임플랜트-지대주의 내측연결 시스템에서 하중의 위치 및 경사에 따른 임플랜트 보철의 유한요소 응력분석

조선대학교 치과대학 보철학 교실

장종석 · 정용태 · 정재헌

Finite Element Stress Analysis of Implant Prosthesis of Internal Connection System According to Position and Direction of Load

Jong-Seok Jang, D.D.S., Yong-Tae Jeong, D.D.S., M.S.D,
Chae-Heon Chung, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Dept of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University

The purpose of this study was to assess the loading distributing characteristics of implant prosthesis of internal connection system(ITI system) according to position and direction of load, under vertical and inclined loading using finite element analysis (FEA).

The finite element model of a synOcta implant and a solid abutment with 8^0 internal conical joint used by the ITI implant was constructed. The gold crown for mandibular first molar was made on solid 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 cusp 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 .

The following results have been made based on this study:

1. Stresses were concentrated mainly at the ridge crest around implant under both vertical and oblique loading but stresses in the cancellous bone were low under 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. So, the relative positions of the resultant line of force from occlusal contact and the center of rotation seems to be more important.
4. In this internal conical joint, vertical and oblique loads were resisted mainly by the implant-abutment joint at the screw level and by the implant collar.

Conclusively, It seems to be more important that how long the distance is from center of rotation of the implant itself to the resultant line of force from occlusal contact (leverage).

In a morse taper implant, vertical and oblique loads are resisted mainly by the implant-abutment joint at the screw level and by the implant collar. This type of implant-abutment connection can also distribute forces deeper within the implant and shield the retention screw from excessive loading. Lateral forces are transmitted directly to the walls of the implant and the implant abutment mating bevels, providing greater resistance to interface opening,

Key words : loading distributing characteristics, internal connection system, position and direction of load, FEA

임플랜트-지대주의 내측연결 시스템에서 하중의 위치 및 경사에 따른 임플랜트 보철의 유한요소 응력분석

조선대학교 치과대학 보철학 교실

장종석 · 정용태 · 정재헌

Ⅰ. 서 론

임플랜트/지대주 접촉 연결은 외측연결(external connection)과 내측연결(internal connection)로 구분된다. 두가지 연결을 구분하는 명확한 요소로는 임플랜트의 상부 위에 확장되는 형태의 유무이다. 즉 외측연결 시스템은 임플랜트 고정체의 상부에 존재하는 hex top에 지대주를 연결하고 나사로 고정하는 방식이다. 이에 비해 내측연결 시스템은 임플랜트 고정체 내부로 지대주의 일부가 들어가서 연결되는 방식이다.

Brånemark system이 주도하는 외측연결(external connection) 임플랜트 시스템들은 고정체와 지대주 간에 연결에서 외부육각나사(external hexa) 형태를 취하고 있으나, 많은 문헌상에서 지대주의 풀림이나 이를 고정시키는 나사의 문제 등이 보고되고 있다.[1,2,3] 따라서 지지에 대한 개선과 임플랜트 각 요소들의 풀림과 파절을 줄이기 위해 임플랜트와 지대주 사이에 연결구조로서 내측연결(internal connection)의 임플랜트 시스템들이 최근에 많이 소개되었고, 이러한 내측연결 형태는 지대주와 고정체 간에 정밀한 접촉이 가능하며 미세 움직임이나 미세 누출이 없고 금속간의 결합에 의한 마찰력에 의한 풀림을 방지할 수 있을 뿐만 아니라 교합압이나 측방 교합력에 대하여 어느 정도 고정체의 내부 경사가 이를 담당하므로 안정적인 구조를 이룬다고 주장되고 있다.[3,4,5]

Weinberg[6]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[7]은 임플랜트에 작용되는 증가된 굴곡력(bending load)이 과하중의 주요 원인으

로서 이를 굴곡하중이라고 하였다. Riger 등[8]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.

따라서 본 연구에서는 단일치 수복의 내측연결 임플랜트 시스템의 보철물에 가해지는 하중위치 및 하중 방향에 따른 지지골, 고정체, 지대주에 작용하는 응력을 3차원 유한요소분석을 통하여 분석하고저 하였다.

Ⅱ. 연구 재료 및 방법

1. 연구재료

1) 실험모형

본 연구에선 내측연결 형태의 임플랜트 중 friction-fit joint로 8^0 의 morse taper를 갖는 ITI system의 지대주를 임플랜트 속에 위치 시킨 실제 모형의 단면을 잘라서(Fig. 1), 이것을 근거로하여 유한요소 모형화 하였으며, 하악골의 제1대구치 부분에 임플랜트를 식립하여 보철 수복한 경우를 연구모델로 하였고, 하악 제1대구치를 중심으로 하악골을 근원심으로 2cm 폭경을 갖도록 하였다.

본 모델링에서는 지지골, 해면골, 임플랜트 고정체, 지대주, 상부금관으로 나누어 구성하였다. 골구조 중 외부는 2mm의 두께를 갖는 치밀골로 처리하였고,[9] 그 내부는 모두 해면골로 처리하였다. 본 연구에서 사용된 실험모형의 재현된 형상 및 그 수치는 Fig. 2와 같았다. 실제 각 모형의 고정체와 지대주를 연결한 후 단면을 잘라서 그 형태와 수치 및 고정체-지대주의 접촉과 틈의 정도를 재현하였다. 특히 나사산과 그에 대응되는 고정체 사이에 접촉은 나사산의 상단 경사면은 접촉시켰고 하단 경사면은 접촉하지 않는 것으로 처리하였다.[10]

2) 유한요소 모델의 설계

실험모형의 정확한 비교를 위하여 유한요소의 특성상 중요시하는 부분에는 좀더 정확한 응력분포를 알아내기 위하여 가급적 작은 유한요소격자(mesh)를 생성하였는데 그 수는 아래 Table 1과 같이 나누었다.

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

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

Model	Number	
	Node	Element
Model (ITI)	52,622	273,461

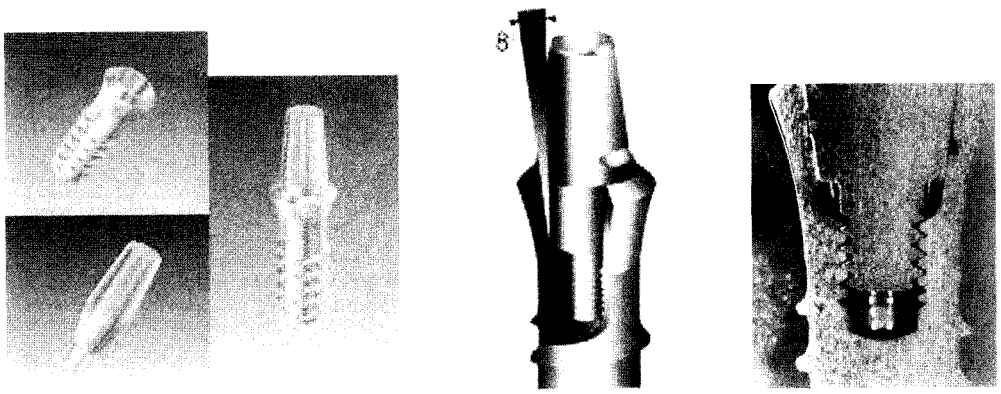
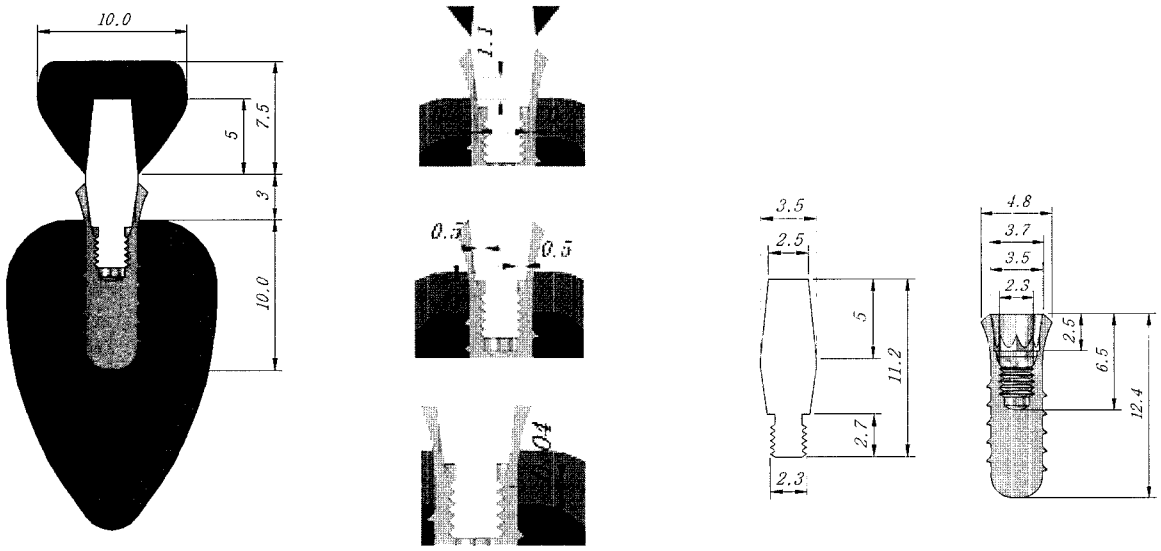


Fig. 1. Schematic representation and cross-sectional view of model (ITI).



(Unit: mm)

Fig. 2. Computer simulated longitudinal sections of experimental model .

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 및 Fig. 2 은 각 모형의 고정체와 지대주의 연결구조 및 재현된 3차원 형상을 보여주고 있으며, Fig. 3는 그 유한요소 모형을 보여주고 있다.

3) 하중조건 및 경계조건

저작은 수직력과 경사력을 발생시키므로 본 연구에서는 하중조건 A는 치관 중심와(central fossa)에

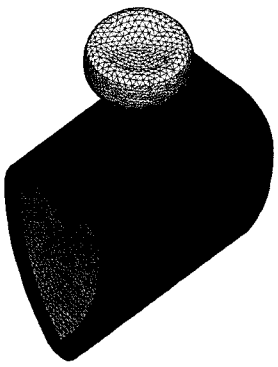


Fig. 3. Three-dimensional finite element model of full body.

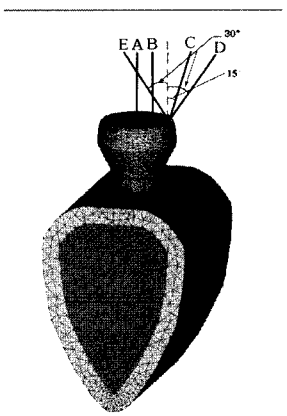


Fig. 4. Five loading direction of loading condition A, B, C, D, E.

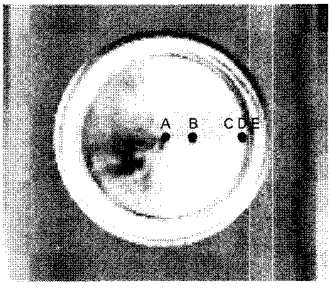


Fig. 5. Three loading point of loading condition A, B, C, D, E.

200N[11,12]의 수직하중이 작용하도록 하였고, 하중조건 B는 치관 중심와(central fossa)에서 약간 벗어난 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 협측교두에 치아의 중심에서 바깥쪽으로 200N의 30° 경사하중이 작용되도록 하였다(Fig. 4, 5).

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)[13].

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 등가응력(von Mises stress)을 기준으로 각 실험군에서의 응력 분포를 비교 분석하였다. 결과는 전체응력의 분포상태와 최대응력 집중부를 식별하기 위해 등가응력을

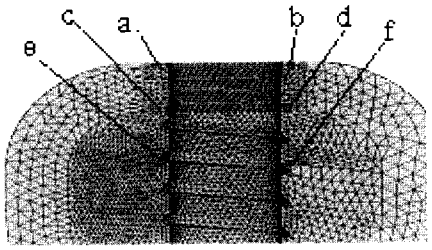


Fig. 6. The reference points in supporting bone in model.

-기준으로 응력의 크기에 따라 색도로 표시하였다. 각 하중조건간의 비교를 위해 6개의 참고점(reference point)을 치밀골과 임플랜트가 접하는 부위 중에서, 치밀골 부위에 a, b, c, d의 참고점을 그리고 그 c, d의 참고점의 2mm하방의 해면골에 e ,f의 참고점을 정하고(Fig. 6), 각 하중조건 하에서 실험모형에 발생되는 등가응력을 비교 분석하였다.

Ⅲ. 연구성적

1. 모형 전체의 응력 분석

각 하중조건 하에서의 실험모형의 전체 구성부에 발생한 등가응력은 다음과 같다(Fig. 7).

수직하중이 중심와에 가해진 하중조건 A에선 임플랜트 보철의 장축에 응력이 고르게 분산되는 양상을 보이며, 수직하중이 중앙에서 약간 바깥쪽으로 가해진 하중조건 B에서는 약간의 굽힘력이 걸려 약간 편측으로 응력이 치우치는 양상을 보인다. 안쪽으로 15° 경사하중이 가해진 하중조건 C의 경우에는 굽힘력이 걸려 약간 편측으로 응력이 치우치

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, Solid Abutment)	115,000	0.35
Gold crown	96,600	0.35

며 하중이 가해진 쪽의 치경부위에 높은 집중응력이 걸리고 있고, 안쪽으로 30° 경사하중이 가해진 하중조건 D의 경우에는 오히려 하중이 가해진 교두의 반대편쪽 치경부 쪽에 높은 집중응력이 걸리고 있다. 이에비해 바깥쪽으로 30° 경사하중이 가해진 하중조건 E의 경우에서는 더 큰 굽힘력이 걸려, 좌우측 치경부에 인장력과 압축력이 많이 걸리므로서 좌우측 치경부에 높은 등가응력이 걸려 있는 양상을 보이며 또한 치경부에서 대체로 다른 하중 조건에 비해 가장 높은 응력이 걸려 있음을 볼 수 있다.

또한 응력의 분산 양식은 대체로 지대주의 core와 고정체를 따라서 응력이 분산되는 양상을 보여주고 있다.

2. 각 구성부의 응력 분석

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

1) 지지골에서의 응력(Fig. 8, 9, Table 3)

Fig. 8, 9에서 보는 바와 같이 지지골에서의 응력 양상은 하중조건에 관계없이 모두에서 지지골 상부 즉 임플랜트 고정체 상부의 골 접촉부인 치밀골에 응력이 집중되는 양상을 보이며 그 하부 해면골에서는 그리 큰 응력이 걸리지 않음을 알수 있다. 또한 수직력이 걸리는 하중조건 A의 경우에 비해서 굽힘력이 걸리는 하중조건 B, C, D의 경우에는 편측으로 높은 응력이 집중되고 있으며 하중조건 E의 경우에는 양측으로 아주 높은 응력이 집중되고 있다.

Table 3에서 보는 바와 같이 대체로 하중 조건에 관계없이 치밀골 (참고점 a,b,c,d)에 높은 하중이 걸리고 있으며 해면골 (참고점 e, f)에는 아주 작은 하중이 걸리고 있다. 치밀골에서의 응력분산을 보면 (Fig. 8, 9), 대체로 치밀골 상단 부위(참고점 a,b)가 하단 부위(참고점 c,d)에 비해 더 큰 응력이 나타나고 있으나 대체로 치밀골 상단에서 하방으로 응력이 넓게 분산됨을 알수 있다. 하중이 가장 많이 걸리는 치밀골 a, b의 위치에서 응력을 비교해 보면 하중의 조건에 따라서는 하중조건 E의 경우가 응력이 제일 많이 걸려있으며 그 뒤를 이어 하중조건 C의 경우, 하중조건 D의 경우, 하중조건 B의 경우, 하중조건 A의 경우 순으로 응력의 크기가 감소되고 있다. 그러나 Table 4에서 보는 바와 같이 대체로 골 부위에서의 응력의 크기에 있어서는 다른 부위에 비해 그리 크지 않음을 알수 있다.

2) 지대주에서의 응력 (Fig. 8, Fig. 10, Table 4)

대체로 경사하중인 B, C, D, E 의 경우엔 응력이 지대주의 경부 및 지대주 core 부위에 큰 응력이 집중되는 양상을 보이며 지대주의 core 하부 쪽으로 응력이 분산되고 있다. 굽힘력이 걸리는 하중조건 B, C의 경우에 하중이 가해진 쪽 편측부 core에 더 높은 응력이 집중되고 있으나, 하중조건 D의 경우에는 하중이 가해진 반대편측 지대주 core에 더 하중이 걸리고 있으며, 하중조건 E의 경우엔 지대주의 경부 및 지대주 core 부위에 양측으로 높은 응력이 집중되고 있는데 이는 굽힘력에 의한 지대주 core 부에 양측으로 높은 인장과 압축이 걸리기 때문이라고 추정된다. 특히 응력이 집중된 부위의 최

Table 3. Von Mises stresses on the reference points in bone of each Model under loading condition A, B, C, D, E(Unit: MPa)

Model \ Reference points / Load		a	b	c	d	e	f
Model(Internal Connection System;ITI)	A	10.41	11.41	6.01	6.54	1.12	0.87
	B	4.67	23.98	3.01	10.88	1.00	1.02
	C	6.17	20.38	3.55	10.18	1.15	0.89
	D	25.68	8.88	10.69	2.40	1.52	0.50
	E	65.17	91.26	25.91	35.26	2.00	2.56

Table 4. Maximum von Mises stress in bone, fixture, abutment, and crown in each Model under loading condition A,B,C,D,E (Unit:MPa)

Model / Loading condition / Location	Model (Internal Connection System;ITI)				
	Bone	Fixture	Abutment	Crown	All
A	18.2	29.7	50.6	311.3	311.3
B	61.7	99.7	110.6	208.9	208.9
C	64.8	104.3	155.7	198.2	198.2
D	52.2	87.7	53.7	180.5	180.5
E	286.7	446.9	436.1	308.5	446.9

대응력의 크기에 있어서는 하중조건 E의 경우에 가장 높은 응력이 걸리고 있다(Table 4).

3) 고정체에서의 응력 (Fig. 8, Fig. 11, Table 4)

하중조건에 관계없이 고정체에서의 응력의 분포 양상은 대체로 지대주 core와 접촉되는 고정체의 내부를 따라서 응력이 하방으로 넓게 분산되고 있으며, 지대주와 접촉되는 고정체 상단부 주위 즉 고정체의 경부에 높은 응력이 집중되는 양상을 보인다. 또한 굽힘력이 걸리는 하중조건 B, C의 경우에 편측으로 높은 응력이 집중되는 양상을 보이고, 하중조건 D의 경우엔 하중이 가해진 반대편측에도 높은 응력이 걸려있고, 하중조건 E의 경우엔 좌우 양측 지대주와 접촉되는 고정체 상단부에 높은 응력이 걸려 있는데 이는 가장 큰 굴곡 모멘트가 걸려 좌측 고정체 상단부에는 높은 인장응력이 우측 고정체 상단부에는 높은 압축응력이 걸려 있음이 추정된다.

4) 지대주와 고정체의 연결부에서의 응력 (Fig. 8, Fig. 12)

하중조건 A의 경우엔 지대주 및 고정체의 긴밀한 접촉으로 응력이 지대주 core에 접촉하는 고정체 내부를 따라서 응력이 고르게 상부에서부터 하부로 전달되고 있다. 하중조건 B의 경우에도 하중이 가해진 쪽으로 지우쳐 있기는 하지만 지대주 및 고정체의 긴밀한 접촉을 통해서 지대주 core에 접촉하는 고정체 내부를 따라서 응력이 고르게 상부에서부터 하부로 전달되고 있다. 15° 경사하중이 가해진 하중조건 C의 경우에서는 하중이 가해진 쪽의 지대주와 고정체의 접촉부위에 가장 높은 응력이 발생되나 대체로 고정체의 내부 벽을 따라 응력이 아래로 전달되고 있다. 하중조건 D의 경우엔 하중이 가해진 반대편측에 약간 더 높은 응력이 걸려있긴하나 대체로 고정체의 내부 벽을 따라 응력이 아래로 전달되고 있다. 30° 바깥쪽으로 경사하중이 가해지는 하중조건 E의 경우에는 지대주의 경부 및 core와 이와 접촉되는 고정체의 양측벽에 아주 높은 응력이 걸려있으며, 지대주 core와 접촉하는 고정체 내부 벽을 따라 응력이 하방으로 분산되고 있다. 이는 경사하중시에 이러한 지대주와 고정체의 연결부에서 대부분 응력을 분산시키고 있음을 알 수 있다.

3. 각 구성부의 최대응력

하중조건에 따른 지지골, 고정체, 지대주 및 치관에 걸리는 등가응력의 최대응력치는 Table 4와 같다.

하중조건 A, B, C, D의 경우엔 치관에 걸리는 반면, 하중조건 E의 경우엔 고정체에 최대응력치가 걸려있다. 그러나 이와같이 내측연결의 경우에는 대체로 치관을 제외한 부위에서 보면 지대주 또는 고정체에 많은 응력이 걸려 있는 것을 알 수 있다.

Ⅳ. 총괄 및 고안

임플랜트 지지 보철물에서 하중분산의 생역학은 지대치로서 자연치가 이용될 때와는 많은 차이가

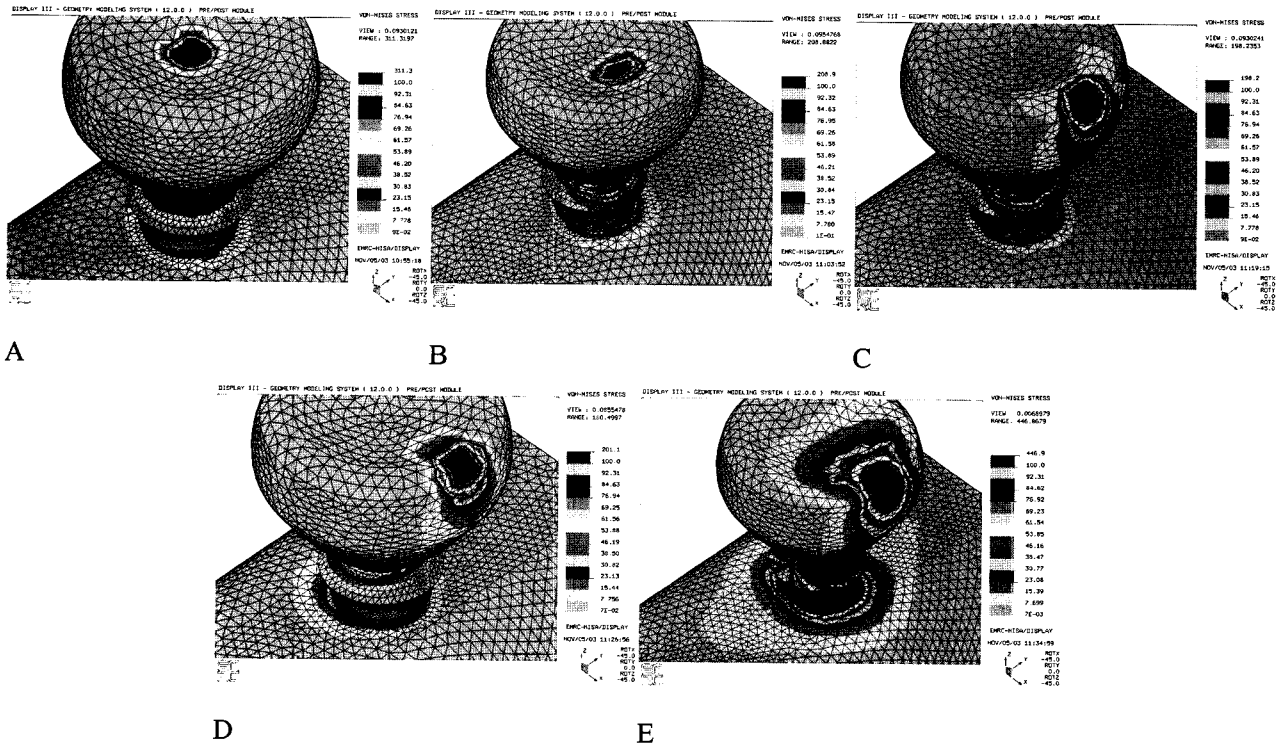


Fig. 7. The stress contour of the model under loading condition A, B, C, D, E.

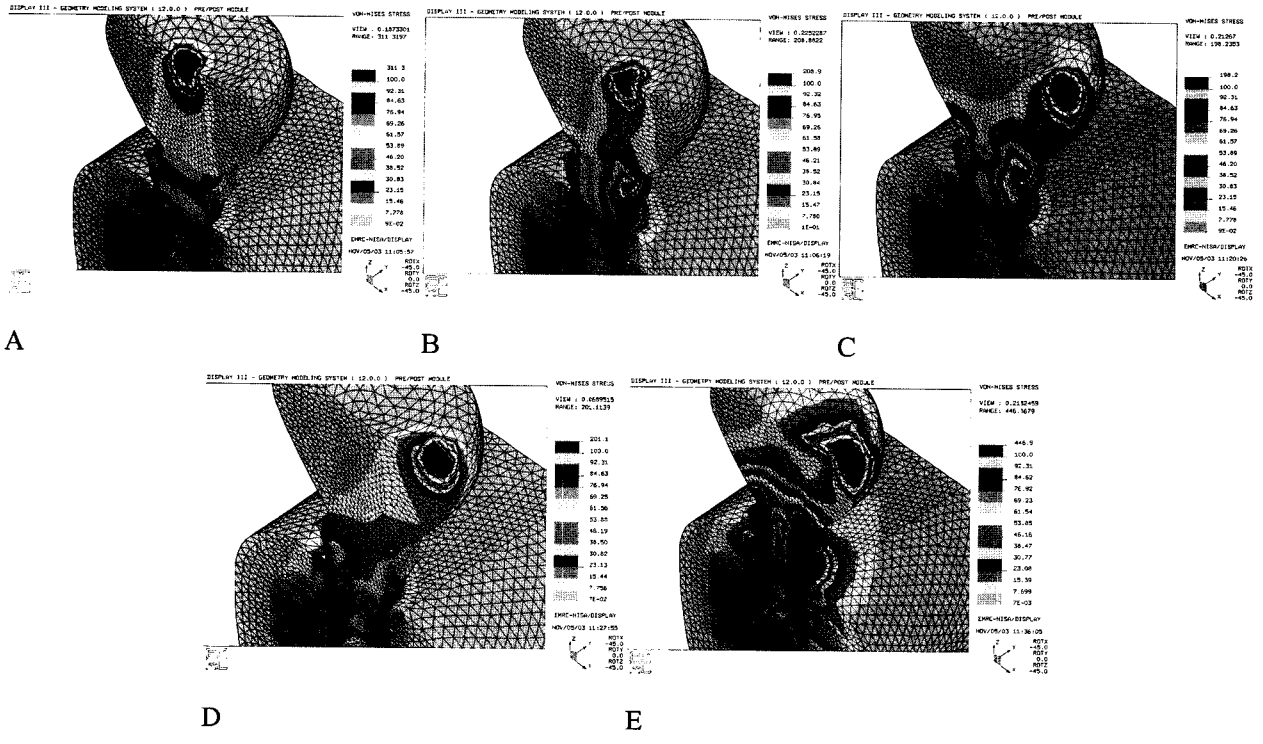


Fig. 8. The stress contour of the model under loading condition A, B, C, D, E (sectional view).

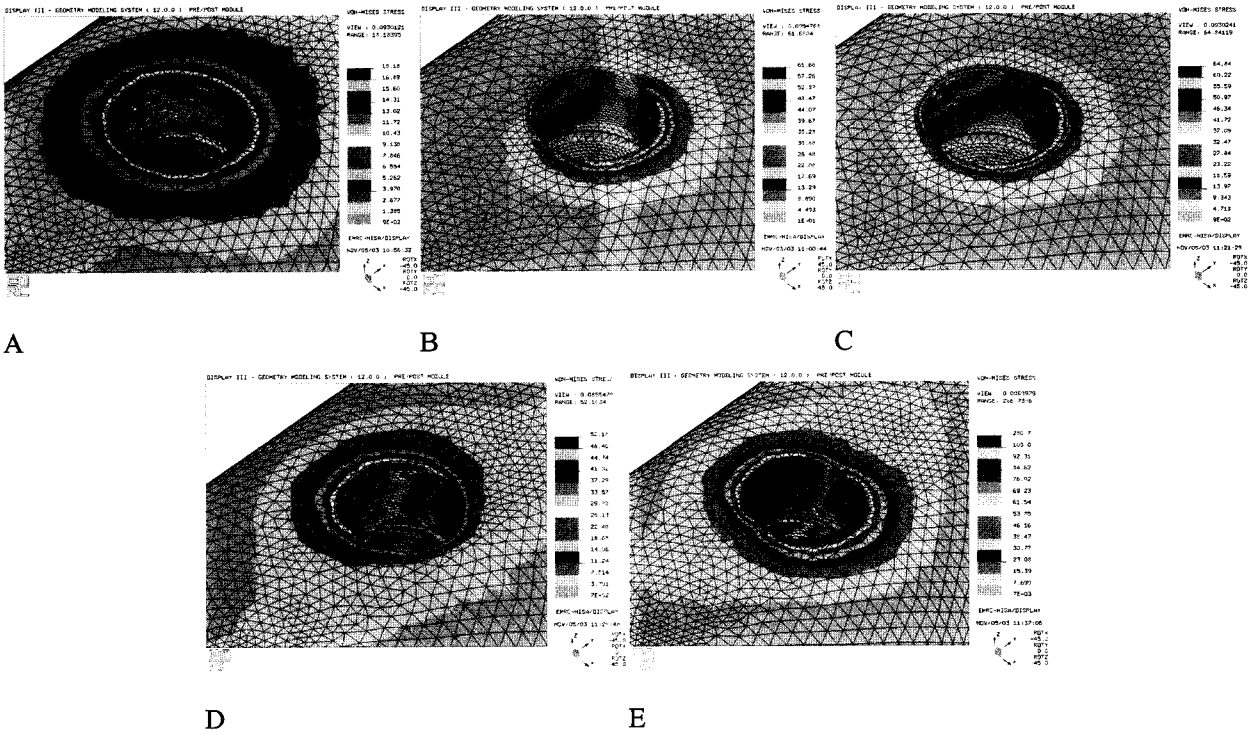


Fig. 9. The stress contour of the supporting bone in model under loading condition A, B, C, D, E.

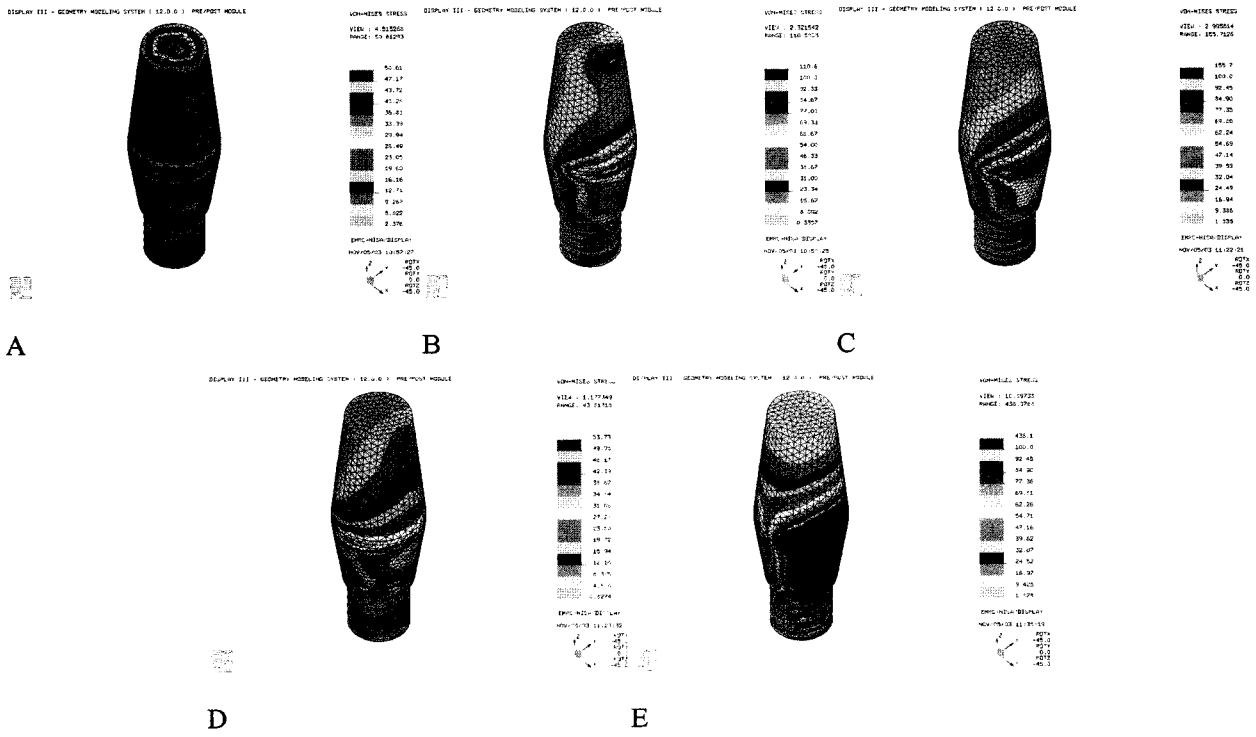


Fig. 10. The stress contour of the abutment in model under loading condition A, B, C, D, E.

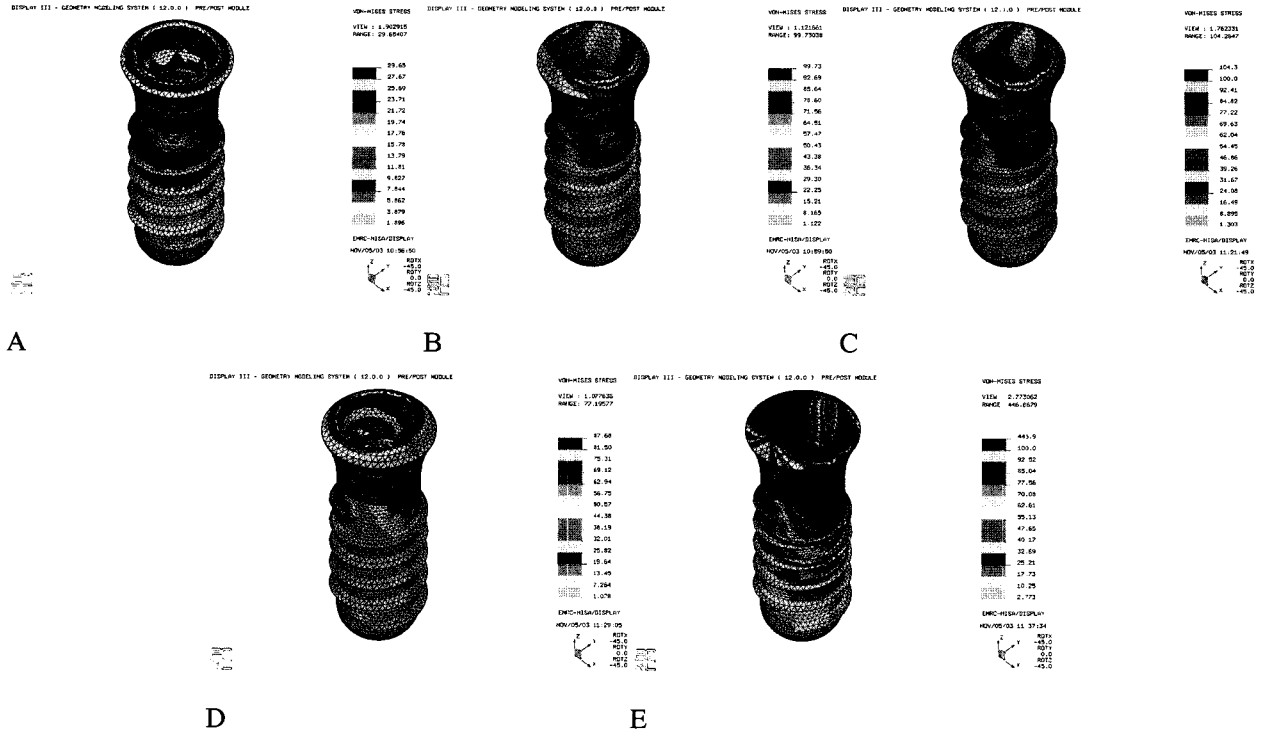


Fig. 11. The stress contour of the fixture in model under loading condition A, B, C, D, E.

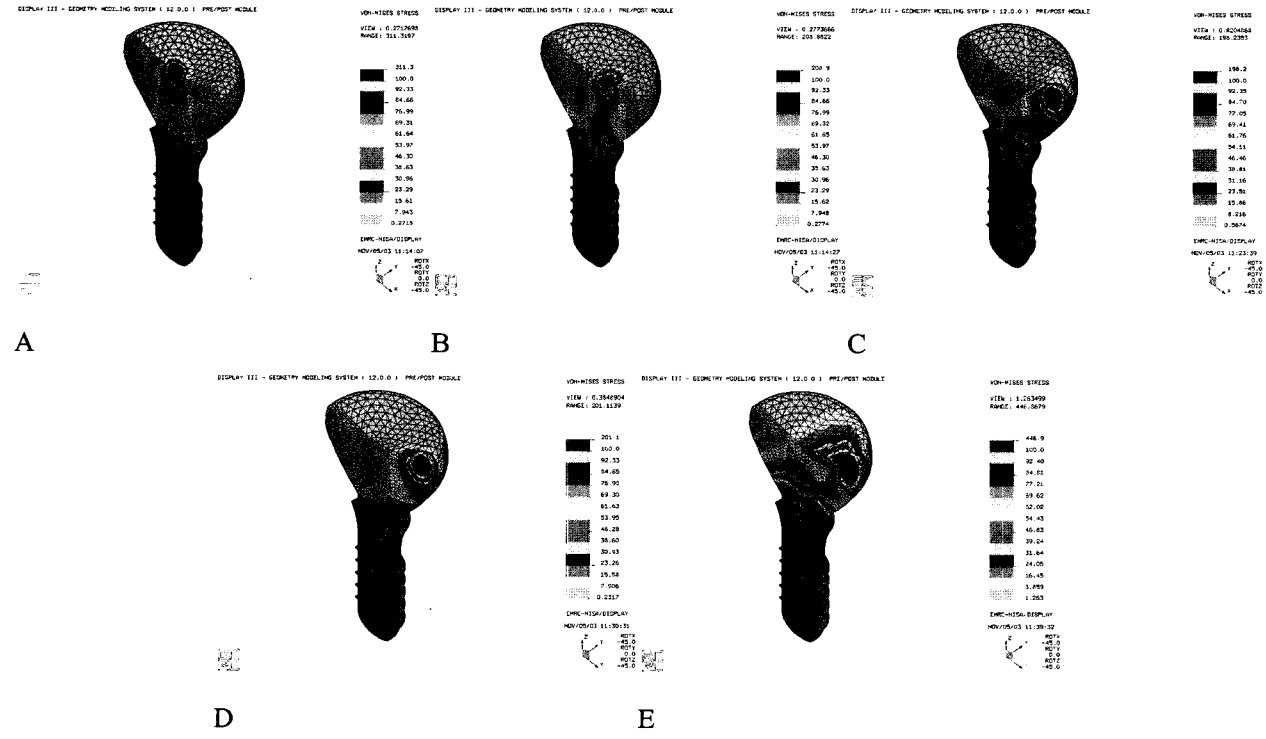


Fig. 12. The stress contour of the abutment-fixture in model under loading condition A, B, C, D, E.

있다. 근본적인 차이는 미세운동을 허용해주는 치주인대의 유무에 있다. 따라서 골유착성 임플랜트는 자연치와 같은 치주인대가 없으므로서 교합력에 대응할 만한 특수한 방어기전도 없다. 따라서 골유착성 임플랜트는 높은 성공률은 정확한 외과적 술식뿐 아니라 교합개념의 확실한 이해에 달려 있다.[6]

치과 임플랜트는 다양한 저작압을 받게 되고 따라서 그 저작압에 견딜 수 있는 연결구조를 임플랜트 시스템에 적용하는 것이 중요하다. 현재 임플랜트/지대주(implant/abutment)의 결합형태에는 다양한 형태가 이용되고 있는데, 기하학적인 형태는 결합강도, 결합 안정성, 위치나 회전 안정성을 결정하는 중요한 요소중의 하나이며, 아울러 동시에 보철물의 안정성에도 중요하다.[14]

최신 연구들은 internal-cone 접합부가 butt-joint 디자인보다 기계적인 장점을 갖고 있으며, 지대주 나사풀림이나 파절같은 기계적인 합병증이 현저하게 감소하였다고 보고되고 있다.[15] 따라서 본 연구에서는 최근 많이 이용되고 있는 synOcta ITI 임플랜트와 standard solid 지대주를 연결시킨 모형을 대상(Fig. 1, 2)으로 유한요소 모형 화하여 하중방향 및 하중위치의 조건에 따라 임플랜트를 비롯한 주변골에 발생되는 응력을 비교, 분석코저 하였다.

1. 모형 전체의 응력분석

본 연구(Fig. 7, 8, 12 및 Table 3)에서 수직하중이 중심와에 가해진 하중조건 A의 경우는 임플랜트 보철의 치관부, 고정체, 치조골, 지대주 core의 장축을 따라 응력이 좌우측 대칭으로 고르게 분산되는 양상을 보이나, 수직하중이 중앙에서 약간 바깥쪽에 가해진 즉 중심와에서 약간 벗어난 수직하중조건 B의 경우에는 약간의 굽힘력이 걸려, 임플랜트 보철의 치관부, 고정체, 치조골, 지대주 core 부위에 하중이 가해진 부위의 편측으로 응력이 치우치는 양상을 보였다. 이는 Rangert 등[16]이 임플랜트 축과 관련하여 협설방향에서 수직교합력의 offset는 임플랜트에 증가된 굽힘(bending)을 야기한다 한 바와 같이 수직하중 조건 B의 경우엔 굴곡 모멘트가 발생되어 응력이 편측으로 집중되는 양상을 보인 것으로 추정된다.

교두경사 위에 가해진 힘은 접촉 부위에 수직인 결과적인 힘의 선을 만드는데, 굽힘모멘트는 회전중심으로 부터 결과적인 힘의 선까지의 수직거리에 힘을 곱한 것으로 계산된다.[2] Rangert 등[3,17,18]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 있다하였는데, 본 연구에서도 Fig.7, 8, 12에서 보는 바와 같이 굽힘력이 걸리는 하중조건 C, D, E의 경우에 고정체의 상단부 및 치경부, 그와 접촉되는 지대주 core 및 치밀골에 편측으로 높은 응력이 집중되는 양상을 보였다. 특히 하중조건 E의 경우엔 하중조건 B, C, D 의 경우보다 더 높은 응력이 걸려 있었는데, 이는 가장 큰 굽힘 모멘트가 걸려서 좌측 치경부에는 높은 인장응력이 우측 치경부에는 높은 압축응력이 걸려 있음이 추정되었다. 그리고 Table 4에서 보는 바와같이 치조골, 고정체, 지대주에서의 최대 등가응력의 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 가장 큰 응력이 걸리고 있음을 알 수 있었다.

그리고 경사하중인 하중조건 C와 하중조건 D의 비교에선, 하중조건 D의 경우가 하중조건 C의 경우보다 각 구성부 즉 지지골, 고정체, 지대주에 걸리는 최대등가응력이 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 위치

하나 D의 경우에는 힘의 방향에 대하여 회전 중심점이 상부에 위치되어 굽힘력이 가해지기 때문으로 추정된다. 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.

2. 각 구성부의 응력분석

1) 지지골에서의 응력(Fig. 8, 9, Table 3)

Weinberg[6,19,20]는 자연치의 경우 치주인대와 치근 자체의 형태에 의해 야기되는 미세운동(micro-movement) 때문에 교합력은 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[21]도 교합력은 우선적으로 치조정 골에서 분산된다 하였고, Clelland 등[22]은 피질골 치조정에서 응력이 최대로 집중되며 피질골 층이 두꺼울수록 응력이 감소된다고 하였는데, 본 연구에서도 Fig. 8, 9 및 Table 3에서 보는 바와 같이 대체로 하중 조건에 관계없이 임플랜트 고정체 상부와 골 접촉을 이루는 치밀골(reference a, b 및 c, d)에 응력이 집중되는 양상을 보이며 그 하부 해면골(reference e, f)에서는 그리 큰 응력이 걸리지 않음을 알 수 있었는데, 이는 Lum 등[12,18,23], Bae 등[24]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. 치밀골에서의 응력분산을 보면(Fig. 8, 9 및 Table 3), 대체로 치밀골 상단 부위(참고점 a,b)가 하단 부위(참고점 c,d)에 비해 더 큰 응력이 나타나고 있으나 대체로 치밀골 상단에서 하방으로 응력이 넓게 분산됨을 알수 있었다. 이는 내측연결 시스템에선 외측연결 시스템에 비해 고정체 속으로의 긴 지대주 core의 삽입으로 인하여 힘의 중심점이 더 하방으로 내려가 있기 때문이라고 사료된다.

2) 지대주, 고정체 및 지대주와 고정체의 연결부에서의 응력 (Fig. 8, Fig. 10, 11, 12)

Akca 등[14]은 morse-taper 임플랜트에서, 수직 및 경사 하중을 주로 implant- abutment joint에서 주로 저항한다고 하였는데, 본 연구(Fig. 8, Fig. 10, 11, 12)에서도 하중조건에 관계없이 지대주에서의 응력은 지대주의 경부 및 지대주 core 부위에 큰 응력이 집중되는 양상을 보이며, 지대주의 core 하부 쪽으로 응력이 분산되고 있었고, 고정체에서의 응력은 지대주와 접촉되는 고정체 상단부 주위 즉 고정체의 경부에 높은 응력이 집중되는 양상을 보였으며, 대체로 지대주 core와 접촉되는 고정체의 내부를 따라서 응력이 하방으로 넓게 분산되고 있었다. 또한 각 구성부의 최대응력 (Table 4)을 살펴보면 대체로 치관을 제외한 부위에서 보면 지대주 또는 고정체에 가장 큰 응력들이 걸려 있는 것을 알 수 있으며 대체로 치조골에는 적은 응력이 걸려 있는데 이는 이러한 내측연결 시스템에선 수직 및 경사 하중시에 지대주와 고정체의 연결부에서 대부분 응력이 분산되고 있기 때문이라고 사료된다. Merz 등[25]도 유한요소실험에서 외측연결 시스템의 경우는 모든 응력이 나사에 집중되는데 반해, 내측연결 시스템의 경우는 지대주 벽면으로 응력이 골고루 분포산 되게 되어 나사의 풀림이나 파절 등이 발생되지 않는다고 하였으며 Binon[15]은 butt-joint 연결보다 긴 내측 연결은 임플랜드 내로 깊게 응력을 분산시키며, 과도한 하중으로부터 유지 나사를 보호해주며, 측방력은 임플랜트의 벽과 임플랜트/지대주 접촉 경사(bevel)에 직접 전달되므로서 접촉면(interface)의 열림에 대한 더 큰 저항을 제공하므로서 fiction-fit는 가장 안정된 연결이라 하였고 따라서 나사풀림 등이 거의 없다고 하였다. 또한 Norton[4,5]은 내측 conical joint는 굴곡모멘트에 저항하는데 있어서 외측 육각 joint와 비교해서 보다 더 안정되며, 내측 conical joint의 감소된 미세운동(micromovement)은 우수한 강도와 안정을 제공

한다 하였고, ITI conical abutment는 임상적 상황에서 기대되는 것보다 더 큰 굴곡 모멘트에서도 잘 저항할 수 있다고 보고한 바 있다. 아울러 Mollersten 등[26]은 임플랜트에서 내부 연결부의 접촉길이가 굴곡력에 저항하는데 제일 중요하다고 하였으며, 지대주의 유지 깊이와 유지 강도의 중요성에 관한 실험연구 및 확인된 임상데이타를 보여준바 있으며 아울러 Norton[5]은 나사 풀어짐에 대한 저항에 영향을 미치는 또다른 중요한 요소로 계면의 접촉면적으로서 접촉면적이 증가되면 이러한 저항이 증가된다 하였다. 이와같이 이러한 긴밀한 깊은 내측연결의 implant-abutment connection은 측방력에 더 잘 견딜 수 있고 제반 힘의 분산 측면에서도 더욱 유리하리라고 생각된다.

결론적으로, 임플랜트 보철에 가해지는 하중의 위치 및 방향에 따라 응력이 발생되는 양상은 다양하였으며 임플랜트의 힘의 중심점에서 벗어난 하중으로부터 야기되는 굽힘모멘트가 치조골, 고정체, 지대주에 발생되는 응력에 영향을 미치며, 내측 연결의 경우에는 대체로 지대주 및 고정체에서 많은 응력이 걸리며 접촉부의 벽을 따라 하방으로 응력이 분산되는 양상을 보였다.

임플랜트의 성공적인 임상적 적용을 위해서 앞으로 내측연결 시스템의 디자인 등에 따른 응력의 분석 및 외측연결 시스템의 경우와 비교하는 더 많은 연구가 필요하리라고 사료된다.

V. 결 론

임플랜트와 지대주의 연결 방식중 내측연결 시스템에서 하중위치 및 하중 방향의 변화에 따른 3차원 유한요소분석을 통하여 지지골, 고정체, 지대주에 작용하는 응력을 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 하중조건에 관계없이 임플랜트 고정체 상부와 접촉하는 치밀골에 높은 하중이 걸리고 있으며, 해면골에는 아주 작은 하중이 걸렸다.
2. 임플랜트의 중심축에서 벗어난 하중으로 부터 야기되는 굽힘모멘트는 치밀골에 응력집중을 야기하며 특히 경사하중에서 높은 응력을 발생하였다.
3. 경사하중의 경우에 있어서, 발생되는 응력의 크기는 단순히 경사 각도의 크기 보다는 힘의 방향과 회전 중심점의 상대적인 위치에 의해 응력의 크기가 좌우되었다.
4. 내측연결 시스템에서 응력의 분산 양식은 대체로 접촉하는 지대주의 core 및 고정체의 내부 벽을 따라서 하방으로 응력이 고르게 분산되는 양상을 보였다.

결론적으로, 임플랜트 보철에 가해지는 하중의 위치 및 방향에 따라 응력이 발생되는 양상은 다양하였으며 임플랜트의 힘의 중심점에서 벗어난 하중으로부터 야기되는 굽힘모멘트가 치조골, 고정체, 지대주에 발생되는 응력에 영향을 미치며, 내측 연결의 경우에는 대체로 지대주 및 고정체에서 많은 응력이 걸리며 접촉부의 벽을 따라 하방으로 응력이 분산되는 양상을 보였다.

참 고 문 헌

1. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: A retrospective study. J Prosthet Dent 1995; 80:184-192.
2. Jemt T et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement. A 1-year report from a multicenter prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants 1991; 6:29-36.
3. Levine RA, et al. A multicenter retrospective analysis of ITI implant system used for single-tooth replacements: Preliminary results at six or more months of loading. Int J Oral Maxillofacial Implants 1997; 12: 237-242.
4. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. Clin Oral Implants Res 1997; 8:290-298.
5. Norton MR. Assessment of cold welding properties of internal conical interface two commercially available implant system. J Prosthet Dent 1999; 81:159-166.
6. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant- supported prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants 1993; 8:19-31.
7. 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.

8. Rieger MR, Mayberry MS, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. J Prosthet Dent 1990:63:671-6769.
9. Chung KM, Chung CH, Jeong SM. Finite element analysis of implant prostheis according to platform width of fixture. J Korean Acad Prosthodont 2003; 41:674-688.
10. Kim NH, Chung CH, Son MK, Back DH. A study on the fit of the implant-abutment-screw interface. J Korean Acad Prosthodont 2003;41:503-518.
11. 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.
12. Lum LB, Osier J.F. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: An analysis using statics. Part one: Horizontal loading. J Oral Implantol 1992; 18:343-348.
13. 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.
14. Akca, K., Cehreli, M.C & Iplikcioglu, H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant abutment complex of a reduced diameter morse taper implant: a nonlinear finite element stress analysis. Clinical Oral Implants Research 2003;14: 444- 455.
15. Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. Int J Prosthodont 1995;8: 162-178.
16. 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.
17. Krennmair G. Schmidinger S, Waldenberger O. Single-tooth replacement with frialit-2 system: A retrospective clinical analysis of 146 implants. Int J Oral Maxilofac Implanst 2002; 17:78-85.
18. Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. J. Oral Implantol 1991; 17:126-131.
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. 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.
22. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet, O.C., Gilat, A.. Use of an axisymmetric finite element method to compare maxillary bone variables for a loaded implant. J Prosthodont 1993; 2:183-189.
23. 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.
24. Bae, SJ, Chung, CH, Jeong, SM. Finite element anlysis of implant prosthesis according to position and direction of load. J Korean Acd Stomto Func Occl 2003; 19:257-268.
25. Merz BR, Hunenbarts, Belser UC. Mechanics of the implant abutment connection : an 8-degree taper compared to a butt joint connection. In J Oral Maxillofac Implants 2000;15:519-526.
26. Mollersten L, Lockowandt P, Linden LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. J prosthet Dent 1997; 78:582-591.

Correspondence to : Chae-Heon Chung, D.D.S.,Ph.D. Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University 421, Seosuk-Dong, Dong-Gu, Gwangju, 501-759, Korea. E-mail: jhajung@mail.chosun.ac.kr, Tel: 82-62-220-3820