임플란트와 지대주간 내측 연결을 갖는 임플란트 보철의 유한요소 응력분석

조선대학교 치과대학 보철학교실

안종관 · 계기성 · 정재헌

Ⅰ. 서 론

임플란트의 장기간 임상적 성공과 치료 영역의 확대에도 불구하고 실패의 가능성은 존재한다. 그러므로 최근엔 임플란트 실패의 요인이 재조명되고 있으며 이런 실패는 주로 고정 또는 골 유착의 상실, 연조직의 합병증, 기계적 문제로 크게 대별할 수 있는데, 이런 임플란트 실패 요인 중 기계적인 문제는 임플란트의 성공적인 골유착 후에 가장 빈번히 발생하는 후유증 중의 하나이다.[1-3]

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

임플란트/지대주 접촉연결은 외측연결(external connection)과 내측연결(internal connection)로 구분된다. 두가지 연결을 구분하는 명확한 요소로는 임플란트의 상부 위에 확장되는 형태의 유무이다. 즉 외측연결 시스템은 임플란트 고정체의 상부에 존재하는 hex top에 지대주를 연결하고 나사로 고정하는 방식이다. 이에 비해 내측연결 시스템은 임플란트 고정체 내부로 지대주의 일부가 들어가서 연결되는 방식이다. 또한 연결 접촉부 사이에 약간의 공간이 존재하고 연결이 수동적인 slip-fit joint 또는 연결 접촉부 사이에 공간이 없는 능동적인 friction-fit joint로 특징을 지울 수 있다.

Brånemark system이 주도하는 전통적인 외측연결 임플란트 시스템들은 고정체와 지대주 간에 외부육각나사(external hexa) 형태를 취하고 있으나, 많은 문헌상에서 지대주의 풀림이나 이를 고정시키는 나사의 문제 등이 보고되어 왔다.[2,4] 최근들어서, 임상가들이 선호하는 대안적인 임플란트/지대주 접촉 연결은 내측연결의 방식으로 옮겨가고 있는 추세이다. Beat[5] 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, 지대주의 형상에 따라 임플란트 내부의 하중전달 기전은 변하게 되고, 이는 악골에 발생하는 응력분포 역시 변하게 된다. 그러므로 지대주의 형상에 따라 하악골에 발생하는 응력분포의 차이를 연구하는 것이 필수적이라 하겠다. 따라서 본 연구에서는 임플란트와 지대주의 연결방식 중 내측연결 시스템에서 지대주의 연결 형태에 따른 3차원 유한요소분석을 통하여 지지골, 고정체, 지대주에 작용하는 응력을 분석하므로서, 추후 임플란트의 임상적 선택에 기준을 마련하고 하였다.

※ 이 논문은 2003년도 조선대학교 치과대학 교육문화재단 학술연구비의 지원을 받아 연구되었음.

Ⅱ. 연구 재료 및 방법

1. 실험모형

본 연구에선 내측연결 형태의 임플란트 중 friction-fit joint로 8°의 morse taper를 갖는 ITI system과 1.5° rounded channel을 갖는 Bicon 시스템, slip-fit joint로 6각의 antirotation 구조를 가지고 있으며 수동적인 상태로 지대주를 임플란트 속에 재위치 시킬 수 있는 Friadent 시스템 등 각 실제모형의 단면을 잘라서, 이것을 근거로하여 유한요소 모형화 하였으며, 하악골의 제1대구치 부분에 임플란트를 식립하여 보철 수복한 경우를 연구모델로 하였고, 하악 제1대구치를 중심으로 하악골을 근원심으로 2cm 폭경을 갖도록 하였다.

본 모델링에서는 지지골, 해면골, 임플란트 고정체, 지대주, 나사, 상부치관, 나사 입구를 채운 콤포지트 레진으로 나누어 구성하였다. 골 구조 중 외부는 2mm의 두께를 갖는 치밀골로 처리하였고,[6-8] 그 내부는 모두 해면골로 처리하였다. 본 연구에서 사용된 3가지 실험모형의 재현된 형상 및 그 수치는 Fig. 2와 같았다. 실제 각 모형의 고정체와 지대주를 연결한 후 단면을 잘라서 그 형태와 수치 및 고정체-지대주-나사의 접촉과 틈의 정도를 재현하였다. 특히 나사산과 그에 대응되는 고정체 사이에 접촉은 나사산의 상단 경사면은 접촉시켰고 하단 경사면은 접촉하지 않는 것으로 처리하였다.[9]

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(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 임플란트 수복물 모형에서 행한 것으로 하였다.

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

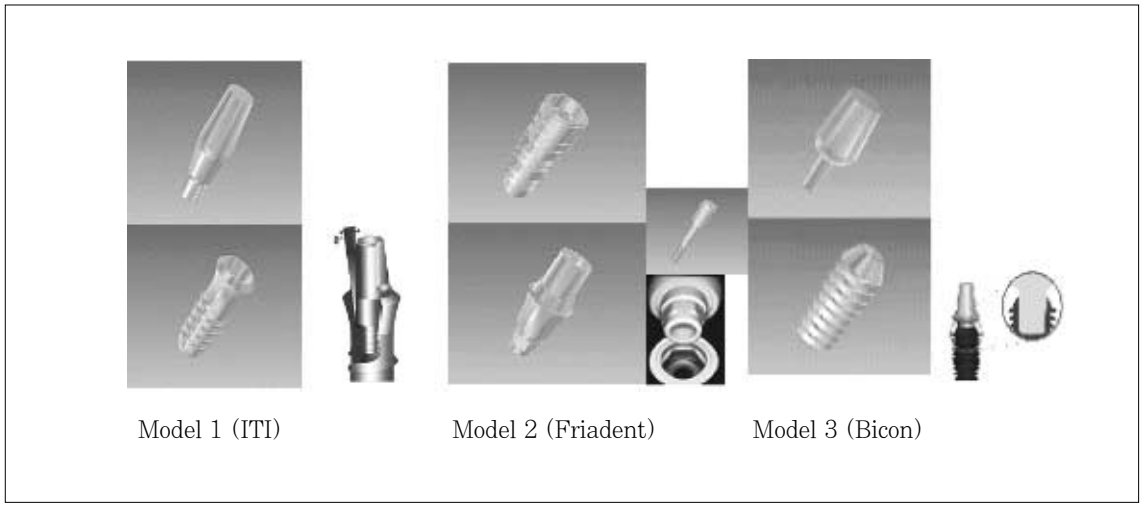


Fig. 1. Schematic representation in models.

3. 하중조건 및 경계조건

저작은 수직력과 경사력을 발생시키므로 본 연구에서는 하중조건 A는 치관 중심와(central fossa)에 200N[10,11]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 양쪽 모서리 부분의 절단면부분을 UX, UY, UZ 방향을 모두 구속하였고, 보철물과 임플란트 및 주변 골 조직에서 변형이 허용되도록 하였다.

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

Model	Number	
	Node	Element
Model 1 (ITI)	52,622	273,461
Model 2 (Friadent)	55,051	282,259
Model 3 (Bicon)	31,616	162,700

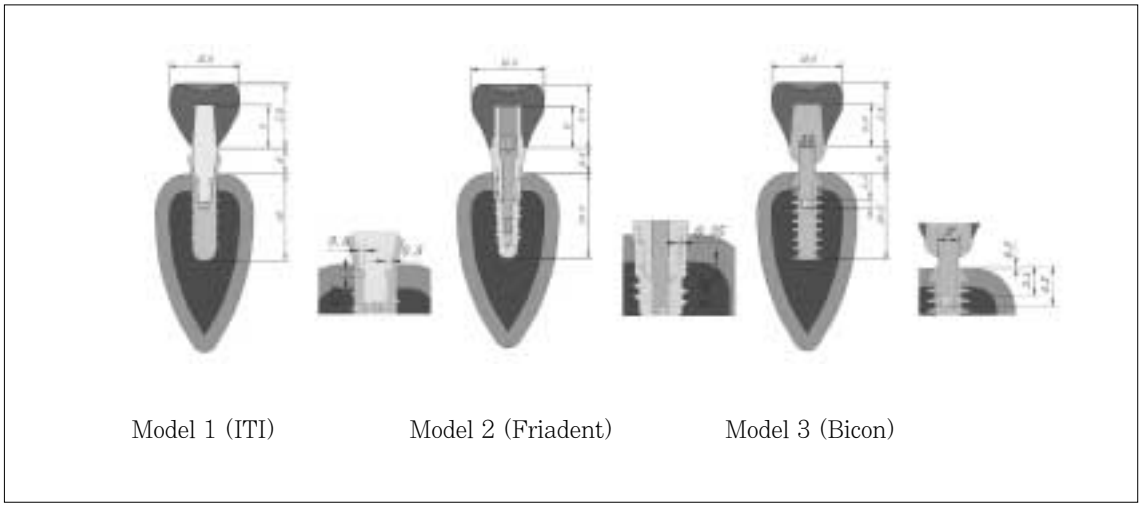


Fig. 2. Schematic representation of experimental model(Unit; mm).

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

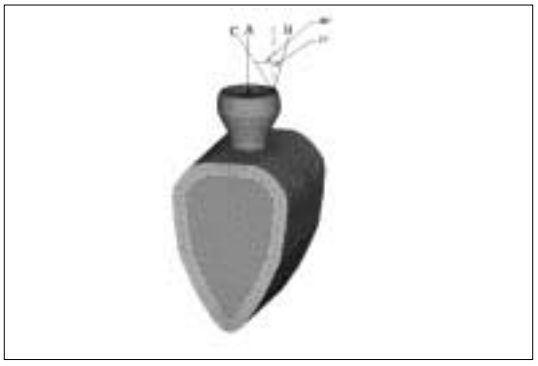


Fig. 4. Three loading directions of loading condition A, B, C.

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).[12]

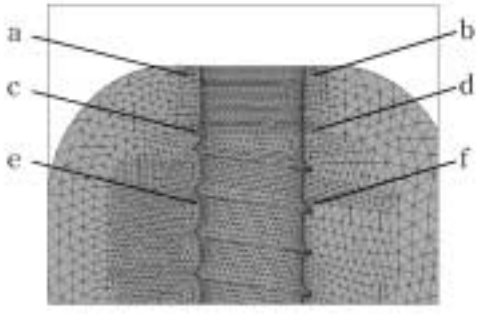
5. 유한요소 응력분석

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 분

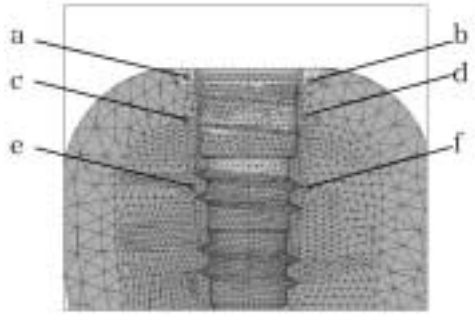
Table II. Material properties in this study

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

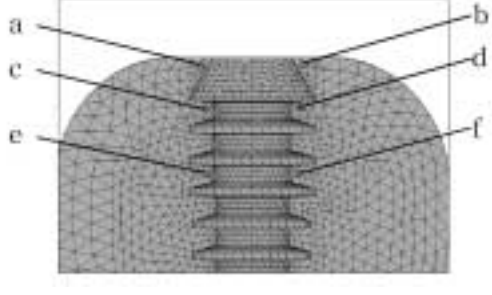
*BHN values at one day was missing in Perform®.



Model 1 (ITI)



Model 2 (Friadent)



Model 3 (Bicon)

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

포를 비교 분석하였다. 결과는 전체응력의 분포상태와 최대응력 집중부를 식별하기 위해 등가응력을 기준으로 응력의 크기에 따라 색도로 표시하였다. 각 하중조건간의 비교를 위해 6개의 참고점(reference point)을 치밀골과 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 발생되는 등가응력을 비교 분석하였다.

Ⅲ. 연구성적

1. 모형 전체의 응력 분석

실험모형의 각 하중조건 및 모형조건 하에서의 협설로 절단한 전체 구성부에 발생한 등가응력은 다음과 같다(Fig. 6, 7).

Model 1, 2, 3의 경우 모두에서, 수직하중이 중심와에 가해진 하중조건 A에선 임플랜트 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 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.

하중조건 및 Model에 따른 골내의 참고점 부위에 등가응력을 Table Ⅲ에서 보여주고 있는데, 하중위치가 중심와에서 벗어나 경사하중인 하중조건 B, C의 경우에 응력이 대체로 증가 되며 특히 교두정에 바깥쪽으로 경사하중이 걸리는 하중조건 C의 경우에 가장 높은 응력이 발생됨을 볼 수 있다. 또한 치밀골에서의 응력은 크게 나타나나 해면골에서의 응력의 크기는 작았다.

2. 각 구성부의 응력 분석

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

1) 치관부에서의 응력(Fig. 8)

Fig. 8에서 보는 바와 같이 치관부에서의 응력 양상은 하중조건에 관계없이 Model 1, 2, 3에서 하중이 가해진 부위에 가장 큰 응력이 집중되며 아울러 고정체와 연결되는 치관부의 경부에 비교적 큰 응력이 많이 걸리고 있다.

2) 지지골에서의 응력(Fig. 7, 8, Table Ⅲ)

Fig. 7, 8에서 보는 바와 같이 지지골에서의 응력양상은 하중조건에 관계없이 Model 1, 2, 3 모두에서

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

(Unit; MPa)

Model \ Reference points / Load		a	b	c	d	e	f
Model 1(ITI)	A	10.41	11.41	6.01	6.54	1.12	0.87
	B	6.17	20.38	3.55	10.18	1.15	0.89
	C	65.17	91.26	25.91	35.26	2.00	2.56
Model 2(Friadent)	A	10.02	9.00	5.26	5.76	1.15	1.32
	B	4.74	13.70	4.40	8.70	1.20	1.53
	C	51.59	58.76	21.73	29.96	2.93	4.40
Model 3(Bicon)	A	8.55	8.62	3.86	3.82	0.38	0.39
	B	3.19	14.72	4.52	8.88	0.36	0.64
	C	56.88	72.46	40.02	39.24	2.08	2.58

지지골 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 3의 경우가 응력이 제일 많이 걸려있으며 그 뒤를 이어 Model 1의 경우, Model 2의 경우의 순으로 응력의 크기가 감소되고 있다.

3) 지대주에서의 응력(Fig. 9, Table Ⅳ～Ⅵ)

지대주에서의 응력양상은 하중조건에 관계없이 모두에서 Model 3의 경우가 응력이 제일 많이 걸려있으며 그 뒤를 이어 Model 1의 경우, Model 2의 경우의 순으로 응력의 크기가 감소되고 있다. 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 걸리기 때문인 것 같다. 특히 응력이 집중된 부위의 최대응력의 크기에 있어서는 하중조건 C의 경우에 가장 높은 응력이 걸리고 있다(Table Ⅳ～Ⅵ).

4) 고정체에서의 응력 (Fig. 10, Table Ⅳ～Ⅵ)

고정체에서의 응력양상은 하중조건에 관계없이 Model 1, 2, 3 모두에서 치밀골과 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. 그리고 Model의 조건에 따라서는 Model 3의 경우가 응력이 제일 많이 걸려있으며 그 뒤를 이어 Model 1의 경우, Model 2의 경우의 순으로 응력의 크기가 감소되고 있다. 응력의 분포 양상은 대체로 지대주 post와 접촉되는 고정체의 내부를 따라서 응력이 넓게 분산되어 있다.

5) 지대주와 고정체의 연결부에서의 응력(Fig. 11)

하중조건 A의 경우엔 Model 1, Model 2, Model 3의 모두에서 지대주 및 고정체의 긴밀한 접촉으로 응력이 지대주 post에 접촉하는 고정체 내부를 따라서 응력이 고르게 상부에서부터 하부로 전달되고 있다. 15° 경사하중이 가해진 하중조건 B의 경우에서는 하중이 가해진 쪽의 치경부의 지대주와 고정체의 접촉부위에 가장 높은 응력이 발생되나 대체로 고정체의 내부 벽을 따라 응력이 아래로 전달되고 있는데, 특히 Model 3의 경우에는 경부의 지대주 post에 좌우로 높은 응력이 걸려 있다. 30° 바깥쪽으로 경사하중이 가해지는 하중조건 C의 경우에는 고정체의 양측벽 및 지대주 경부에 아주 높은 응력이 걸려있으며, 응력은 접촉하는 지대주 post 및 고정체 내부 벽을 따라 하방으로 분산되고 있다. 특히 지대주와 고정체가 긴밀히 접촉하는 Model 3의 경우에는 가장 높은 응력이 지대주와 고정체에 걸려 있다.

3. 각 구성부의 최대응력

하중조건 및 Model 종류에 따른 지지골, 고정체, 지대주 및 치관에 걸리는 등가응력의 최대응력치는 Table Ⅳ～Ⅵ과 같다.

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

Model의 종류에 따라서, 지지골, 고정체, 지대주에 걸리는 응력의 크기는 Model 3에서 제일 크고, 그 다음이 Model 1이며, Model 2에서 제일 적은 응력이 걸린다.

경사하중인 B, C의 경우에 전체에 걸친 최대응력을 살펴보면, Model 1, 2의 경우엔 고정체에 걸리는 반면, Model 3의 경우엔 지대주에 걸려있다. 따라서 이와같이 내측연결의 경우에는 대체로 최대응력이 지대주 또는 고정체에 걸리는 것을 알 수 있다.

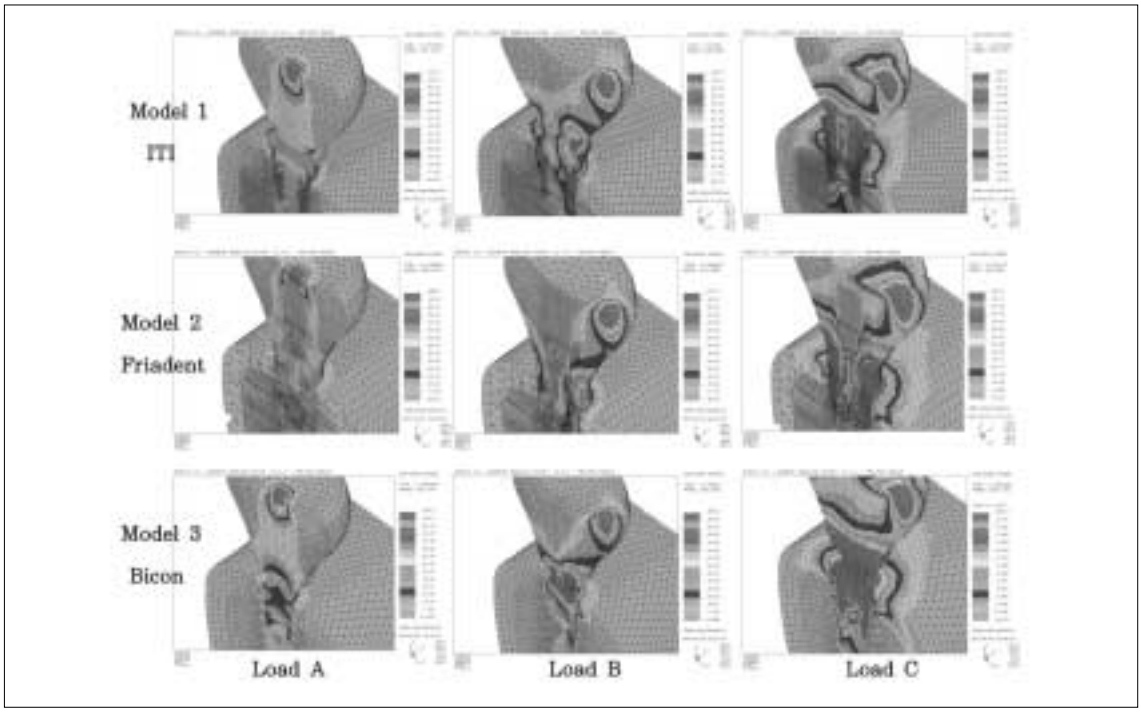


Fig. 6. The stress contours of model uncer loading conditon A, B, C.

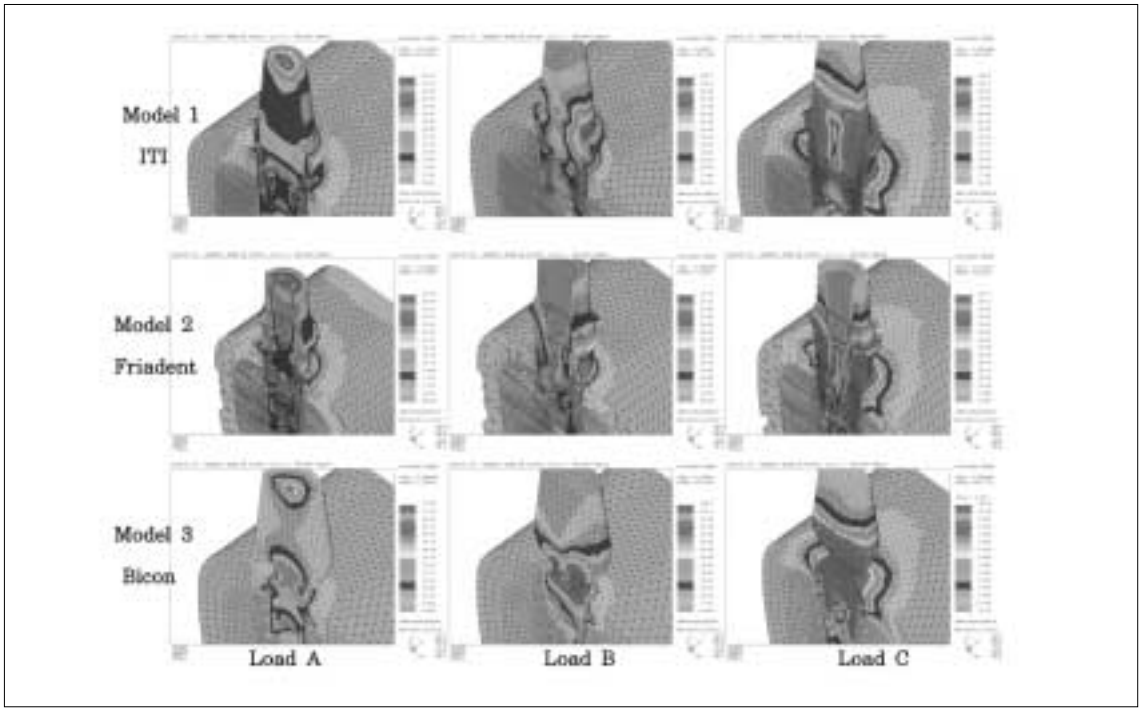


Fig. 7. The stress contours of model without crown uncer loading condition A, B, C.

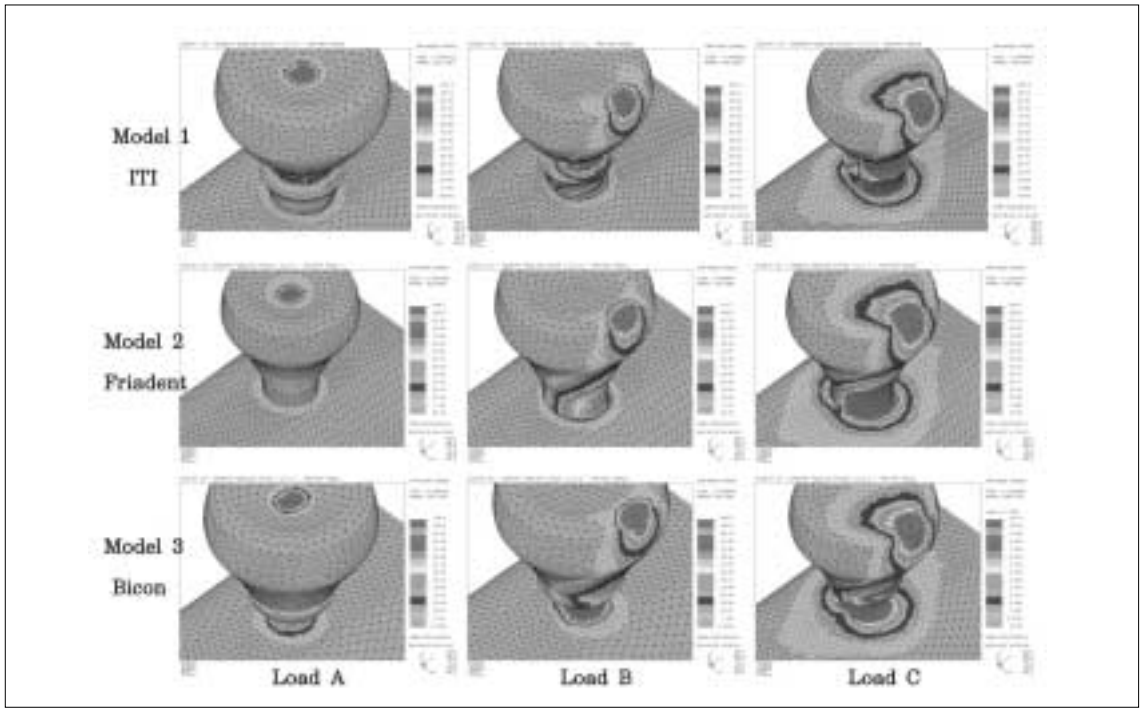


Fig. 8. The stress contour of the crown in model under loading condition A, B, C.

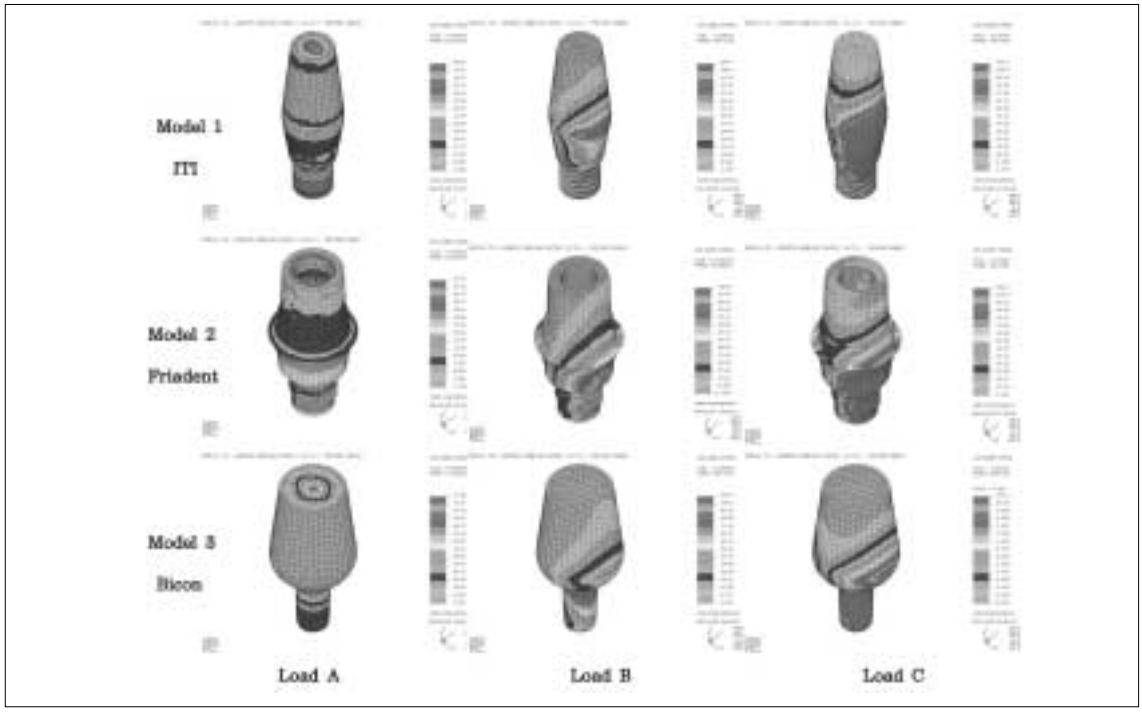


Fig. 9. The stress contour of the abutment in model under loading condition A, B, C.

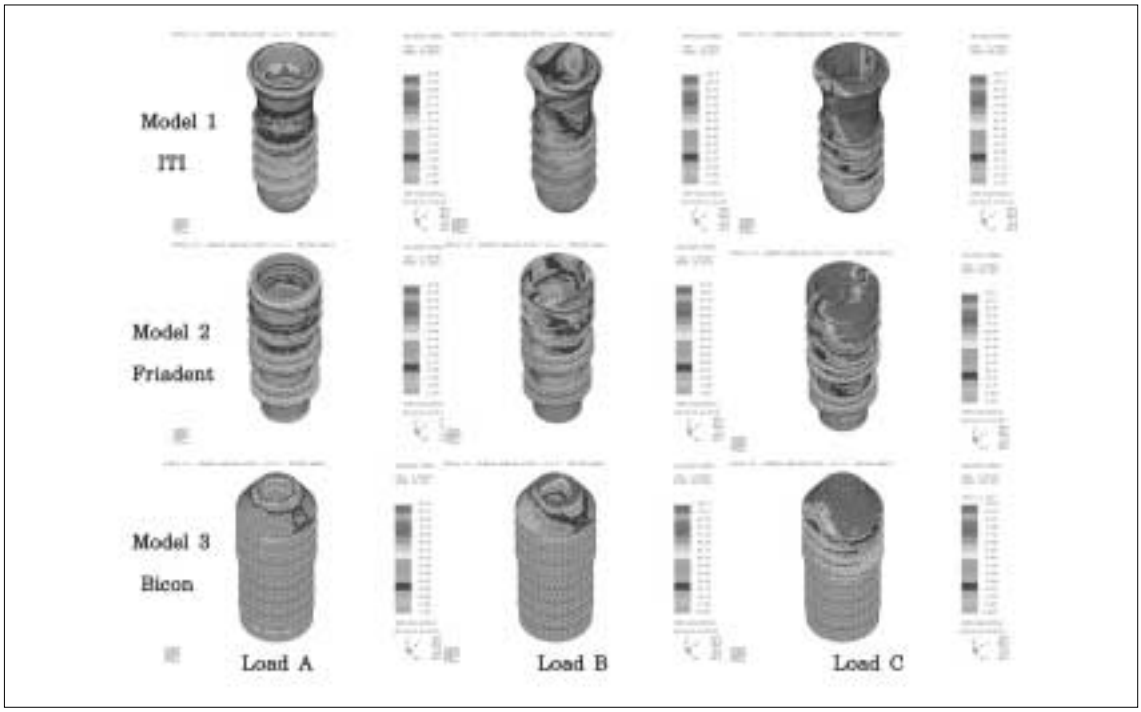


Fig. 10. The stress contour of the fixture in model under loading condition A, B, C.

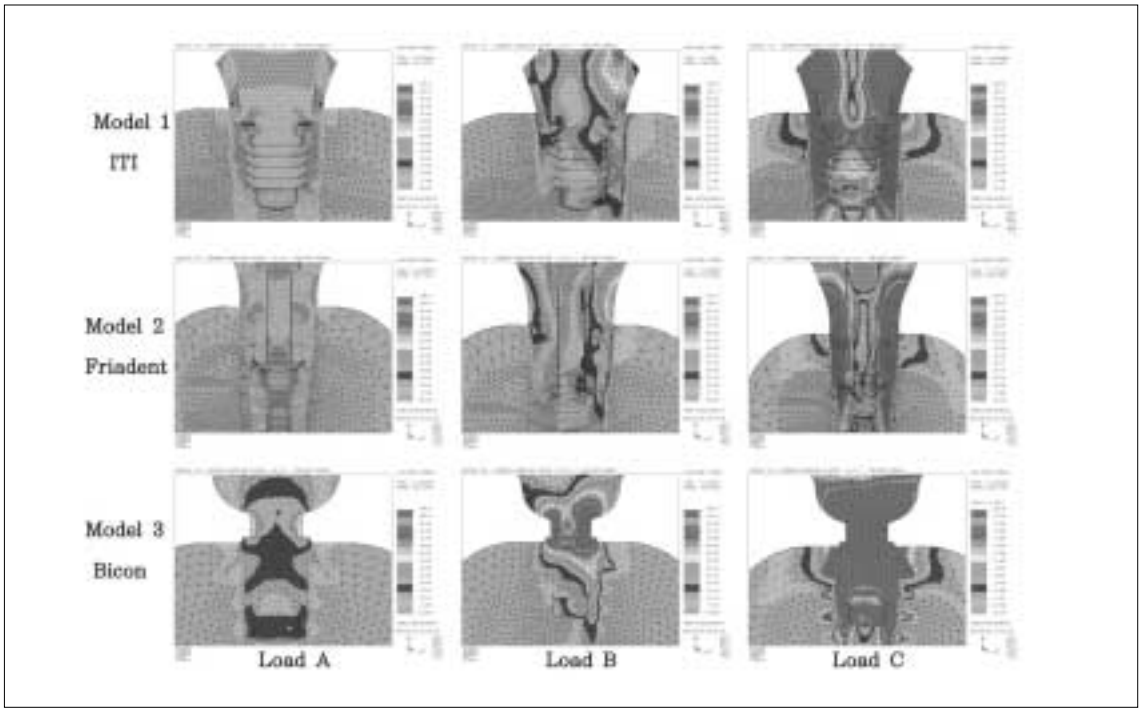


Fig. 11. The stress contour of the abutment and the fixture in model under loading condition A, B, C.

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

Model / Location / Loading condition	Model 1 (ITI)				
	Bone	Fixture	Abutment	Crown	All
A	18.18	29.65	50.61	311.32	311.32
B	64.84	104.26	155.71	198.24	198.24
C	286.74	446.87	436.08	308.50	446.87

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

Model / Location / Loading condition	Model 2 (Friadent)				
	Bone	Fixture	Abutment	Crown	All
A	15.29	33.09	30.24	495.11	495.11
B	43.49	78.76	76.66	217.70	217.70
C	197.98	341.65	310.15	496.97	496.97

Table VI. Maximum von Mises stress in the bone, fixture, abutment, and crown in model 3(Unit; MPa)

Model / Location / Loading condition	Model 3 (Bicon)				
	Bone	Fixture	Abutment	Crown	All
A	22.11	54.48	77.36	230.17	230.17
B	81.09	260.99	493.04	274.46	493.04
C	421.30	1254.57	2028.74	408.50	2028.74

Ⅳ. 총괄 및 고안

임플란트와 지대주 그리고 상부 보철물의 연결부에 대한 다양한 연결 방법이 적용되고 있다. 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 보고되어 왔다.[13-16] Norton[14-16]은 외부육각 형태를 가지고 있는 시스템 보다 원추형태의 내부연결 형태의 지대주를 가지고 있는 시스템이 굽힘모멘트에 대한 저항성에 있어서도 우수하다고 하였으며, Sutter 등[17,18]도 원추형태의 내부연결형태의 지대주를 가지는 경우 풀림에 대한 저항성이 우수하고 동적 하중 하에서도 우수한 결과를 보였다고 보고하였고, 지대주 나사의 풀림에 관하여 외측연결 시스템에서 Ekfeldt[19]는 43%, Henry는 27%를 발표하였고, 이에 대해 내측연결 시스템에서는 Levine[4]은 3.6%, Krenmair[20]는 3.5%를 발표한 바 있다. 이런 이유 등으로 시중에 시판되고 있는 각 임플란트는 종류별로 기계적인 이점을 고려하여 고정체와 지대주를 연결하는 연결부의 형태 및 결합부의 깊이와 모양도 다양하게 적용되고 있다.[21]

지대주의 형상에 따라 임플란트 내부의 하중전달 기전은 변하게 되고, 이는 악골에 발생하는 응력분포 역시 변하게 되므로, 본 연구에서는 임플란트와 지대주의 연결방식 중 내측연결(internal connection)

시스템에서 지대주의 연결 형태에 따른 응력을 분석하고저 하였다.

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 유한요소 응력분석을 통하여, 내측연결 형태에 따른 즉 ITI, Friadent, Bicon의 각 시스템을 3차원 유한요소모형화하여 하중방향 및 하중위치의 조건에 따라 지지골, 고정체, 지대주에 발생되는 응력을 비교, 분석하였다.

1. 모형 전체의 응력 분석

Fig. 6, 7에서 보는 바와 같이 수직하중이 중심와에 가해진 하중조건 A의 경우는 임플란트 보철의 치관부, 지대주, 고정체, 치조골의 장축을 따라 응력이 좌우측 대칭으로 고르게 분산되는 양상을 보이나, 안쪽으로 15° 경사하중이 가해진 하중조건 B의 경우에는 약간의 굽힘력이 걸려, 임플란트 보철의 치관부, 지대주, 고정체, 치조골 부위에 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(Table Ⅳ~Ⅵ) 이는 가장 큰 굽힘 모멘트가 걸려서 좌측 치경부에는 높은 인장응력이 우측 치경부에는 높은 압축응력이 걸려 있음이 추정된다. Table Ⅲ는 하중조건 및 Model에 따른 골내의 참고점 부위에 발생된 등가응력의 크기를 보여주고 있는데, 하중위치가 중심와에서 벗어나 경사하중인 하중조건 B, C의 경우에 응력이 대체로 증가 되며 특히 교두정에 바깥쪽으로 경사하중이 걸리는 하중조건 C의 경우에 가장 높은 응력이 발생됨을 볼 수 있었다. Rangert 등[22-24]은 임플란트 지지 보철물에 작용되는 교합력이 비수직 하중으로 작용하면 굽힘 모멘트(bending moment)를 야기하여 임플란트에 높은 응력을 발생시키며 생물학적으로 불리한 반응을 야기한다고 하였으며 특히 후방 임플란트 지지 보철물은 하악의 기능과 비기능 운동 양상에 의해 발생되는 굽힘 모멘트에 노출되기 쉬우며 이러한 굽힘 모멘트는 임플란트 구성부나 지지골에 더 높은 응력수준을 유도한다고 하였고, 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.

본 연구의 Table Ⅲ에서 보는 바와 같이 모든 하중조건 및 Model 조건에서 치밀골에서의 응력 (참고점 a, b, c, d)은 크게 나타나나 해면골 (참고점 e, f)에서의 응력은 작게 나타남을 알 수 있는데 특히 굽힘력이 걸리는 하중조건 B, C의 경우엔 치밀골과 접촉되는 고정체 상단부 주위에 하중이 가해진 편측으로 높은 응력이 집중되는 양상을 보였다.

Chung 등[6], Lum 등[25,11], Matsushita 등[7]의 유한요소법 연구에서도 수직 및 측방 하중 시에 치밀골에서의 응력이 해면골에서의 응력 보다 일반적으로 더 크게 나타나며 또한 임플란트의 경부 주위의 치밀골에 주로 응력 집중이 나타남을 보여주어 본 연구의 결과와 유사하였다. 이러한 결과들은 임플란트에서 발견되는 골흡수가 치조정에서 거의 항상 기시되는 것을 설명해준다고 사료된다.

Weinberg[26-28]는 골유착된 임플란트는 치주인대에서 허용되는 그러한 미세운동이 없으므로 치조정 높이에 회전중심을 가지며, 대부분의 힘의 분산은 임플란트의 면을 따라서 분산되기 보다는 치조정에서 집중된다 하였고, Clelland 등[29]도 피질골 치조정에서 응력이 최대로 집중되며 피질골 층이 두꺼울수록 응력이 감소된다고 하였다.

2. 각 구성부의 응력분석

1) 지지골에서의 응력(Fig. 7, 8, Table Ⅲ)

Table Ⅲ 및 Fig. 7, 8에서 보는 바와 같이 대체로 하중 조건에 관계없이 임플란트 고정체 상부와 골접촉을 이루는 치밀골 (참고점 a, b, c, d)에 응력이 집중되는 양상을 보이며 해면골 (참고점 e, f)에는 아주 작은 하중이 걸리고 있는데, 하중이 많이 걸리는 치밀골 a, b의 위치에서 응력을 비교해 보면 Model의 조건에 따라서는 Model 1의 경우가 응력이 제일 많이 걸려있으며 그 뒤를 이어 Model 3의 경우, Model 2의 경우의 순으로 응력의 크기가 감소되고

있는데 반해 Table Ⅳ～Ⅵ에서 보는 바와 같이 골 부위에서 발생된 최대응력의 비교에서는 Model 3에서 제일 크고, 그 다음이 Model 1이며 , Model 2에서 제일 적은 응력이 걸렸다. 따라서 Model 2의 경우가 참고점에서의 응력이나 골내에서의 최대응력이 가장 적게 걸리고 있음을 알 수 있었다. 그러나 치밀골 a, b의 위치에서 응력(Table Ⅳ～Ⅵ)과 골에서의 최대응력(Table Ⅲ)의 비교에서 Model 3과 Model 1의 크기가 뒤바뀌어 있는데 이는 Fig. 5에서 보는바와 같이 Model에 따른 임플란트 디자인이 다르므로서 참고점의 위치가 동일하지 않기 때문에 비교하는데 차이가 있을 수 있기 때문이라고 사료된다. 그러나 대체로 지지골에서의 최대응력의 크기에 있어서 Model 3에서 제일 크고, 그 다음이 Model 1이며, Model 2에서 제일 적은 응력이 걸렸음을 알 수 있었다.

2) 지대주와 고정체의 연결부에서의 응력(Fig. 11)

하중조건 A의 경우엔 Model 1, Model 2, Model 3의 모두에서 지대주 및 고정체의 긴밀한 접촉으로 응력이 지대주 post에 접촉하는 고정체 내부를 따라서 응력이 고르게 상부에서부터 하부로 전달되고 있다. 15° 경사하중이 가해진 하중조건 B의 경우에서는 하중이 가해진 쪽의 치경부의 지대주와 고정체의 접촉부위에 가장 높은 응력이 발생되나 대체로 고정체의 내부 벽을 따라 응력이 아래로 전달되고 있는데, 특히 Model 3의 경우에는 경부의 지대주 post에 좌우로 높은 응력이 걸려 있다. 30° 바깥쪽으로 경사하중이 가해지는 하중조건 C의 경우에는 고정체의 양측벽 및 지대주 경부에 아주 높은 응력이 걸려있으며, 응력은 접촉하는 지대주 post 및 고정체 내부벽을 따라 하방으로 분산되고 있다. 특히 지대주와 고정체가 긴밀히 접촉하는 Model 3의 경우에는 가장 높은 응력이 지대주와 고정체에 걸려 있다. 이는 Bicon system의 abutment는 1.5° 경사를 갖는 tapered post를 가지며 임플란트내에 들어가 긴밀한 접촉을 이루고 있으므로서 나사가 없는 진정한 morse tapered implant interface connection을 이루고 있고 abutment post는 기저부에 틈을 제외하고는 그 접촉은 아주 치밀하므로 마찰저항으로 적합되고 탈락되려는 힘에 적절한 저항력을 제공한다하였다. 따라서 지대주와 고정체간의 아주 긴밀한 접촉은 직접 응력이 이 접촉부를 통해서 전달되고 있음으로 대체로 다른 내측연결 시스템에 비해 지지골, 고정체, 지대주에 더 높은 응력이 발생됨을 알 수 있다. 특히 지대주와 고정체에는 가장 높은 응력이 걸리고 있으므로 이 부위의 충분한 강도가 요구된다고 사료된다.

대체로 모든 내측연결 시스템에선 교합력이 지대주에서 임플란트로 직접 전달되는 경향을 가지고 있는데, 대체로 경사하중인 B, C의 경우엔 지대주에서 응력의 분포 양상은 응력이 지대주의 경부 및 지대주 post 부위에 큰 응력이 집중되는 양상을 보이며 지대주의 post 하부 쪽으로 응력이 분산되고 있으며, 고정체에서 응력의 분포 양상은 대체로 지대주 post와 접촉되는 고정체의 내부를 따라서 응력이 넓게 분산되어 있음을 알수 있었다.

Norton[12-14] 은 내측 conical joint는 굴곡모멘트에 저항하는데 있어서 외측 육각 joint와 비교해서 보다 더 안정되며, 내측 conical joint의 감소된 micromovement는 우수한 강도와 안정을 제공한다 하였고, ITI conical abutment는 임상적 상황에서 기대되는 것보다 더 큰 굴곡 모멘트에서도 잘 저항할 수 있다고 보고한 바 있다.

전체에 걸친 최대응력은 경사하중인 B, C의 경우에서, Model 1, 2의 경우엔 고정체에 걸리는 반면, Model 3의 경우엔 지대주에 걸렸다. 따라서 이와 같이 내측연결 시스템의 경우에는 지대주 및 고정체의 적절한 강도가 요구되며, 내부post와 임프란트가 충분히 강할 경우 나사에는 아주 미세한 힘만 가해지므로 나사풀림은 거의 발생하지 않게 되리라고 사료된다.

3. 각 구성부에 최대응력

하중조건 및 Model 종류에 따른 지지골, 고정체, 지대주 및 치관에 걸리는 등가응력의 최대응력치를 Table Ⅳ～Ⅵ에서 볼 수 있는데 하중조건이 A, B, C로 갈수록 지지골, 고정체, 지대주에 걸리는 최대응력의 크기는 커졌다.

Model의 종류에 따라서, 지지골, 고정체, 지대주에 걸리는 최대응력치의 크기는 Model 3에서 제일 크고, 그 다음이 Model 1이며, Model 2에서 제일 적은 응력이 걸린다. 경사하중인 B, C의 경우에 전체에 걸친 최대응력치를 살펴보면, Model 1, 2의 경우엔

고정체에 걸리는 반면, Model 3의 경우엔 지대주에 걸려있다. 따라서 이와같이 내측연결의 경우에는 대체로 최대응력이 지대주 또는 고정체에 걸리는 것을 알 수 있다. Boggan 등[30]은 내부연결 형태에서 지대주가 고정체 내로 깊이 들어갈수록 지대주에 가해지는 하중은 감소하게 된다 하였는데 이런 이유로 고정체와 지대주의 결합 깊이가 깊은 내부연결 형태의 지대주에 하중을 경감시키는데 다소 유리할 것으로 사료된다.

본 연구의 결과에서 보는 바와 같이 하중 조건에 관계없이 지지골, 고정체, 지대주에 걸리는 응력의 크기 순서는 Model 3 (Bicon)에서 제일 크고 그다음이 Model 1(ITI)이며, Model 2(Friadent)에서 제일 적은 응력이 걸렸다. 이는 Krennmair 등[20]은 Frialit-2 임플란트의 경우는 임플란트 housing 내로 내측육각 유지 연장 5.5mm의 결과로서 나사의 풀림의 문제를 3.5% 이내로 상당히 줄여줄 수 있었으며, 지대주의 유지 깊이와 유지 강도를 증가시킬 수 있다고 하였는데, 본 연구에서도 Table 에서 보는 바와 같이 지지골, 고정체, 지대주에 걸리는 응력을 분석한 결과, 임플란트 내로 깊게 들어가는 지대주와 나사와 지대주가 분리된 형태를 갖는 Model 2(Friadent)의 경우가 나사와 지대주가 일체형이면서 임플란트 고정체에 긴밀한 접촉을 이루는 Model 3(Bicon), Model 1(ITI)에 비해 지지골, 고정체, 지대주에 적은 응력을 유발함을 알 수 있었다.

결론적으로, 임플란트와 지대주의 연결방식 중 내측연결 시스템에선 지대주의 연결 형태에 따른 지지골, 고정체, 지대주에 응력이 발생되는 양상은 차이가 있었으며, 응력의 분포 양상은 대체로 지대주 post와 접촉되는 고정체의 내부를 따라서 응력이 넓게 분산되는 경향을 가졌다. 하지만 유한요소응력분석법은 제한을 가지고 있다. 실제로 골에서 발생되는 골 흡수, 골 개조 등의 생리적 변화를 야기하는 응력의 수치는 잘 확립되어 있지 않으며, 유한요소 응력분석을 이용하여 계산된 응력수치는 반드시 실제 수치와 일치하지 않는다.[12] 따라서 앞으로 이에 관한 실제적인 임상적 연구가 계속적으로 필요하리라고 사료된다.

Ⅴ. 결 론

임플란트와 지대주의 연결방식 중 내측연결 시스템인 3종의 model 1(ITI), model 2(Friadent), model 3(Bicon)에서 지대주의 연결 type에 따른 3차원 유한요소분석을 통하여 중심와에서 수직방향의 수직하중조건 A, 중심교두정에서 15° 내측경사 방향의 경사하중 B, 중심교두정에서 30° 외측경사 방향의 경사하중조건 C를 부여하며 지지골, 고정체, 지대주에 작용하는 응력을 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 경사하중인 하중조건 B, C의 경우가 수직하중조건 A의 경우보다 응력이 대체로 증가되며 특히 교두정에 바깥쪽으로 경사하중이 걸리는 하중조건 C의 경우에 가장 높은 응력이 발생되었다.
2. 하중 조건에 관계없이 지지골, 고정체, 지대주에 걸리는 응력의 크기 순서는 Model 3에서 제일 크고 그다음이 Model 1이며, Model 2에서 제일 적은 응력이 걸린다.
3. 하중조건에 관계없이 임플란트 고정체 상부와 접촉하는 치밀골에 높은 하중이 걸리고 있으며, 해면골에는 아주 작은 하중이 걸렸다.
4. 고정체에서 응력의 분포 양상은 대체로 지대주 post와 접촉되는 고정체의 내부를 따라서 응력이 넓게 분산되어 있었다.
5. 지대주에서 응력의 분포 양상은 대체로 경사하중인 B, C의 경우엔 응력이 지대주의 경부 및 지대주 post 부위에 큰 응력이 집중되는 양상을 보이며, 지대주의 post 하부 쪽으로 응력이 분산되고 있었다.
6. 전체에 걸친 최대응력은 경사하중인 B, C의 경우에서, Model 1, 2의 경우엔 고정체에 걸리는 반면, Model 3의 경우엔 지대주에 걸렸다.
7. 내측연결 시스템에선 응력이 지대주 post를 통하여 임플란트로 직접 전달되는 경향을 가졌다.

결론적으로, 임플란트와 지대주의 연결방식 중 내측연결 시스템에선 지대주의 연결 형태에 따른 지지골, 고정체, 지대주에 응력이 발생되는 양상은 차이가 있었으며, 응력의 분포 양상은 대체로 지대주 post와 접촉되는 고정체의 내부를 따라서 응력이 넓게 분산되는 경향을 가졌다. 따라서 지지골, 고정체,

지대주에 집중되는 응력양상이 실제 임상에서 어떻게 영향을 미칠 수 있는지 계속적인 더 많은 연구가 필요하리라고 사료된다.

참고문헌

1. Dan ET, William RL. Tissue-integrated prostheses complication. Int J Oral Maxillofac Implants 1992; 7:477-484.
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. Zarb HA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto study. Part Ⅲ: Problems and complications and encounted. J Prosthet Dent 1990; 64:185-194.
4. 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.
5. Beat R. 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.
6. 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.
7. 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.
8. 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.
9. 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.
10. 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.
11. 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.
12. 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.
13. Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. J Prosthet Dent 1995; 73:36-43.
14. 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.
15. Norton MR. Assessment of cold welding properties of internal conical interface two commercially available implant system. J Prosthet Dent 1999; 81:159-166.
16. Norton M. 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.

17. Sutter F, et al. The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants : Part 1. Engineering and design. Int J Oral Maxilofac Implant. 1988; 3:161-172.
18. Sutter F, Webber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. Int J Perodont Rest Dent 1993; 13:409-431.
19. Ekfeldt A. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: A retrospective study, Int J Oral Maxilofac Implants 1994;9:179-183.
20. Krennmair G. Schmidinger S, Waldenberger O. Single-tooth replacement with frialit-2 system: A retrospective clinical analysis of 146 implants. Int J Oral Maxilofac Implants. 2002; 17:78-85.
21. 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 and Occlu. 2002; 18:1-19.
22. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1989; 4:241-247.
23. 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.
24. 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.
25. Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. J Oral Implantol 1991; 17:126-131.
26. Weinberg LA. Force distribution in splinted anterior teeth. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1957; 10:484-494.
27. Weinberg LA. Force distribution in splinted posterior teeth. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1957; 10:1268-1276.
28. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant- supported prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants 1993; 8:19-31.
29. Clelland, N.L., Lee, J.K., 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.
30. 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.
31. 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

ABSTRACT

FINITE ELEMENT STRESS ANALYSIS OF IMPLANT PROSTHESIS WITH INTERNAL CONNECTION BETWEEN THE IMPLANT AND THE ABUTMENT

Jong-Kwan Ahn, D.D.S., M.S.D., Ph.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, College of Dentistry, Chosun University

Statement of problom: In the internal connection system the loading transfer mechanism within the inner surface of the implant and also the stress distribution occuring to the mandible can be changed according to the abutment form. Therefore it is thought to be imperative to study the difference of the stress distribution occuring at the mandible according to the abutment form.

Purpose: The purpose of this study was to assess the loading distributing characteristics of 3 implant systems with internal connection under vertical and inclined loading using finite element analysis.

Material and method: Three finite element models were designed according to the type of internal connection of ITI(model 1), Friadent(model 2), and Bicon(model 3) respectively. This study simulated loads of 200N in a vertical direction (A), a 15° inward inclined direction (B), and a 30° outward inclined direction (C).

Result: The following results have been made based on this numeric simulations.

1. The greatest stress showed in the loading condition C of the inclined load with outside point from the centric cusp tip.
2. Without regard to the loading condition, the magnitudes of the stresses taken at the supporting bone, the implant fixture, and the abutment were greater in the order of model 2, model 1, and model 3.
3. Without regard to the loading condition, greater stress was concentrated at the cortical bone contacting the upper part of the implant fixture, and lower stress was taken at the cancellous bone.
4. The stress of the implant fixture was usually widely distributed along the inner surface of the implant fixture contacting the abutment post.

5. The stress distribution pattern of the abutment showed that the great stress was usually concentrated at the neck of the abutment and the abutment post, and the stress was also distributed toward the lower part of the abutment post in case of the loading condition B, C of the inclined load.
6. In case of the loading condition B, C of the inclined load, the maximum von Misess stress at the whole was taken at the implant fixture both in the model 1 and model 2, and at the abutment in the model 3.
7. The stress was inclined to be distributed from abutment post to fixture in case of the internal connection system.

Conclusion: The internal connection system of the implant and the abutment connection methods, the stress-induced pattern at the supporting bone, the implant fixture, and the abutment according to the abutment connection form had differenence among them, and the stress distribution pattern usually had a widely distributed tendency along the inner surface of the implant fixture contacting the a butment post.

Key words : Implant, Abutment, Finite element analysis, Internal connection