하중의 위치 및 경사에 따른 임플랜트 보철의 유한요소법적 응력분석

조선대학교 치과대학 보철학교실, *이화여자대학교 임상치의학대학원

배숙진·정재헌·정승미*

Finite Element Stress Analysis of Implant Prosthesis according to Position and Direction of Load

Sook-Jin Bae, Chae-Heon Chung, Seung-Mi jeong*

Dept of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University,
*Graduate School of Clinical Dentistry, Ewha Womans University

The purpose of this study was to assess the loading distributing characteristics of implant prosthesis according to position and direction of load, under vertical and inclined loading using FEA analysis. The finite element model was designed according to standard fixture (4.1mm restorative component x 11.5mm length). The crown for mandibular first molar was made using UCLA abutment. Each three-dimensional finite element model was created with the physical properties of the implant and surrounding bone. This study simulated loads of 200N at the central fossa in a vertical direction (loading condition A), 200N at the outside point of the central fossa with resin filling into screw hole in a vertical direction (loading condition B), 200N at the centric usp in a 15^0 inward oblique direction (loading condition C), 200N at the in a 30^0 inward oblique direction (loading condition D) or 200N at the centric cusp in a 30^0 outward oblique direction (loading condition E) individually. Von Mises stresses were recorded and compared in the supporting bone, fixture, and abutment screw.

The following results have been made based on this study:

1. Stresses were concentrated mainly at the ridge crest around implant in both vertical and oblique loading but stresses in the cancellous bone were low in both vertical and oblique loading.
2. Bending moments resulting from non-axial loading of dental implants caused stress concentrations on cortical bone. The magnitude of the stress was greater with the oblique loading than with the vertical loading.
3. An offset of the vertical occlusal force in the buccolingual direction relative to the implant axis gave rise to increased bending of the implant.
4. The relative positions of the resultant line of force from occlusal contact and the center of rotation seems to be more important.
5. The magnitude of the stress in the supporting bone, fixture and abutment screw was greater with the outward oblique loading than with the inward oblique loading and was the greatest under loading at the centric cusp in a 30^0 outward oblique direction.

Conclusively, this study provides evidence that bending moments resulting from non-axial loading of dental implants caused stress concentrations on cortical bone. But it seems to be more important that how long is the distance from center of rotation of the implant itself to the resultant line of force from occlusal contact(leverage). The goal of improving implants should be to avoid bending of the implant.

하중의 위치 및 경사에 따른 임플랜트 보철의 유한요소법적 응력분석

조선대학교 치과대학 보철학교실, *이화여자대학교 임상치의학대학원

배숙진·정재헌·정승미*

Ⅰ. 서 론

골 유착 임플랜트는 부분 또는 완전 무치악 환자에서 성공률이 아주 높은 믿을만한 치료 방법으로 인정 받아왔다. 그러나 높은 예견성과 성공률에도 불구하고 합병증이나 실패도 많이 보고되고 있는데 임플랜트는 특수한 환경인 구강 내에 식립되어 치아의 역할을 대신하여 기능하는 동안 정하중 및 동하중을 계속 복합적으로 받게되므로 생역학과 연관하여 많은 문제점이 발생할 수 있기 때문이다. 반복된 교합압으로 인한 국소적 응력 집중은 임플랜트의 구성성분 및 상부 보철물의 파괴, 임플랜트 주위 지지골의 흡수, 임플랜트와 보철물 연결부의 손상, 유지나사의 이완 및 파절, 시멘트의 파괴를 야기 시킬 수 있다. 특히 골질이 불량한 부위나 골량이 불충분한 부위에서는 이러한 실패의 가능성이 더욱 높게된다.[2,4,18] Riger 등[17]은 골유착 임플랜트의 장기적 및 생역학적 성공을 위해선 파괴 응력이 지지골에 전달되지 않도록 보철물에 가해진 응력을 넓게 분산시킬 수 있도록 디자인된 임플랜트가 필수적이나 아직 교합력에 의해 야기되는 임플랜트와 주위조직에 발생되는 응력분석에 관하여 명확한 규명은 부족하다고 하였다.

자연치와 임플랜트는 몇가지 생역학적 차이점을 갖는다. 자연치아는 과도한 교합력으로부터 치아와 치주 조직을 보호하는 치주 인대 수용기를 가지고 있으나 골유착성 임플랜트는 교합력에 대한 특별한 방어 기전이 없이 지지골에 직접 응력을 전달한다. 특히 임플랜트 보철에서는 고정체를 기초로한 상부 보철물은 계속적인 교합압에 노출되어 기능을 하게 되며 임플랜트는 자연치의 치주인대와 같은 응력 흡수기전이 없으므로 동일한 저작력에도 취약한 물리적 성상을 가지며 측방하중이 가해질 때 회전중심이 치근단 1/3 부위에 존재하는 자연치보다 오히려 상방의 지지골 치조정에 회전중심이 존재하므로[19,20,21] 반복되는 교합압에 의한 치조정 부위에 국소적 응력집중을 야기해 상부구조물의 파절, 나사풀림, 주위 치조골의 흡수 등 생역학과 연관된 많은 문제점들이 발생된다. 또한 자연치에서는 교합 외상의 전구증상이 대개 가역적이고 과민반응(sensitivity)이나 치수 충혈(hyperemia), 치아의 동요도 증가로 나타나는 반면, 골내 임플란트에서는 이러한 초기증상과 증후들이 나타나지 않고 임플랜트 주위 골소실이나 유지나사의 풀림 등이 어떠한 경고 증상 없이 발생하며 이러한 교합하중이 반복되는 임플랜트는 미세응력파절(microscopic stress fracture)이나 피로(fatigue)를 초래할 가능성을 내재한다.

한편 저작력에 대한 연구에선 Haraldson[6]은 자연치열과 골유착성 임플랜트지지 보철물에서의 저작력과 최대교합력을 비교시 별 차이가 없으며 골유착성 임플랜트지지 보철물을 장착한 환자에서 교합력은 저작근의 근신경 기전을 통해 조절된다고 하였다. 임플랜트 보철물이 성공적이기 위해서는 교합압으로 인한 임플랜트 지지골에 가해지는 압력이 생체의 지지능력 이내에서 가해지도록 임플랜트의 기계적 및 물리적 성질을 중요한 요소로 고려해야만 한다.

Weinberg[21]는 임플랜트는 자연치에 비해 골유착에 의한 미세운동이 없으므로서 힘의 적용부위에

힘의 집중을 야기하는 경향을 가지므로 일반적으로 임플랜트 지지 보철의 수복 시기에 힘이 가해지는 위치 및 접촉부위 경사가 철저히 고려되어야 한다고 하였고, Rangert 등[16]은 임플랜트에 작용되는 증가된 굴곡력(bending load)이 과하중의 주요 원인으로서 이를 굴곡하중이라고 하였다.

본 연구에서는 단일치 수복의 임플랜트 보철물에 가해지는 하중위치 및 하중 방향도 생역학적 관점에서 중요하므로 이에 관한 명확한 규명을 위해 3차원 유한요소분석을 통하여 지지골, 고정체, 지대나사에 작용하는 응력을 분석하고저 하였다.

Ⅱ. 연구 재료 및 방법

1. 연구재료

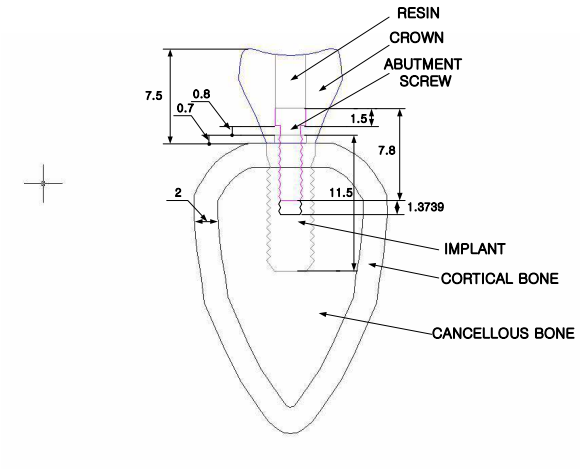
1) 유한요소 모델의 설계

본 연구에서는 하악골의 제1대구치 부분에 임플랜트를 식립하여 보철 수복한 경우를 연구모델로 하였다. 하악 제1대구치를 중심으로 하악골을 근원심으로 2cm 폭경을 갖도록 수직 절단한 후, 이를 1mm 간격으로 수직 방향에서 전산화 단층 촬영을 하여 20개의 촬영된 단면을 얻었고, 이 단면들의 평면형태를 환등기로 비추어 모눈종이 상에서 사도(tracing)하여 미리 부여한 좌표원점을 기준으로 3차원 좌표값을 산출하여 삼차원 유한요소모델을 형상화하는데 이용하였다.

본 모델링에서는 지지골, 해면골, 임플랜트 고정체, 지대주 나사, 나사, 상부치관, 나사산 입구를 채운 콤포지트 레진으로 나누어 구성하였다. 골 구조 중 외부는 2mm의 두께를 갖는 치밀골로 처리하였고,[1,11,13] 그 내부는 모두 해면골로 처리하였다. 임플랜트 고정체의 매식 깊이는 첫 번째 나사산이 상단 피질골과 해면골의 경계부위에 위치하도록 하였고, 모형화에 사용된 임플랜트 고정체 및 지대주 나사의 나사산은 모두 편의상 수직축에 대칭으로 처리하였으며, 임플랜트 고정체는 골과 완전히 골 유착된 것으로 가정하였다. 실제로는 치밀골 및 해면골은 이방성이나 유한 요소법(Finite Element Method)을 이용한 응력 분석법은 모델의 단순화와 응력의 수치적 계산을 위해 모형의 물리적 특성은 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성(homogenecity), 재료의 특성이 3방향으로 모두 동일하다는 등방성(isotropy), 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하고 변위 정도에는 무관심하다는 선형탄성(linear elasticity)을 갖는 것으로 가정하였다. 그리고 실험은 단일치아 임플랜트 수복물 모형에서 행한 것으로 하였다. Fig.1 은 표준형 모형의 구성과 그 수치를 보여주고 있으며 Fig.2는 그 유한요소 모형을 보여주고 있다.

2) 실험모형

본 연구에서 사용된 실험모형은 임플랜트의 직경이 4.0mm이고 길이가 11.5mm로서 platform의 직경은 4.1mm인 표준형의 경우(Fig. 3)로 하였다.



(Unit; mm)

Fig. 1. Schematic representation in model.

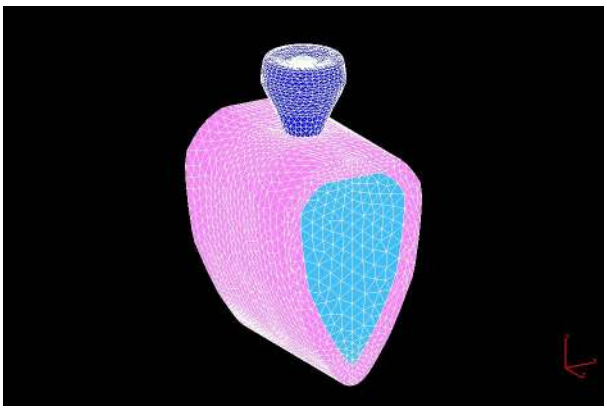


Fig. 2. Three-dimensional finite element in model.

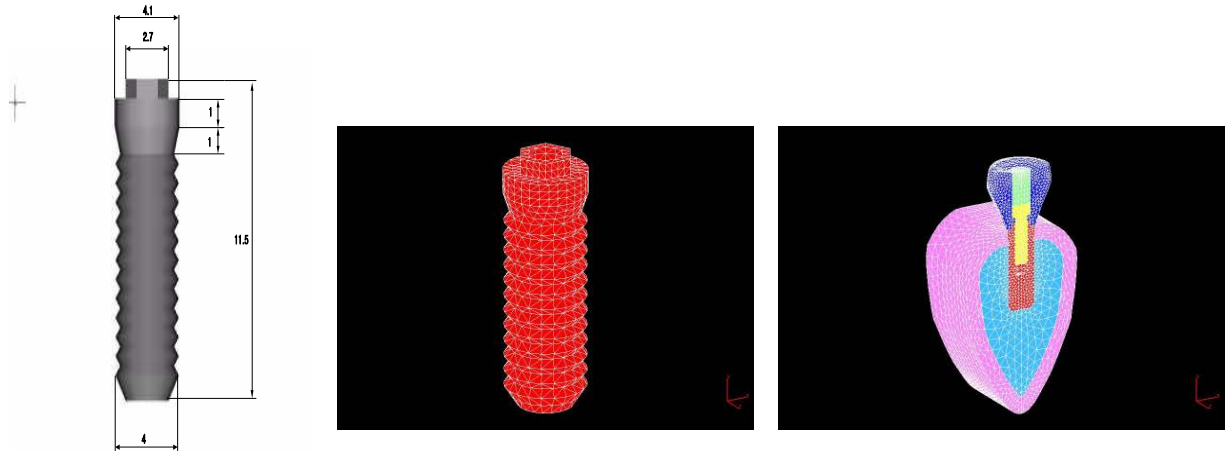


Fig. 3. Schematic representation of implant in model(Unit; mm) and finite element model.

실험모형의 정확한 비교를 위하여 유한요소 격자를 Table 1과 같이 나누었다.

3) 하중조건 및 경계조건

저작은 수직력과 경사력을 발생시키므로 본 연구에서는 하중조건 A는 치관 중심와(central fossa)에 200N [6,9]의 수직하중이 작용하도록 하였고, 하중조건 B는 치관 중심와(central fossa)에 있는 나사산 입구를 채운 콤포지트 레진부위에 하중이 가해지는 것을 피하기 위하여 레진을 벗어난 바로 바깥 부위의 금교합면 위에 200N의 수직하중(vertical force: 0。)이 작용하도록 하였으며, 하중조건 C는 협측교두에 바깥쪽에서 치아 중심쪽으로 200N의 15。경사하중이 작용되도록 하였고, 하중조건 D는 협측교두에 바깥쪽에서 치아 중심쪽으로 200N의 30。경사하중이 작용되도록 하였으며, 하중조건 E는 협측교두(buccal cusp)에 치아의 중심에서 바깥쪽으로 200N의 30。 경사하중이 작용되도록 하였다(Fig. 4, 5).

Table 1. The number of nodes and elements in this study

Model	Number	
	Node	Element
1	10,201	50,372

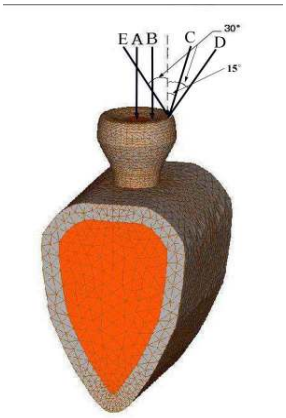


Fig. 4. Five loading direction of loading condition A, B, C, D, E.

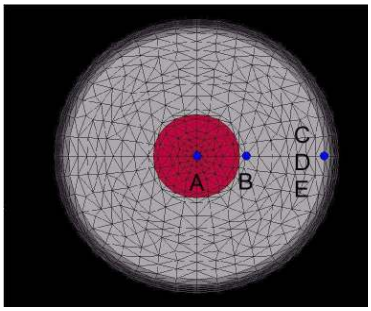


Fig. 5. Three loading point of loading condition A, B, C, D, E.

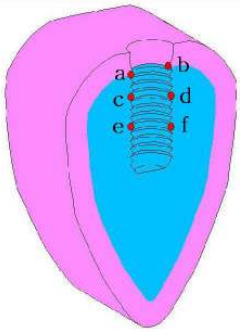


Fig. 6. The reference points in supporting bone in model.

경계조건 (boundary condition)으로는 하악골의 양쪽 모서리 부분의 절단면부분을 U_x, U_Y, U_Z 방향을 모두 구속하였고, 보철물과 임플랜트 및 주변 골조직에서 변형이 허용되도록 하였다.

4) 물성치

설계된 모형의 유한요소해석(finite element analysis)을 수행하는데 필요한 재료의 물성치인 탄성계수(Young's modulus; E)와 포와송의 비(Poisson's ratio; υ)는 선학들의 자료를 참고하여 이용하였다(Table 2)[7].

2. 연구방법

1) 유한요소 응력분석

본 연구에서 삼차원 유한요소분석 프로그램인 NISA / DISPLAY Ⅳ (Version 10.0, Engineering Mechanics Research Corporation, USA)을 이용하여 산출되는 여러 가지 응력값 중에서 유효응력(von Mises stress)을 기준으로 각 실험군에서의 응력 분포를 비교 분석하였다. 결과는 전체응력의 분포상태와 최대응력 집중부를 식별하기 위해 유효응력(von-Mises stress)을 기준으로 응력의 크기에 따라 색도로 표시하였다. 각 하중조건간의 비교를 위해 6개의 참고점(reference point)을 정하고(Fig. 6), 각 하중조건 하에서 실험모형에 발생되는 유효응력(von-Mises stress)을 비교 분석하였다.

Table 2. Material properties in this study

Materials	Properties	
	Young's Modulus ; E (MPa)	Poisson's Ratio ; υ
Cortical bone	13,700	0.30
Cancellous bone	1,370	0.30
Titanium (Implant)	115,000	0.35
Composite resin	9,700	0.35
Gold crown	96,600	0.35
Titanium screw	115,000	0.35

Ⅲ. 연구성적

1. 모형 전체의 응력 분석

실험모형의 각 하중조건 하에서의 협설로 절단한 전체 구성부에 발생한 von Mises 응력은 다음과 같다(Fig. 7).

수직하중이 중심와에 가해진 하중조건 A의 경우에선 임플랜트 보철의 장축에 응력이 고르게 분산되는 양상을 보이며(Fig. 7-A), 수직하중이 중앙 screw hole에서 약간 바깥쪽에 가해진 하중조건 B에서는 약간의 굽힘력이 걸려 약간 편측으로 치우치는 응력양상을 보인다(Fig. 7-B). 안쪽으로 15。경사하중이 가해진 하중조건 C의 경우에는 하중이 가해진 교두의 치경부 쪽에 높은 집중응력이 걸리고 있는 반면(Fig. 7-C), 안쪽으로 30。경사하중이 가해진 하중조건 D의 경우에는 오히려 하중이 가해진 교두의 반대편쪽 치경부 쪽에 높은 집중응력이 걸리고 있다(Fig. 7-D). 이에비해 바깥쪽으로 30。경사하중이 가해진 하중조건 E의 경우에서는 더 큰 굽힘력이 걸려, 좌우측 치경부에 인장력과 압축력이 많이 걸리므로서 좌우측 치경부에 높은 유효응력이 걸려 있는 양상을 보인다. 또한 치경부에서 대체로 다른 하중 조건에 비해 가장 높은 응력이 걸려 있음을 알 수 있다(Fig. 7-E).

하중조건에 따른 골내의 참고점 부위에 유효응력을 Table 3에서 보여주고 있는데, 하중위치가 중심와에서 벗어나 경사하중인 하중조건 B, C, D의 경우에 응력이 대체로 증가 되며 특히 교두정에 바깥쪽으로 경사하중이 걸리는 하중조건 E의 경우에 가장 높은 응력이 발생됨을 볼 수 있다. 그리고 하중조건 C와 하중조건 D의 경우에서 하중이 많이 걸리는 부위가 치경부의 서로 반대편측에 나타난다.

2. 각 구성부에 응력 분석

실험모형의 각 하중조건 하에서의 치관부, 지지골, 고정체, 지대나사에 나타나는 각각의 응력은 다음과 같다.

1) 치관부에서의 응력(Fig. 8)

Fig. 8에서 보는 바와 같이 치관부에서의 응력 양

상은 하중조건에 관계없이 Model 에서 하중이 가해진 부위에 가장 큰 응력이 집중되며 아울러 고정체와 연결되는 치관부의 경부에 비교적 큰 응력이 많이 걸리고 있다.

2) 고정체에서의 응력 (Fig. 9, Table 3)

고정체에서의 응력양상은 하중조건에 관계없이 모두에서 치밀골과 접촉되는 고정체 상단부에 응력이 집중되는 양상을 보이며 또한 굽힘력이 걸리는 하중조건 B, C, D 의 경우에 편측으로 높은 응력이 집중되는 양상을 보이고, 하중조건 E의 경우엔 좌우 양측 치경부에 높은 응력이 걸려 있는데 이는 가장 큰 굴곡 모멘트가 걸려 좌측 치경부에는 높은 인장응력이 우측 치경부에는 높은 압축응력이 걸려 있음이 추정된다. 그리고 응력집중 부위에서 응력의 크기 비교에 있어서, 다른 하중조건에 비해 하중조건 E의 경우가 가장 큰 응력값을 보이고 있다.

3) 지지골에서의 응력(Fig. 10, Table 3)

Fig. 10에서 보는 바와 같이 지지골에서의 응력양상은 하중조건에 관계없이 모두에서 지지골 상부 즉 임플란트 고정체 상부의 골 접촉부인 치밀골에 응력이 집중되는 양상을 보이며 그 하부 해면골에서는 그리 큰 응력이 걸리지 않음을 알수 있다. 또한 굽힘력이 걸리는 하중조건 B, C, D의 경우에는 편측으로 높은 응력이 집중되고 있으나 하중조건 E의 경우에는 양측으로 높은 응력이 집중되고 있다.

Table 3에서 보는 바와 같이 대체로 하중 조건에 관계없이 치밀골(reference a,b)에 높은 하중이 걸리고 있으며 해면골(reference c, d 및 e, f)에는 아주 작은 하중이 걸리고 있다. 하중이 많이 걸리는 치밀골 a, b의 위치에서 응력을 비교해 보면 하중조건에 따라서는 하중조건 A에 비해 하중조건 B의 경우, 하중이 offset로 가해진 부위에 치경부 치밀골 쪽에 더 높은 응력이 걸려 있다. 그리고 경사하중 조건인 C, D의 경우에선, 하중조건 C의 경우와 하중조건 D의 경우의 응력 집중부위가 서로 다르며, 그 크기에 있어서도 하중조건 C의 경우가 하중조건 D의 경우보다 크다. 고정체로부터 바깥쪽으로 경사하중인 하중조건 E의 경우에는 양쪽 치경부에 높은 응력이 같이 걸리고 있으며 또한 다른 하중조건에 비해 가장 큰 응력이 걸린다.

4) 지대나사에서의 응력(Fig.11, Table 4)

지대나사에서의 응력양상은 하중조건에 관계없이 모두에서 나사의 중간 부분에 큰 응력이 집중되는 양상을 보이며 특히 굽힘력이 걸리는 하중조건 B, C의 경우에 나사 중앙부의 하중이 가해진쪽 편측부에 더 높은 응력이 집중되고 있으나 하중조건 D의 경우에는 나사 중앙부의 하중이 가해진 나사의 반대 편측부에 더 높은 응력이 집중되고 있고 하중조건 E의 경우에 나사의 중앙 부위에 양측으로 높은 응력이 집중되고 있는데 이는 굽힘력에 의한 나사 중앙부에 높은 인장과 압축이 걸리기 때문인 것 같다. 특히 응력이 집중된 부위의 최대응력의 크기에 있어서는 하중조건 E의 경우에 가장 높은 응력이 걸리고 있다(Table 4).

Table 3. von Mises stresses on the reference points in bone in Model under loading condition A, B, C, D, E (Unit; Mpa)

Model \ Load \ Reference point		a	b	c	d	e	f
Model	A	9.32487	9.32487	2.61862	2.61862	1.49800	1.49800
	B	8.12651	26.73356	1.07723	6.30640	0.40476	2.59207
	C	12.14536	28.05780	1.35268	6.39243	0.43050	2.46589
	D	17.18642	1.09710	4.54804	0.11367	2.22369	0.39397
	E	80.55371	96.66421	16.84747	21.37361	4.62427	7.21606

Table 4. Maximum von Mises stress in the bone, fixture, and screw (Unit; Mpa)

Model / Loading condition / Location	Model				
	A	B	C	D	E
Bone	10.28	27.63	32.88	17.24	106.30
Fixture	13.57	31.02	36.76	23.86	123.20
Screw	12.79	26.76	28.18	19.21	84.05

3. 각 구성부에 최대응력

지지골, 고정체, 지대나사에 걸리는 von Mises stress의 최대치는 Table 4와 같다.

하중조건 C, D의 경우에서 각 구성부에 최대응력의 비교에서 하중조건 D의 경우가 하중조건 C의 경우보다 최대응력이 더 적게 걸려 있음을 볼 수 있으며 하중조건 B의 경우와 하중조건 D의 경우의 비교에서도 하중조건 D의 경우가 하중조건 B의 경우보다 최대응력이 더 적게 걸려 있다. 그러나 하중조건 E의 경우는 다른 모든 하중조건에 비해 가장 큰 최대응력이 걸려 있다. .

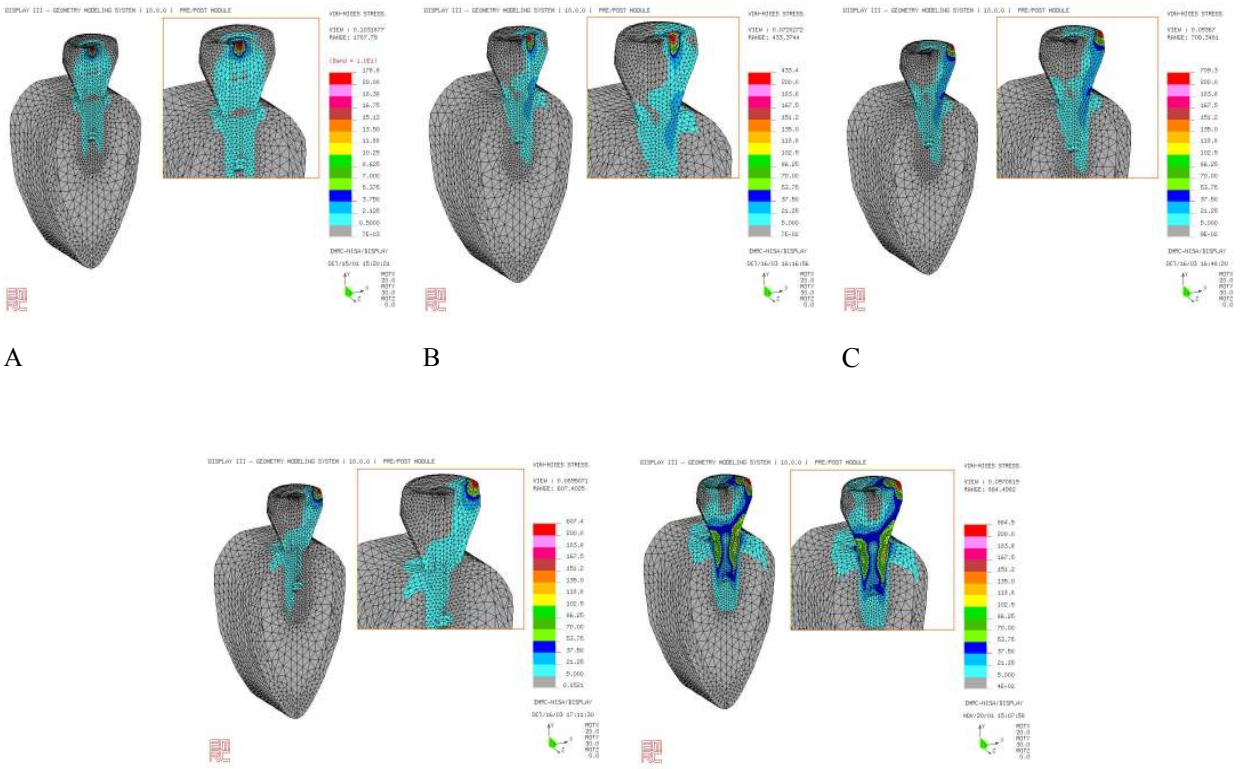
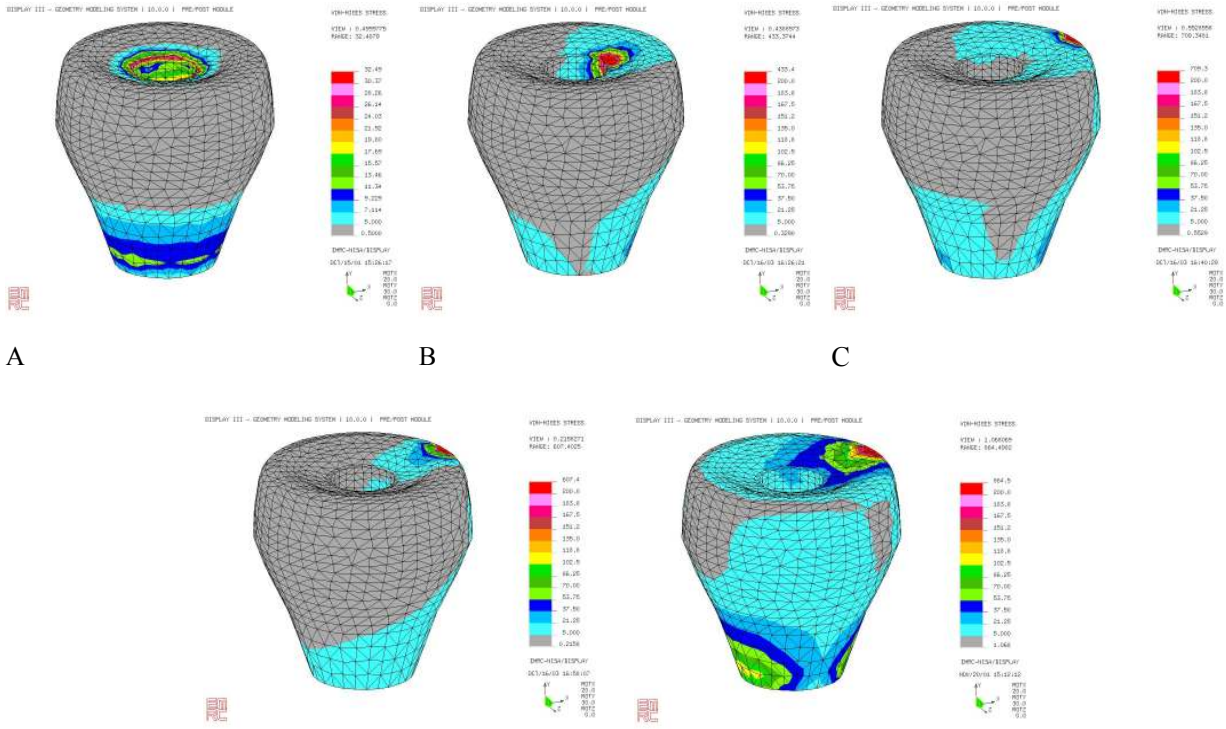


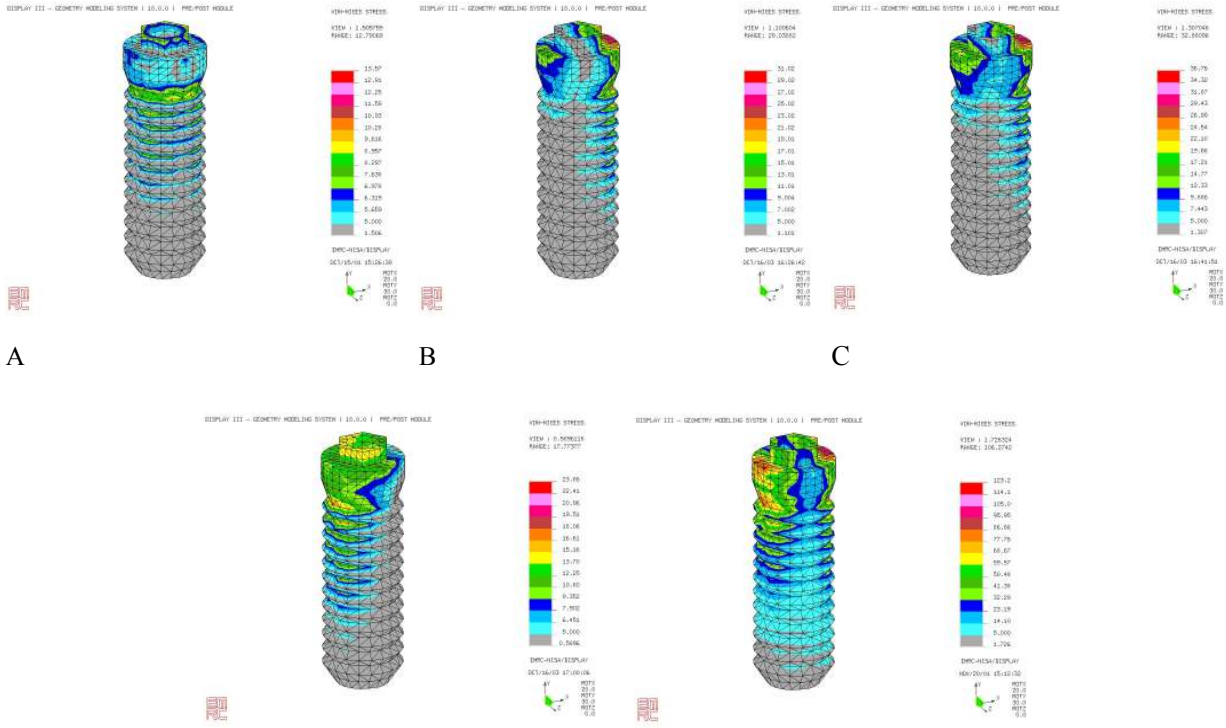
Fig. 7. The stress contours of model under loading condition A, B, C, D, E.



A B C

D E

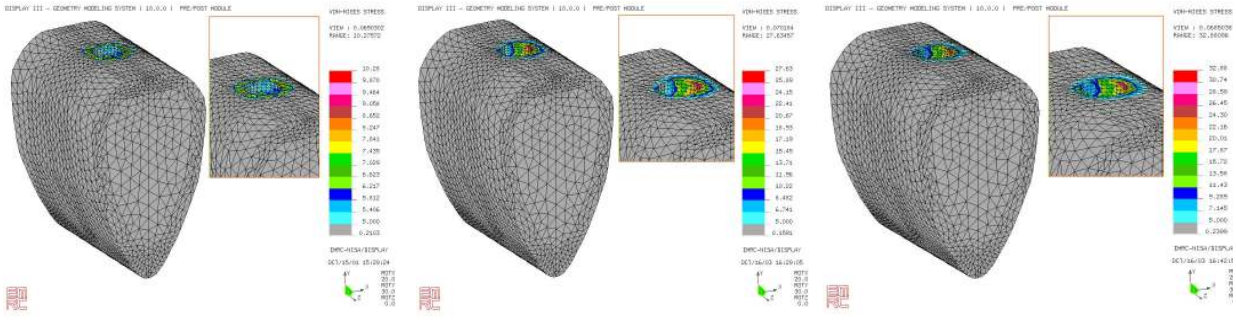
Fig. 8. The stress contour of the crown in model under loading condition A, B, C, D, E.



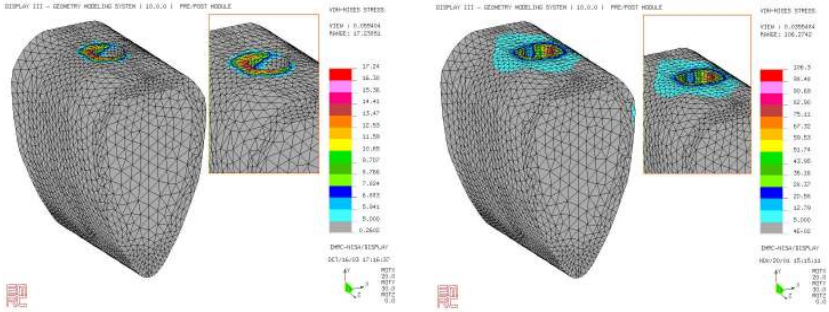
A B C

D E

Fig. 9. The stress contour of the fixture in model under loading condition A, B, C, D, E.

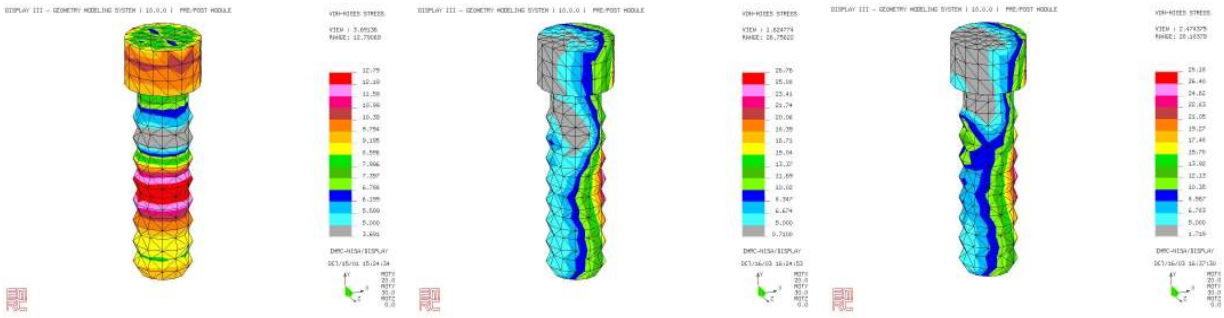


A B C

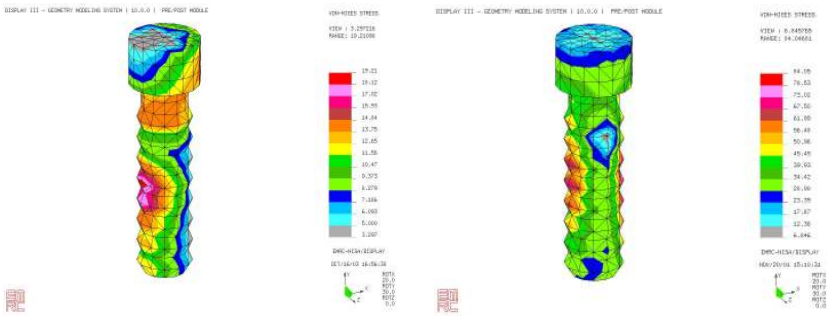


D E

Fig. 10. The stress contour of the supporting bone in model under loading condition A, B, C, D, E.



A B C



D E

Fig. 11. The stress contour of the abutment screw in model under loading condition A, B, C, D, E.

Ⅳ. 총괄 및 고안

골 유착 임플랜트와 자연치는 그 생리적 조건이 상이하다. 골유착성 임플랜트는 자연치와 같은 치주방어 기전이 존재하지 않고 교합력에 대응할 만한 특수한 방어기전도 없다. 따라서 골유착성 임플랜트는 높은 성공률은 정확한 외과적 술식뿐 아니라 교합개념의 확실한 이해에 달려 있다.

본 연구에서는 실험 대상물이 매우 복잡한 기하학적 구조나 다양한 종류의 재료들로 이루어졌어도 그 조건들을 실험조건에 포함시킬 수 있고, 실험 대상물의 전체영역에 대한 응력의 분포를 알 수 있을 뿐 아니라, 3차원 내에서 응력의 방향과 크기까지 알 수 있는 수리적 해석 방법인 3차원 유한 요소법을 통하여, 직경이 4.0mm이고 길이가 11.5mm로서 platform의 직경은 4.1mm인 표준형 임플랜트(Fig. 3)를 유한요소 모형 화하여 하중방향 및 하중위치의 조건에 따라 임플랜트를 비롯한 주변골에 발생되는 응력을 비교, 분석하고자 하였다.

본 연구(Fig. 7-11의 A,B 및 Table 3의 A,B)에서 수직하중이 중심와에 가해진 하중조건 A의 경우는 임플랜트 보철의 치관부, 고정체, 치조골, 지대나사의 장축을 따라 응력이 좌우측 대칭으로 고르게 분산되는 양상을 보이나, 수직하중이 중앙 나사공에서 약간 바깥쪽에 가해진 즉 중심와에서 약간 벗어난 수직하중조건 B의 경우에는 약간의 굽힘력이 걸려, 임플랜트 보철의 치관부, 고정체, 치조골, 지대나사 부위에 하중이 가해진 부위의 편측으로 응력이 치우치는 양상을 보였다. 이는 Rangert 등[24]이 임플랜트 축과 관련하여 협설방향에서 수직교합력의 offset는 임플랜트에 증가된 굴힘(bending)을 야기한다 한 바와 같이 수직하중 조건 B의 경우엔 굴곡모멘트가 발생되어 응력이 편측으로 집중되는 양상을 보인 것으로 추정된다. 따라서 임상에서 가능하다면 나사-유지형 임플랜트 보철에서 치관 중심와(central fossa)에 있는 나사산 입구를 채운 콤포지트 레진 부위에 하중이 가해지는 것을 피하기 위하여, 레진을 벗어난 바로 바깥 부위의 금교합면 위에 수직하중이 작용하도록 한 경우보다 시멘트-유지형 임플랜트 보철에서와 같이 치관 의 중심와에 교합접촉점을 만들어줌으로써 임플랜트 보철에서의 교합 하중의 방향이 고정체의 장축을 향하도록 유도하는 것이 생역학적으로 유리하리라고 사료된다.

교두경사 위에 가해진 힘은 접촉 부위에 수직인 결과적인 힘의 선을 만드는데, 굽힘모멘트는 회전중심으로 부터 결과적인 힘의 선까지의 수직거리에 힘을 곱한 것으로 계산된다.[12] Rangert 등[14,15,16]은 임플랜트 지지 보철물에 작용되는 교합력이 비수직하중으로 작용하면 굽힘 모멘트(bending moment)를 야기하여 임플랜트에 높은 응력을 발생시키며 생물학적으로 불리한 반응을 야기한다고 하였으며 특히 후방 임플랜트 지지 보철물은 하악의 기능과 비기능 운동 양상에 의해 발생되는 굽힘 모멘트(bending moment)에 노출되기 쉬우며 이러한 굽힘 모멘트는 압축력 또는 인장력보다 임플랜트 구성부나 지지골에 더 높은 응력수준을 유도한다고 하였고, 과도한 굽힘 모멘트는 임플랜트 파절을 포함해서 여러가지 형태의 실패를 야기할 수 있다하였다. 본 연구의 Fig.7, Fig.9 및 Fig.10에서 보는 바와 같이 굽힘력이 걸리는 하중조건 B, C, D 의 경우에 치밀골과 접촉되는 고정체 상단부 주위에 편측으로 높은 응력이 집중되는 양상을 보이고, 특히 하중조건 E의 경우엔 좌우 양측 치경부에 하중조건 B, C, D 의 경우보다 더 높은 응력이 걸려 있는데(Table 3) 이는 가장 큰 굽힘 모멘트가 걸려서 좌측 치경부에는 높은 인장응력이 우측 치경부에는 높은 압축응력이 걸려 있음이 추정된다. 그리고 Table 4에서 보는 바와같이 치조골, 고정체, 지대나사에서의 최대 유효응력의 크기 비교에 있어서도 다른 하중조건에 비해 하중조건 E의 경우가 가장 큰 응력값들을 보이고 있음을 알 수 있다. 따라서 바깥쪽에서 고정체쪽으로 경사하중인 하중조건 C와 D의 경우보다 고정체로부터 바깥쪽으로 경사하중인 하중조건 E의 경우에 좌우 양쪽 치경부에 높은 응력이 같이 걸리고 있으며, 또한 다른 하중조건에 비해 가장 큰 응력이 걸리고 있음을 알 수 있다.

그리고 경사하중인 하중조건 C와 하중조건 D의 비교에선, 하중조건 D의 경우가 하중조건 C의 경우보다 각 구성부 즉 지지골, 고정체, 지대나사에 걸리는 최대유효응력이 더 적게 걸려 있음을 볼 수 있으며 하중조건 C, D의 경우에서 C의 경우와 D의 경우 하중이 많이 걸리는 치밀골 부위가 좌우가 서로 바뀌어 나타남을 알수 있다. 이러한 결과는 치아의 회전 중심(center of rotation)의 위치와 결과적인

힘의 선(resultant line of force)을 고려 해 볼 때 C의 경우는 힘의 방향에 대해 회전 중심점이 하부에 위치하나 D의 경우에는 힘의 방향에 대하여 회전 중심점이 상부에 위치되어 굽힘력이 가해지기 때문으로 추정된다. 또한 하중조건 B의 경우와 하중조건 D의 경우의 비교에서도 하중조건 D의 경우가 하중조건 B의 경우보다 최대유효응력이 더 적게 걸려 있다. 따라서 경사하중의 경우에 있어서 발생되는 응력의 크기는 단순히 경사각도의 크기 보다는 회전 중심 위치와 결과적인 힘의 선(resultant line of force)의 상대적인 위치에 의해 응력의 크기 및 양상이 좌우된다고 생각된다.

Weinberg[19,20,21] 는 자연치의 경우 치주인대와 치근 자체의 형태에 의해 야기되는 미세운동(micromovement) 때문에 수직교합력은 치근단 1/3 부위에 위치하는 회전중심을 갖는 결과적인 힘의 선을 만들어내며 치아는 회전중심 주위에 미세운동이 존재하므로 압축력과 인장력이 치주인대 위에 작용되며 치근의 길이도 치조골에 힘의 분산을 의미있게 증가시킨다 하였고 이에비해 골유착된 임플랜트는 치주인대에서 허용되는 그러한 미세운동이 없으므로 치조정 높이에 회전중심을 가지며, 대부분의 힘의 분산은 임플랜트의 면을 따라서 분산되기 보다는 치조정에서 집중된다 하였다. 또한 Borchers 등[3]은 교합력은 우선적으로 치조정 골에서 분산된다 하였고, Clelland 등[5]은 피질골 치조정에서 응력이 최대로 집중되며 피질골 층이 두꺼울수록 응력이 감소된다고 하였다. 본 연구에서도 Fig. 7 및 Table 3에서 보는 바와 같이 대체로 하중조건에 관계없이 임플랜트 고정체 상부와 골 접촉을 이루는 치밀골(reference a,b)에 응력이 집중되는 양상을 보이며 그 하부 해면골(reference c, d 및 e, f)에서는 그리 큰 응력이 걸리지 않음을 알 수 있는데, 이는 Lum 등[8,9,10], Matsushida 등[11], 허 등[1]의 유한 요소법 연구에서도 수직 및 측방 하중 시에 치밀골에서의 응력이 해면골에서의 응력 보다 일반적으로 더 크게 나타나며 또한 임플랜트의 경부 주위의 치밀골에 주로 응력 집중이 나타남을 보여주어 본 연구의 결과와 유사하였다. 이러한 결과들은 임플랜트에서 발견되는 골흡수가 치조정에서 거의 항상 기시되는 것을 설명해준다고 사료된다.

결론적으로 골유착 임플랜트는 자연치에 상응하는 미세운동을 가지지 못하므로 힘은 치조정에 집중되는 양상을 보이며, 경사하중의 경우에 있어서 발생되는 응력의 크기는 단순히 경사각도의 크기 보다는 힘의 회전 중심 위치와 결과적인 힘의 선(resultant line of force)의 상대적인 위치에 의해 응력의 크기 및 양상이 좌우된다고 생각되므로, 임상가는 이와 관련된 이해와 철저한 평가를 통하여 임플랜트에 역학적으로 위해로운 굽힘 모멘트를 줄여줄 수 있도록 강구하여야 할 것 으로 사료된다.

Ⅴ. 결 론

하중위치 및 하중 방향의 변화에 따른 3차원 유한요소분석을 통하여 지지골, 고정체, 지대나사에 작용하는 응력을 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 하중조건에 관계없이 임플랜트 고정체 상부와 접촉하는 지지골에 높은 하중이 걸리고 있으며, 해면골에는 아주 작은 하중이 걸렸다.
2, 임플랜트의 중심축에서 벗어난 하중으로 부터 야기되는 굽힘모멘트는 치밀골 에 응력집중을 야기하며 특히 경사하중에서 높은 응력을 발생하였다.
3. 중심와에서 벗어난 수직하중의 경우가 중심와에 가해진 수직하중에 비해 모든 부위에서 응력이 증가되었다.
4. 경사하중의 경우에 있어서, 발생되는 응력의 크기는 단순히 경사 각도의 크기 보다는 힘의 방향과 회전 중심점의 상대적인 위치에 의해 응력의 크기가 좌우되었다.
5. 교두정에 바깥쪽으로 경사하중이 걸리는 하중조건의 경우가 안쪽으로 경사하중이 걸리는 하중조건의 경우에 비해 가장 높은 응력이 발생되었다.

결론적으로, 임플랜트 보철에 가해지는 하중의 위치 및 방향에 따라 응력이 발생되는 양상은 다양하였으며 임플랜트의 힘의 중심점에서 벗어난 하중으로부터 야기되는 굽힘모멘트가 치조골, 고정체, 지대나사에 발생되는 응력에 영향을 미치므로 앞으로도 임플랜트의 성공적인 임상적 적용을 위해 힘

의 중심점과 힘의 방향에 관련된 더 많은 연구가 필요하리라고 사료된다.

참 고 문 헌

1. 허진경, 정재헌, 정승미. 임플란트 고정체의 직경 및 길이의 변화에 따른 유한 요소법적 응력분석. 대한악기능 교합학회지: 17:315-327,2001.
2. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark P-I, Jemt T. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. Int J Oral Maxillofac Implants 1990;4:347-359.
3. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J. Dent Rec* 1983;*62*: 155-159.
4. Brunski JE. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. Int J Oral Maxillofac Implants 1988;3:85-97.
5. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Gilat A. Use of an axisymmetric finite element method to compare maxillary bone variables for a loaded implant. *J. Prosthodont* 1993;*2*:183-189.
6. Haraldson T, Zarb GA. A 10-year follow-up study of the masticatory system after treatment with osseointegrated implant bridges. *Scand J Dent Rec* 1988;*96*: 243-252.
7. Holmes DC, Grigsby WR, Goel VK, Keller JC. Comparison of stress transmission in the IMZ implant system with polyoxymethylene or titanium intramobile element: A finite element stress analysis. *Int. J. Oral Maxillofac Implants* 1992;*7*:450-458.
8. Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. *J. Oral Implantol* 1991;*17*:126-131.
9. Lum LB, Osier JF. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: An analysis using statics. Part one: Horizontal loading. *J. Oral Implantol* 1992; *18*:343-348.
10. Lum LB, Osier JF. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: An analysis using statics. Part two; Axial loading. *J. Oral Implantol* 1992;*18*:349-353.
11. Matsushita Y, Kithoh M, Mizuta K, Ikeda H, Suetsugu T. Two-dimentional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution. *J. Oral Implantol* 1990;*16*:6-11.
12. Misch CE. Contemporary implant dentistry. 1993, Mosby-Year Book Inc St Louis.
13. Morimoto K, Kihara A, Takeshita F, Suetsugu T. An experimental study on the tissue compatibility of the titanium blade-vent implant coated with HAP-alumina in the semi- functional state. *J. Oral Implantol* 1987;*13*:387-401.
14. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int. J. Oral Maxillofac Implants* 1989;*4*:241-247.
15. Rangert B, Krogh PHJ, Langer B, van Roekel NB. Bending overload and implant fracture: A retrospective clinical analysis. *Int. J. Oral Maxillofac Implants* 1995;*10*:326-334.
16. Rangert B, Enouard F, Arnoux JP, Sarment, DP. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int. J. Oral Maxillofac Implants* 1997;*12*:360-370.
17. Rieger MR, Mayberry MS, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. J Prosthet Dent 1990;63:671-676.
18. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent 1983;49:843-848.
19. Weinberg LA. Force distribution in splinted anterior teeth. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1957;10:484-494.
20. Weinberg LA. Force distribution in splinted posterior teeth. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1957;10: 1268-1276.
21. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int. J. Oral Maxillofac Implants* 1993;*8*:19-31.