

치조골 폭경과 임플란트 고정체의 직경에 따른 지지조직의 응력분포

전남대학교 치의학전문대학원 치과보철학교실

한상운 · 방몽숙 · 양홍서 · 박상원 · 박하옥 · 임현필

I. 서 론

Brånemark에 의해 골 유착 개념이 보고된 이후, 임플란트가 완전 무치악의 문제를 해결하는데 사용되기 시작한 이후 눈부신 발전을 거듭한 결과 이제는 부분 무치악을 해결하는 데에도 통상적인 고정성 가공의치를 대체할 신뢰할만한 치과 치료 술식 중의 하나가 되었다^{1,2}.

골 유착된 임플란트는 치조골과 직접 접촉하게 되고 미세한 움직임도 허용하지 않는다. 그러므로 모든 응력과 충격은 직접 임플란트에 전달되므로 대부분의 응력이 구강 내에서는 치조골의 정상부에 집중이 되고 이어서 골 흡수와 뒤이은 임플란트 보철의 실패를 가져올 수 있다^{3,6}. 즉, 임플란트는 정하중 및 동하중을 계속 받게 되므로 많은 생역학적 문제점을 갖고 있을 수밖에 없다. 임플란트 주위 지지골의 흡수, 임플란트와 보철물 연결부의 풀림, 임플란트의 파절 등이 흔히 관찰되는 문제들이다⁷.

생역학적인 문제점을 해결하기 위해, 대부분의 유한요소 연구는 임플란트와 그것에 상응하는 연결부 및 보철물의 디자인 등에 초점을 맞추었다. 여러 연구를 통해 이 부분들이 많이 개선되었지만, 정작 실제 임플란트가 식립되어지는 부위이며 그것이 기능하는 데 가장 큰 역할을 하는 치조골에 대한 연구는 매우 미미하다. 발치한 후 1~2 년이 지난 후의 치조

골 변화에 대한 Spray 등⁸과 Covani 등⁹의 선행들에 의한 연구를 제외하면 치조골에 대한 연구는 매우 희소하다.

임상에서 치조골의 협·설측 폭경이 가장 작은 부위가 치조정 부위인데 표준 직경의 임플란트를 식립하는데에도 부족한 경우가 많다. 혈액공급을 고려하여 최소 1mm 이상의 여분이 있어야 한다¹⁰고 하는데, 하향적 치료계획(top down treatment plan)에 따라 가장 이상적인 보철물이 완성될 수 있는 위치와 각도로 임플란트를 식립할 경우, 임플란트의 식립 위치는 잔존 치조골의 정중앙 위치가 아닐 수도 있다. 골량 부족과 골경이 상당히 낮은 위치에 있는 경우, 이상적인 보철물이 완성될 수 있도록 골이식이나 골유도재생술¹¹을 사용해야 하나 임상에서 이런 술식들의 사용이 결코 쉬운 것은 아니다. 따라서 생역학적 관점에서 봤을 때 꼭 필요한 치조골 최소 폭경을 규명하는 것은 의의가 있는 것 같다.

상·하연 피질골 접촉(bicortication)이 초기고정효과도 높이며 치유기간도 단축할 수 있다는 등의 피질골 접촉(engagement)에 따른 여러 이점들이 선행들에 의하여 주장되어 왔다¹²⁻¹⁴. 상·하연 피질골 접촉을 얻기 위해서는 아주 긴 임플란트를 식립해야 하나 골 삭제시 발생할 수 있는 열에 의한 손상이나 과도한 치조골 삭제 같은 여러 단점이 있다. 그래서 임플란트의 식립각도를 변화시켜 하악 설측 피질골

*This study was supported by second stage Brain Korea 21 project for school of dentistry.

에서 상·하연 피질골 접촉의 효과를 얻는 방법도 보고되었으나¹² 상·하연 피질골 접촉이 임플란트 지지골 내 응력분포에 미치는 영향에 대한 연구는 미약한 편이다.

넓은 직경의 임플란트는 골과 임플란트의 접촉면적을 증가시켜 응력분산 측면에서 좋다¹⁵⁻¹⁸는 의견과 너무 넓은 경우에 오히려 혈액공급의 부족과 임플란트 치유기간의 지연 등에 의한 초기 골 유착에 장애가 될 수도 있어 좋지 않다^{10,19,20}는 상반된 견해가 있다. 치조골이 충분히 넓은 경우 더 큰 직경의 임플란트를 식립하는 것이 가능하겠지만, 과연 어느 정도까지 치조골 폭경과 임플란트의 직경간에 연관성이 있어야 적절한지에 대해서는 연구가 부족한 실정이다.

임플란트 고정체의 직경과 치조골의 폭경 등은 매우 다양하지만, 이러한 요인들과 관련된 치조골에서의 응력분포에 관한 연구는 부족한 상태이다. 특히 기존의 유한요소 해석방법을 이용한 연구들이 상부 구조물이나 임플란트 고정체에 초점을 맞추다 보니 치조골의 형상이 단순화되어 외측의 피질골이 동일한 두께를 가지고 힘·설측이 서로 대칭이 되게 행해졌다. 실제 하악골의 모델은 좌우 대칭이 아니며 피질골의 두께 또한 위치마다 약간씩 차이가 있고 대개 설측의 피질골이 더 두껍다. 그래서 본 연구에서는 그러한 잘못된 유한요소해석모델을 실제에 맞게 실사한 3차원 유한요소해석모델을 토대로 제작하였다.

본 연구의 목적은 첫째 골 폭경이 고정된 상태에서 임플란트 고정체 직경에 대한 평가, 둘째 임플란트 고정체 직경이 고정된 상태에서 골 폭경에 대한 평가, 셋째 임플란트 고정체 직경과 골 폭경이 모두 고정된 상태에서 식립 위치에 대한 평가와 이것들이 응력분포에 미치는 영향을 3차원 유한요소해석방법을 통하여 알아보는데 있다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 연구재료

가. 임플란트 고정체와 치조골 재료 및 물성
임플란트 고정체 및 치조골 재료는 Fig. 1에 도식

화 하여 나타내었다.

설계된 모형의 유한요소해석을 수행하는 데 사용한 재료의 물성치들 중 탄성계수(Young's modulus ; E)와 포와송의 비(Poisson's ratio ; ν)를 아래 Table I에서 제시하였다. 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 비례한다는 선형탄성(linear elasticity)을 갖는 것으로 가정하였다.

2. 연구방법

가. 해석 모델 생성

본 논문에서 연구 방향을 3가지로 하여 평가 하였다. 첫째, 골 폭경이 고정된 상태에서 임플란트 고정체 직경에 대한 평가, 둘째 임플란트 고정체 직경이 고정된 상태에서 골 폭경에 대한 평가, 마지막으로 임플란트 고정체 직경과 골 폭경이 모두 고정된 상태에서 식립 위치에 대한 평가를 하였다(Table II, Fig. 2).

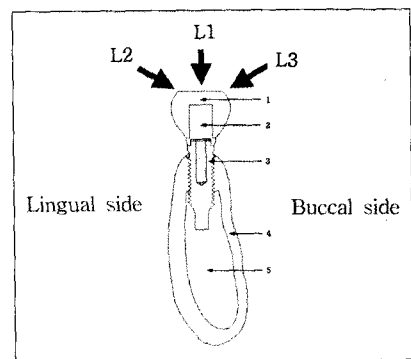


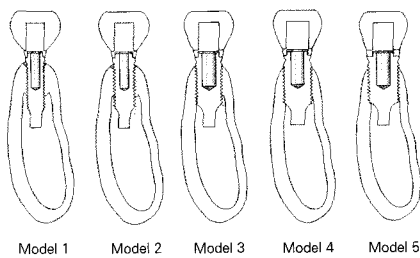
Fig. 1. Loading condition on the occlusal surface of the crown (1. crown 2. abutment 3. implant fixture 4. cortical bone 5. cancellous bone). 100N of vertical load(L1) is placed on the central fossa of an occlusal surface and 100N of 30° oblique load(L2) is placed on the lingual cusp toward the central fossa and 100N of 30° oblique load(L3) is placed on the buccal cusp toward the central fossa.

Table I. Material properties of the each component of model

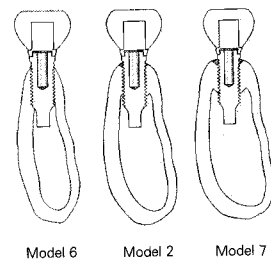
Material	Young's modulus (GPa)	Poisson's ratio
Implant & Abutment	110	0.35
Cortical Bone	13.7	0.3
Cancellous Bone	1.37	0.3
Gold alloy	170	0.3

Table II. Types of analysis model

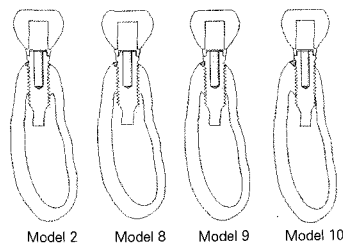
Model No.	Fixture Diameter(mm)	Crestal Bone Width(mm)	Buccally offset from center(mm)
1	3.3	6.0	0.0
2	4.0	6.0	0.0
3	5.0	6.0	0.0
4	5.5	6.0	0.0
5	6.0	6.0	0.0
6	4.0	4.0	0.0
7	4.0	8.0	0.0
8	4.0	6.0	0.5
9	4.0	6.0	1.0
10	4.0	6.0	1.5



A. Evaluation of implant fixture diameter in the case that alveolar bone width is set.



B. Evaluation of alveolar bone width in the case that implant fixture diameter is set.



C. Evaluation of insertion position in the case that alveolar bone width and implant fixture diameter is set.

Fig. 2. Finite element models.

a. 하악골 모델 생성

하악 제2소구치 부위에 임플란트를 식립하여 수복하는 것을 대상으로 하였다. 제2소구치를 중심으로 하여 하악골을 분할하여 자른 후에 방사선 단층 촬영을 하여 하악골의 제2소구치 부분을 실제와 같은 3차원 모델 구현을 위한 기초 자료로 삼았으며 촬영된 단면을 실측하여 하악골 모델을 생성 하였다. 이 절단면들의 평면 형태를 모눈종이 상에서 사도(tracing)하여 미리 부여한 좌표원점을 기준으로 좌표값을 생성하고 이러한 실측값들을 이용하여 삼차원 유한요소모델을 형성하였다.

b. 지대주 및 전체 모델 생성

하악 제2소구치 부위에 임플란트 고정체가 식립된 3차원 유한요소 모형을 설계하였다. 5종류의 서로 다른 직경의 임플란트는 Osstem Implant system® (Osstem, Seoul, Korea)을 이용한 실험모델로 시멘트용 지대주(cemented abutment)를 이용하였으며, 해석 모델은 임플란트 고정체에 지대주를 연결한 모형으로 생성하였다(Fig. 3). 미국 치과의사회 규격 제3형 금합금을 금관재료로 사용했다. 임플란트 고정체와 상부 보철물은 본 연구에서 관찰하고자 하는 것이 아니므로 임의로 단순화하였다. 상부 구조물과 시멘트용 지대주, 임플란트 고정체는 직접 완전히 결합(bonding)된 상태로 설정하였다. 지대주와 임플란트를 연결하는 나사와 나사구멍은 따로 설계하지 않았다. 해석 모델의 고정체는 Osstem Implant system의 제원을 사용하였고, 지대주등의 임플란트 구성요소도 Osstem Implant system의 제원을 참고로 단순화하여 생성하였다. 임플란트 직경과 치조골 폭경, 식립 위치에 따라 총 10개의 모델을 형성하였다(Table II, Fig. 2). 상부 보철물의 치관 형태는 Wheeler²¹의 자료를 참고로 하여 교합 치은간 길이 8.5 mm 협·설측 폭은 7.5 mm인 하악 제2소구치 형태로 생성하였고 교합면의 형태는 가급적 단순화시켜 생성하였다.

나. 하중 및 구속조건

하중조건은 환자의 구강 내에서 발생할 수 있는 교합력과 Gibbs와 Mahan²², Craig²³, Anderson^{24,25}의 연구를 참고로 하여 100N의 수직 하중을 교합면의

중심와에 가한 경우를 Load 1(이하 L1으로 표기) 그리고 치관의 장축으로부터 30° 기울어진 방향으로 설측 교두정의 중심면에 100N의 측방 하중을 가한 경우를 Load 2(이하 L2로 표기), 치관의 장축으로부터 30° 기울어진 방향으로 협측 교두정의 중심면에 100N의 측방 하중을 가한 경우를 Load 3(이하 L3로 표기)로 설정하였다(Fig. 1). 정적 하중(static load)을 가하였으며 각 구성부와 지지조직에 발생하는 응력의 크기와 분포를 측정하였다. 경계조건으로 골의 지지부를 고정하여, 임플란트 고정체와 상부 구조물, 그리고 주변 골조직에서는 변형이 허용되도록 하였다.

다. 유한요소격자(mesh) 생성

유한요소격자(mesh)는 ANSYS Workbench V.9.0(ANSYS Inc., Southpointe, USA)를 이용하여 최적의 형상과 크기로 유한요소격자를 생성하였다. 유한요소격자 형상은 해석 모델 형상이 복잡한 솔리드 모델이므로 10절점의 사면체 요소(Workbench 내의 요소 번호 solid 187)를 사용하여 유한요소격자를 생성하였다(Fig. 3). 본 논문에서 사용된 10절점 사면체 요소는 4절점 사면체 요소의 절점과 절점 사이에 절점이 하나 더 추가된 형태의 2차원 요소로 곡면에 가까운 유한요소격자 형상을 가진다. 따

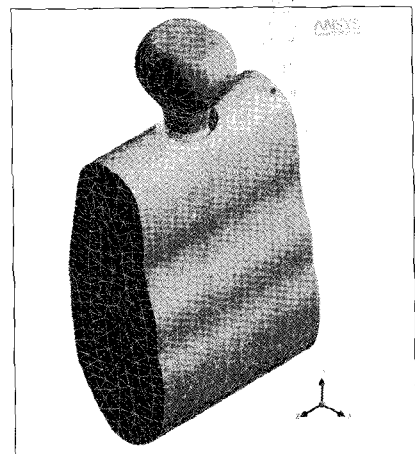


Fig. 3. Three dimensional finite element analysis model and total mesh shape.

라서 본 논문에서 생성한 나사산 형상의 모델을 해석하는데 적합하다.

전체 유한요소격자 크기는 1 mm로 하였고, 부품 간 접촉부분에서는 세밀한 유한요소격자를 생성하였다. 표준이 되는 모델 2의 피질골에서의 요소(element)와 절점(node) 수는 9526개와 16459였고, 해면골에서의 요소와 절점 수는 14323개와 21614였다.

III. 결 과

1. 유효응력

본 논문에서 유한요소분석 프로그램인 ANSYS Solution V.9.0(ANSYS Inc., Southpointe, USA)를 이용하여 하중 L1과 하중 L2, L3를 각각 부여한 경우에 각 모델의 구성요소별 최대 유효 응력(Maximum equivalent stress)을 분석하였다. 전단 응력의 조합으로 나타나는 유효응력은 치조골에서의 분포를 관찰하였다. 특히 유효응력은 전단파괴의 영향을 효과적으로 검토할 수 있기 때문에 주로 관찰하였다. 전체응력의 분포상태와 최대응력 집중부를 식별하기 위해 유효응력을 기준으로 응력의 크기에 따라 색도의 변화를 주었다(Table III-V, Fig. 4-36).

가. 임플란트 고정체 직경에 대한 연구

a. 수직 하중(L1)

피질골에서는 모델 1, 모델 2, 모델 5, 모델 3, 그리

고 모델 4 순으로 응력이 점점 작아지는 결과를 나타내었다. 4.0 mm 표준 직경의 임플란트(모델 2)가 5.5 mm 넓은 직경의 임플란트(모델 4)로 커질수록 최대 45%까지 응력값이 줄어들었으나, 협·설측으로 피질골이 거의 없는 6.0 mm 넓은 직경의 임플란트(모델 5)에선 응력값이 30%만 줄어들었다.

b. 설측 측방 하중(L2)

피질골에서는 모델 1, 모델 2, 모델 3, 모델 4, 그리고 모델 5 순으로 응력이 점점 작아지는 결과를 나타내었다. 4.0 mm 표준 직경의 임플란트(모델 2)가 5.5 mm 넓은 직경의 임플란트(모델 4)로 커질수록 최대 35%까지 응력값이 줄어들었다.

c. 협측 측방 하중(L3)

피질골에서는 모델 1, 모델 2, 모델 3, 모델 4, 그리고 모델 5 순으로 응력이 점점 작아지는 결과를 나타내었다. 4.0 mm 표준 직경의 임플란트(모델 2)가 5.5 mm 넓은 직경의 임플란트(모델 4)로 커질수록 최대 58%까지 응력값이 줄어들었다.

나. 골 폭경에 대한 연구

a. 수직 하중(L1)

피질골에서는 모델 6, 모델 2, 그리고 모델 7 순으로 응력이 점점 작아지는 결과를 나타내었다. 4.0 mm 폭경의 치조골(모델 6)이 6.0 mm 폭경의 치조골(모델 2)로 커질수록 12%정도 응력값이 줄었고, 8.0 mm 폭경의 치조골(모델 7)로 커지면 23% 정도 응력값이 줄어들었다.

Table III. Maximum equivalent stress (MPa) for variable fixture diameters

Bone	Load direction	Model				
		1	2	3	4	5
Cortical	L1	18.6	16.0	11.2	8.8	11.5
	L2	56.7	27.6	23.0	17.9	16.2
	L3	66.9	41.8	27.1	17.4	14.6
Cancellous	L1	1.2	1.4	2.0	1.6	1.0
	L2	1.1	1.2	1.1	1.7	1.2
	L3	1.1	1.6	2.6	2.2	1.7

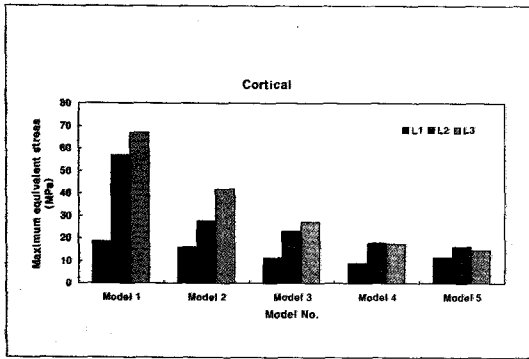


Fig. 4. Maximum equivalent stress (MPa) for variable fixture diameters.

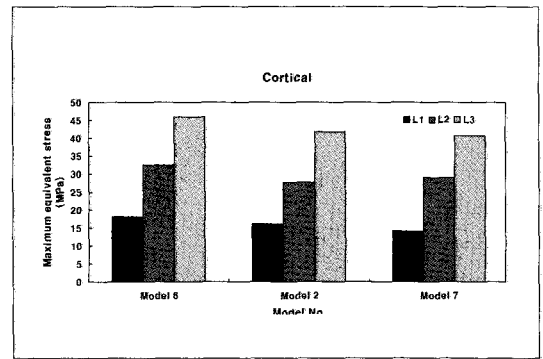


Fig. 5. Maximum equivalent stress (MPa) for crestal bone width 4, 6, 8 mm.

Table IV. Maximum equivalent stress (MPa) for crestal bone width 4, 6, 8 mm

Bone	Load direction	Model		
		6	2	7
Cortical	L1	18.1	16.0	14.0
	L2	32.5	27.6	29.0
	L3	46.0	41.8	40.7
Cancellous	L1	1.2	1.4	1.4
	L2	1.8	1.2	1.2
	L3	1.3	1.6	1.7

b. 설측 측방 하중(L2)

피질골에서는 모델 6, 모델 7, 그리고 모델 2 순으로 응력이 점점 작아지는 결과를 나타내었다. 4.0 mm 폭경의 치조골(모델 6)이 6.0 mm 폭경의 치조골(모델 2)로 커질수록 13%정도 응력값이 줄었다. 6.0 mm 폭경의 치조골(모델 2)과 8.0 mm 폭경의 치조골(모델 7)에서는 응력값이 별 차이가 없었다.

c. 협측 측방 하중(L3)

피질골에서는 모델 6, 모델 2, 그리고 모델 7 순으로 응력이 점점 작아지는 결과를 나타내었다. 4.0 mm 폭경의 치조골(모델 6)이 6.0 mm 폭경의 치조골(모델 2)로 커질수록 9%정도 응력값이 줄었다. 6.0 mm 폭경의 치조골(모델 2)과 8.0 mm 폭경의 치조골(모델 7)에서는 응력값이 별 차이가 없었다.

다. 식립 위치에 대한 연구

a. 수직 하중(L1)

피질골에서는 모델 2, 모델 8, 모델 9, 그리고 모델 10 순으로 응력이 점점 작아지는 결과를 나타내었다. 협측으로 전혀 이동하지 않은 모델(모델 2)이 협측으로 1.5 mm 이동(모델 10)할수록 최대 7%까지 응력값이 줄어들었다.

b. 설측 측방 하중(L2)

피질골에서는 모델 2, 모델 8, 모델 9, 그리고 모델 10 순으로 응력이 점점 커지는 결과를 나타내었다. 협측으로 전혀 이동하지 않은 모델(모델 2)이 협측으로 1.0 mm 이동(모델 9)할수록 14%까지 응력값이 커졌고, 1.5 mm 협측으로 이동해서 협측에 피질골이 거의 없는 모델(모델 10)에서는 최대 56%까지 응력값이 급격히 커졌다.

Table V. Maximum equivalent stress (MPa) for buccally moved distance offset from center 0, 0.5, 1, 1.5 mm

Bone	Load direction	Model			
		2	8	9	10
Cortical	L1	16.0	15.6	15.1	14.9
	L2	27.6	29.8	31.6	42.8
	L3	41.8	46.7	49.1	57.4
Cancellous	L1	1.4	1.4	1.5	1.5
	L2	1.2	1.3	1.4	1.5
	L3	1.6	1.5	1.7	1.6

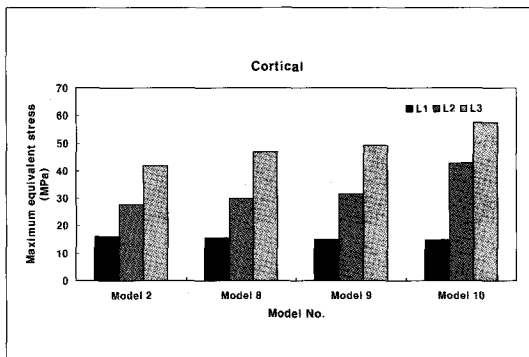


Fig. 6. Maximum equivalent stress (MPa) for buccally moved distance offset from center 0, 0.5, 1, 1.5 mm.

c. 협측 측방 하중(L3)

피질골에서는 모델 2, 모델 8, 모델 9, 그리고 모델 10 순으로 응력이 점점 커지는 결과를 나타내었다. 협측으로 전혀 이동하지 않은 모델(모델 2)이 협측으로 1.0 mm 이동(모델 9)할수록 17%까지 응력값이 커졌고, 1.5 mm 협측으로 이동해서 협측에 피질골이 거의 없는 모델(모델 10)에서는 최대 37%까지 응력값이 급격히 커졌다.

2. 응력 분포

모든 모델에서 피질골과 접촉되는 고정체 상단부 주위에 높은 응력이 집중되는 양상을 보였다. 특히, 모델 1에서 응력이 깊고 넓고 크게 나타났다. 임플란트 고정체의 하부는 응력이 크게 집중된 곳도 없었고, 응력 분산에 별다른 역할을 못했다. 모든 모델에

서 수직 하중보다는 30°의 측방 하중시 치조골에서의 전체적 최대유효응력이 깊고 넓고 크게 나타났다. 또한, 협측 측방 하중시 응력이 깊고 넓고 크게 나타났다. 치조골에서의 전체적 최대유효응력은 임플란트의 직경이 클수록 작았다. 측방 하중은 직경이 커질수록 상당히 줄어들었다. 그러나 모델 4와 모델 5는 큰 차이를 보이지 않았다. 치조골의 폭경이 커질수록 응력은 약간 더 작아졌다. 그러나, 모델 2와 모델 7의 응력은 수직 하중과 측방 하중 모두에서 큰 차이가 없었다. 협측으로 이동시 수직 하중은 작아졌으나 측방 하중의 경우 협측에 피질골이 거의 없는 모델 10에서 급격히 커졌다. 해면골은 응력분산과는 관계가 거의 없었다.

Ⅳ. 고 찰

골 유착 현상을 이용하는 임플란트는 구강이라는 특수한 환경 내에서 정하중 및 동하중을 복합적으로 받게 되어 이를 고려한 역학적인 고려가 필요하다. 구조물에 발생하는 응력을 분석하는 공학적 방법으로는 브와레 무늬 분석법, 스트레인 게이지법, 브리틀래커 코팅법, 광탄성 응력분석법, 홀로그래피법 등이 있다.^{18,26} 이런 방법들은 전체적인 현상을 파악하기가 난해하고 산출된 결과도 실제와는 다를 수가 있다. 이에 반하여 유한요소분석법은 항공기의 구조 분석 분야에 응용한 이래로 유체역학, 열전달, 전기장문제 등 비구조분석 분야에서도 폭넓게 이용되고 있고, 치의학분야의 응력 분석에도 많이 응용되고 있다.²⁷⁻³¹

본 연구에서는 임플란트 보철물을 장착한지 1년이

지난 실제 환자들의 방사선 단층 촬영 사진을 토대로 하여, 변연골 소실 양상을 참조로 5종류의 서로 다른 직경의 임플란트가 다양한 폭경의 치조골에 식립된 유한요소모델을 제작했다.³² Gibbs와 Mahan²², Craig²³, Anderson^{24,25}의 연구를 바탕으로 하여 하악 제 2소구치의 중심좌에 100N의 수직 하중을 가한 경우 그리고 치관의 장축으로부터 30° 기울어진 방향으로 협측 교두정과 설측 교두정의 중심면에 100N의 측방 하중을 가한 경우의 3가지 하중조건을 설정하였다.

본 연구의 목적은 우리가 흔히 임상에서 접하는 경우를 가정해 하악골 폭경을 4.0~8.0 mm 까지로 설정하여 폭경이 넓을수록 좋으나 하는 것과 그러면 역학적으로 최소 필요한 임플란트 협·설측 폭경은 얼마인지를 알아보고, 임플란트 고정체의 직경과 골의 폭경 사이의 연관성을 알아보고, 식립 위치에 대한 평가와 이것들이 응력분포에 미치는 영향을 3차원 유한요소해석방법을 통하여 알아보는데 있다.

모든 임플란트 모델에서 수직 하중보다는 30°의 측방 하중에서 치조골에서의 전체적 최대유효응력이 더 컸다. 이것은 수직 하중보다는 측방 하중에서 임플란트 주위 골내 응력 집중이 심하게 나타나 임플란트에서는 측방 하중이 불리하다는 선학의 연구와 일치하는 것을 알 수가 있었다.^{3,33} 특히 협측 측방 하중시 응력이 더 크게 나타났다(Fig. 8, 13, 18). 아마 이것은 협측 피질골이 설측 피질골에 비해 더 얇기 때문인 것 같은데, 굽힘력이 걸리는 하중조건인 경우엔 피질골과 접촉되는 고정체 상단부 주위에 하중이 가해진 편측으로 높은 응력이 집중되는 양상을 보인다는 선학의 연구와 일치했다.³⁴

임플란트 고정체 직경에 대한 연구에서 치조골에서의 전체적 최대유효응력은 임플란트의 직경이 클수록 작았다(Fig. 7, 8, 10). 이것은 같은 조건에서 임플란트 고정체의 직경이 클수록 경부골에 미치는 응력은 감소해서 임플란트 직경이 클수록 응력분산에 유리하다는 선학의 연구와 일치했는데^{15,18,35} 피질골과 결합된 면적과 비례 관계가 있어 직경이 클수록 접촉 면적이 증가하므로, 유리한 것 같다. 그러나 수직 하중에서 모델 5의 응력값이 약간 증가한 것은 경부골이 적기 때문인 것 같다(Fig. 10, 11). 측방 하중은 직경이 커질수록 상당히 줄어들었는데 넓은(wide)

직경의 임플란트가 측방 하중에 상당히 유리하다는 것을 보여주는 좋은 증거이다(Fig. 18, 20, 21). 그러나 모델 4와 모델 5는 큰 차이를 보이지 않는데 이것은 직경이 커짐에 따라 오히려 경부골이 적어졌기 때문인 것 같다(Fig. 15, 16). Weinberg³⁶는 대부분의 힘의 분산이 임플란트의 면을 따라서 분산되긴 보다는 치조정에서 집중된다 하였는데 이것과 연관이 있는 것 같다. 생역학적 관점으로만 보면 협·설 양측 피질골이 남아 있는 범위에서 최대한 넓은 폭경의 임플란트가 가장 유리했다.

골 폭경에 대한 연구에서 치조골의 폭경이 커질수록 응력은 약간 더 작아졌다(Fig. 8, 13, 22, 24). 역시 협측 측방 하중이 설측 측방 하중에 비해 응력이 더 컸다. 그러나, 모델 2와 모델 7의 응력은 수직 하중과 측방 하중 모두에서 큰 차이가 없었다(Fig. 8, 13, 23, 25). 치조골의 폭경이 임플란트 직경보다 협·설측으로 1 mm 이상 잔존시에는 응력값의 차이는 크게 없었다. Clelland 등³⁷이 피질골 치조정에서 응력이 최대로 집중되며 피질골 층이 두꺼울수록 응력이 감소된다고 하였는데 아마 이것과 연관지어 보면 임플란트가 식립될 치조골이 넓어도 표준 직경의 임플란트를 식립할 경우 임플란트의 하부는 해면골에 접촉(engage)되므로 응력 분산에 큰 역할을 못하기 때문인 것 같고, 상부 치조골의 폭경이 임플란트 고정체의 폭경과 거의 일치할 정도로 좁은 경우에는 협·설측으로 피질골에 더 많이 접촉되기 때문에 응력값이 거의 차이가 없는 것 같다(Fig. 8, 22, 28, 29).

역학적인 관점만 보면 협·설측으로 치조골의 피질골에 접촉된 경우(모델 5)가 골폭경이 협설로 여유가 있는 경우(모델 2와 모델 8)보다 더 유리했다(Fig. 8, 11, 28). 임플란트를 피질골에 접촉시킴으로써 피질골에 의한 지지효과를 얻을 수 있을 뿐만 아니라 임플란트와 골 계면간의 접촉 면적이 증가되며, 초기고정효과가 높아지고 치유기간이 짧아지며, 임플란트와 골간의 전단 또는 인장결합강도가 증가된다는 등 피질골 접촉에 따른 여러 가지 이점들이 과거부터 여러 선학들에 의하여 주장되어 왔는데 이것과 일치하는 것 같다.¹²⁻¹⁴

식립 위치에 대한 연구에서 모델들의 수직 하중은 협측으로 이동시 큰 차이를 보이지 않지만(Fig. 8,

28-30), 측방 하중의 경우 협측에 피질골이 거의 없는 모델 10에서 급격히 커졌다(Fig. 13, 31-33). 이것은 앞에서 언급한대로 굽힘력이 걸리는 경우 피질골과 접촉되는 고정체 상단부 주위에 하중이 가해진 편측으로 높은 응력이 집중되는 양상을 보인다는 연구(Fig. 17-19)와 피질골 층이 두꺼울수록 응력이 감소된다고 한 연구를 참조하면 쉽게 이해가 된다.^{34,37}

해면골은 응력분산과는 관계가 거의 없었다(Fig. 7, 10, 11). 이것은 임플란트에 가해지는 응력은 주로 상부 피질골에 집중되며 해면골에서는 거의 응력 집중이 없고, 악골의 밀도가 응력에 영향을 미친다는 논문과 거의 일치한다.³⁸⁻⁴⁰ 또한 모든 경우에 있어서 임플란트의 길이가 증가한다고 해서 최대 응력이 감소하지는 않았다고 하는 논문과 어느 정도 일맥상통한 것 같다.⁴¹ 같은 이유로 피질골에 더 많이 결합이 되도록 피질골의 단면에 따라 임플란트의 모양이나 직경을 선택해야 한다. 그래서 단층 촬영술(tomography)이나 전산화 단층 촬영술(CT) 같은 진단기계 등이 임플란트 식립시 많은 도움이 될 것이다.

실제로 골에서 발생하는 골 흡수, 골 개조 등의 생리적 변화를 야기하는 응력의 수치는 잘 확립되어 있지 않으며, 유한요소 응력분석을 이용하여 계산된 응력수치가 반드시 실제 수치와 일치하지 않을 수도 있지만, Burr와 Martin⁴²의 보고에 의하면 과부하영역은 약 50 MPa이 된다. 모델 5와 모델 6, 모델 10을 혈액 공급의 관점과 임플란트 주위조직의 세포 반응을 배제하고 생역학적인 관점에서 보면, 첫 번째 나사산까지 골 흡수가 일어나도 하악골 부위의 해부학적 형태 때문에 협측에 피질골이 거의 없는 경우만 아니라면 응력에 충분히 견딜 수 있다. 어느 정도 심하게 치조정 폭경이 부족하지 않고 치조정에서 임플란트 첫 번째 나사산이 심하게 드러날 정도만 아니면, 1년 정도 후 골개조가 일어난 후에도 역학적으로는 큰 문제가 안 되므로 굳이 어려운 골이식이나 골유도재생술을 행해야 할 이유가 없는 것 같다.

이상의 3차원 유한 요소 응력 분석 결과에서 임플란트 식립시 혈액공급의 관점을 배제하고 생역학적 관점에서만 보면, 최소 협설로 0.25 mm 정도가 남아있으면 역학적으로 문제가 없었고, 협·설 양측

피질골이 남아 있는 범위에서 최대한 넓은 폭경의 임플란트를 식립하여, 협·설 양측 피질골에서 접촉을 얻는 것이 역학적으로 중요한 역할을 하는 것으로 사료된다. 따라서 임플란트 식립 전 단층 촬영술(tomography)이나 전산화 단층 촬영술(CT) 등으로 피질골의 단면을 파악할 수 있다면 역학적으로 가장 유리한 임플란트의 모양이나 직경, 식립 위치를 결정하는데 큰 도움이 될 것 같다. 그러나, 실제 임상에서는 혈액공급에 따라 차이가 있을 수 있기에 더 많은 연구가 필요하다.

응력분산에 있어서 임플란트의 직경과 치조골의 폭경이 표준화하지 못한 것이 이번 연구 결과에 약간의 영향을 미친 듯하다. 앞으로 이번 실험과 동일한 골 모델에 임플란트의 길이를 짧게 설정한 실험과, 그리고 외형은 대칭이고 피질골의 두께는 1-2 mm, 상부 골 폭경은 6 mm인 실험 모델을 추가로 만들어 임플란트 직경이 4.0 mm과 5.0 mm, 임플란트 고정체의 모양은 일자형(straight) 형태와 치근형(root form) 형태의 여러 가지 모델을 만들어, 좀 더 구체적이고 사실적인 실험 및 장기간의 임상실험을 통하여 정확한 결론을 얻을 필요가 있다고 사료된다.

V. 결 론

본 연구는 임플란트가 식립될 잔존 치조골의 폭경과 임플란트 고정체와의 관계, 그리고 식립 위치에 따른 임플란트 하부지지조직에서 발생한 응력을 분석하기 위하여 100N의 수직 및 경사 하중을 가한 3차원 유한요소 해석을 통하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 모든 모델에서 수직 하중보다는 30°의 측방 하중에서 치조골 조직에서의 전체적 최대유효응력이 더 컸다. 특히 협측 측방 하중시 응력이 더 컸다.
2. 임플란트 고정체 직경에 대한 연구에서 치조골의 응력은 직경이 클수록 작았다. 수직 하중시 임플란트 직경이 증가할수록 응력 값이 줄어들었으나 과도한 증가로 협측에 피질골이 거의 없는 경우 응력값은 약간 더 커졌다. 측방 하중에서도 직경이 커질수록 응력값이 줄어들었으나

협측 측방 하중에서 5.5 mm 와 6.0 mm로 넓은 직경의 임플란트에서는 별 차이가 없었다.

3. 골 폭경에 대한 연구에서 치조골의 폭경이 커질 수록 치조골 내 응력은 작았다. 수직 하중과 측방 하중시 치조골 폭경이 6.0 mm 까지는 폭경 증가에 따라 응력값이 줄어들었다. 그러나 측방 하중시 6.0 mm 이상의 치조골 폭경에서는 응력값이 별 차이가 없었다.
4. 식립 위치에 대한 연구에서 임플란트 식립 위치를 이동하여도 응력값이 별 차이가 없었으나, 협측에 피질골이 거의 없는 경우에는 응력값이 가장 불리했다.
5. 모든 모델에서 피질골과 접촉되는 고정체 상단 부 주위에 높은 응력이 집중된 양상을 보였으나 임플란트 고정체의 하부는 응력이 크게 집중된 곳도 없었고 응력분산에 별다른 역할을 못했다. 이상의 결과에서 협·설 양측 피질골이 남아 있는 범위에서 넓은 폭경의 임플란트를 식립하여 협·설 양측 피질골에서 더 많은 접촉을 얻는 것이 역학적으로 중요한 역할을 하는 것으로 사료된다.

참고문헌

1. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50:399-410.
2. Adell R, Lekholm U, Brånemark PI. A 15 year study of osseointegrated edentulous jaw. *J Oral Surg* 1981;10:387-416.
3. Borchers L, Reichart P. Three dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res* 1983;62:155-9.
4. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. Osseointegration and occlusal rehabilitation. Chicago, Quintessence Publ. Co., 1989:265.
5. Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prosthesis attached to osseointegrated implant. *Quintessence* 1990;21:563-70.
6. Haraldson T, Brånemark PI. The silent period and jaw jerk reflex in patients with osseointegrated oral implant bridge. *Scand J Dent Res* 1979;87:365-72.
7. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Impl Res* 1996;7:143-52.
8. Spray JR, Black CG, Morris HF, Ochi S. The influence of bone thickness on facial marginal bone response: stage 1 placement through stage 2 uncovering. *Ann Periodontol* 2000;5:119-28.
9. Covani U, Bortolaia C, Barone A, Sbordone L. Bucco-lingual crestal bone changes after immediate and delayed implant placement. *J Periodontol* 2004;75:1605-12.
10. Renouard F, Arnoux JP, Sarment DP. Five-mm-diameter implants without a smooth surface collar: Report on 98 consecutive placements. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:101-7.
11. Wilson TG Jr, Buser D. Advances in the use of guided tissue regeneration for localized ridge augmentation in combination with dental implants. *Tex Dent J* 1994;111:5, 7-10.
12. Misch CE. Contemporary implant dentistry. Mosby-Year Book Inc., St. Louis. 1993.
13. Sahin S, Akagawa Y, Wadamoto M, Sato Y. The Three-dimensional bone interface of an osseointegrated implant. II : A morphometric evaluation after three months of loading. *J Prosthet Dent* 1996;76:176-80.
14. Palacci P, Ericsson I, Engstrand P, Rangert B. Optimal implant positioning & soft tissue management for the Brånemark system. Chicago, Quintessence Publ. Co., 1995.
15. Davarpanah M, Martinez H, Kebir M,

- Etienne D, Tecucianu JF. Wide-diameter implants: New concepts. *Int J Perio Rest Dent* 2001;21:149-59.
16. Graves SL, Jansen CE, Siddiqui AA, Beaty KD. Wide diameter implants : indications, considerations and preliminary results over a two-year period. *Aust Prosthodont J* 1994;8:31-7.
 17. Aparicio C, Orozco P. Use of 5-mm-diameter implants : Periotest values related to a clinical and radiographic evaluation. *Clin Oral Implants Res* 1998;9:398-406.
 18. Matsushita M, Kitoh 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.
 19. Langer B, Langer L, Herrmann I, Jorneus L. The wide fixture : a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. part I. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:400-8.
 20. Eckert SE, Meraw SJ, Weaver AL, Lohse CM. Early experience with Wide-Platform Mk II implants. part I : implants survival. Part II : Evaluation of risk factors involving implant survival. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:208-16.
 21. Major M Ash Jr. Wheeler's Dental anatomy, physiology and occlusion.: 7th ed W.B. Saunders Co, 1993:218-231.
 22. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J Prosthet Dent* 1981;46:443-9.
 23. Craig RG. Restorative Dental Materials, 6th ed : C.V. Mosby Co, 1980:602.
 24. Anderson DJ. Measurement of stress in mastication I. *J Dent Res* 1956;35:664-70.
 25. Anderson DJ. Measurement of stress in mastication II. *J Dent Res* 1956;35:671-3.
 26. Cellant NL, Ismail YH, Zail HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:391-8.
 27. Ryu SY, Yang HS, Cho KZ. Two dimensional stress analysis of root and supporting tissues by various post design. *J Korean Dental Association* 1988;26:737.
 28. Craig GG, Peyton FA. Measurement of stresses in field bridge restorations using brittle coating technique. *J Dent Res* 1965;44:756.
 29. Dirstoft BI, Jansson JF, Abramson NH. Using holography for measurement of in vivo deformation in complete maxillary denture. *J Prosthet Dent* 1985;54:843-6.
 30. Kim YH, Kim YS. A study on the connection modality between implant and tooth in osseointegrated prosthetic treatment using finite element analysis. *J Kor Acad Prosthodont* 1991;29:1.
 31. Yang HS, Van P Thompson. A two dimensional stress analysis of fixed prosthesis with rigid or nonrigid connectors. *J Kor Acad Prosthodont* 1992;30:445.
 32. Hirayama M, Wang M. Bone morphology associated with biologic width among various dental implant designs. *The Advanced J Clinical Implant Dentistry : Sensible.* 2002;2:17.
 33. Jung JW, Lee CH. The effect of the difference of the implant fixture and abutment diameter for stress distribution. *J Kor Acad Prosthodont* 2004;42:583-596.
 34. Ahn JK, Kay KS, Chung CH. Finite element stress analysis of implant prosthesis with internal connection between the

- implant and the abutment. *J Kor Acad Prosthodont* 2004;42:356-372.
35. Jarvis WC. Biomechanical advantages of wide-diameter implants. *Compend Contin Educ Dent* 1997;18:687-92, 694.
 36. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:19-31.
 37. 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;2:183-9.
 38. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol* 1997; 23:104-11.
 39. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. 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.
 40. Ichikawa 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* 1997;8:18-22.
 41. Choi JH, Seo KY, Choi JH, Han JS. Effects of bone engagement type&implant length on stress distribution: a three dimensional finite element analysis. *J Kor Acad Prosthodont* 1999;37:687-700.
 42. Burr DB, Martin RB. Errors in bone remodeling : toward a unified theory of metabolic bone disease. *Am J Anat* 1989; 186:186-216.

Reprint request to:

Hong-So Yang, D.D.S., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chonnam National University
8, Hak-Dong, Dong-Gu, Gwangju, 501-757, Korea
yhsdent@chonnam.ac.kr

사진부도 ①

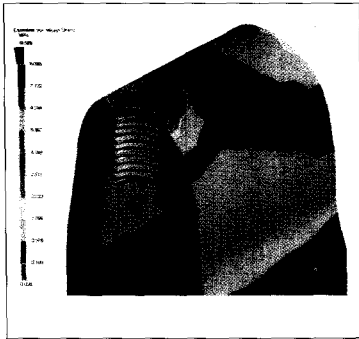


Fig. 7. Equivalent stress in model 1 under load L1.

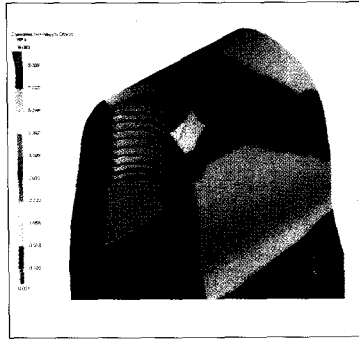


Fig. 8. Equivalent stress in model 2 under load L1.

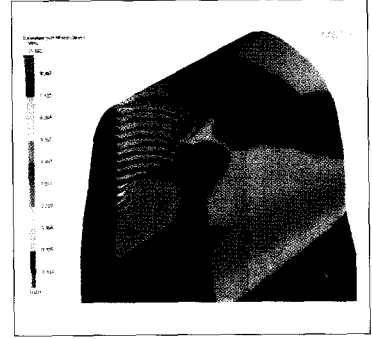


Fig. 9. Equivalent stress in model 3 under load L1.

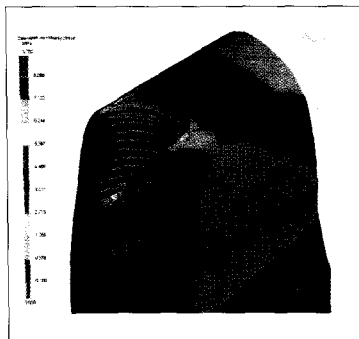


Fig. 10. Equivalent stress in model 4 under load L1.

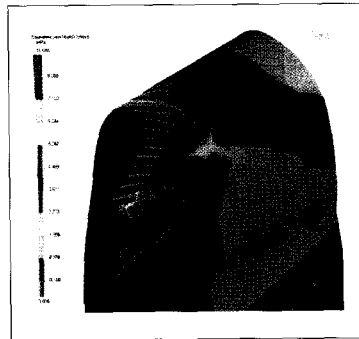


Fig. 11. Equivalent stress in model 5 under load L1.

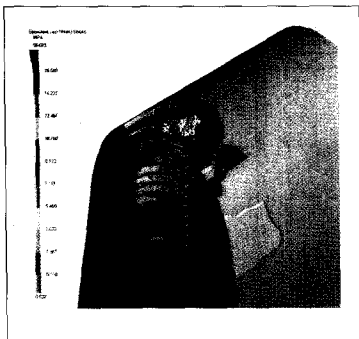


Fig. 12. Equivalent stress in model 1 under load L2.

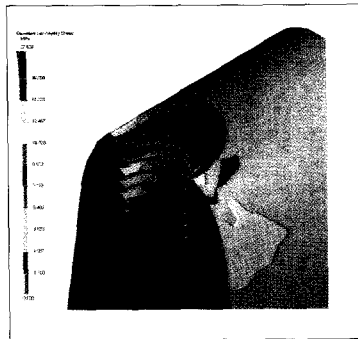


Fig. 13. Equivalent stress in model 2 under load L2.



Fig. 14. Equivalent stress in model 3 under load L2.

사진부도 ②

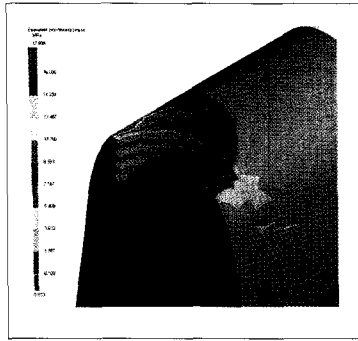


Fig. 15. Equivalent stress in model 4 under load L2.

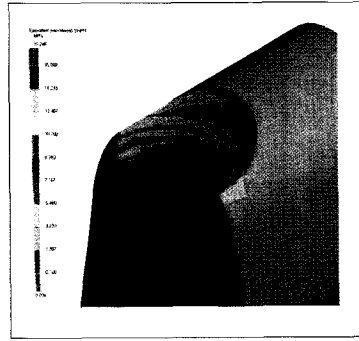


Fig. 16. Equivalent stress in model 5 under load L2.

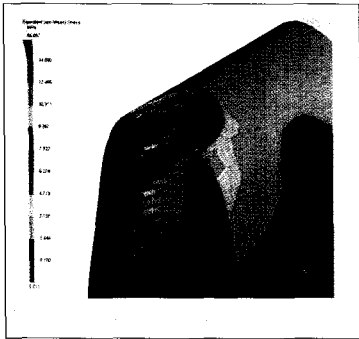


Fig. 17. Equivalent stress in model 1 under load L3.

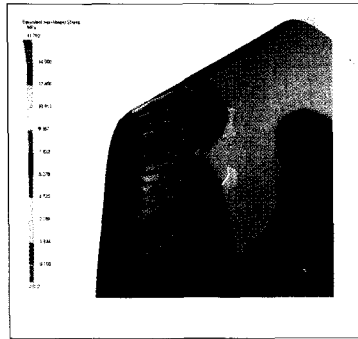


Fig. 18. Equivalent stress in model 2 under load L3.

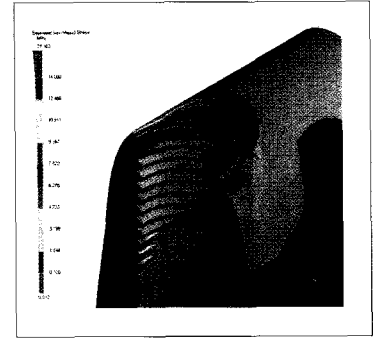


Fig. 19. Equivalent stress in model 3 under load L3.

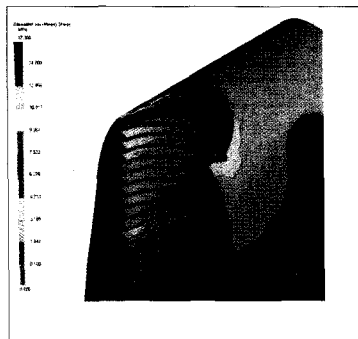


Fig. 20. Equivalent stress in model 4 under load L3.

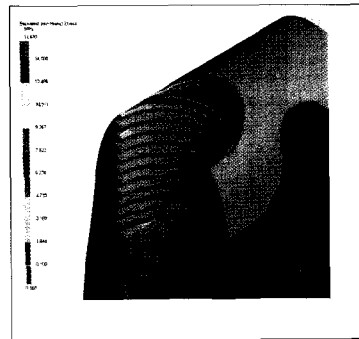


Fig. 21. Equivalent stress in model 5 under load L3.

ABSTRACT

**STRESS ANALYSIS OF SUPPORTING TISSUES ACCORDING
TO IMPLANT FIXTURE DIAMETER AND RESIDUAL
ALVEOLAR BONE WIDTH**

Sang-Un Han, D.D.S., Mong-Sook Vang, D.D.S., Ph.D., Hong-So Yang, D.D.S., Ph.D.,
Sang-Won Park, D.D.S., Ph.D., Ha-Ok Park, D.D.S., Ph.D., Hyun-Pil Lim, D.D.S.

Department of Dental Science, Graduate School, Chonnam National University

Statement of problem: The cumulative success rate of wide implant is still controversial. Some previous reports have shown high success rate, and some other reports shown high failure rate.

Purpose: The aim of this study was to analyze, and compare the biomechanics in wide implant system embedded in different width of crestal bone under different occlusal forces by finite element approach.

Material and methods: Three-dimensional finite element models were created based on tracing of CT image of second premolar section of mandible with one implant embedded. One standard model(6mm-crestal bone width, 4.0mm implant diameter, central position) was created. Varied crestal dimension(4, 6, 8 mm), different diameter of implants(3.3, 4.0, 5.5, 6.0mm), and buccal position implant models were generated. A 100-N vertical(L1) and 30 degree oblique load from lingual(L2) and buccal(L3) direction were applied to the occlusal surface of the crown. The analysis was performed for each load by means of the ANSYS V.9.0 program.

Conclusion:

1. In all cases, maximum equivalent stress that applied 30° oblique load around the alveolar bone crest was larger than that of the vertical load. Especially the equivalent stress that loaded obliquely in buccal side was larger.
2. In study of implant fixture diameter, stress around alveolar bone was decreased with the increase of implant diameter. In the vertical load, as the diameter of implant increased the equivalent stress decreased, but equivalent stress increased in case of the wide implant that have a little cortical bone in the buccal side. In the lateral oblique loading condition, the diameter of implant increased the equivalent stress decreased, but in the buccal oblique load, there was not significant difference between the 5.5mm and 6.0mm as the wide diameter implant.

3. In study of alveolar bone width, equivalent stress was decreased with the increase of alveolar bone width. In the vertical and oblique loading condition, the width of alveolar bone increased 6.0mm the equivalent stress decreased. But in the oblique loading condition, there was not a difference equivalent stress at more than 6.0mm of alveolar bone width.
4. In study of insertion position of implant fixture, even though the insertion position of implant fixture move there was not a difference equivalent stress, but in the case of little cortical bone in the buccal side, value of the equivalent stress was most unfavorable.
5. In all cases, it showed high stress around the top of fixture that contact cortical bone, but there was not a portion on the bottom of fixture that concentrate highly stress and play the role of stress dispersion

These results demonstrated that obtaining the more contact from the bucco-lingual cortical bone by installing wide diameter implant plays an important role in biomechanics.

Key words : Stress analysis, Implant fixture diameter, Residual alveolar bone width