2007년 8월

박사학위논문

치조골 밀도가 다른 조건 하에서 임플란트 bar attachment와 지지조직의 유한요소 응력 분석

The finite element stress analysis of the implant bar attachment and supporting structure according to the density of alveolar bone

> 조선대학교 대학원 치의 학 과 이 승 훈

치조골 밀도가 다른 조건 하에서 임플란트 bar attachment와 지지조직의 유한요소 응력 분석

The finite element stress analysis of the implant bar attachment and supporting structure according to the density of alveolar bone

2007년 8월 일

조선대학교 대학원 치 의 학 과 이 승 훈

치조골 밀도가 다른 조건 하에서 임플란트 bar attachment와 지지조직의 유한요소 응력 분석

지도교수 강동완

이 논문을 치의학 박사학위신청 논문으로 제출함. 2007년 6월 일

조선대학교 대학원

치의학과

이 승 훈

이승훈의 박사학위논문을 인준함.

위역	원장	전남대학교	교수	양홍서	인
위	원	조선대학교	교수	정해만	인
위	원	조선대학교	교수	김재덕	인
위	원	조선대학교	교수	고영무	인
위	원	조선대학교	교수	강동완	인

2007년 6월 일

조선대학교 대학원

목 차

영 문 초 록	V
Ⅰ.서 론	1
Ⅱ. 연구재료 및 방법	4
Ⅲ. 연구성적	9
Ⅳ. 총괄 및 고안	22
V.결 론	26
참 고 문 헌	27

표 목 차

Table 1. Material properties used in this study
Table 2. Comparison of Von-Mises Stress (MPa) of E1 and E2 at each point
[Case 1]12
Table 3. Comparison of Displacement (mm) of E1 and E2 at each point [Case
1]
Table 4. Comparison of Von-Mises Stress (MPa) of E1 and E2 at each point
[Case 2]
Table 5. Comparison of Displacement (mm) of E1 and E2 at each point [Case
2]
Table 6. Comparison of Von-Mises Stress (MPa) of E1 and E2 at each point
[Case 3]
Table 7. Comparison of Displacement (mm) of E1 and E2 at each point [Case
3]13
Table 8. Comparison of Von-Mises Stress (MPa) of E1 and E2 at each point
[Case 4]
Table 9. Comparison of Displacement (mm) of E1 and E2 at each point [Case
4]13
Table 10. Comparison of Max. Stress and Displacement (mm) of each case 25

도 목 차

Fig. 1. Model of bar attachment and implant fixture4
Fig. 2. Model of FEM5
Fig. 3. Schematic drawing showing applied loading direction and Boundary
condition7
Fig. 4. Measurement points of principal stress8
Fig. 5. Stress distributions for E1, Case 1
Fig. 6. Stress curves for E1, Case 1
Fig. 7. Stress distributions for E2, Case 1
Fig. 8. Stress curves for E2, Case 1
Fig. 9. Displacement distributions for E1, Case 1
Fig. 10. Displacement curves for E1, Case 1
Fig. 11. Displacement distributions for E2, Case 1
Fig. 12. Displacement curves for E2, Case 1
Fig. 13. Stress distributions for E1, Case 2
Fig. 14. Stress curves for E1, Case 2
Fig. 15. Stress distributions for E2, Case 2
Fig. 16. Stress curves for E2, Case 2
Fig. 17. Displacement distributions for E1, Case 2
Fig. 18. Displacement curves for E1, Case 217
Fig. 19. Displacement distributions for E2, Case 2
Fig. 20. Displacement curves for E2, Case 2
Fig. 21. Stress distributions for E1, Case 3
Fig. 22. Stress curves for E1, Case 3

Fig.	23.	Stress distributions for E2, Case 3
Fig.	24.	Stress curves for E2, Case 3
Fig.	25.	Displacement distributions for E1, Case 319
Fig.	26.	Displacement curves for E1, Case 3
Fig.	27.	Displacement distributions for E2, Case 319
Fig.	28.	Displacement curves for E2, Case 319
Fig.	29.	Stress distributions for E1, Case 420
Fig.	30.	Stress curves for E1, Case 420
Fig.	31.	Stress distributions for E2, Case 420
Fig.	32.	Stress curves for E2, Case 420
Fig.	33.	Displacement distributions for E1, Case 421
Fig.	34.	Displacement curves for E1, Case 421
Fig.	35.	Displacement distributions for E2, Case 421
Fig.	36.	Displacement curves for E2, Case 421

Abstract

The finite element stress analysis of the implant bar attachment and supporting structure according to the density of alveolar bone

Lee, Sheung-Hoon, D.D.S., M.S.D., Advisor: Prof. Kang, Dong-Wan, D.D.S., M.S.D., Ph.D. Graduate school, Chosun University

The implantation considering the biomechanic analysis on the bone density is required for implant-supported overdenture. The osseointegrated implant under the excessive high stresses cause the implant fixture fracture, superstructure fracture, screw loosening, and pathologic alveolar bone resorption, because the stresses from occlusal loading don't reduce in PDL such as natural tooth, but transfer directly at the surrounding bone. Therefore, the biomechanic analysis on the stress distribution in the bone density and variable loading option must contribute significantly for successful design for overdenture.

In our study, the cancellous bone density of alveolar ridge supporting implant fixture was classified into 2 types, and the perfect osseointegration was supposed. The cases of load applying to the implant fixture was set as the vertical and oblique directions, and the portions where load were applied were the center of bar and 4.8mm left from the center. Then the finite element model which was composed of new bar attachment of the implant was prepared, and the finite element analysis of the stress and displacement was calculated. The conclusions were as follows;

- v -

1. In comparison with stress and displacement distribution between models with differential cancellous bone density, it tends to be generally similar, and the stress in the cortical bone was increased and the stress in the cancellous bone was decreased in proportion to increased bone density. And the displacement of the cortical bone, the cancellous bone and the all model was increased in proportion to decreased cancellous bone density.

2. As analyzing the stress according to loading direction, more stressful aspect is shown according to oblique direction than to vertical direction.

3. In comparison with asymmetrical loading, the stress tends to be generally distributed to compact bone and cancellous bone during loading on the center of the bar. This shows the same results without any accordance with bone quality.

4. The stress was concentrated on the coronal portion of implant and implant-alveolar interface.

I. 서 론

완전 무치악 환자들은 통상적인 총의치 치료를 통해 심미성을 회복하고, 구강 악 능을 회복하였다. 하지만, 대부분의 완전 무치악 환자에서 잔존 치조제의 흡수가 심하여 통상적인 의치 장착만으로는 유지력과 안정성을 얻기 부족하였고 결국 만 족스러운 기능회복이 어려운 경우가 많았다^{1,2)}. 이를 해결하기 위한 방법으로 외과 적인 골이식술을 통한 치조제 증대술이나, 전정부 성형술과 같은 시도가 있었으 나,³⁾ 이 술식들은 기능회복에 한계성을 가지고 있으며 최근에 임플란트의 사용으로 성공적인 기능회복을 얻을 수 있게 되었다⁴⁻⁷⁾. 특히 잔존치조제의 흡수가 상대적으 로 빠르고 지지면적도 좁아서 의치의 유지력과 안정성 확보가 어려운 하악의 경우 에 더욱 그러하다^{4,7,8-11)}.

1965년 Bränemark¹²⁾에 의해 처음으로 임플란트의 골유착 개념이 소개된 후 임플 란트에 대한 관심과 임상적 사용이 계속적으로 증가되어 근래에는 단일치아 상실 의 수복에서부터 악안면 결손의 재건에 이르기까지 임상적 사용 범위는 광범위하 게 확대되고 있으며, 특히 완전 무치악 환자의 경우, 골유착성 임플란트를 이용한 가철성 overdenture와 고정성 fully bone anchored fixed bridge가 개발되어 구강기 능회복에 매우 성공적으로 사용되어지고 있다⁵⁻⁸⁾.

고정성 fully bone anchored fixed bridge는 총의치에 비해 저작기능은 현저히 개 선되고 구강내 이물감이나 착탈의 불편감을 줄일 수 있는 장점이 있지만, 임플란트 고정체를 식립할 충분한 치조골이 존재해야 하며 심미적인 단점 및 구강위생을 청 결히 유지하기 어려운 단점들이 있다. 이에 반해 임플란트에 의해 지지되는 overdenture 술식은 치료 비용이 감소되고, 상부 유지장치를 청결하게 유지할 수 있으며, 입술의 지지 정도를 조절할 수 있어 더욱 심미적이다. 또한 attachment를 이용하여 고정성 보철물과 유사한 의치의 안정성을 얻을 수 있고, 치료 적응증의 범위를 더욱 확대할 수 있다^{18,19)}.

이러한 가철성 임플란트 overdenture에서 사용되는 attachment를 통해, 의치의 유지와 안정을 도모할 뿐만 아니라 저작시 생기는 교합력을 임플란트를 통해 주위 골조직에 전달할 수 있다. 따라서 적절한 attachment의 선택이 매우 중요하다.^{20,21)} 본 실험에서는 bar attachment 임플란트를 사용하였고, bar attachment의 사용이 임플란트의 응력분산에 유리하다는 주장이 있는 반면에 하악골의 생리적 휨현상을 방해하여 오히려 응력이 집중된다는 보고도 있어서, 아직까지도 의견이 분분한 상 황이다^{3,4,7,22-32)}.

악궁의 치아가 완전히 상실되어 임플란트를 매식하고 가철성 overdenture를 제작 하는 경우에는 골밀도의 조건에 따라 생역학을 고려하는 매식이 요구되고 있다. 골 유착성 임플란트에서는 외부 하중이 가해질 때 응력이 완화되지 않고 골 내부로 직접 전달되므로 골유착성 임플란트가 계속적이고 복합적인 기능 하중을 받는 구 강내에 식립되어 자연치아의 기능을 대신할 경우 생역학과 관련된 임플란트 자체 의 파절, 임플란트와 보철물 연결부의 손상, 상부 구조물의 파절, 고정나사의 이완 이나 파절, 그리고 치조골 소실 등 여러가지 문제점들이 발생될 수 있다³³⁾. 따라서 치조골의 밀도와 다양한 하중조건에 따라 하악골에 발생하는 응력분산에 관한 역 학적 분석은 임플란트 설계에 중요한 기초 자료가 된다.

지금까지 치의학 분야에서는 응력 및 변위에 관한 실험적 분석법으로 strain gauge법, 광탄성법, holography법 및 응력 도포법등을 이용한 역학적 연구가 활발 히 수행되어 왔다³⁴⁾. 이와 같은 실험적 방법은 모형을 이용한 간접적 측정법으로 기하학적 형상 및 물리적 성질이 구강내와 유사한 모형 제작이 어렵고 표면의 변 형률(strain)이나 변위를 측정하는 것에 한정되어 내부의 응력 및 변형상태의 파악 이 어려우며 연속 계측이나 전체적인 현상의 파악이 난해할 뿐 아니라 장치조작이 복잡하였다. 그러나 유한 요소법은 computer의 발달과 함께 구조 역학의 분야에서 널리 실용화되어온 것으로 연속체를 유한개의 요소의 집합체로 생각하고 개개 요 소의 현상을 계산하고 이것을 연속시켜 전체의 현상을 구하는 수치적 해석 방법³⁵⁾ 으로서 내부 응력의 정확한 계측과 변위계측이 가능하며 다른 방법에 비하여 생체 와 가장 근사한 조건의 모형을 만들 수 있으며 복합체를 구성하는 각 요소의 재료 정수를 실물과 일치시킬 수 있는 장점을³⁶⁾ 가지고 있어 치과영역에서도 이 유한요 소법을 사용하여 보철물과 주위 조직의 응력과 변위, 열전도에 관한 연구가 최근

따라서 본 연구에서는 이러한 장점이 있는 유한요소법을 이용하여, 해면골 골밀 도가 다른 조건에서 새로 설계된 의치용 임플란트 bar attachment를 구성한 유한

- 2 -

요소 모델을 만들고, 각기 다른 지점(중앙부위와 중앙에서 근심측으로 4.8 mm 떨 어진 부위)에 각각 다른 경사(수직경사와 15°경사)로 일정 하중을 부여하고, 이에 따른 응력의 분포에 관해 분석하고자 하였다.

II. 연구재료 및 방법

A. Bar attachment의 설계 및 고정체 설계

본 연구에 사용되는 의치용 임플란트는 임플란트 고정체, bar attachement 그리 고 bar 로 구성 된다. 고정체는 총 길이 14mm로 head 부위는 1.50 mm, 몸통의 길이는 9mm 이다. bar attachement 의 경우 양측 고정체에 연결할 수 있도록 고 정체의 head에 장착한 후 좌우 bar attachement 를 연결하는 12 mm의 ring을 설 계하였다.



Fig. 1. Model of bar attachment and implant fixture.

B. 유한요소모델 제작

본 연구를 위해 bar attachment를 지지하는 임플란트의 고정체를 지지하는 치조 골 내부의 해면골의 조건을 다르게 한 해면골 밀도로 유한요소 모델을 제작하였 다. 유한요소모델에는 정중선을 중심으로 좌우 #33, 34 #43, 44에 길이 12mm bar attachement 를 부여한 것으로 가정하고 bar attachment를 지지하는 임플란트의 고정체를 설계하였다. 임플란트의 고정체를 지지하는 치조골 부위의 외부에 2mm 두께의 치밀골을 설계하였다. 치밀골 밀도를 13,000 MPa (Young's modulus), 해면 골 밀도를 각각 9,500 MPa(E1), 1600 MPa(E2)로 가정하고 이에 대한 유한요소 모델을 제작하였다(Fig. 2). 해석에는 유한요소 상용 소프트웨어인 MSC NASTRAN이 사용되었다. 유한요소해석을 수행함에 있어서 3차원 모델보다 2차원 모델이 다양한 Case의 모델을 제작하기 용이 하므로 2차원 모델로 해석을 수행 하 였다. 그러나, 3차원모델을 2차원적으로 해석하기 위해서는 몇 가지 가정이 필요하 다. 모든 3차원 요소들은 평면변형(plan strain)상태로 가정하였고⁴⁴⁾, 하악골의 아래 쪽이 완전 고정된 상태로 가정하였으며, 정중선을 중심으로 윗방향에서 축방향, 경 사방향으로의 하중이 작용하고 있다고 가정 하였다.

유한요소모델은 요소의 크기와 수렴성을 고려하여 108,279개의 4-noded tetragon 요소를 사용하였다.



Fig. 2. Model of FEM.

C. 경계조건과 물성치 부여

응력을 분석하기 위하여 모델의 단순화와 응력의 수치적 계산을 위하여 모형의 물리적 특성은 재료의 기계적 특성이 균일 하다는 균질성(homogeneity), 재료의 특 성은 3방향으로 동일하다는 등방성(isotropic), 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하고 변위정도에는 무관하다는 선형탄성(linear elasticity)을 갖는 것으로 가정 하였다.

유한요소해석을 수행하는데 필요한 재료의 기계적 물성치인 탄성계수(Young's modulus : E)와 포와송 비(Poisson's ratio : V)는 Table 1에 나타내었다. 완료된 유한요소 전체모델은 형상이나 물성에 따라 각 요소별로 분할하였으며 수직방향과 경사방향의 하중이 각각 작용하여 현저한 응력이 예상되는 부분과 세밀한 관찰을 요하는 부분의 요소는 가급적 작게 분할하였고 분할된 각 요소와 절점에 고유번호 를 부여하였다.

본 논문에 사용한 3차원 유한요소해석 프로그램은 MSC NASTRAN을 이용하여 해석과 후처리 과정 작업을 수행하였다. 모든 모델은 동일한 물성치를 적용하였고, 그에 대해 각각 다른 경계조건을 적용하여 해석을 수행 하였다(Fig. 3).

임플란트가 매식된 골이 어떠한 방향으로도 변위가 발생하지 않도록 골의 바깥 표면의 x, y, z 세 방향을 구속 하였다. 고정체와 골 사이의 계면은 골 유착 되었으 며, 골 소실이 없는 것으로 가정하였다.

Motorial	Property									
Material	Young's Modulus (MPa)	Possion's tatio (v)								
Cortical bone	13,000	0.3								
	9,500 (E1)	0.0								
Cancellous bone	1,600 (E2)	0.3								
Titanium (Implant)	114,000	0.35								

Table 1. Material properties used in this study

D. 하중조건

하중조건으로는 수평성분 하중에 의해 발생하는 모멘트(moment)에 대한 영향을 수직하중에 의한 영향과의 비교를 위해 경사하중을 고려하였다. 즉, 임플란트 방향 에 수직으로 load를 부여한 경우(Case 1, Case 3)와 임플란트 방향에 근원심측으 로 15° 경사지게 한 load를 부여한 경우(Case 2, Case 4)를 분류하여 상부에 의치 가 설계된 후 의치에 의해 치조골에 분산되는 힘 외에 bar attachment에 부여되는 힘을 25N으로 가정하여 하중을 부여 하였다. 또한 중앙으로부터 근심측으로 4.8mm 떨어진 부위에 각각 수직하중(Case 3)과 경사하중(Case 4)을 적용시켰다 (Fig. 3).

임플란트 주위골에 발생하는 여러 가지 응력 중 다축방향응력을 단축방향응력으 로 간주하는 계산값을 얻어 종류별로 분석하지 않고 발생한 응력을 전반적으로 파 악하여 상호 비교 목적으로 사용할 수 있는 등가응력(Von Mises stress)을 취하여 각 모형에서 응력 분포도에 따라 응력분포 및 최대응력 집중부를 비교 분석하였다. 응력분석 부위는 유한요소모델상 임플란트와 골 경계면 그리고 치밀골과 해면골 경계점을 중심으로 측정하였다(Fig.4).



Case 1	25N loading on the center of bar vertically
Case 2	$25\mathrm{N}$ loading on the center of bar 15° obliquely
Case 3	25N loading on the mesial side of bar vertically
Case 4	$25\mathrm{N}$ loading on the mesial side of bar 15° obliquely

Fig. 3. Schematic drawing showing applied loading direction and Boundary condition.



Fig. 4. Reference points of Von Mises stress.

III. 연구성적

A. bar attachment의 중앙에 수직하중 부여시 치조골상 응력비교

치조골 밀도가 높을 때(E1), bar 중앙의 하중부가점(참고점 9), 근원심측(참고점 8, 10), 임플란트와 피질골의 안쪽 경계지점(참고점 7, 11)에서의 응력은 치조골 밀 도가 낮을 때보다 높은 값을 나타나고 있다. 그에 반하여 해면골 내부에서는 더 작 은 응력값을 보여주고 있다.

하중에 의해서 발생되는 응력은 임플란트 고정체의 치밀골을 중심으로 분산되는 양상을 나타내고 있는데, 응력 분포를 보면 피질골 부위에서는 치조골 밀도가 낮을 때, 더 넓은 범위의 응력분포를 보이고 있는 반면에 해면골에서는 치조골 밀도가 높을 때, 더 넓은 응력분포를 보여주고 있음을 알 수 있다. 이는 치조골 밀도가 낮 은 E2가 더 Soft한 재질조건을 갖추고 있기 때문에 하중을 보다 많이 흡수하고 있 는 것으로 사료된다.(Table 2, Fig. 5-8)

B. bar attachment의 중앙에 수직하중 부여시 치조골상 변위비교

전체적으로 작은 변위값을 보여주고 있다. 치조골 밀도가 높을 때의 경우(9.61 µm)가 치조골 밀도가 낮은 경우(9.95 µm)에 비하여 더 작은 변위값을 나타내고 있 다. 변위분포를 보면, 탄성계수값을 달리 하였을 때의 치조골상에 나타나는 변위는 치조골 밀도가 낮은 경우가 더 크고 넓은 변위분포를 보여주고 있다. 이는 E1보다 E2의 탄성계수 값이 더 낮기 때문이다.(Table 3, Fig. 9-12)

C. bar attachment의 중앙에 15°경사하중 부여시 치조골상 응력비교

수직하중을 가했을 때(Case 1)와 마찬가지로 치조골 밀도가가 높을 때(E1), bar 중심의 하중부가점(참고점 9), 근원심측(참고점 8, 10), 임플란트와 피질골의 안쪽 경계지점(참고점 7, 11)에서의 응력값은 치조골 밀도가 낮을 때보다(E2) 높은 값을 나타나고 있다. 그에 비하여 해면골 내부에서는 더 작은 응력값을 보여주고 있다. 반면에, Case 1의 경우와는 달리 최대 주응력이 중심의 근심측(참고점 8)에 나타나 고 있다.

응력 분포상태를 보면 수직하중을 가했을 때(Case 1)와 마찬가지로 피질골부위

에서는 치조골 밀도가 낮을 때(E2) 더 넓은 범위의 응력분포를 보이고 있는 반면 에 해면골에서는 치조골 밀도가 높을 때(E1) 더 넓은 응력분포를 보여주고 있음을 알 수 있다.(Table 4, Fig. 13-16)

D. bar attachment의 중앙에 15°경사하중 부여시 치조골상 변위비교

치조골 밀도가 높은 경우(10.3 µm)가 치조골 밀도가 낮은 경우(10.7 µm)에 비하여 더 작은 변위를 보이고 있다. 변위분포를 보면, 탄성계수를 달리 하였을 때의 치조 골상에 나타나는 변위는 치조골 밀도가 낮은 경우(E2)가 더 크고 넓은 변위분포를 보여주고 있다.(Table 5, Fig. 17-20)

E. bar attachment의 근심측에 수직하중 부여시 치조골상 응력비교

치조골 밀도가 높은 경우(E1)일 때, bar 중심의 하중부가점(참고점 9), 근심측(참 고점 8)에서의 응력값은 치조골 밀도가 낮은 경우보다(E2) 보다 높은 값을 나타나 고 있다. 하중이 가해지는 근심측 부분에 있어서 하중을 중앙에 가했을 경우(Case 1, Case 2)와 유사한 경향을 보이고 있으나 우측의 경우 치조골과의 경계점에서는 치조골 밀도가 낮은 경우(E2) 더 큰 응력을 보여주고 있다.

하중에 의해서 발생되는 응력은 임플란트 고정체의 치밀골을 중심으로 분산되는 양상을 나타내고 있는데, 응력 분포를 보면 하중이 근심측에 가해지고 있기 때문에 근심측 임플란트 주위로 큰 응력분포를 나타내고 있다. 반면에 해면골에서는 치조 골 밀도가 높을 때(E1) 더 넓은 응력분포를 보여주고 있음을 알 수 있다.(Table 6, Fig. 21-24)

F. bar attachment의 근심측에 수직하중 부여시 치조골상 변위비교

전체적으로 작은 변위값을 보여주고 있다. 치조골 밀도가 높은 경우(3.85 µm)가 치조골 밀도가 낮은 경우(4.27 µm)에 비하여 더 작은 변위값을 나타내고 있다. 변위 분포를 보면, 탄성계수값을 달리 하였을 때의 치조골상에 나타나는 변위는 치조골 밀도가 낮은 경우(E2)가 더 크고 넓은 변위분포를 보여주고 있다. 이는 E1보다 E2 의 탄성계수값이 더 낮기 때문이다.(Table 7, Fig. 25-28)

G. bar attachment의 근심측에 15°경사하중 부여시 치조골상 응력비교

수직하중을 가했을 때(Case 3)와 마찬가지로 치조골 밀도가 높을 때(E1), bar 중 심의 하중부가점(참고점 9), 근심측(참고점 8)에서의 stress는 치조골 밀도가 낮은 경우(E2)보다 높게 나타나고 있으며 하중이 가해지는 근심측 부분에 있어서 하중 을 중앙에 가했을 경우(Case 1, Case 2)와 유사한 경향을 보이고 있으나 원심측의 경우 치조골과의 경계점에서는 치조골밀도가 낮은 경우(E2) 더 큰 응력을 보여주 고 있다. Case 3의 경우에 있어서 bar의 중심과 원심측의 응력차가 0.29MPa인 것 에 비해 Case 4의 경우 13.39MPa의 응력 차이값을 보이고 있다.

하중에 의해서 발생되는 응력은 임플란트 고정체의 치밀골을 중심으로 분산되는 양상을 나타내고 있는데 응력 분포를 보면 하중이 근심측에 가해지고 있기 때문에 근심측 임플란트 주위로 큰 응력분포를 나타내고 있다. 반면에 피질골에서는 치조 골 밀도가 낮을 때(E2) 더 큰 응력분포를 나타내고 있으며 해면골에서는 치조골 밀도가 높을 때(E1) 더 넓은 응력분포를 보여주고 있음을 알 수 있다.(Table 8, Fig. 29-32)

H. bar attachment의 근심측에 15°경사하중 부여시 치조골상 변위비교

전체적으로 작은 변위값을 보여주고 있다. 치조골 밀도가 높은 경우(4.94 µm)가 치조골 밀도가 낮은 경우(5.38 µm)에 비하여 더 작은 변위값을 나타내고 있다. 변위 분포를 보면, 치조골 밀도값을 달리 하였을 때의 치조골상에 나타나는 변위는, 치 조골 밀도가 낮은 경우(E2)가 더 크고 넓은 변위분포를 보여주고 있다. 이는 E1보 다 E2의 탄성 계수값이 더 낮기 때문이다.(Table 9, Fig. 33-36)

Reference Points	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
E1	1.94	0.26	1.17	0.31	0.90	1.10	4.08	56.15	61.0	45.8	3.46	0.86	0.83	0.27	0.80	1.11	1.65
E2	2.02	0.27	0.90	0.45	1.48	1.24	3.78	55.66	60.9	45.4	3.20	1.02	1.32	0.39	1.31	0.75	1.77

Table 2. Comparison of Von-Mises Stress(MPa) of E1 and E2 at each point[Case1]

Table 3. Comparison of Displacement(μ m) of E1 and E2 at each point[Case1]

Reference Points	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
E1	0.087	0.11	0.2	0.063	0.1	0.19	0.38	1.1	8.8	1.1	0.38	0.19	0.099	0.06	0.1	0.2	0.077
E2	0.37	0.41	0.51	0.31	0.38	0.53	0.72	1.4	9.2	1.4	0.71	0.52	0.37	0.3	0.39	0.5	0.36

Table 4. Comparison of Von-3Mises Stress(MPa) of E1 and E2 at each point[Case2]

Reference Points	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
E1	2.11	0.24	1.25	0.28	0.85	1.03	4.79	66.6	58.4	56.5	4.36	0.79	0.85	0.28	0.81	1.48	1.84
E2	2.19	0.26	1.03	0.41	1.38	1.16	4.60	66.2	58.4	56.3	4.22	0.96	1.29	0.38	1.28	1.09	1.93

Table 5. Comparison of Displacement(µm) of E1 and E2 at each point[Case2]

Reference Points	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
E1	0.13	0.1	0.19	0.058	0.1	0.2	0.45	1.4	8.7	1.4	0.51	0.24	0.14	0.077	0.14	0.24	0.2
E2	0.356	0.37	0.46	0.28	0.35	0.5	0.75	1.7	9.0	1.8	0.82	0.56	0.4	0.3	0.41	0.53	0.46

Reference Points	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
E1	3.20	0.43	1.90	0.51	1.58	1.94	7.51	70.08	13.4	13.7	0.75	0.09	0.22	0.09	0.22	0.88	1.03
E2	3.26	0.47	1.58	0.75	2.53	2.30	7.09	69.94	13.3	14.4	0.88	0.11	0.41	0.13	0.35	1.07	1.11

Table 6. Comparison of Von-Mises Stress(MPa) of E1 and E2 at each point[Case3]

Table 7. Comparison of Displacement(μ m) of E1 and E2 at each point[Case3]

Reference Points	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
E1	0.095	0.17	0.31	0.096	0.16	0.32	0.69	1.7	3.5	0.19	0.092	0.05	0.04	0.028	0.041	0.077	0.15
E2	0.54	0.65	0.81	0.49	0.62	0.88	1.2	2.2	3.9	0.3	0.17	0.16	0.15	0.12	0.15	0.2	0.27

Table 8	Comparison	of Von-Mises	Stress(MPa)	of F1	and F2 at	t each	point[Case4]
I able o.	Comparison	or you mises	Suess(mi a)	01 E1	and E2 a	t each	point[Case4]

Reference Points	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
E1	3.34	0.41	2.01	0.47	1.50	1.82	8.33	83.98	13.00	26.39	0.99	0.12	0.23	0.10	0.22	0.95	1.06
E2	3.40	0.45	1.82	0.70	2.40	2.14	8.08	83.63	12.99	27.01	1.07	0.15	0.41	0.13	0.35	1.08	1.12

Table 9 Comparison of Displacement(um) of E1 and E2 at each point[Case4]

Reference Points	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
E1	0.19	0.16	0.28	0.087	0.15	0.31	0.74	2.0	3.4	0.48	0.19	0.1	0.071	0.04	0.069	0.11	0.18
E2	0.53	0.6	0.74	0.45	0.57	0.82	1.2	2.5	3.8	0.63	0.3	0.21	0.17	0.12	0.17	0.23	0.31



Fig. 5. Stress distributions for E1, Case 1



Fig. 6. Stress curves for E1, Case 1



Fig. 7. Stress distributions for E2, Case 1

Fig. 8. Stress curves for E2, Case 1



Fig. 9. Displacement distributions for E1, Case 1

Fig. 10. Displacement curves for E1, Case 1



Fig. 11. Displacement distributions for E2, Case 1

Fig. 12. Displacement curves for E2, Case 1



Fig. 13. Stress distributions for E1, Case 2 Fig. 14. Stress curves for E1, Case 2



Fig. 15. Stress distributions for E2, Case 2 Fig. 16. Stress curves for E2, Case 2



Fig. 17. Displacement distributions for E1, Case 2 Fig. 18. Displacement curves for E1, Case 2



Fig. 19. Displacement distributions for E2, Case 2

Fig. 20. Displacement curves for E2, Case 2



Fig. 21. Stress distributions for E1, Case 3 Fig. 22. Stress curves for E1, Case 3



Fig. 23. Stress distributions for E2, Case 3 Fig. 24. Stress curves for E2, Case 3



Fig. 25. Displacement distributions for E1, Case 3

Fig. 26. Displacement curves for E1, Case 3



Fig. 27. Displacement distributions for E2, Case 3

Fig. 28. Displacement curves for E2, Case 3



Fig. 29. Stress distributions for E1, Case 4 Fig. 30. Stress curves for E1, Case 4



Fig. 31. Stress distributions for E2, Case 4

Fig. 32. Stress curves for E2, Case 4



Fig. 33. Displacement distributions for E1, Case 4

Fig. 34. Displacement curves for E1, Case 4



Fig. 35. Displacement distributions for E2, Case 4 Fig. 36. Displacement curves for E2, Case 4

IV. 총괄 및 고안

골유착성 임플란트가 치아결손시의 치료방법으로 소개된 이래 장기적인 성공률 을 높이기 위한 연구가 활발히 진행되어 왔고, 이 중 임플란트에 가해지는 부하에 의해 골에 발생하는 비정상적 응력이 임플란트 실패의 주요 원인 중 하나라는 것 이 수많은 연구에 의해 보고되었다. 이러한 응력은 임플란트의 식립위치, 개수, 골 의 상태, 임플란트의 종류와 형상, 교합압의 크기와 방향, 보철물의 종류 등에 의해 달라질 수 있다. 골의 상태 및 구조의 중요성에 대하여 보고한 다수의 연구에 의하 면 골질이 양호하면 임플란트의 안정성이 좋고, 피골질이 얇으면서 해면골의 강도 가 불량하고 밀도가 낮으면 임플란트가 불안정해진다고 하였다^{7,45)}.

치과 임플란트는 골과 임플란트의 고정체 간의 양호한 계면과 임플란트 주위의 건강한 골질의 보존에 의존하며, 건강한 골질을 보존하기 위해서는 골밀도를 유지 하는데 필요한 골재형성의 적정 수준의 유지와 골의 미세파절 방지가 필요하며 이 두 과정은 골에 있어서 stress 와 strain의 분포에 의해 지배된다고 하였다^{46,47)}. 해 면골의 치조골 밀도가는 선학들이 보고한바 있지만 본 연구 에서는 Holmes등⁴⁸⁾의 연구자료를 인용하였다. 이 연구에서 밀집성 해면골의 탄성계수는 치밀골의 1/8이 었다.

Clelland등⁴⁹⁾은 Steri-oss 임플란트를 사용한 2차원적인 유한요소 모델에서 해면 골, 피질골 조건을 다양하게 부여한 결과 모든 해면골 모델에서 임플란트 첨단부를 중심으로 높은 응력이 발생되지만, 피질골 층이 첨가된 모델에서는 더 높은 치조정 응력과 더 낮은 첨단부 응력을 관찰하였다. 또한 등방성의 두꺼운 치밀골 층을 부 여한 경우는 얇은 층에 비해 50%의 응력 감소를 보인다하여 최소한 치조정 치밀 골 두께는 응력발생에 영향을 미친다고 하였다.

골의 상태 및 구조의 중요성에 대해 보고한 다수의 연구에 의하면 골질이 양호 하면 임플란트의 안정성이 좋고, 피질골이 얇으면서 해면골의 강도가 불량하고 밀 도가 낮으면 임플란트가 불안정해 진다고 하였다⁵⁰⁻⁵²⁾. 또한 임플란트에 가해지는 응력은 주로 상부치밀골에 집중되며 해면골에서는 거의 응력집중이 없고, 악골의 밀도가 응력에 영향을 미친다는 사실이 밝혀진 바 있다^{53,54)}. 현재까지의 연구들은 골질에 따른 실패율과 골내부에 발생하는 응력의 중요성에 대해서만 언급했을 뿐 골질간의 응력의 차이에 대해서는 그 자료가 미비한 실정이었다.

본 연구에서는 임플란트의 고정체를 지지하는 치조골 내부의 해면골 밀도에 변 화를 주어 새로 개발한 의치용 임플란트 bar attachment에 작용하는 하중을 수직 한 방향과 경사진 방향의 하중이 옮겨가면서 작용하였을 때 발생하는 응력과 변위 를 조사하였고, 그 결과 미세한 차이는 있으나 전체적으로 볼 때 각 모델간의 응력 분포는 비슷한 양상을 나타내고 있었으며, 치조골과 임플란트의 경계를 이루는 양 끝단에서 응력의 집중 현상이 발생하는 것을 관찰할 수 있었다.

Case 1의 경우 치조골 밀도가 E1과 E2일 때의 결과를 비교하면, 전체 형상에서 최대 stress는 같게 나타났고, 피질골에서는 E1일 때 0.43 MPa 높게 나타났다. 반 면에 해면골에서는 E2일 때 1.15 MPa 높게 나타났다. 최대변위를 보면 전체형상에 서 E2일 때 0.34 µm 더 큰 변위를 보이고 있고 피질골과 해면골에서도 각각 0.332 µm, 0.341 µm 더 큰 변위를 보여주고 있다.

Case 2에 대해 치조골 밀도가 E1과 E2일 때의 결과를 비교하면, Case 1과 같은 결과를 보여주고 있다. 전체 형상에서 최대 stress는 같게 나타났고 피질골에서는 E1일 때 0.37 MPa 높게 나타났다. 해면골에서는 E2일 때 1.17 MPa 높게 나타났 다. 최대변위를 보면 전체형상에서 E2일 때 0.4 µm 더 큰 변위를 보이고 있고 피질 골과 해면골에서도 각각 0.331 µm, 0.331 µm 더 큰 변위를 보여주고 있다.

Case 3에 대해 치조골 밀도가 E1과 E2일 때의 결과를 비교하면, 전체 형상에서 최대 stress는 E1일 때 0.4 MPa 더 높게 나타났고 피질골에서는 E1일 때 0.6 MPa 높게 나타났다. 반면에 해면골에서는 E2일 때 2.14 MPa 높게 나타났다. 최대변위 를 보면 전체형상에서 E2일 때 0.424 µm 더 큰 변위를 보이고 있고 피질골과 해면 골에서도 각각 0.553 µm, 0.583 µm 더 큰 변위를 보여주고 있다.

Case 4에 대해 치조골 밀도가 E1과 E2일 때의 결과를 비교하면, Case 3과 같은 결과를 보여주고 있다. 전체 형상에서 최대 stress는 E1일 때 1.0 MPa 더 높게 나 타났고 피질골에서는 E1일 때 0.8 MPa 높게 나타났다. 해면골에서는 E2일 때 1.19 MPa 높게 나타났다. 최대변위를 보면 전체형상에서 E2일 때 0.444 µm 더 큰 변위 를 보이고 있고 피질골과 해면골에서도 각각 0.528 µm, 0.557 µm 더 큰 변위를 보여 주고 있다. 본 연구를 통해, 2가지의 해면골 밀도를 갖는 모델 간의 응력 및 변위 분포를 비 교하여 보았을 때, 해면골 밀도가 높으면 피질골에서의 응력은 커지는 반면, 해면 골에서의 응력은 감소하는 경향을 알 수 있었고, 변위량에 있어서는 해면골 밀도가 낮을수록 전체형상, 피질골, 그리고 해면골에서의 변위량이 더욱 커지는 것을 알 수 있었다. 그리고 모든 경우에서 임플란트와 치조골의 경계부 및 임플란트 상부에 주로 응력이 집중되는 현상을 보였다. 따라서, 임플란트 식립시 해면골의 밀도나 피질골의 존재유무가 교합하중에 저항할 수 있는 중요한 인자라고 할 수 있고, 임 플란트 수술시 피질골의 확보가 중요하며, 해면골의 밀도에 따라 임플란트 고정체 의 응력분산과 변위에 차이가 있음을 인지해야한다.

그리고, 부하의 방향 차이에 따른 의치용 임플란트 고정체에 관여되는 응력을 분 석하여 볼 때 수직 하중보다 경사하중에 대해서 더 큰 응력 양상을 보이고 있었고, 힘이 중앙에 부여되는 경우가 힘이 한쪽으로 기울어진 경우에 비교하여 치밀골과 해면골에 응력이 전체적으로 분산되는 양상을 나타낸다. 따라서, 하중의 효율적인 분산과 응력감소를 위해서는 임상적으로 bar의 중앙에 수직방향으로 하중이 가해 질 수 있도록 설계되어야한다.

Loading	Cancellous bone density	Parts	Max. Stress (MPa)	Max. Displacement (µm)
	E 1	All model	79.9	9.61
	LI -	Cortical bone	7.51	0.391
Case 1	(High) -	Cancellous bone	2.72	0.204
(Center & vertical)	F2	All model	79.9	9.95
	(1,0)	Cortical Bone	7.08	0.723
	(LOW)	Cancellous bone	3.87	0.545
	F1	All model	112	10.3
	(High) -	Cortical Bone	8.57	0.586
Case 2	(1191)	Cancellous bone	3.37	0.267
(Center & oblique)	F2	All model	112	10.7
	(1,0)	Cortical Bone	8.2	0.917
	(LOW)	Cancellous bone	4.54	0.598
	F1	All model	79.1	3.85
	(High)	Cortical Bone	12.7	0.697
Case 3	(Tigh)	Cancellous bone	5.02	0.332
(Mesial & vertical)	E2	All model	78.7	4.27
		Cortical Bone	12.1	1.25
	(LOW)	Cancellous bone	7.16	0.915
	F1 -	All model	118	4.94
	(High)	Cortical Bone	12.8	0.842
Case 4		Cancellous bone	5.54	0.344
(Mesial & oblique)	50	All model	117	5.38
	E2 -	Cortical Bone	12.0	1.37
	(LOW) -	Cancellous bone	6.73	0.901

Table 10. Comparison of Max. Stress and $\text{Displacement}(\mu m)$ of each case

V. 결론

본 연구에서는 임플란트의 고정체를 지지하는 치조골 내부의 해면골 밀도를 2가 지로 변화를 주어 완전히 골유착된 상황을 가정하여 새로 개발한 의치용 임플란트 bar attachment에 작용하는 하중을 수직한 방향과 경사진 방향으로 다르게 하는 조건 그리고 하중이 가해지는 위치는 중앙과 근심측으로 4.8mm 떨어진 위치로 각 각 작용시켜 유한요소 모델을 제작하였다. 다양한 골질과 저작압이 임플란트와 치 밀골, 해면골의 경계면을 중심으로 발생하는 응력과 변위를 유한요소분석하여 다음 과 같은 결론을 얻었다.

- 해면골 밀도를 달리한 모델 간의 응력 및 변위 분포를 비교하여 보았을 때, 전 체적으로 비슷한 경향을 보였으며, 해면골 밀도가 높으면 피질골에서의 응력은 커지는 반면, 해면골에서의 응력은 감소하는 경향을 알 수 있다. 그리고 변위량을 비교해보면, 해면골 밀도가 낮을수록 전체형상, 피질골, 그리고 해면골에서의 변 위량이 더욱 커진 것을 알 수 있다.
- 2. 부하의 방향 차이에 따른 의치용 임플란트 고정체에 관여되는 응력을 분석하여
 볼 때 수직 하중보다 경사하중에 대해서 더 큰 응력 양상을 보이고 있다.
- 힘이 중앙에 부여되는 경우가 힘이 한쪽으로 기울어진 경우에 비교하여 치밀골
 과 해면골에 응력이 전체적으로 분산되는 양상을 나타낸다. 이는 골질에 관계없
 이 동일한 결과를 나타내고 있다.
- 모든 경우에 임플란트와 치조골의 경계부 및 임플란트 상부에 응력집중 현상을 보였다.

참고 문헌

- 1. Misch C. E. Contemporary implant dentistry. St. Louis : Mosby-Year Book Inc. 1993.
- 2. Hickey J. C., Zarb G. A., Bolender C. L. Boucher's prosthodontic treatment for edentulous patients, 9th ed. St. Louis : The C.V.Mosby Co. 1985.
- 3. Spiekermann H. Implantology, P.81, P.141. New York : Thieme Medical Publishers Inc. 1995.
- Cune M. S., de Putter C., Hoogstraten J. Treatment outcome with implant-retained overdentures : Part I - Clinical findings and predictability of clinical treatment outcome. J Prosthet Dent 1994;72:144-153.
- Humphris G. M. The psychological impact of implant-retained mandibular prostheses: A cross-sectional study. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10:437-451.
- Spiekermann H., Jovanovic S. A., Richter E. J. Implant prosthetic treatment concepts for the edentulous Jaw. In: Laney W. R., Tolman D. E. eds Tissue integration in oral, orthopedic and Maxillofacial reconstruction. Chicago : Quintesseence Publ. Co. 1992.
- 7. Zarb G. A., Schmitt A. Implant prosthodontic treatment options for the edentulous patient J Oral Rehabil 1995;22:661–672.
- Crum R. J., Rooney G. E. Jr. Alveolar bone loss in overdentures : A 5-Year study. J Prosthet Dent 1978;40:610-618.
- Engquist B. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. Int J Oral Maxillofac Implants 1988;3:129–137.
- Jemt T., Stalblad P. A. The effect of chewing movements on changing mandibular complete denture to osseointegrated overdentures. J Prodthet Dent 1986;55:357–362.
- 11. Zarb G. A., Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of

osseointegrated dental implants : The Toronto Study. Part II : The prosthetic results. J Prosthet Dent 1989;64:53-61.

- Brenemark P. I. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent 1983;50:399-405.
- 13. Adell R., Lekholm U., Branemark P. I. A 15-year study of osseointegrated implants in treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg 1981;6:387-416.
- Albrektsson T., Zarb A. The Branemark osseointegrated implant. Chicago : Quintessence Pub. 1989.
- Dally J. W., Riely W. F. Experimental Stress analysis 3ed. New york : Mcgraw Hill Inc. 1991.
- Davis M. The role of implants in the treatment of edentulous patients. Int J Prothodont 1990;3:42–57.
- Donatsky O. Osseointegrated dental implants with ball attachments supporting overdentures in patients with mandibular alveolar ridge atrophy. Int J Oral Maxillofac Implants 1993;8:162–166.
- Worthington P., Branemark P. I. Advanced osseointegration surgery ; Application in maxillofacial region. Quintessence. p.233. 1992.
- Smedberg J. I., Lothigius E., Nilner K., Buck V.D. A new design for a hybrid prosthesis supported by osseointegrated implants; Part 2 Preliminary clinical aspects. Int J Oral Maxillofac implants 1991;6:154–161.
- Naert I., Quirynen M., van Steenberghe D. A comparative study between Branemark and IMZ implants supporting overdentures: Prosthetic considerations. In Laney W. R., Tolman D. E., eds. Tissue integration in oral orthopedic and maxillofacial reconstruction. P.179, Chicago : Quintessence Publishing Co. Inc. 1990.
- Geering A. H., Kundert M., Kelsey C. C. Complete denture and overdenture prosthetics. New York : Thieme Medical Publishers. Inc. 1993.
- 22. Mendez A. J., Guerra L. R. Implant overdenture In: Block M. S., Kent J. N., eds. Endosseous Implants for Maxillofacial Reconstruction. W. B. Saunters

Co. 1994.

- Naert I. Prosthetic aspects of osseointegrated fixture supporting overdrntures. A 4-Year report. J Prosthet Dent 1991;65:671-682.
- 24. Cune M. S., de Putter C. A comparative evaluation of some outcome measures of implant system and superstructure types in mandibular implant-overdenture treatment. Int J Oral Maxillofac Implants 1994;9:548-551.
- 25. Naert I. Overdentures supported by osseointegrated fixtures for the edentulous mandible : A 2.5-Year Report. Int J Oral Maxillofac Implants 1988;3:191-198.
- Mericske-Stern R. Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants : A retrospective study. Int J Oral Maxillofac Implants 1990;5:375–381.
- Meijer H. J. A. Locations of implants in interforaminal region of the mandible and the consequences for the design of the superstructure. J Oral Rehabil 1994;21:47–51.
- Cune M. S., de Putter C., Hoogstraten J. Treatment outcome with implant retained overdentures : Part II – Patient satisfaction and predictability of subjective treatment outcome. J Prosthet Dent 1994;72:152–159.
- Quirynen M. Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting an overdentures : A 4-year retrospective study. J Clin Periodontol 1991;18:719-728.
- 30. Engquist B. Six years experience of splinted and non-splinted Implants supporting overdentures in upper and lower jaws. In : Schepers E., Naert I., Theuniers G., eds. Overdentures on implants. P.27. Leuven : Leuven University Press. 1991.
- Naert I. A comparative prospective study of splinted and unsplinted Branemark implants in mandibular overdenture therapy: A preliminary report. J Prosthet Dent 1994;71:486-492.
- 32. Palmqvist S., Sondell K., Swartz B. Implant supported maxillary

overdentures : Outcome in planned and emergency cases, Int J Oral Maxillofac Implants 1994;9:184–190.

- Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated protheses. J Prosthet Dent 1983;49:843–851.
- Craig R. G. Restorative dental materials. St. Louis : The C.V. Mosby Co. 1985.
- 35. 임상전, 곽병만, 이주성. 유한용소법 입문. 서울 : 동명사. 1985.
- Hinton E., Owen D. R. J. An introduction to finite element computations. Swansea, U.K. : Pineridge Press. 1979.
- 37. 양홍서. 전치부 계속치의 지대치 및 지지조직의 역학반응에 관한 유한요소적 연구. 대한치과의사협회지. 1986;24:617-635.
- 38. 조호구, 이기수. 정형력에 대한 하악골내의 응력 분산과 변위에 관한 유한요소 법적 분석. 경희치대 논문집. 1983;5:135-152.
- 39. 하주태, 최부병. 유한요소법에 의한 Cantilever ridge의 지대치 및 지지조직의 역학적 반응에 관한 연구. 경희치대 논문집. 1983;5:153-169.
- 40. 한무현, 최부병. 유한요소법에 의한 Telescope crown과 지대치 및 지지조직의 역학적 반응에 관한 연구. 경희치대 논문집. 1982;4:241-256.
- Cook S. D., Weinstein A. M. Klawitter J. J. A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Moalloy dental implant. J Dent Res 1982;12:25-29.
- 42. Ruin C., Krishnamurty E., Capilouto E. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. J Dent Res 1983;62:82-86.
- Takahashi N., Kitagami T., Komori T. Effects of pin hole position on stress distributions and interpulpal temperatures in horizontal nonparallel pin restonaitons. J Dent Res 1979;58:2085–2090.
- 44. Holmes D. C., William R. G., Vijay K. G. 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;7:450-458.

- 45. Jaffin R. A., Berman C. The excessive loss of Branemark fixture in type IV bone : a 5-year analysis. J Periodontol 1991;62:4-11.
- Geng J. P., Tan K. B., Liu G. R. Application of finite element analysis in implant density : a review of the literature. J Prosthet Dent 2001;85:585-98.
- 47. 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 Instn Mech Engrs 206:233-24.
- Holmes D. C., Loftus J. T. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implant. J Oral Impl 1997;23:3–10.
- Clelland N. Y., Lee J. K., Bimbenet O. C. Use of an axisymmetric finite element method to compare maxillary bone variable for a loaded implant. J Prosthet Dent 1993;2:183–189.
- 50. 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 1991;2:193-201.
- 51. Hutton J. E., Health M. R., Chai J. Y. Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10:33-41.
- 52. 이양진, 양재호. 하악 임플랜트 Bicortication 의 응력분산효과에 관한 유한요소 분석적 연구. 서울대치대논문. 1996.
- 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 1998;13:82-90.
- Ichigawa T., Kanitani H., Kawamoto N. Influence of bone quality on the stress distribution : An in vitro experiment. Clin Oral Implants Res 1997;8:18-24.