Saadoun A.P.: Mastication forces and implant-bearing surface. Pract Periodontics Aesthet Dent 6:37,1994.
 16. Weinberg, L.A.: Reduction of implant loading with therapeutic biomechanics. J Implant Dent 7:277,1998.
 17. Richter, E.J.: In vivo vertical forces on implants. Int J Oral Maxillofac Implants 10:99,1995.
 18. Misch, C.E., Bidez, M.W.: Implant-protected occlusion. Pract Periodontics Aesthet Dent 7:25,1995.
 19. 최수영, 이선형: 포스트 길이가 치근내 응력분산에 미치는 영향에 관한 삼차원 유한요소법적 연구. 서울치대논문, 1996.
 20. 임상전, 광병만, 이주성.: 유한요소법 입문. 동명사,1993.
 21. Burnet, D.S.: Finite element analysis. Addison wesley,1987.
 22. Rieger, M.R., Mayberry, M., Bross, M.O.: Finite element analysis of six endosseous implants. J Prosthet Dent 63:671,1990.
 23. 문병화, 양재호: 유한요소법을 이용한 치근형 임플란트의 응력분포에 관한 연구. 대한 치과이식학회지. 12(1):116,1993.
 24. Kaukinen, J.A., Edge, M.J., Lang, B.R.: The influence of occlusal design on simulated masticatory forces transferred to implant-retained prostheses and supporting bone. J Prosthet Dent 76:50, 1996.
 25. Weinberg, L.A.: Reduction of implant loading using a modified centric occlusal anatomy. Int J Prosthodont 11:55,1998.
 26. Sertgoz, A.: Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. Int J Prosthodont 10:19, 1997.
 27. Stegaroiu, R., Kusakari, H., Nishiyama, S., Miyakawa, O.: Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: A 3-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 13:781,1998.
 28. Cibirka, R.M., Razzoog, M.E., Lang, B.R., Stohler, C.S.: Determining the force

- absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *J Prosthet Dent* 67:361,1992.
29. Gracis, S.E., Nicholls, J.I., Chalupnik, J.D., Yuodelis, R.A.: Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *Int J Prosthodont* 4:282,1991.
 30. 이민재, 이춘근: 한국인 하악골의 치밀골에 관한 연구. *종합의학* 7:817,1964.
 31. Carter, T.B., Frost, D.E., Tucher, M.R., Juniga, J.R.: Cortical thickness in human mandibles: clinical relevance to the sagittal split ramus osteotomy. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 6:257,1991.
 32. Agrawal, K.R., Lucas, P.W., Prinz, J.F., Bruce, I.C.: Mechanical properties of foods responsible for resisting food breakdown in the human mouth. *Archs oral Biol* 42:1,1997.
 33. Wang, J.S., Stohler, C.S.: Textural properties of food used in studies of mastication. *J Dent Res* 69:1546,1990.
 34. 이영옥, 최경명, 김영수: 인공저작압에 관한 실험적 연구. *대한치과보철학회지* 9:63, 1969.
 35. Slagter, A.P., van der Glas, H.W., Bosman, F., Olthoff, L.W.: Force-deformation properties of artificial and natural foods for testing chewing efficiency. *J Prosthet Dent* 68:790,1992.
 36. Mioche, L., Peyron, M.A.: Bite force displaced during assessment of hardness in various texture contexts. *Archs oral Biol* 40:415,1995.
 37. Peyron, M.A., Maskawi, K., Woda, A., Tanguay, R., Lund, J.P.: Effects of food texture and sample thickness on mandibular movement and hardness assessment during biting in man. *J Dent Res* 76:789,1997.
 38. 이영화, 이관영, 이수래: Texturometer에 의한 성장별 식품군의 texture 특성. *한국식품과학회지* 6:42,1974.
 39. Holmes, D.C., Loftus, J.T.: Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implant. *J Oral Impl* 23:3,1997.
 40. Trisi, P., Rao, W.: Bone classification: Clinical-histomorphometric comparison. *Clin Oral Implants Res* 10:1,1999.
 41. Carter, D.R., Schwab, G.H., Spengler, D.M.: Tensile fracture of cancellous bone. *Acta orthop scand* 51:733,1980.
 42. 이양진, 양재호: 하악 임플란트 Bicortication의 응력분산효과에 관한 유한요소분석적 연구. *서울치대논문*, 1996.
 43. Stegaroiu, R., Sato, T., Kusakari, H.: Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13:82,1998.
 44. Ichigawa, T., Kanitani, H., Wigianto, R., Kawamoto, N., Matsumoto, N.: Influence of bone quality on the stress distribution: An in vitro experiment. *Clin Oral Implants Res* 8:18,1997.
 45. Truhlar, R.S., Morris, H.F., 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* 3:252,1994.
 46. Papavasiliou, G., Kamposiora, P., Bayne, S.C., Felton D.A.: 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* 76:633,1996.
 47. Kregzde, M.: A Method of selecting the best implant prosthesis design option using three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8:662,1993.
 48. Kalebo, P., Strid, K.G.: Bone mass determination from microradiographs by

- computer-assisted videodensitometry(2) Aluminum as a reference substance. *Acta Radiologica* 29:611,1988.
49. Mosheiff, R., Klein, B.Y., Leichter, I., Chaimsky, G., Nyska, A., Peyser, A., Segal, D.: Use of dual-energy X-ray absorptiometry(DEXA) to follow mineral content changes in small ceramics implants in rats. *Biomaterials* 13:462,1992.
50. Johansson, P., Strid, K-G.: Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9:279,1994.
51. Miyamoto, M., Ichigawa, T., Horiuchi, M., Okamoto, Y.: Pilot-hole preparation: Technical note presenting a new technique for proper implant positioning. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9:319,1994.
52. Clift, S.E., Fisher, J., Watson, C.J.: Finite element stress and strain analysis of the bone surrounding a dental implant: effect of variations in bone modulus. *Proc Inst Mech Eng(H)* 206:233,1992.
53. Muhlemann, H.R., Sabdir L.S., Rakeitshak, K.H.: Tooth mobility: Its cause and significance. *J Periodontol* 36:148,1965.
54. van Steenberg, D.: Tissue integration in oral and maxillofacial reconstruction. Elsevier,1986.
55. Parfitt, G.S.: Measurement of the physiologic mobility of individual teeth in an axial direction. *J Dent Res* 39:68,1960.
56. Haraldson, T.A.: A photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. *Scand J Plast Reconstr Surg* 14:209,1980.
57. Rieger, M.R., Fareed, K., Adams, W.K., Tanquist, R.A.: Bone stress distribution for three endosseous implants. *J Prosthet Dent* 61:223,1989.
58. Rieger, M.R., Mayberry, M., Brose, M.O.: Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent* 63:371,1990.
59. French, A.A., Bowles, C.Q., Parham, P.L., Eick, J.D., Killoy, W.J., Cobb, C.M.: Comparison of peri-implant stresses transmitted by four commercially available osseointegrated implants. *Int J Periodont Rest Dent* 9:221,1989.
60. Bergludh, T., Lindhe, J., Marinello, C., Ericsson, I., Liljenberg, B.: Soft tissue reaction to *de novo* plaque formation on implants and teeth. *Clin Oral Implants Res* 3:1,1992.
61. Lindhe, J., Bergludh, 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* 3:9,1992.
62. Brånemark, P-I., Hansson, B.O., Adell, R., Breine, U., Lindström, J., Hallen, O., Öhman, A.: Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg* 11:1, 1977.
63. Albrektsson, T., Jacobsson, M.: Bone-metal interface in osseointegration. *J Prosthet Dent* 57:597,1987.

Reprint request to:

Sun-Hyung Lee, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University
28-1, Yeongun-Dong, Chongno-Gu, Seoul, 110-749, Korea
cerasun@plaza.snu.ac.kr

사진부도 ①

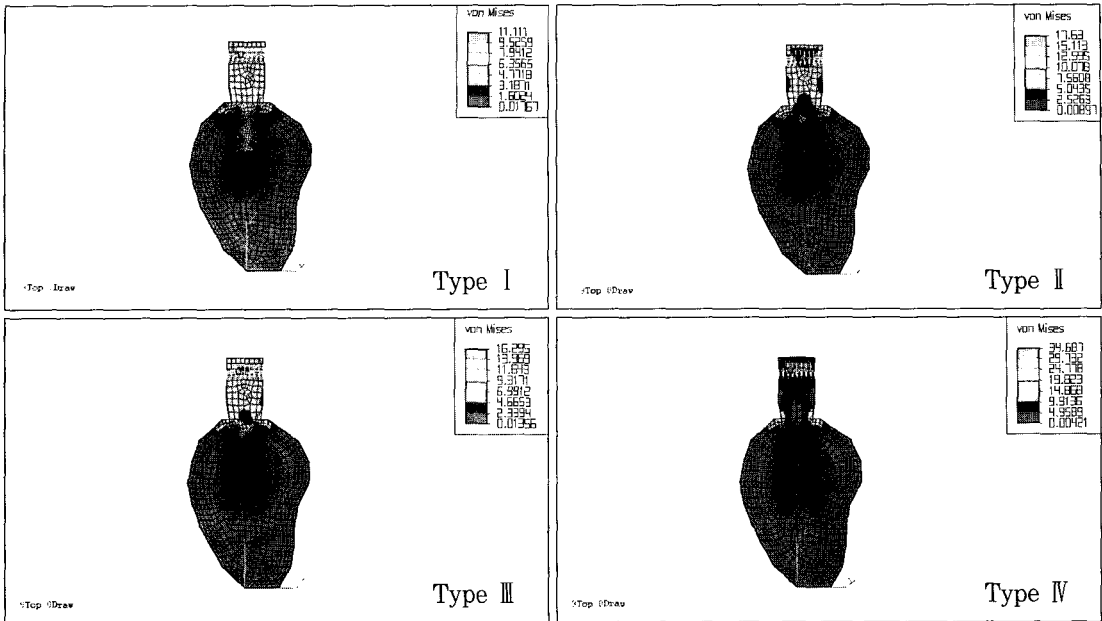


Fig. 21. von Mises stresses in load case 1. (bucco-lingual section)

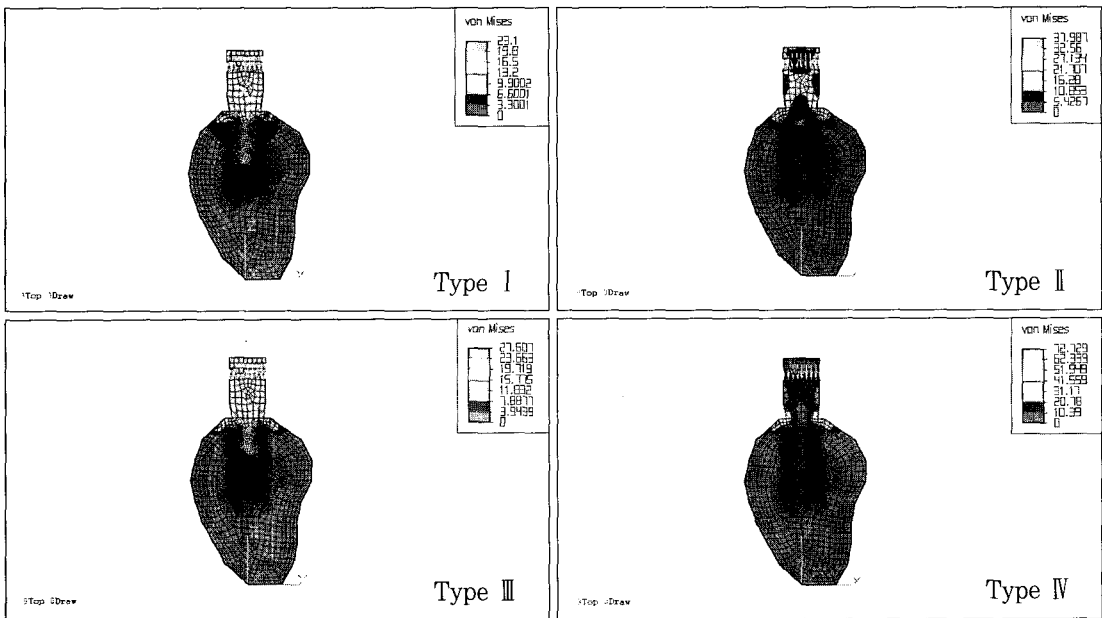


Fig. 22. von Mises stresses in load case 2. (bucco-lingual section)

사진부도 ②

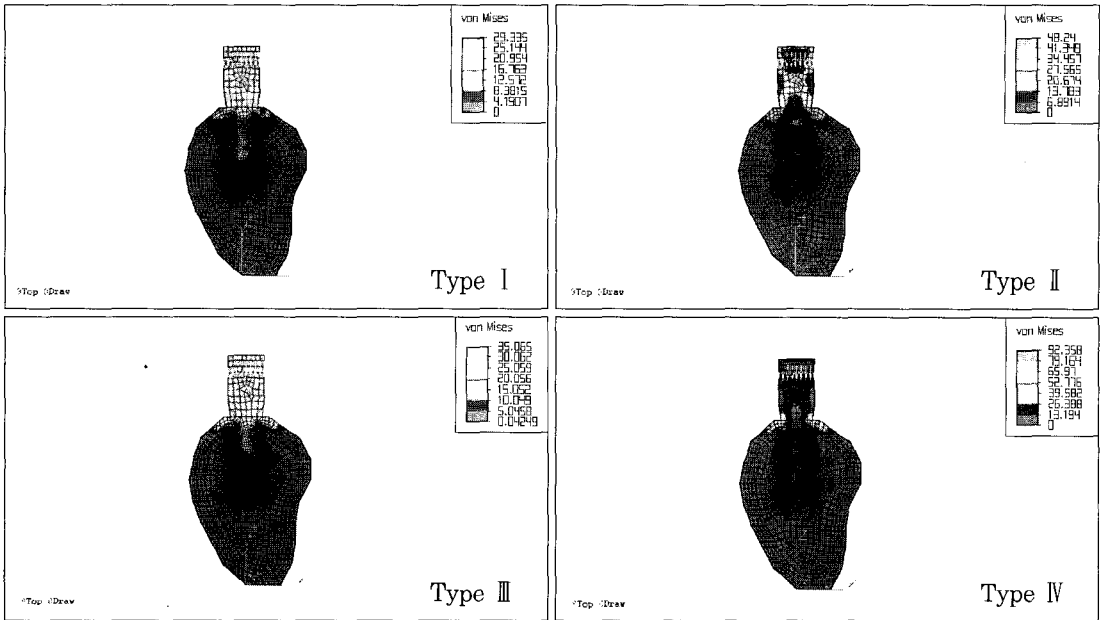


Fig. 23. von Mises stresses in load case 3. (bucco-lingual section)

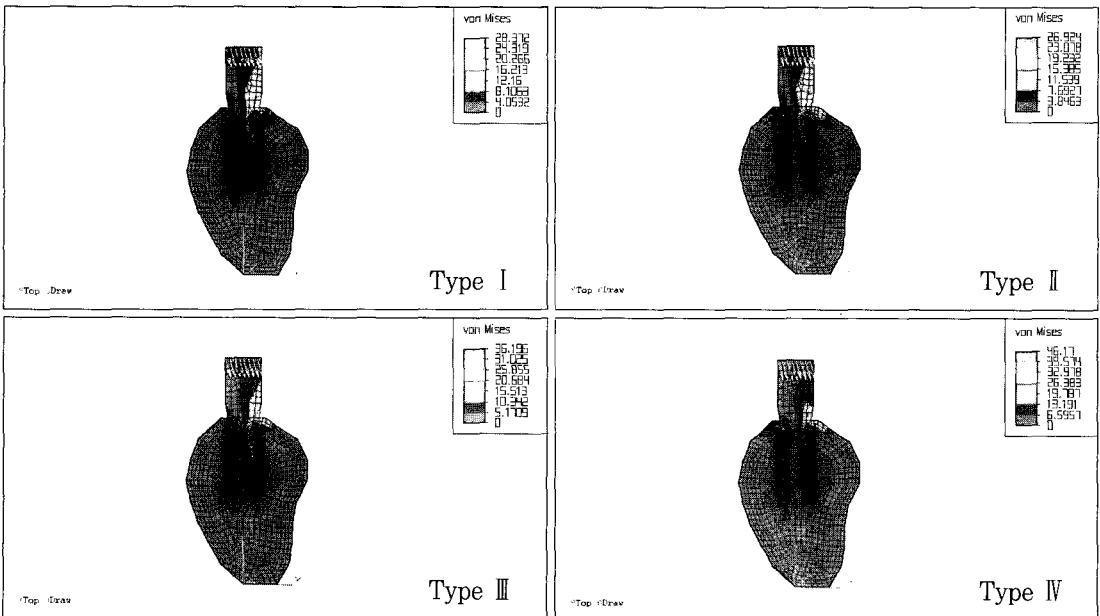


Fig. 24. von Mises stresses in load case 4. (bucco-lingual section)

사진부도 ③

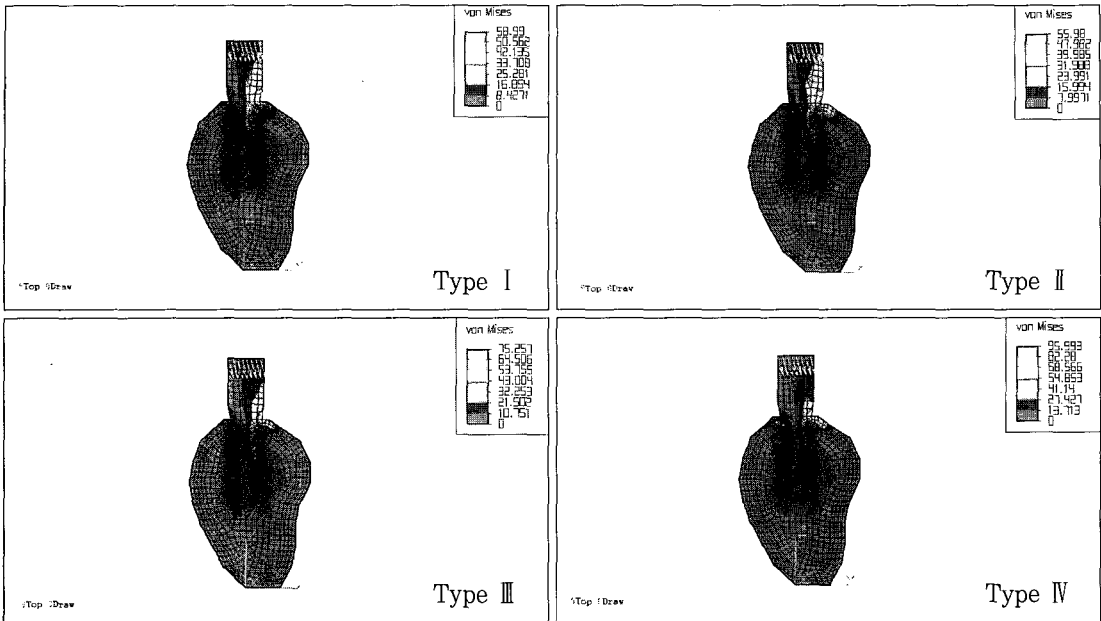


Fig. 25. von Mises stresses in load case 5. (bucco-lingual section)

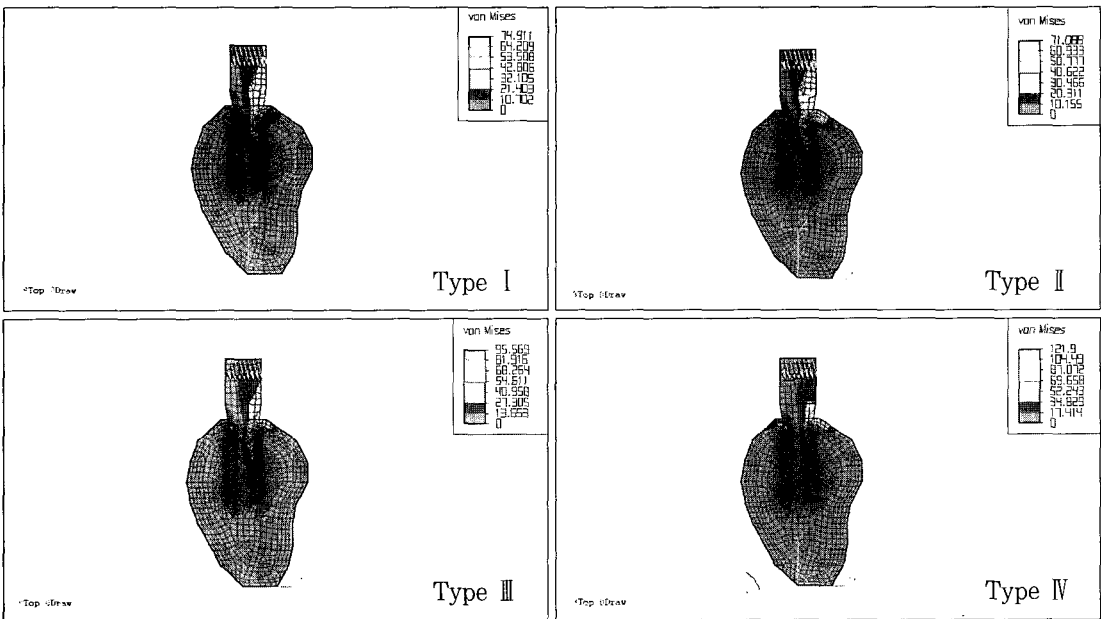


Fig. 26. von Mises stresses in load case 6. (bucco-lingual section)

사진부도 ④

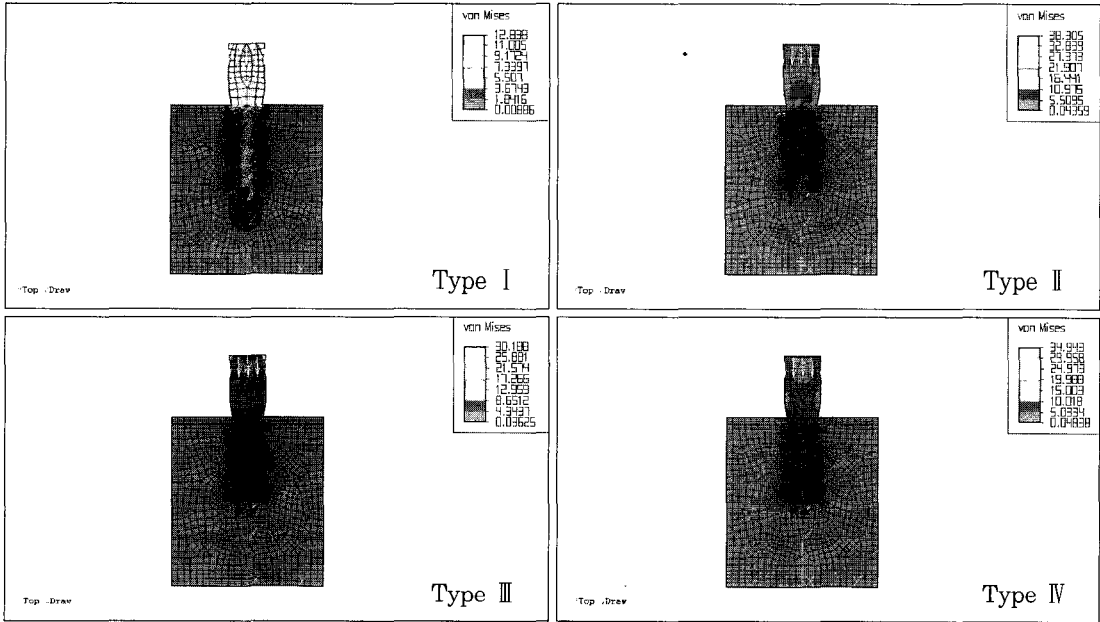


Fig. 27. von Mises stresses in load case 1. (mesio-distal section)

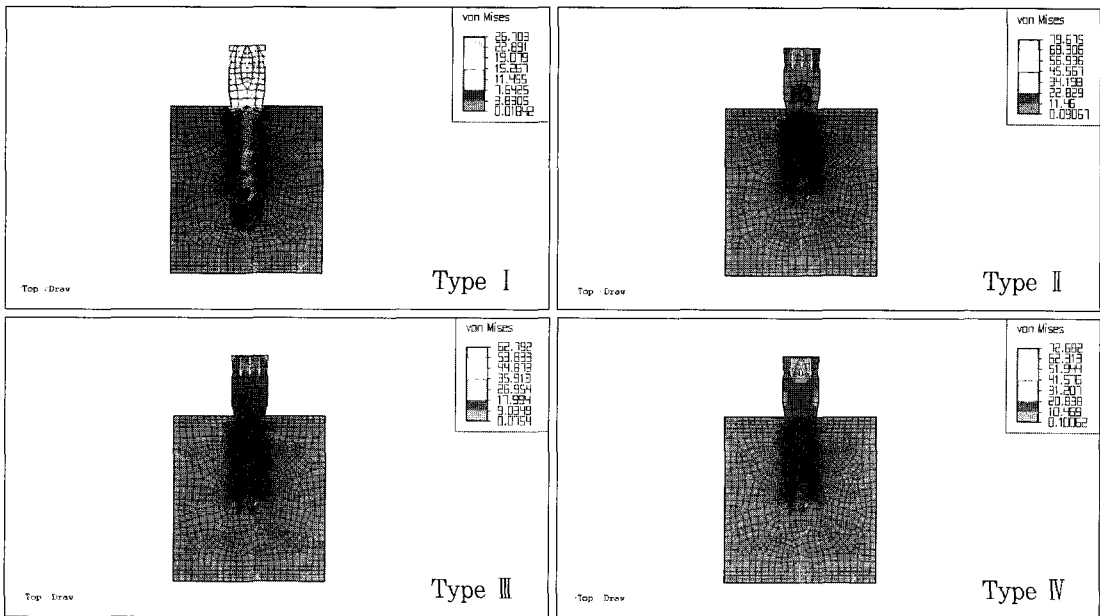


Fig. 28. von Mises stresses in load case 2. (mesio-distal section)

사진부도 ⑤

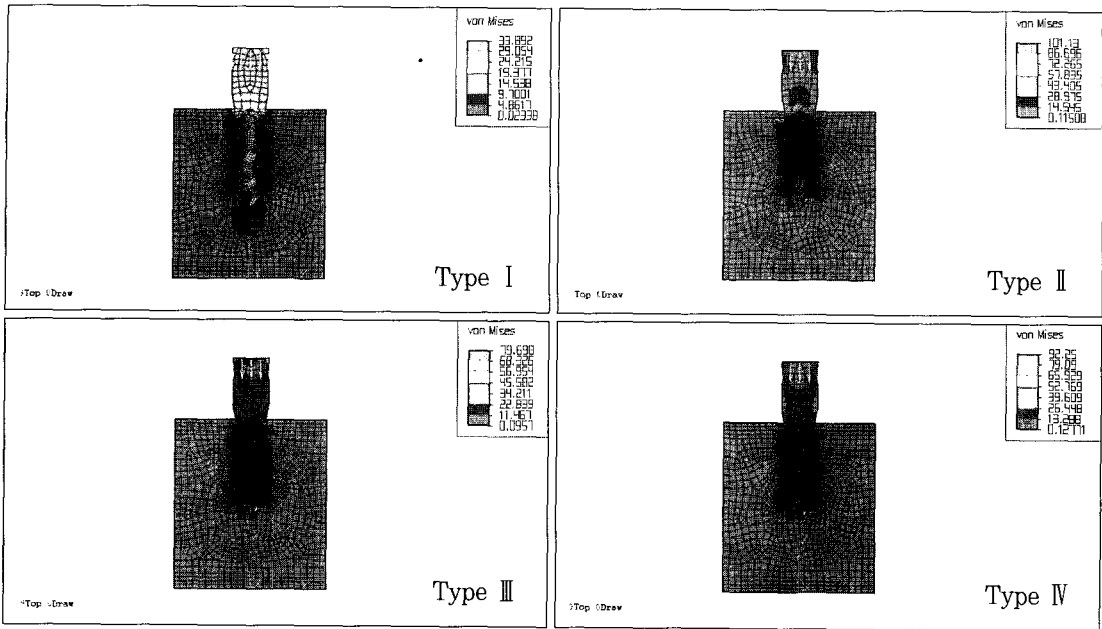


Fig. 29. von Mises stresses in load case 3. (mesio-distal section)

ABSTRACT

**AN ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTION AROUND
THE IMPLANT ACCORDING TO THE BONE QUALITY
AND BITE FORCE: FINITE ELEMENT METHOD**

Ki-Bong Hyun, D.D.S.*[†], Sun-Hyung Lee, D.D.S., M.S.D., Ph.D.* , Ik-Tae Chang, D.D.S., M.S.D., Ph.D.*
Jae-Ho Yang, D.D.S., M.S.D., Ph.D.* , Sang-Wan Shin, D.D.S., M.S.D., Ph.D.[†]

*Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University**
Major in Dentistry, Department of Medical Science, Graduate School, Korea University[†]

Since the early study about the osseointegration, lots of researches have been performed to increase the success rate and the stress around the implant in the jaw bone has been considered as one of the causes of failure.

The purpose of this study was to examine the relationship between the implant failure and the stress by analysing the influence of different bone quality and bite force of some foods on the stress distribution around the implant, and to estimate the treatment result according to the bone quality and dietary pattern of patients.

Bone quality was divided into 4 groups and models were drawn with the assumption that thread type implant(Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden) of 3.75mm diameter, 13mm length was installed to the bones. Various bite forces were applied to the occlusal surface of superstructure and the stress distributed around the implant were analysed with finite element analysis program.

The results were as follows:

1. The stress was changed proportionally to the bite forces of foods at all measuring points in all load cases.
2. The stress at the marginal bone was higher than that of the other measuring points in all load cases, and it was decreased at the first thread area.
3. The stress at the marginal bone was highest in type IV bone in all load cases. Especially it was twice those of other bone types at the bucco-lingual marginal bone and 50% higher at the mesio-distal marginal bone.
4. The stress at the bucco-lingual sides of the bone around the apical portions of implant showed little differences among the bone types, while type IV bone showed lower stress concentration than the other bone types in the mesio-distal sides.
5. Under the buccal oblique load (15°), the stress at the lingual marginal bone was higher than that of buccal marginal bone, and the difference between the two points was almost same regardless of bone types.

Key words : Implant, Bone quality, Bite force, Finite element, Stress