

임플란트-지대주의 연결방법에 따른 임플란트 보철의 유한요소 응력분석

조선대학교 치과대학 치과보철학교실 및 구강생물학연구소

허진경 · 계기성 · 정재현

I. 서 론

골 유착 임플란트는 부분 또는 완전 무치악 환자에
서 성공률이 아주 높은 믿을만한 치료 방법으로 인정
받아왔다. 그러나 높은 예견성과 성공률에도 불구하
고 합병증이나 실패도 많이 보고되고 있는데 임플랜
트는 특수한 환경인 구강 내에 식립되어 치아의 역할
을 대신하여 기능하는 동안 정하중 및 동하중을 계속
복합적으로 받게 되므로 생역학과 관련하여 많은 문
제점이 발생할 수 있기 때문이다. 반복된 교합압으로
인한 국소적 응력 집중은 임플란트의 구성성분 및 상
부 보철물의 파괴, 임플란트 주위 지지골의 흡수, 임
플란트와 보철물 연결부의 손상, 유지나사의 이완 및
파절, 시멘트의 파괴를 야기시킬 수 있다. 특히 골질
이 불량한 부위나 골량이 불충분한 부위에서는 이러
한 실패의 가능성이 더욱 높게 된다.¹⁻³⁾ Boggan 등²⁾은
골유착 임플란트의 장기적 및 생역학적 성공을 위해
선 파괴 응력이 지지골에 전달되지 않도록 보철물에
가해진 응력을 넓게 분산시킬 수 있도록 디자인된 임
플란트가 필수적이거나 아직 교합력에 의해 야기되는
임플란트와 주위조직에 발생하는 응력분석에 관하여
명확한 규명은 부족하다고 하였다.

임플란트/지대주 접촉 연결은 외측연결(external
connection)과 내측연결(internal connection)로 구
분된다. 두가지 연결을 구분하는 명확한 요소로는
임플란트의 상부 위에 확장되는 형태의 유무이다.

즉 외측연결 시스템은 임플란트 고정체의 상부에 존
재하는 hex top에 지대주를 연결하고 나사로 고정하
는 방식이다. 이에 비해 내측연결 시스템은 임플랜
트 고정체 내부로 지대주의 일부가 들어가서 연결되
는 방식이다.

임플란트와 지대주 접촉은 기계적인 관점에서 중
요성과 생물학적인 관점에서 중요성을 가질 수 있는
데, 우선 기계적인 관점에서 보면, 불안정한 접촉 계
면을 갖는 임플란트/지대주 연결은 임플란트를 지대
주에 연결하는 나사에 부당한 응력을 가할 수 있으
며,^{4,5)} 상부 보철물과 임플란트 구성성분 간에 부적합
(misfit)이 존재하는 경우, 이러한 보철물에 기능하중
이 가해지면 그 결과로서 나사 결합체(screw joint) 내
에 미세운동이나 이동이 발생되어 임플란트와 지대
주 사이에 부가적인 운동을 허용함으로써 더욱 불안
정한 나사 결합체를 야기하는 것은 물론 수복물의 불
량한 계면적합, 나사의 파절 등을 초래할 수 있다.^{6,7)}

Brånemark system이 주도하는 외측연결(external
connection) 임플란트 시스템들은 고정체와 지대주
간에 연결에서 외부육각나사(external hexa) 형태를
취하고 있으나, 많은 문헌상에서 지대주의 풀림이나
이를 고정시키는 나사의 문제 등이 보고되고 있다.⁸⁻¹⁰⁾
따라서 지지에 대한 개선과 임플란트 각 요소들의
풀림과 파절을 줄이기 위해 임플란트와 지대주 사이
에 연결구조로서 내측연결(internal connection)의 임
플란트 시스템들이 최근에 많이 소개되고 있다. 이

※이 논문은 2004년도 조선대학교 연구보조비 지원에 의하여 연구되었음.

러한 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.¹⁰⁻¹²⁾

현재 지대주가 임플란트 내부로 함입되어 있고 지대주에 육각이나 팔각 형태의 회전 방지를 위한 형태를 가진 임플란트들이 개발되어 사용되고 있으며, 이것이 통상의 외부육각(external hexa) 형태의 임플란트에 비해 다소 유리한 기계적 성질을 가지고 있다고 하였고,^{1,11-13)} Norton¹¹⁻¹³⁾은 외부육각 형태를 가지고 있는 시스템 보다 원추형태의 내부연결 형태의 지대주를 가지고 있는 시스템이 굽힘 모멘트에 대한 저항성에 있어서도 우수하다고 하였으며, Sutter 등^{7,14)}도 원추형태의 내부연결형태의 지대주를 가지는 경우 풀림에 대한 저항성이 우수하고 동적 하중 하에서도 우수한 결과를 보였다고 보고하였다. 지대주 나사의 풀림에 관하여 외측연결 시스템에서 Ekfeldt¹⁵⁾는 43%, Henry¹⁶⁾는 27%를 발표하였고, 이에 대해 내측연결 시스템에서는 Levine¹⁰⁾은 3.6%, Krenmair¹⁷⁾는 3.5%를 발표한 바 있다. 이런 이유 등으로 시중에 시판되고 있는 각 임플란트는 종류별로 기계적인 이점을 고려하여 고정체와 지주를 연결하는 연결부의 형태 및 결합부의 깊이와 모양도 다양하게 적용되고 있다.¹⁸⁾

치과 임플란트는 다양한 저작압을 받게 되고 따라서 그 저작압에 견딜 수 있는 연결구조를 임플란트 시스템에 적용하는 것이 중요하다. 현재 임플란트/지대주(implant/abutment)의 결합형태에는 다양한 형태가 이용되고 있는데, 기하학적인 형태는 결합 강도, 결합 안정성, 위치나 회전 안정성을 결정하는 중요한 요소중의 하나이며, 아울러 동시에 보철물의 안정성에도 중요하다.^{11,19,20)}

따라서 지대주의 연결 형태에 따라 임플란트 내부의 하중전달 기전은 변하게 되고, 이는 악골에 발생하는 응력분포 역시 변하게 되므로, 본 연구에서는 임플란트와 지대주의 연결방식 중 외측연결 및 내측연결의 시스템에 따른 3차원 유한요소분석을 통하여 지지골, 고정체, 지대주, 지대나사에 작용하는 응력을 분석하므로써, 추후 임플란트의 임상적 선택에 기준을 마련하고자 하였다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 연구재료

1) 실험모형

본 연구에선 내측연결 형태의 임플란트 중 friction-fit joint로 11°의 morse taper를 갖는 Astra system의 지대주를 임플란트 속에 재위치 시킨 실제모형(Fig. 1)의 단면을 잘라서, 그 형태와 수치 및 고정체-지대주-나사의 접촉과 틈의 정도를 재현하여 내측연결 형태의 임플란트 모형으로 유한요소 모형화 하였으며, 또한 이를 근거로 하여 다른 수치는 동일하게 처리하고 다만 연결 부위만 외측연결로 처리한 외측연결 형태의 임플란트 모형의 유한요소모형을 제작하였다. 특히 나사산과 그에 대응되는 고정체 사이에 접촉은 나사산의 상단 경사면은 접촉시켰고 하단 경사면은 접촉하지 않는 것으로 처리하였다.(Fig. 2)²¹⁾

본 모델링에서는 지지골, 해면골, 임플란트 고정체, 지대주, 나사, 상부치관, 나사 입구를 채운 콤포지트 레진으로 나누어 구성하였다. 단, 하악골의 제1대구치 부분에 임플란트를 식립하여 보철 수복한 경우를 연구모델로 하였고, 하악 제1대구치를 중심으로 하악골을 근원심으로 20mm 폭경을 갖도록 하였다. 골 구조 중 외부는 2mm의 두께를 갖는 치밀골로 처리하였고,^{3,22,23)} 그 내부는 모두 해면골로 처리하였다. 본 연구에서 사용된 2가지 실험모형의 재현된 형상 및 그 수치는 Fig. 2와 같았다.

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 I과 같이 나누었다.

임플란트 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(homogeneity), 재료의 특성이 3방향으로 모두 동일하다는 등방성(isotropy), 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하고 변위

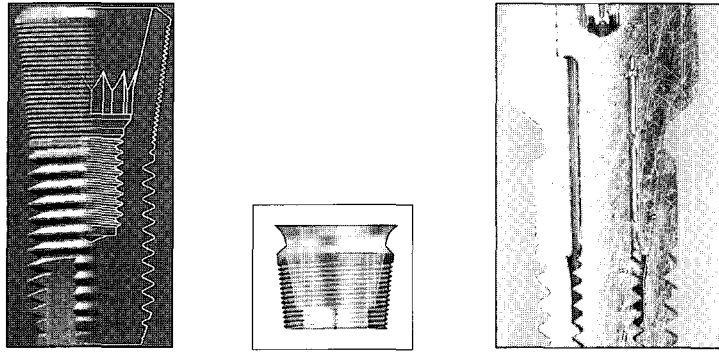
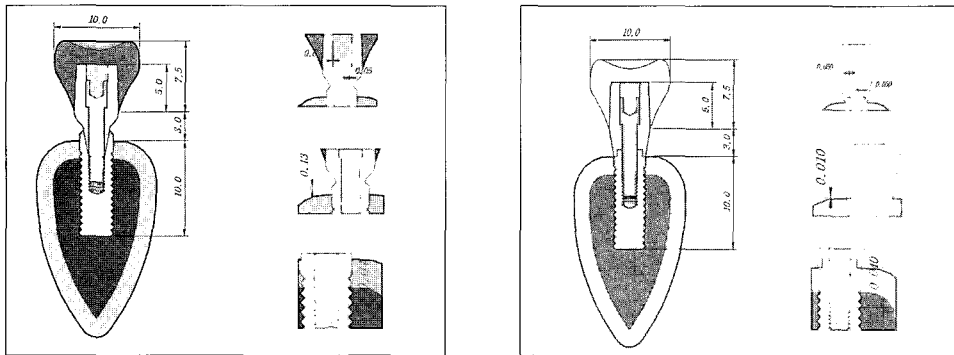


Fig. 1. Schematic representation and cross sectional view of Astra.



Model 1 (Internal Connection System)

Model 2 (External Connection System)

Fig. 2. Computer simulated longitudinal sections of experimental model(Unit: mm).

정도에는 무관심하다는 선형탄성(linear elasticity)을 갖는 것으로 가정하였다. 그리고 실험은 단일치아 임플란트 수복물 모형에서 행한 것으로 하였다.

Fig. 1, 2는 각 모형의 고정체와 지대주의 연결구조 및 재현된 3차원 형상을 보여주고 있으며, Fig. 3은 그 유한요소 모형을 보여주고 있다.

3) 하중조건 및 경계조건

저작은 수직력과 경사력을 발생시키므로 본 연구에서는 하중조건 A는 치관 중심와(central fossa)에 200N^{24,25)}의 수직하중이 작용하도록 하였고, 하중조건 B는 협측교두에 바깥쪽에서 치아 중심쪽으로 200N의 15° 경사하중이 작용되도록 하였으며, 하중조건 C는 협측교두(buccal cusp)에 치아의 중심에서 바깥쪽으로 200N의 30° 경사하중이 작용되도록 하였다(Fig. 4).

경계조건 (boundary condition)으로는 하악골의 양

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

Model	Number	
	Node	Element
Model 1(Internal Connection)	78,380	418,080
Model 2(External Connection)	79,347	416,619

쪽 모서리 부분의 절단면부분을 U_x , U_y , U_z 방향을 모두 구속하였고, 보철물과 임플란트 및 주변 골 조직에서 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: ν)는 선학들의 자료를 참고하여 이용하였다(Table II).²⁶⁾

2. 연구 방법

1) 유한요소 응력분석

본 연구에서 삼차원 유한요소분석 프로그램인 EMRC NISA DISPLAY Version 12(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 분포상태

와 최대응력 집중부를 식별하기 위해 등가응력을 기준으로 응력의 크기에 따라 색도로 표시하였다. 각 하중조건간의 비교를 위해 6개의 참고점(reference point)을 지지골과 임플란트가 접하는 부위 중에서, 치밀골 부위에 a, b, c, d의 참고점을 그리고 그 c, d의 참고점의 2mm하방의 해면골에 e, f의 참고점을 정하고(Fig. 5), 각 하중조건 하에서 실험모형에 발생하는 등가응력을 비교 분석하였다.

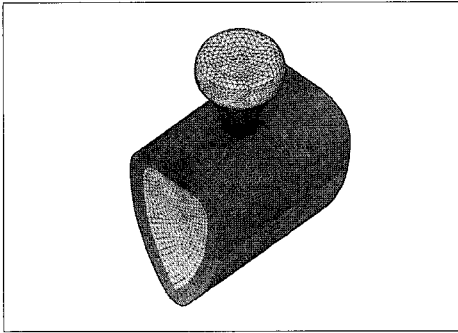


Fig. 3. Three-dimensional finite element model of full body.

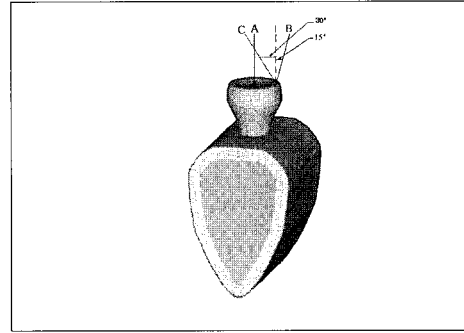
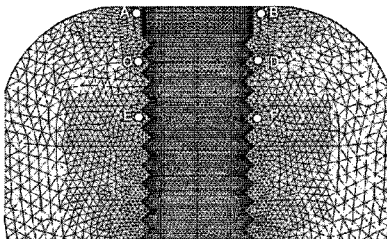


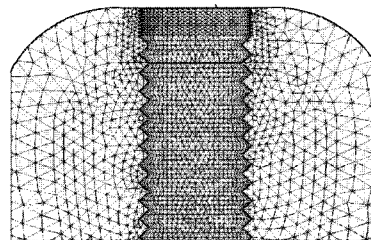
Fig. 4. Three loading directions of loading condition A, B, C.

Table II. Material properties in this study

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



Model 1 (Internal Connection)



Model 2 (External Connection)

Fig. 5. The reference points in supporting bone in models.

Ⅲ. 연구성적

1. 모형 전체의 응력 분석

Model 1, 2의 경우 모두에서, 수직하중이 중심좌에 가해진 하중조건 A에선 임플란트 보철의 장축에 응력이 고르게 분산되는 양상을 보이며, 안쪽으로 15° 경사하중이 가해진 하중조건 B의 경우에는 굽힘력이 걸려 약간 편측으로 치우치며 하중이 가해진 쪽의 치경부위에 높은 집중응력이 걸리고 있고, 바깥쪽으로 30° 경사하중이 가해진 하중조건 C의 경우에는 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.

Model 1, 2의 경우의 전체 응력의 비교에서 Model 1의 경우는 지대주와 고정체를 통한 응력분산의 양상을 보이는 반면 Model 2의 경우엔 주로 지대나사를 통한 응력분산의 양상을 보였다.

2. 각 구성부의 응력 분석

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

1) 지지골에서의 응력(Fig. 6, 7, 8, Table III)

Fig. 7, 8에서 보는 바와 같이 지지골에서의 응력양상은 하중조건에 관계없이 Model 1, 2 모두에서 지

지골 상부 즉 임플란트 고정체 상부의 골 접촉부인 치밀골에 응력이 집중되는 양상을 보이며 그 하부 해면골에서는 그리 큰 응력이 걸리지 않음을 알 수 있다. 또한 수직력이 걸리는 하중조건 A의 경우에 비해서 굽힘력이 걸리는 하중조건 B의 경우에는 편측으로 높은 응력이 집중되고 있으며 하중조건 C의 경우에는 양측으로 높은 응력이 집중되고 있다.

Table III에서 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. 하중이 많이 걸리는 치밀골 a, b의 위치에서 응력을 비교해 보면 Model의 조건에 따라서는 Model 1의 경우가 Model 2의 경우보다 골에서 걸리는 응력이 대체로 컸다.

그러나 Model 1, Model 2의 모든 경우에 지대주, 고정체, 지대나사에 걸리는 응력에 비해선 골에 걸리는 응력이 훨씬 적게 걸리고 있다.

2) 지대주에서의 응력(Fig. 9, Table IV, V)

지대주에서의 응력 양상은 하중조건에 관계없이 모두에서 Model 1의 경우가 Model 2의 경우보다 응력이 크게 걸려있다. Model 1에서 대체로 경사하중인 B, C의 경우엔 응력이 지대주의 경부 및 지대주 post 부위에 큰 응력이 집중되는 양상을 보이며 지대주의 post 하부 쪽으로 응력이 분산되고 있다. 굽힘력이 걸리는 하중조건 B의 경우에 하중이 가해진쪽 편측부에 더 높은 응력이 집중되고 있으나 하중조건 C의 경우엔 지대주의 경부 및 지대주 post 부위에 양측으로 높은 응력이 집중되고 있는데 이는 굽힘력에 의한 지대주 post 부에 양측으로 높은 인장과 압축이

Table III. Von Mises stresses on the reference points in bone of Models under loading condition A, B, C (Unit: MPa)

Model	Reference points		a	b	c	d	e	f
	Load							
Model 1 (Internal Connection)	A		14.53	14.32	9.34	5.31	1.00	0.90
	B		5.52	22.88	10.98	8.45	1.06	0.93
	C		82.08	103.97	34.25	29.81	2.14	2.73
Model 2 (External Connection)	A		8.32	10.19	5.01	4.90	0.58	0.95
	B		4.96	13.79	2.86	6.78	0.58	1.15
	C		25.85	49.28	16.90	21.13	3.20	4.17

Table IV. Maximum von Mises stress in the bone, fixture, abutment, and screw in model 1 (Unit: MPa)

Model Location		Model 1 (Internal Connection)				
		Bone	Fixture	Abutment	Screw	All
Loading condition	A	29.43	57.99	58.00	23.56	387.26(crown)
	B	42.56	252.08	279.59	50.41	279.59
	C	213.32	1003.26	1055.37	184.78	1055.37

Table V. Maximum von Mises stress in the bone, fixture, abutment, and screw in model 2 (Unit: MPa)

Model Location		Model 2 (External Connection)				
		Bone	Fixture	Abutment	Screw	All
Loading condition	A	24.25	137.23	111.75	183.26	183.26
	B	32.64	357.98	76.66	1018.76	1018.76
	C	165.74	2687.07	601.70	4464.38	4464.38

걸리기 때문인 것 같다. 특히 응력이 집중된 부위의 최대응력의 크기에 있어서는 하중조건 C의 경우에 가장 높은 응력이 걸리고 있다(Table IV, V). 반면에 Model 2의 경우엔 지대주에 그리 큰 응력이 걸리지 않고 있다.

3) 고정체에서의 응력 (Fig. 10, Table IV, V)

고정체에서의 응력양상은 하중조건에 관계없이 Model 1, 2 모두에서 치밀팔과 접촉되는 고정체 상단부에 응력이 집중되는 양상을 보이며 또한 굽힘력이 걸리는 하중조건 B의 경우에 편측으로 높은 응력이 집중되는 양상을 보이고, 하중조건 C의 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. Model 1의 응력의 분포 양상은 대체로 지대주 post와 접촉되는 고정체의 내부를 따라서 응력이 넓게 분산되어 있다. 그리고 Model의 조건에 따라서는 Model 1의 경우가 Model 2의 경우보다 고정체에 응력이 크게 걸리고 있다.

4) 지대나사에서 응력 (Fig. 11, Table IV, V)

굽힘력이 걸리는 하중조건 B의 경우에 하중이 가해진 부위의 나사의 경부에 응력이 집중되는 양상을 보이고, 하중조건 C의 경우엔 좌우 양측 나사의 경부

에 대체로 응력이 걸려 있는데 이는 가장 큰 굴곡 모멘트가 걸려 좌측 치경부에는 높은 인장응력이 우측 치경부에는 높은 압축응력이 걸려 있음이 추정된다.

Model 1의 경우엔 내측연결의 경우라서 대체로 하중조건에 관계없이 대체로 응력의 분포 양상은 대체로 지대주 post와 접촉되는 고정체의 내부를 따라서 응력이 넓게 분산되는 관계로 정작 지대나사에는 응력이 비교적 적게 걸리고 있는 반면에 외측연결의 경우인 Model 2에선 지대나사에 높은 응력이 크게 걸리고 있다.

5) 지대주와 고정체의 연결부에서의 응력 (Fig. 12)

Model 1에선 하중조건 A의 경우엔 지대주 및 고정체의 긴밀한 접촉으로 응력이 지대주 post에 접촉하는 고정체 내부를 따라서 응력이 고르게 상부에서부터 하부로 전달되고 있다. 15° 경사하중이 가해진 하중조건 B의 경우에는 하중이 가해진 쪽의 치경부의 지대주와 고정체의 접촉부위에 가장 높은 응력이 발생되나 대체로 고정체의 내부 벽을 따라 응력이 아래로 전달되고 있으며 30° 바깥쪽으로 경사하중이 가해지는 하중조건 C의 경우에는 고정체의 양측 벽 및 지대주 경부에 아주 높은 응력이 걸려있으며, 응력은 접촉하는 지대주 post 및 고정체 내부 벽을 따라 하방으로 분산되고 있다. 그러나 Model 2의 경우엔 지대나사에 높은 응력이 분포되고 있다.

3. 각 구성부의 최대응력

하중조건 및 Model 종류에 따른 지지골, 고정체, 지대주 및 지대나사에 걸리는 등가응력의 최대응력치는 Table IV, V와 같다.

하중조건이 A, B, C로 갈수록 지지골, 고정체, 지대주, 지대나사에 걸리는 최대응력의 크기는 커진다.

Model의 종류에 따른 응력 분포의 비교에선 Model 1의 경우엔 최대응력이 지대주에 걸려 있는 반면에 Model 2의 경우엔 최대응력이 나사에 걸려있다.

IV. 총괄 및 고안

임플란트와 지대주의 연결에 다양한 연결 방법이 적용되고 있는데, Kirsch 등²⁷⁾은 이러한 임플란트와 지대주 연결부의 디자인이 힘의 분산에 중요한 역할을 하며, 이상적으로 나사의 풀림, 파절, 지대주 또는 고정체의 파절을 일으키는 구조 내에 국소적인 최대의 힘을 유발함이 없이, 힘은 치관-지대주-임플란트 unit를 통해서 그리고 임플란트/골 계면을 통해서 골 내로 넓게 분산되어야 한다고 하였다.

따라서 본 연구에서는 실험 대상물이 매우 복잡한 기하학적 구조나 다양한 종류의 재료들로 이루어져어도 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 유한요소 응력분석을 통하여, 임플란트와 지대주의 연결방식 중 내측연결 시스템에서 friction-fit joint (Astra)와 연결 부위의 디자인만 다르고 다른 수치 및 조건은 동등하게 처리한 외측연결 시스템의 연결 형태에 따른 3차원 유한요소분석을 통하여 하중방향 및 하중 위치의 조건에 따라 지지골, 고정체, 지대주, 지대나사에 작용하는 응력을 분석하였다.

1. 모형 전체의 응력 분석

Kirsch 등²⁷⁾은 임플란트/골 계면 즉, 임플란트를 둘러싸고 있는 골 구조에 피크 응력은 피해야 하며 힘은 가능하면 넓은 면적으로 분산되어야 한다고 하였는데 본 연구에서 보면 Model 1의 경우엔 내측연결의 경우라서 대체로 하중조건에 관계없이 대체로

응력의 분포 양상은 대체로 지대주 core와 접촉되는 고정체의 내부를 따라서 응력이 넓게 분산되는 관계로 정작 지대나사에는 응력이 비교적 적게 걸리고 있는 반면에 외측연결의 경우인 Mode 2에선 지대나사에 높은 응력이 크게 걸리고 있었다. 즉 내측연결의 경우에는 응력이 지대주와 고정체에 고르게 분산되는 것을 알 수 있으나 외측 연결의 경우에는 응력이 나사에 집중되는 양상을 보였다.

Fig. 6, 7에서 보는 바와 같이 수직하중이 중심외에 가해진 하중조건 A의 경우는 응력이 좌우측 대칭으로 고르게 분산되는 양상을 보이나, 안쪽으로 15° 경사하중이 가해진 하중조건 B의 경우에는 하중이 가해진 부위의 편측으로 응력이 치우치는 양상을 보였으며, 바깥쪽으로 30° 경사하중이 가해진 하중조건 C의 경우엔 좌우 양측 치경부에 하중조건 B의 경우보다 더 높은 응력이 걸려 있는데 이는 가장 큰 굽힘 모멘트가 걸려서 좌측 치경부에는 높은 인장응력이 우측 치경부에는 높은 압축응력이 걸려 있음이 추정되었다. Rangert 등^{28,29)}은 임플란트 지지 보철물에 작용되는 교합력이 비수직 하중으로 작용하면 굽힘 모멘트(bending moment)를 야기하여 임플란트에 높은 응력을 발생시키며 생물학적으로 불리한 반응을 야기한다고 하였고 특히 후방 임플란트 지지 보철물은 하악의 기능과 비기능 운동 양상에 의해 발생하는 굽힘 모멘트에 노출되기 쉬우며 이러한 굽힘 모멘트는 임플란트 구성부나 지지골에 더 높은 응력수준을 유도한다고 하였으며, 과도한 굽힘 모멘트는 임플란트 파절을 포함해서 여러가지 형태의 실패를 야기할 수 있다 하였다. 따라서 임상에선 이러한 위해로운 굽힘모멘트를 줄여줄 수 있도록 교합의 접촉점 및 교두 경사 등을 고려해야할 것으로 사료된다.

2. 각 구성부의 응력분석

1) 지지골에서의 응력(Fig. 7, 8, Table III)

Chung 등²²⁾, Lum 등^{25,30)}, Matsushita 등³⁾의 유한요소법 연구에서 수직 및 측방 하중 시에 치밀골에서의 응력이 해면골에서의 응력 보다 일반적으로 더 크게 나타나며 또한 임플란트의 경부 주위의 치밀골에 주로 응력 집중이 나타남을 보여주었는데, 본 연구에서도 Fig. 7, 8에서 보는 바와 같이 지지골에서의 응력양상은 하중조건에 관계없이 Model 1, 2 모

두에서 지지골 상부 즉 임플란트 고정체 상부의 골 접촉부인 치밀골에 응력이 집중되는 양상을 보이며 그 하부 해면골에서는 그리 큰 응력이 걸리지 않음을 알 수 있었다. 또한 Table III에서 보는 바와 같이 하중이 많이 걸리는 치밀골 a, b의 위치에서 응력의 크기를 비교해 보면 Model의 조건에 따라서는 지대주와 고정체의 연결부에서보다 치밀한 접촉을 보이는 Model 1의 경우가 지대주와 고정체의 연결부에서 약간의 틈을 가지는 Model 2의 경우보다 골에서 걸리는 응력은 대체로 약간 더 컸으나, Model 1, Model 2의 모든 경우에 지대주, 고정체, 지대나사에 걸리는 응력에 비해서 골에 걸리는 응력이 훨씬 적게 걸리고 있음을 알 수 있었다.

Weinberg³¹⁻³³⁾는 골유착된 임플란트는 치주인대에서 허용되는 그러한 미세운동이 없으므로 치조정 높이에 회전중심을 가지며, 대부분의 힘의 분산은 임플란트의 면을 따라서 분산되기 보다는 치조정에서 집중된다 하였고, Clelland 등³⁴⁾도 피질골 치조정에서 응력이 최대로 집중되며 피질골 층이 두꺼울수록 응력이 감소된다고 하였는데, 본 연구에서도 Model 1의 경우가 Model 2의 경우보다 골에 걸리는 응력은 대체로 약간 더 크긴 하였으나 Fig. 11에서 보는 바와 고정체 내부로 깊숙이 들어가 연결되어 있는 지대주의 영향으로 응력이 골 하부로 더 넓게 분산되어 있는 양상을 보여주어 임상적으로 더 유리하리라고 사료 되었다. Hansson³⁵⁾의 수직하중 시의 유한요소 실험에서도 flat top fixture-abutment 계면의 경우에 비해서 conical fixture-abutment 계면의 경우에서 최대응력이 골 내에서 더 깊게 위치된다고 보고한 바 있다.

2) 지대주, 고정체 및 지대주와 고정체의 연결부에서의 응력 (Fig. 9, 10, 12)

지대주에서의 응력 양상은 하중조건에 관계없이 모두에서 Model 1의 경우가 Model 2의 경우보다 응력이 크게 걸렸으며, 경사하중인 B, C의 경우엔 Model 1에서 대체로 지대주에서 응력의 분포 양상은 응력이 지대주의 경부 및 지대주 core 부위에 큰 응력이 집중되는 양상을 보이며 지대주의 core 하부 쪽으로 응력이 분산되고 있었고, 특히 응력이 집중된 부위의 최대응력의 크기 (Table IV, V)에 있어서는 하중조건 C의 경우에 가장 높은 응력이 지대주에 걸

리고 있는 반면에, Model 2의 경우엔 지대주에 그리 큰 응력이 걸리지 않고 있음을 알 수 있었다. 이는 Model 1의 경우엔 내측연결의 경우라서 대체로 하중조건에 관계없이 대체로 응력의 분포 양상은 대체로 지대주 core와 접촉되는 고정체의 내부를 따라서 응력이 넓게 분산되는 관계로 정작 지대나사에는 응력이 비교적 적게 걸리고 있는 반면에 외측연결의 경우인 Model 2에선 지대나사에 높은 응력이 크게 걸리고 있는 것으로 사료되었다.

고정체에서 응력의 분포 양상은 대체로 지대주 core와 접촉되는 고정체의 내부를 따라서 응력이 넓게 분산되어 있음을 알 수 있어, 내측연결 시스템에선 대체로 교합력이 지대주에서 임플란트로 직접 전달되는 경향을 가지고 있다고 사료된다. 지대주와 고정체의 연결부에서의 응력 (Fig. 12) 분산은 Model 1에선 하중조건 A의 경우엔 지대주 및 고정체의 긴밀한 접촉으로 응력이 지대주 core에 접촉하는 고정체 내부를 따라서 응력이 고르게 상부에서부터 하부로 전달되고 있다. 15° 경사하중이 가해진 하중조건 B의 경우에는 하중이 가해진 쪽의 치경부의 지대주와 고정체의 접촉부위에 가장 높은 응력이 발생되나 대체로 고정체의 내부 벽을 따라 응력이 아래로 전달되고 있으며 30° 바깥쪽으로 경사하중이 가해지는 하중조건 C의 경우에는 고정체의 양측벽 및 지대주 경부에 아주 높은 응력이 걸려있으며, 응력은 접촉하는 지대주 core 및 고정체 내부 벽을 따라 하방으로 분산되고 있다. 그러나 Model 2의 경우엔 지대나사에 높은 응력이 분포되고 있다.

본 연구의 결과를 검토해 보면 friction-fit joint (Astra: Model 1)의 경우가 지지골, 고정체, 지대주에 응력이 적게 걸렸는데, 이는 friction-fit joint (Astra: Model 1)의 경우 임플란트 내부로 2.2 mm 들어가는 conical extending을 갖는 반면에 external connection system (Model 2)의 경우는 임플란트 외부로 0.6 mm 연결됨³⁶⁾으로서 연결부의 접촉 길이 (joint depth)에서 큰 차이를 보여주고 있기 때문이라고 사료된다. Mollersten 등³⁶⁾은 임플란트에서 내부연결부의 접촉 길이가 굴곡력에 저항하는데 제일 중요하다고 하였으며, 지대주의 유지 깊이와 유지 강도의 중요성에 관한 실험 연구 및 확인된 임상 data를 보여준 바 있다. 아울러 Norton¹²⁾은 나사 풀림에 대한 저항에 영향을 미치는 또 다른 주요한 요소로 계

면의 접촉 면적으로서 접촉 면적이 증가되면 이러한 저항이 증가된다 하였는데, 내측연결의 friction-fit joint (Astra: Model 1)의 경우에는 외측연결 시스템 (Model 2)의 경우보다 아주 높은 응력이 지대주와 고정체에 걸려 있음을 알 수 있었는데, 이는 friction-fit joint (Astra: Model 1)의 경우는 11° 경사를 갖는 conical 지대주가 고정체 내에 들어가 넓은 면적에서 긴밀한 접촉 (friction joint)을 이루므로서³⁷⁾ 이러한 응력이 이 접촉부를 통해서 직접 전달되고 있음이 추정되는 반면, external connection system (Model 2)의 경우에는 이러한 접촉부에서 약간의 공간이 허용되며 접촉면적이 적은 관계로 응력이 주로 screw에 의해 분산되고 있기 때문이라고 사료된다. Norton¹¹⁻¹³⁾의 연구에 의하면 Brånemak 시스템의 외측 butt-joint와 Astra Tech 시스템의 internal cone에서 굴곡모멘트에 대한 저항을 비교했을 때, conical design이 더 우수한 강도를 보여주었다고 보고한 바 있다.

3) 지대나사에서의 응력 (Fig. 10, Table IV, V)

Model 1의 경우엔 내측연결의 경우라서 대체로 하중조건에 관계없이 대체로 응력의 분포 양상은 대체로 지대주 core와 접촉되는 고정체의 내부를 따라서 응력이 넓게 분산되는 관계로 정작 지대나사에는 응력이 비교적 적게 걸리고 있는 반면에 외측연결의 경우인 Model 2에선 지대나사에 높은 응력이 크게 걸리고 있다.

지대주 나사를 조일 때 적용된 torque는 나사 축 안에 인장력을 발생시키고, 임플란트와 지대주 사이에 압축 고정력을 만드는데, 지대주 나사만으로 임플란트와 지대주 연결을 유지하는 butt-joint 디자인에서는 preload의 유지가 대단히 중요하며, 그러한 디자인에서 나사 풀림의 원인은 나사 연결 부위의 과도한 bending과 임플란트와 지대주 계면의 미세운동으로 인한 침하효과(settling effect)가 유력하다하였다.^{38,39)} 나사 연결부의 임상적 실패를 막기 위해서는 조임력(clamping force)을 극대화하거나, 연결 부를 이개하는 힘이 조임력(clamping force) 이하가 되도록 하여야 한다.⁴⁰⁾ 그러나 Astra와 같은 Morse-taper의 내측연결 디자인의 기본 이론은 잠금(lock)과 마찰력을 형성하는 것이며, 이러한 긍정적이고 기하학적인 메카니즘이 과도한 기능력으로부터 나사를 보호하는 것으로 생각된다하였고,³⁶⁾ ITI 임플랜

트에 장축과 축방의 복합적인 동적 부하를 가한 후에도 모든 지대주가 나사 풀림의 징후 없이 건전하고 안정적으로서 Morse-taper가 가해진 부하의 대부분을 수용하며 screw thread를 과부하로부터 보호한다 하였다.⁴¹⁾ 따라서 butt-joint 디자인과 달리 morse-taper 디자인은 계면의 미세운동을 감소시키고 연결 부위의 안정성과 우수한 강도를 제공할 것으로 사료되었다.⁷⁾

3. 각 구성부의 최대응력

Merz 등²⁰⁾은 유한요소실험에서 외측연결 시스템의 경우는 모든 응력이 나사에 집중되는데 반해, 내측연결 시스템의 경우는 지대주 벽면으로 응력이 골고루 분포하게 되어 나사의 풀림이나 파절 등이 발생되지 않는다고 하였으며, Binon^{42,43)}은 butt-joint 연결 보다 긴 내측연결은 임플란트 내로 깊게 응력을 분산시키며, 과도한 하중으로부터 유지 나사를 보호해주며, 축방력은 임플란트의 벽과 임플란트/지대주 접촉 경사(bevel)에 직접 전달되므로서 접촉면(interface)의 열림에 대한 더 큰 저항을 제공하므로서 friction-fit는 가장 안정된 연결이라 하였고 따라서 나사 풀림 등이 거의없다고 하였는데, Table IV, V에서 보는 바와 같이 본 연구에서도 경사하중 B, C의 경우에 내측연결인 Model 1의 경우엔 최대응력이 지대주에 걸려 있는 반면에 외측연결인 Model 2의 경우엔 최대응력이 나사에 걸려있음을 알 수 있었다. 따라서 지대주의 연결에서 0.7mm 높이의 짧은 외측 육각(external hex)를 가지는 Model 2의 경우엔 축 방향의 압축력을 제외하고, 모든 경사하중 시에 지대주 나사에 최대로 집중되기 때문에 특히 나사 풀림이나 나사의 파절의 경향을 가질 수 있다고 사료된다. 전형적으로 Jemt 등⁹⁾과 Becker 등⁸⁾의 보고에 의하면 40% 이상의 높은 나사 풀림 현상이 이러한 지대주의 외측 연결 방식에서 발견되었다 하였다. 반면 Levine 등¹⁰⁾은 단일치 수복 원추형 임플란트-지대주 연결에서 3.6-5.3%에 이르는 낮은 지대주 나사의 풀림을 보고 하였다.

결론적으로 내측연결 시스템에서 응력의 분포 양상은 지대주와 고정체 간의 아주 긴밀한 접촉으로 직접 응력이 이 접촉부를 통해서 대체로 지대주 core와 접촉되는 고정체의 내부를 따라서 응력이 넓게 하방으로 분산되는 관계로 정작 지대나사에는 응력

이 비교적 적게 걸리고 있는 반면에 외측연결 시스템의 경우엔 지대나사에 아주 높은 응력이 크게 걸리므로서 임상적으로 가장 취약한 부위가 되므로 이에 대비한 여러 임상적 고려가 요구된다고 생각된다.

유한요소응력분석법은 제한을 가지고 있다. 실제로 골에서 발생하는 골 흡수, 골 개조 등의 생리적 변화를 야기하는 응력의 수치는 잘 확립되어 있지 않으며, 유한요소응력분석을 이용하여 계산된 응력 수치는 반드시 실제 수치와 일치하지 않는다.⁴⁰⁾ 따라서 앞으로 이에 관한 실제적인 임상적 연구가 계속적으로 필요하리라고 사료된다.

V. 결 론

임플란트와 지대주의 연결방식 중 내측연결 시스템 (Model 1) 및 외측연결 시스템 (Model 2)에서 연결 형태에 따른 3차원 유한요소분석을 통하여, 중심 외에 수직방향의 수직하중조건 A, 중심교두정에 15° 내측경사 방향의 경사하중 B 및 중심교두정에서 30° 외측경사 방향의 경사하중조건 C를 부여하여 지지골, 고정체, 지대주 및 지대나사에 작용하는 응력을 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. Model 1, 2의 경우의 전체 응력의 비교에서 Model 1의 경우는 지대주와 고정체의 접촉을 통한 응력 분산의 양상을 보이는 반면 Model 2의 경우엔 주로 지대나사를 통한 응력분산의 양상을 보였다.
2. 하중 조건에 관계없이 치밀골에 높은 하중이 걸리고 있으며 해면골에는 아주 작은 하중이 걸리고 있다. 하중이 많이 걸리는 치밀골에서 응력을 비교해 보면 Model 1의 경우가 Model 2의 경우보다 골에서 걸리는 응력이 대체로 컸다. 그러나 Model 1, Model 2의 모든 경우에 지대주, 고정체, 지대나사에 걸리는 응력에 비해서 골에 걸리는 응력이 훨씬 적게 걸리고 있었다.
3. 하중조건에 관계없이 모두에서 지대주에서의 응력 양상은 Model 1의 경우가 Model 2의 경우보다 응력이 크게 걸려있었다.
4. Model의 종류에 따른 응력 분포의 비교에선 Model 1의 경우엔 최대응력이 지대주에 걸려 있는 반면에 Model 2의 경우엔 최대응력이 나사에 걸려있다.
5. 하중조건이 A, B, C로 갈수록 지지골, 고정체, 지대

주, 지대나사에 걸리는 최대응력의 크기는 컸다. 결론적으로 내측연결 시스템에서 응력의 분포 양상은 지대주와 고정체 간의 아주 긴밀한 접촉으로 직접 응력이 이 접촉부를 통해서 대체로 지대주 core와 접촉되는 고정체의 내부를 따라서 응력이 넓게 하방으로 분산되는 관계로 정작 지대나사에는 응력이 비교적 적게 걸리고 있는 반면에 외측연결 시스템의 경우엔 지대나사에 아주 높은 응력이 크게 걸리므로서 임상적으로 가장 취약한 부위가 되므로 이에 대비한 여러 임상적 고려가 요구된다고 생각된다.

참고문헌

1. Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent* 1995;73:36-43.
2. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent* 1999;82:436-440.
3. Matsushita Y, Kithoh 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.
4. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent* 2001;86:24-32.
5. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear finite element contact analysis of preload dental implant components. *Int J Oral Maxillofac Implant* 1993;655-661.
6. Brunski JE, Hipp JE. In the forces on endosteal implant: A measurement system and biomechanical consideration. *J Prosthet Dent* 1984;51:82.
7. Sutter F, Webber HP, Sorensen J, Belsler U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *Int J Periodont Rest Dent* 1993;13:409-431.

8. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent* 1995; 74:51-55.
9. 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.
10. 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.
11. 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.
12. Norton MR. Assessment of cold welding properties of internal conical interface two commercially available implant system. *J Prosthet Dent* 1999;81:159-166.
13. Norton MR. *In vitro* evaluation of the strength of the conical implant-to-abutment joint in two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent* 2000;83:567-571.
14. Sutter F, et al. The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants : Part I. Engineering and design. *Int J Oral Maxillofac Implant* 1988;3:161-172.
15. Ekfeldt A, Carlsson GE, Borjesson G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: A retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:179-183.
16. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: A prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:450-455.
17. Krennmair G, Schmidinger S, Waldenberger O. Single-tooth replacement with frialit-2 system: A retrospective clinical analysis of 146 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:78-85.
18. Im TW, Cho IH, Lim JH, Lim HS. Fatigue strength of dental implants with different types of connection between fixture and abutment cylinder. *J Korean Acad Stomatog. Function & Occlu.* 2002;18:1-19.
19. Akca K, Cehreli MC, 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.
20. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:519-526.
21. 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.
22. Chung KM, Chung CH, Jeong SM. Finite element analysis of implant prosthesis according to platform width of fixture. *J Korean Acad Prosthodont* 2003;41:674-688.
23. 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.
24. 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.
25. 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.
26. Holmes DC, Grigsby WR, Goel VK, Keller

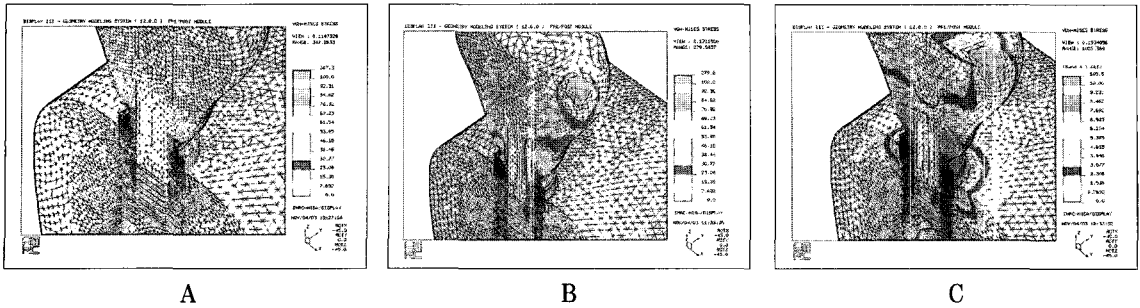
- JC.. Comparison of stress transmission in the IMZ implant system with polyoxymethylene or titanium intramobile element: A finite element stress analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:450-458.
27. Kirsch A, Neuendorff G, Ackermann KL, Nagel R, Durr W. Camlog connection: Requirements for a reliable implant prosthetic treatment concept: tooth for tooth restoration. *Quintessenz* 1999;50:1-18.
 28. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-247.
 29. 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.
 30. Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol* 1991;17:126-131.
 31. Weinberg LA. Force distribution in splinted anterior teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1957;10:484-494, 1957.
 32. Weinberg LA. Force distribution in splinted posterior teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1957; 10:1268-1276.
 33. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:19-31.
 34. 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.
 35. Hansson S. Implant-abutment interface: Biomechanical study of flat top versus conical. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002;2:33.
 36. 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.
 37. Jansen VK, Conards G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:527-540.
 38. Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:353-359.
 39. Sones AD. Complication with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1989; 62:581-585.
 40. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clinics of North America* 1998;42:71-89.
 41. Cehreli MC, Akca K, Iplikcioglu H, Sahin S. Dynamic fatigue resistance of implant-abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: influence of abutment design. *Clin Oral Imp Res* 2004; 15:459-463.
 42. Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont* 1995;8:162-178.
 43. Binon PP. The evolution and evaluation of two interference-fit implant interfaces. *Postgraduate Dent* 1996;3:3-13.
 44. Akca K, Iplikcioglu H. Evaluation of the effect of the residual bone angulation on implant-supported fixed prosthesis in mandibular posterior edentulism. Part II : 3-D finite element stress analysis. *Implant Dent* 2001;10:239-245.

Reprint request to:

Chae-Heon Chung, D.D.S., Ph.D.

Dept. of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University
421, Seosuk-Dong, Dong-Gu, Gwangju, 501-825, Korea
jhajung@mail.chosun.ac.kr

FIGURES ①

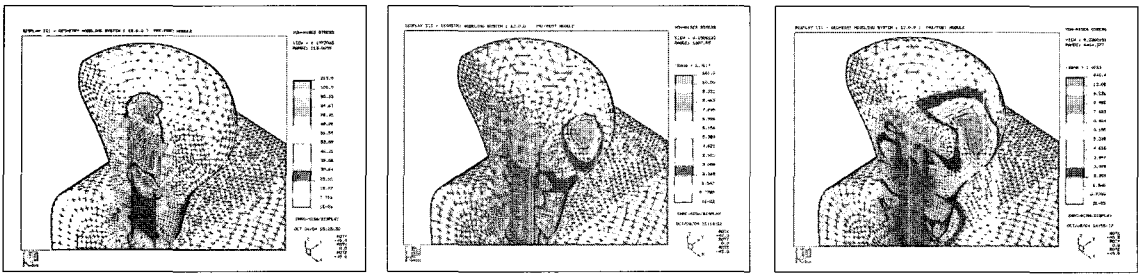


A

B

C

Model. 1



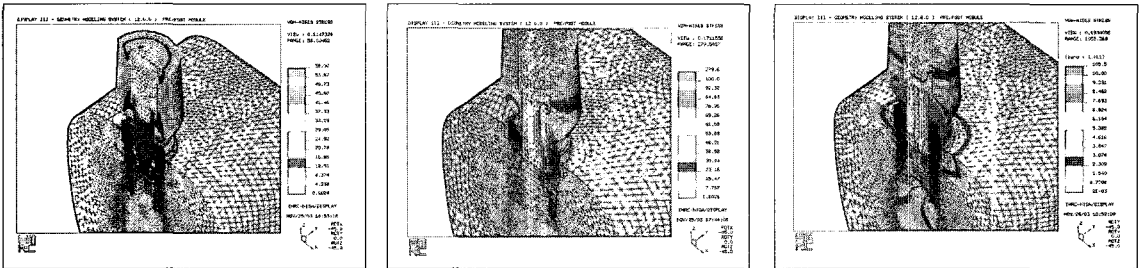
A

B

C

Model. 2

Fig. 6. The stress contours of model under loading condition A, B, C.

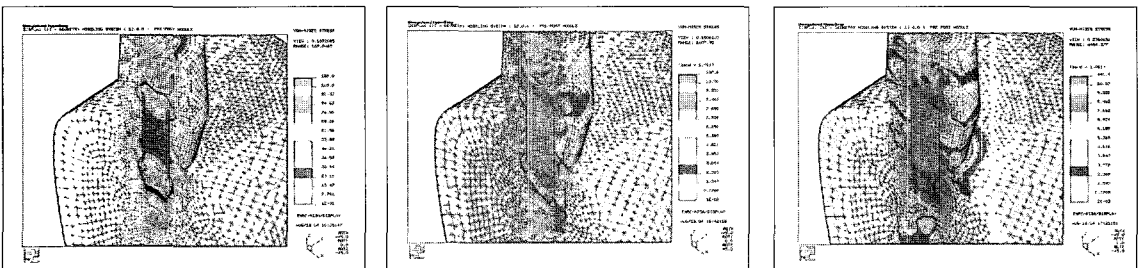


A

B

C

Model. 1



A

B

C

Model. 2

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

FIGURES ②

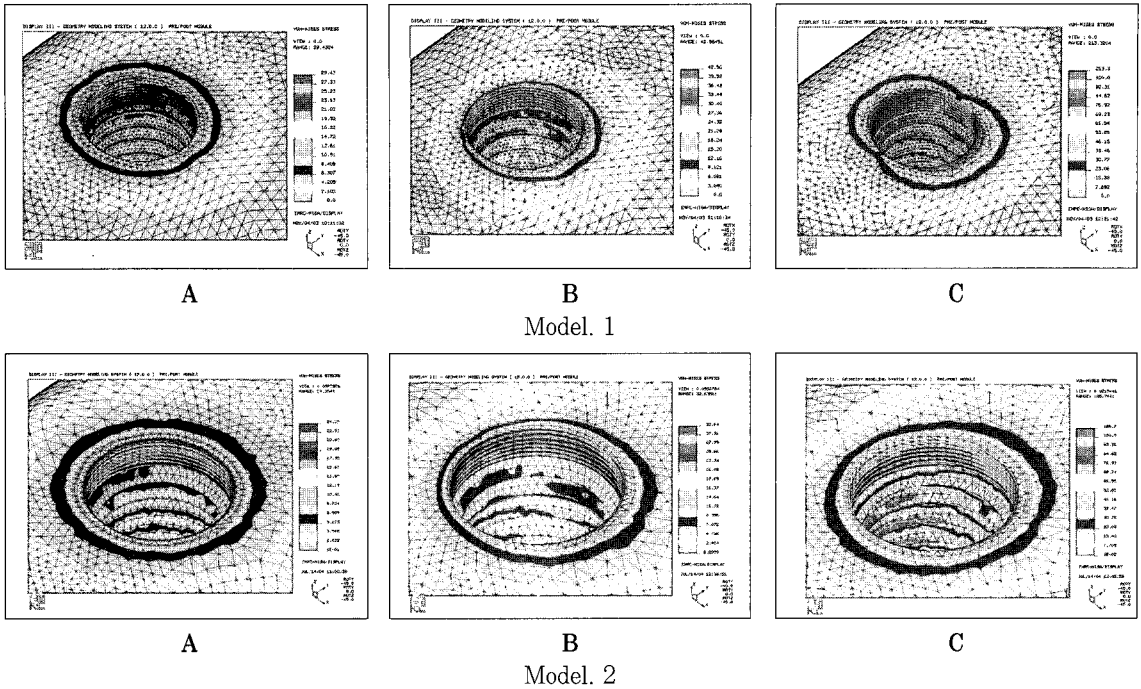


Fig. 8. The stress contours of bone under loading condition A, B, C.

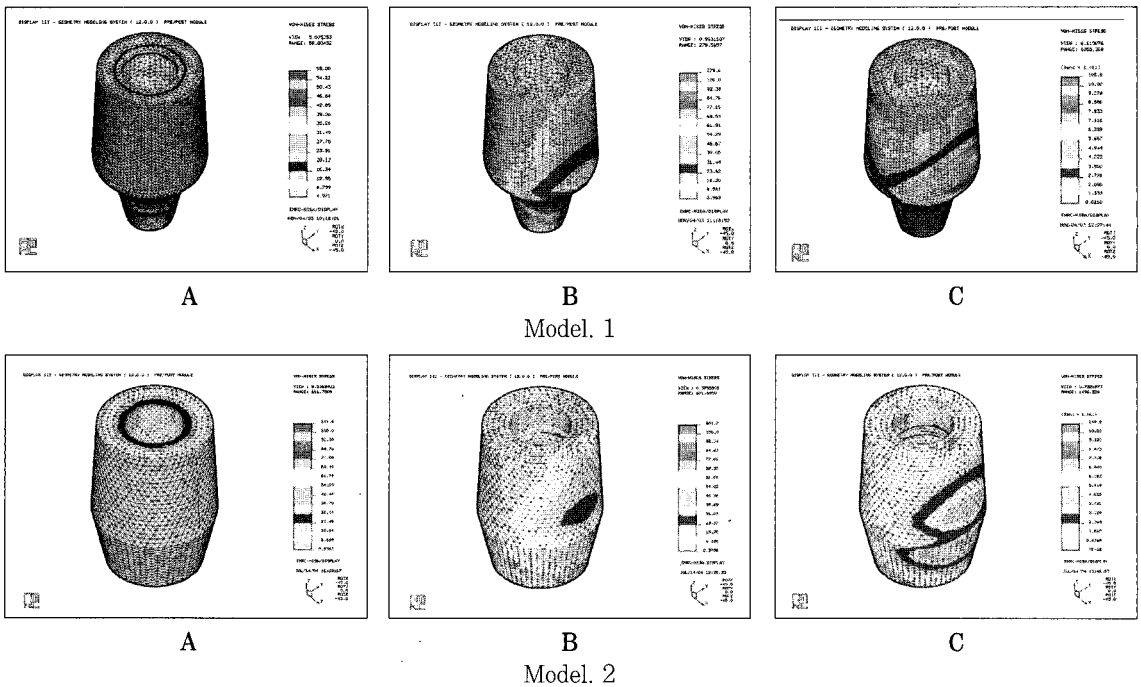


Fig. 9. The stress contours of abutment under loading condition A, B, C.

FIGURES ③

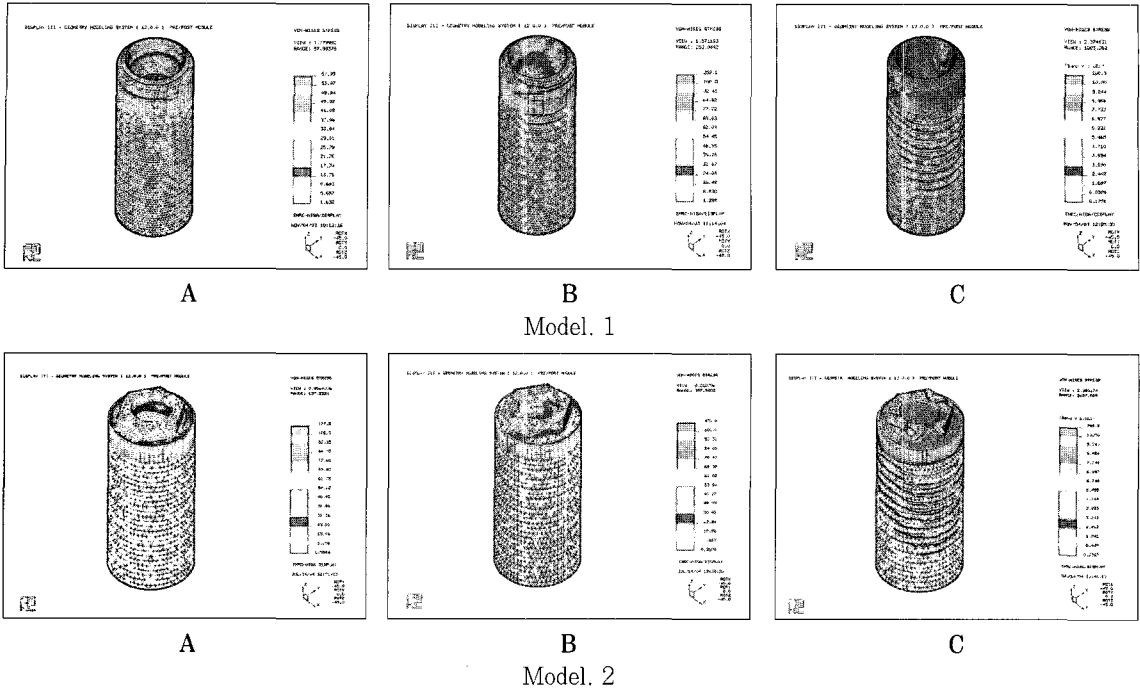


Fig. 10. The stress contours of fixture under loading condition A, B, C.

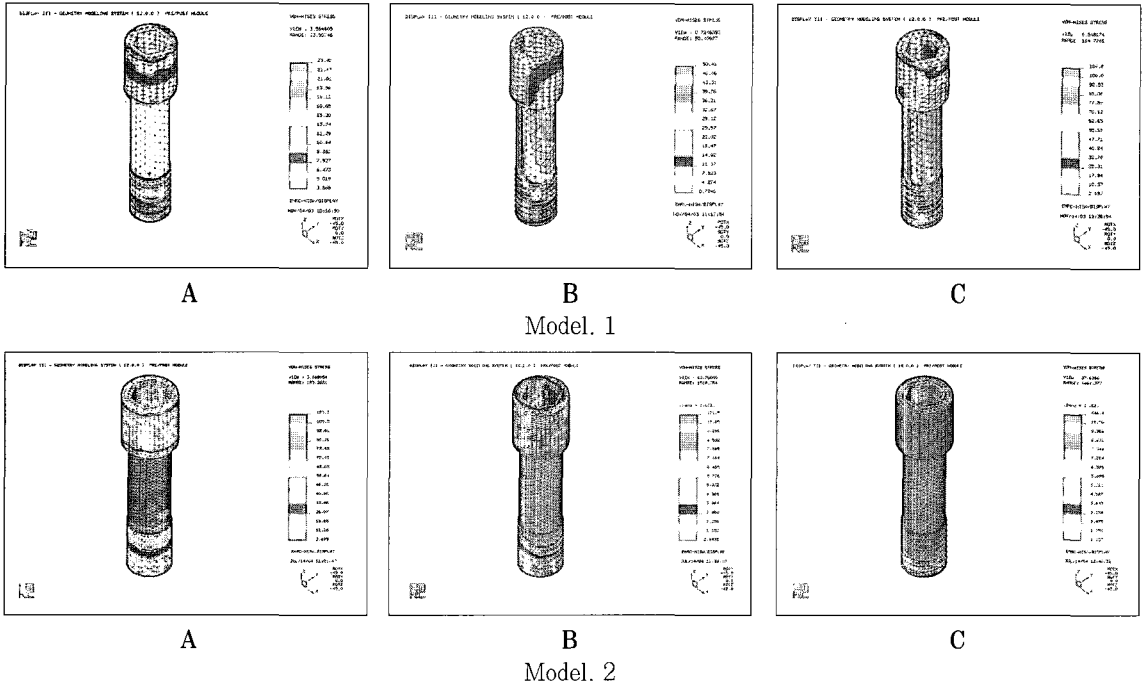


Fig. 11. The stress contours of abutment screw under loading condition A, B, C.

FIGURES ④

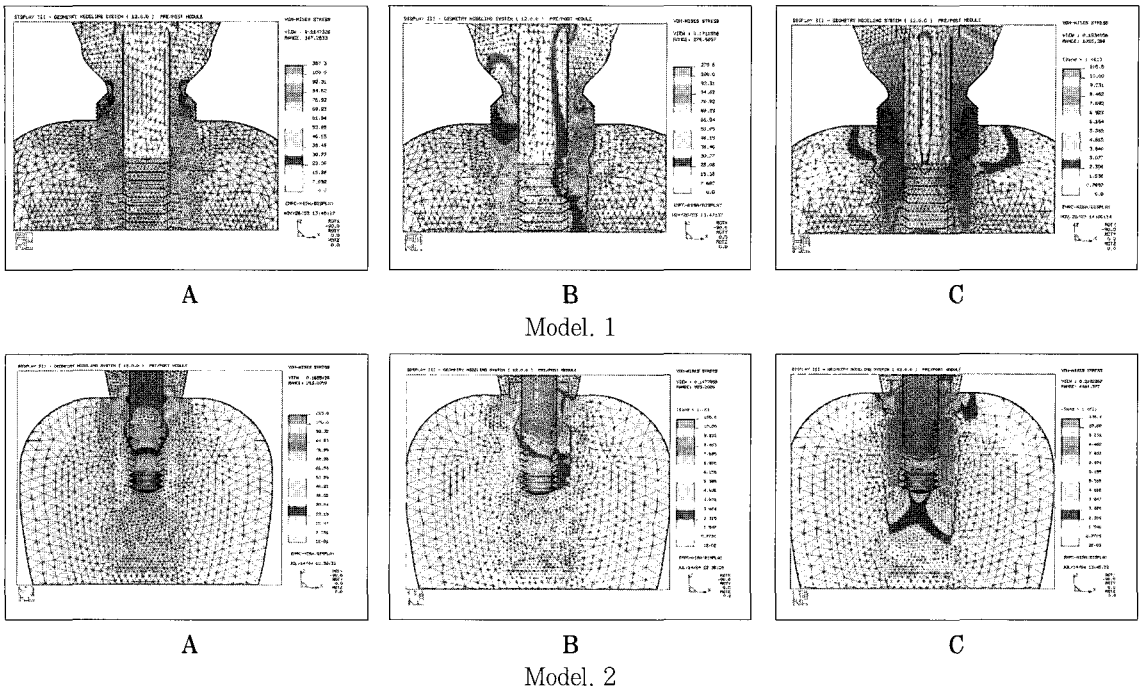


Fig. 12. The stress contours of fixture-abutment under loading condition A, B, C.

ABSTRACT

FINITE ELEMENT STRESS ANALYSIS OF IMPLANT PROSTHESIS ACCORDING TO CONNECTION TYPES OF IMPLANT-ABUTMENT

Jin-Kyung Hur, D.D.S., M.S.D., Kee-Sung Kay, D.D.S., M.S.D., Ph.D.,
Chae-Heon Chung, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Dept. of Prosthodontics and Oral Biology Research Institute, College of Dentistry, Chosun University

Purpose: This study was to assess the loading distributing characteristics of implant systems with internal connection or external connection under vertical and inclined loading using finite element analysis.

Materials and methods: Two finite element models were designed according to type of internal connection or external connection. The crown for mandibular first molar was made using cemented 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 centric cusp tip in a 15° inward inclined direction (loading condition B), or 200N at the centric cusp tip in a 30° outward inclined direction (loading condition C) respectively. Von Mises stresses were recorded and compared in the supporting bone, fixture, abutment and abutment screw.

Results:

1. In comparison with the whole stress of the model 1 and model 2, the stress pattern was shown through the contact of the abutment and the implant fixture in the model 1, while the stress pattern was shown through the abutment screw mainly in the model 2.
2. Without regard to the loading condition, greater stress was taken at the cortical bone, and lower stress was taken at the cancellous bone. The stress taken at the cortical bone was greater at the model 1 than at the model 2, but the stress taken at the cortical bone was much less than the stress taken at the abutment, the implant fixture, and the abutment screw in case of both model 1 and model 2.
3. Without regard to the loading condition, the stress pattern of the abutment was greater at the model 1 than at the model 2.
4. In comparison with the stress distribution of model 1 and model 2, the maximum stress was taken at the abutment in the model 1, while the maximum stress was taken at the abutment screw in the model 2.

5. The magnitude of the maximum stress taken at the supporting bone, the implant fixture, the abutment, and the abutment screw was greater in the order of loading condition A, B and C.

Conclusion: The stress distribution pattern of the internal connection system was mostly distributed widely to the lower part along the inner surface of the implant fixture contacting the abutment core through its contact portion because of the intimate contact of the abutment and the implant fixture, and so the less stress was taken at the abutment screw, while the abutment screw can be the weakest portion clinically because the greater stress was taken at the abutment screw in case of the external connection system, and therefore the further clinical study about this problem is needed.

Key words : von Mises stress, Finite element stress analysis, Implant prosthesis, Connection types of Implant-abutment, Loading condition