

내부연결방식 임플랜트 시스템의 삼차원 유한요소법적 연구

원광대학교 치과대학 보철학교실, ¹서울대학교 치과대학 보철학교실

김유리 · 조혜원 · 이재봉¹

I. 서 론

치과 임플랜트는 타이타늄(CP Titanium)이 골과의 사이에 연조직의 개재 없이 직접 접착된다는 골유착(osseointegration)이론에 근거하여 하악 무치악 환자의 수복에 사용되기 시작하였으며¹⁾ 현재는 부분 무치악환자^{2,3)}는 물론 단일치⁴⁻⁷⁾의 기능 회복에도 매우 효과적인 치료방법이 되고 있다. 성공적인 임플랜트 수복을 위해서는 정확한 진단, 적절한 임플랜트의 선택, 수술과정, 지대주의 적절한 선택, 수복물의 외형과 교합 설계 등을 고려해야 한다.⁸⁾

임플랜트 고정체와 지대주의 결합방식은 각 임플랜트 시스템마다 상이하며 상부구조의 형태와 기계적, 생역학적 특성은 지대주의 종류와 결합기구의 영향을 받는다. 브레네막 임플랜트가 최초로 도입한 외부 육각 연결구조(external hex connection)는 술자에게 친숙하고, 보철적 수복 방법이 다양하며, 장기적인 임상 결과가 보고 되어있다는 장점이 있으나 지대주와 고정체 계면이 butt joint로 이루어져 미세한 움직임을 허용하며 회전, 측방력에 약한 단점이 있다. 실제로 외부 육각 형태의 지대주에서 지대주 나사의 풀림이나 파절과 같은 임상적인 문제가 보고되고 있다.^{2,9-18)}

외부 육각 연결 형태의 근본적인 디자인의 한계를 극복하기 위해서 cone screw, cone hex, internal octagon, internal hexagon, cylinder hex, morse taper, internal spline, resilient connection 등 다양한

내부 연결형태가 개발되었다.¹⁹⁾

Norton^{20,21)}은 conical joint와 external hex butt joint 사이의 강도에 관한 비교에서 conical joint가 대략 60% 정도 강하다고 보고하였고 또한 임플랜트와 지대주간의 원추 연결이 측방 회전력(bending forces)에 대한 저항을 증진시킨다고 보고하였다. Felton²²⁾과 Levine 등²³⁾의 연구에서도 같은 견해를 제시하였다. 이처럼 외부 연결 방식과 내부 연결 방식간의 강도를 비교한 연구는 많지만, 각기 다른 형태의 내부 연결 방식간의 비교는 거의 없는 실정이다.

임플랜트 보철물에서 좋지 않은 모멘트 암(moment arm)으로 작용하는 것에는 치관의 높이, cantilever 길이, 교합면의 넓이 등이 있다. 고정성 보철물의 지대치를 위한 가장 이상적인 치관 대 치근의 비율은 1:2로 알려져 있으나 일반적으로 1:1.5이고, 최소요구 비율은 1:1이다.²⁴⁾

하악의 수직적인 골량이 부족할 경우 골 이식을 통해 적당한 길이의 임플랜트를 식립하였으나 최근에는 임플랜트의 표면처리가 개선되고 고정체와 지대주의 연결 방식이 다양해지면서 치관과 고정체의 비율이 좋지 않아도 임상적 성공률에 차이가 없음이 보고되고 있다.²⁵⁾ 그러나 적절한 치관/고정체 비율에 대한 연구는 거의 없어 이에 대한 분석이 임플랜트를 이용한 수복에 필요할 것이다.

1976년 Weinstein 등²⁶⁾이 임플랜트 치과학에서 유한요소분석법을 최초로 사용한 이후로 유한요소분석법은 임플랜트 치과학 분야에서 광범위하게 적

*본 연구는 2004년도 원광대학교의 교비 지원에 의해서 수행됨.

용되었다.

본 연구는 각기 다른 형태의 내부연결방식 임플란트 시스템이 응력에 어떠한 영향을 미치는지 알아보기 위해 하악 제2소구치부위에서 4종류의 임플란트 시스템으로 치관/고정체의 비율을 달리 하여 수복하고, 하중 방향에 따라 임플란트와 치관, 지지조직에서의 응력 분포 양상과 정도를 삼차원 유한요소법으로 분석하여 얻은 지견을 보고하는 바이다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 유한요소 모델의 설계

본 연구의 모델은 하악골 제2소구치 부위에 임플란트를 식립하여 단일치로 수복하는 것으로 설정하였다. 외측에 1 mm두께의 피질골과 내측에는 해면골이 분포한 하악 제2소구치 하방 지지조직의 모형을 환자의 토모그램을 모사해 제작하였고 임플란트 고정체와 지대주 모델은 제조회사의 자료와 광학 현미경으로 촬영된 사진을 이용하여 형상 모델링하였다. 유한요소 모델은 CAD system으로부터 만들어진 기하 형상 데이터를 이용하여 곡면 위에 요소를 만들어주었다. 그리고 이 곡면 위의 요소(surface mesh)를 이용하여 각 재질 별로 사면체 4절점 요소로 mesh를 형성하였으며 지대주와 고정체간의 계면을 제외한 부분은 각 재질의 계면이 서로 연속성을 갖도록 모델을 생성하였다.

또한 중요한 부분에서는 좀 더 정확한 응력 분포를 알아내기 위하여 가급적 작은 유한요소격자(mesh)를 생성하였다. 선형적 구조해석은 ABAQUS(한국 과학기술원 슈퍼컴 이용)가 제공하는 접촉 조건을 사용하였다.

2. 실험군의 분류

하악 제2소구치 부위에 서로 다른 구조를 지닌 4종류의 임플란트 고정체가 식립된 3차원 유한요소 모형을 설계하였다.

4종류의 임플란트는 내부 팔각구조인 ITI system[®] (Straumann Institut, Waldenburg, Switzerland)의 4.1 mm × 10 mm의 고정체와 5.5 mm Solid abut-

ment, 내부 원추형인 3i system[®] (Implant Innovations, Inc, Palm Beach Gardens, USA)의 4.0 mm × 10 mm의 TG 고정체와 5.5 mm TG Post, true Morse taper 구조인 Bicon system[®] (Bicon Dental Implants, Boston, USA)의 4 mm × 11 mm 고정체와 Bicon post, 그리고 내부 육각구조인 Frialit - 2 system[®] (Friadent, Mannheim, Germany)의 3.8 mm × 11 mm의 고정체와 EstheticBase abutment을 각각 이용하였다.(Fig. 1, Table I)

상부구조는 임플란트 고정체에 시멘트 유지형으로 수복이 가능한 지대주를 연결하고 Wheeler²⁷의 해부학적 형태에 따라 하악 제2소구치 형태로 재현하였다. 금관은 근원심폭은 7.5 mm, 치관길이는 8.5 mm를 기준으로 하여 치관길이를 11 mm, 13.5 mm까지 길게 제작하였다.(Fig. 2) 교합면의 형태는 유한요소모델의 특성상 가급적 단순화시켰다. 수복물의 길이가 다양하기 때문에 금관 하부에서 고정체와 부드럽게 이어지도록 각 모델의 형태를 조절하였다. 보철물은 지대주에 ZPC (zinc phosphate cement)로 접착하였고 시멘트의 공간은 40 μm로 설정하였다. 완성된 유한요소모형의 절점과 요소 수는 Table II 와 같다.

3. 하중조건

각 모델에서 두 가지 다른 하중조건을 부여하였으며 구치부에서의 평균 저작압 244 N을 교합면의 중심와에 수직하중(vertical force)과 30° 경사하중(oblique force)으로 가했다.(Fig. 3)

4. 물성과 경계조건의 입력

설계된 모형의 유한요소해석을 수행하기 위해 각 구성재료의 물성 중 탄성계수(Young's Modulus)와 포화송비(Poisson's ratio)를 입력하였다. 각 물성치는 선학들의 문헌^{28,29,30}을 참고로 하였으며 아래 Table III에 제시하였다.

유한요소법으로 해석을 하기 위해서는 약간의 가정이 요구된다. 즉 치밀골이나 해면골은 실제로는 이방성이거나 모델의 단순화와 응력의 수치적 계산을 위해 각 재료의 기계적 특성이 한 재료의 내부에서는 균일하다는 균질성(homogeneity), 재료의 기계적

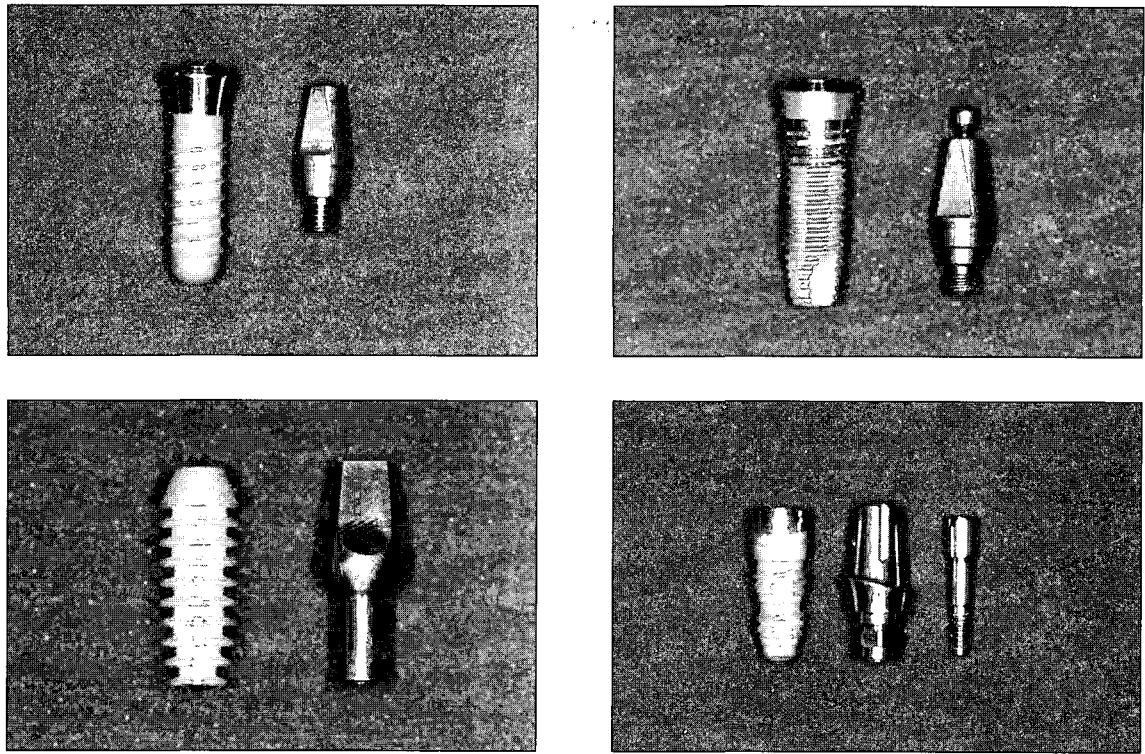


Fig. 1. Fixtures and abutments used in this study.

Table I. Implant systems used in this study

Implant system	Fixture			Abutment	Crown height(mm)
	Diamenter(mm)	Length(mm)	material		
ITI	4.1	10	titanium (grade4)	Solid(5.5 mm)	8.5
				titanium(grade4)	11
					13.5
3i TG	4.0	10	titanium (grade1)	TG post(5.5 mm)	8.5
				titanium alloy	11
					13.5
Bicon	4.0	11	titanium alloy	2 mm post	8.5
				titanium alloy	11
					13.5
Frialit-2	3.8	11	titanium (grade2)	EstheticBase	8.5
				titanium(grade2)	11
				screw-titanium alloy	13.5

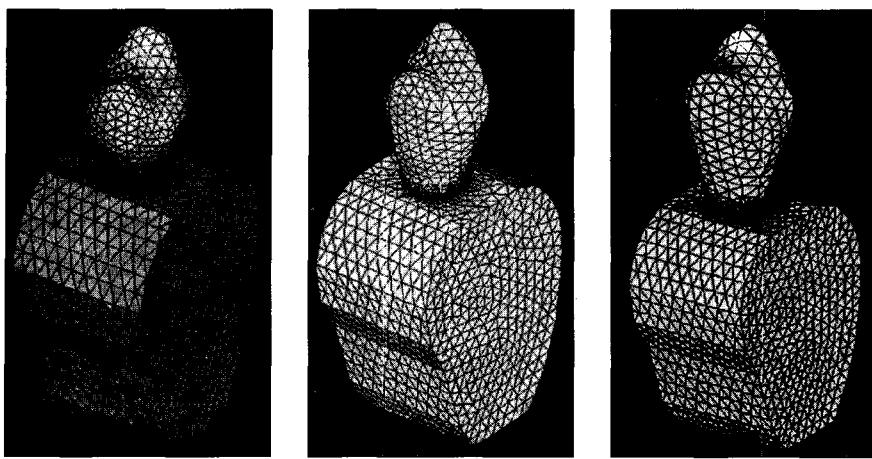


Fig. 2. Finite element models. (crown height 8.5 mm, 11 mm, 13.5 mm)

Table II. The number of elements and nodes

Implant	Crown height(mm)	Element	Node
ITI	8.5	117,543	23,309
	11.0	118,684	23,543
	13.5	120,028	25,282
TG	8.5	47,287	10,816
	11.0	49,546	11,233
	13.5	51,225	11,578
Bicon	8.5	58,543	12,350
	11.0	61,983	12,940
	13.5	62,909	13,071
Frialit-2	8.5	85,441	17,484
	11.0	86,833	17,804
	13.5	87,640	17,960

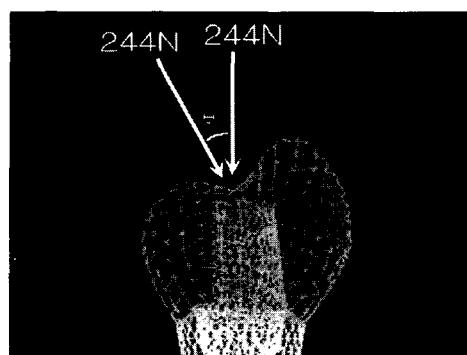


Fig. 3. Loading conditions.

특성이 어느 방향으로나 모두 동일하다는 등방성(isotropy)을 가정하였고, 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례한다는 선형탄성(linear elasticity)을 갖는 것으로 가정하였다. 이때 적용된 하중에 대하여 응력이 클 것으로 예상되는 부분과 세밀한 관찰을 요하는 부분의 요소는 가급적 작게 분할하였다. 또한 유한요소법 계산을 위한 경계조건으로 하악골의 맨 하단 부분의 절점을 모든 방향에서 움직임이 없다는 조건을 설정하였다.

5. 응력 분석

본 연구에서 삼차원 유한요소해석의 결과로 산출되는 여러 가지 응력값 중에서 유효응력(von Mises stress)을 통해 하중이 전달되는 양상과 최대 주응력(maximum principal stress)을 통해 임플란트에서 인장과 압축이 일어나는 부위를 비교분석하였다. 전체 응력의 분포상태와 최대응력 집중부를 식별하기 위해 응력의 크기에 따라 색도에 변화를 준 응력등고선식(stress contour plot)을 이용하였다. 각 그룹간의 비교를 위해 1) 치관부에서의 응력 2) 지대주에서의 응력 3) 고정체에서의 응력을 비교분석하였다.

III. 연구성적

임플란트 고정체와 지대주의 연결방식이 다른 여러 가지의 유한요소모델에서 2가지 하중조건과 치관의 높이에 따른 각 구성부에서 발생한 응력은 아래와 같다.

1. 치관부 (Fig. 4-11)

1) 수직하중시

4종류 임플란트 모두 하중이 가해진 부위에서 높은 응력을 보였고, 응력양상도 비슷하였다.(Table IV)

Table III. Material properties

Material	Properties	
	Young's Modulus(GN/m ²)	Poisson's ratio
Cortical bone ²⁸	13.7	0.3
Trabecular bone ²⁸	1.37	0.3
Titanium ²⁹	97	0.35
Titanium alloy(Ti6Al4V) ²⁹	117	0.33
Gold alloy ³⁰	99.3	0.35
ZPC ³⁰	13.7	0.35

Table IV. von Mises stresses and maximum principal stresses on the crowns under vertical loading (MPa)

Implant	Crown height(mm)	yield strength, 0.1% offset	von Mises stress maximum	Maximum principal stress maximum	minimum
ITI	8.5		74.1	21.7	-29.5
	11	500	75.1	24.2	-28.8
	13.5		67.4	25.0	-18.5
TG	8.5		80.1	19.6	-30.8
	11	500	60.5	15.6	-12.3
	13.5		66.9	24.0	-16.8
Bicon	8.5		79.7	21.3	-19.3
	11	500	65.0	23.2	-26.1
	13.5		36.6	11.5	-10.8
Frialit-2	8.5		59.1	21.7	-16.5
	11	500	71.2	29.5	-13.4
	13.5		52.6	21.2	-18.9

Table V. von Mises stresses and maximum principal stresses on the crown under oblique loading (MPa)

Implant	Crown height(mm)	Yield strength 0.1% offset	von Mises stress		Maximum principal stress	
			maximum	maximum	maximum	minimum
ITI	8.5		79.0	34.1	-19.6	
	11	500	88.9	70.9	-16.3	
	13.5		107.0	88.8	-11.0	
TG	8.5		78.1	34.1	-20.1	
	11	500	89.0	60.3	-10.3	
	13.5		122.0	95.7	-9.77	
Bicon	8.5		76.7	37.4	-14.2	
	11	500	84.0	62.7	-23.8	
	13.5		101.0	75.5	-8.12	
Frialit-2	8.5		124.0	93.5	-36.0	
	11	500	125.0	103.0	-37.9	
	13.5		146.0	118.0	-40.4	

Table VI. von Mises stresses and maximum principal stresses on the abutments under vertical loading (MPa)

Implant	Crown height(mm)	Yield strength, 0.2% offset	von Mises stress		Maximum principal stress	
			maximum	maximum	maximum	minimum
ITI	8.5		61.5	18.9	-12.8	
	11	483	37.5	19.5	-13.0	
	13.5		37.2	21.7	-10.8	
TG	8.5		68.5	26.5	-1.95	
	11	860	22.0	12.2	-0.65	
	13.5		16.2	11.8	-0.34	
Bicon	8.5		85.0	51.7	-17.1	
	11	860	84.7	54.7	-16.1	
	13.5		82.1	55.3	-16.4	
Frialit-2	8.5		75.9	22.8	-8.78	
	11	275	75.5	19.1	-7.92	
	13.5		79.2	20.3	-8.32	
Frialit-2 screw	8.5		41.9	20.2	-7.15	
	11	860	39.9	14.3	-6.68	
	13.5		36.8	13.4	-6.76	

2) 경사하중시

응력 양상은 4 종류 임플란트 시스템 모두 비슷하였다. 유효 응력의 경우 하중이 가해진 혼축의 마무리선(finish line)에서 높은 응력을 보였고, 최대주응력은 설축의 마무리선에서 높은 인장력을 보였다. Frialit-2 치관부에서 응력이 높은 경향을 보였다. 치관 높이가 증가함에 따라 응력의 증가를 보였다.(Table V)

2. 지대주 (Fig. 12-21)

1) 수직하중시

ITI 임플란트에서는 유효응력의 경우 고정체의 내부 팔각 구조와 만나는 부위에서 높게 나타났고, 최대주응력은 지대주 나사산 아래부분에서 높게 나타났다. TG 임플란트에서는 유효응력은 교합면축 상부에서 높게 나타났고 최대주응력은 고정체와 접촉

하는 부위에서 높았다. Bicon 임플란트에서는 유효 응력은 경우 가늘어지는 목부위에서 높았고, 최대주 응력은 고정체와의 경계부에서 높았다. Frialit-2 임플란트에서는 고정체와의 경계부 외측에서 응력이 높았다. Frialit-2 지대주 나사에서는 유효응력의 경우 나사산 윗부위에서, 최대주응력의 경우 나사산 밑에서 높은 응력을 보였다. (Table VII)

2) 경사하중시

ITI 임플란트는 협측의 고정체 내부 팔각 부위와 만나는 곳에서 유효응력이 높았고, 최대주응력은 설측의 내부 팔각부위와 만나는 곳에서 높았다. TG 임플란트는 지대주의 나사산 설측 모서리에서 유효응력이 높았고 최대주응력은 나사산 목부위에서 높았다. Bicon 임플란트는 가늘어지는 목부위에서 높았다. Frialit-2 임플란트는 고정체와의 외측 경계부와

Table VII. von Mises stresses and maximum principal stresses on the abutments under oblique loading (MPa)

Implant	Crown height(mm)	Yield strength, 0.2% offset	von Mises stress		Maximum principal stress	
			maximum	maximum	maximum	minimum
ITI	8.5		153.0	131.0	-51.4	
	11	483	221.0	206.0	-70.5	
	13.5		258.0	251.0	-74.4	
TG	8.5		110.0	64.6	-15.3	
	11	860	136.0	109.0	-22.6	
	13.5		171.0	164.0	-32.3	
Bicon	8.5		196.0	134.0	-37.6	
	11	860	292.0	243.0	-49.8	
	13.5		345.0	303.0	-56.7	
Frialit-2	8.5		503.0	573.0	-63.0	
	11	275	503.0	587.0	-50.8	
	13.5		590.0	631.0	-58.3	
Frialit-2 screw	8.5		203.0	213.2	-46.6	
	11	860	237.0	249.0	-49.8	
	13.5		334.0	359.0	-51.3	

Table VIII. von Mises stresses and maximum principal stresses on the fixtures under vertical loading (MPa)

Implant	Crown height(mm)	Yield strength, 0.2% offset	von Mises stress		Maximum principal stress	
			maximum	maximum	maximum	minimum
ITI	8.5		42.0	19.5	-12.7	
	11	483	50.9	21.3	-13.9	
	13.5		44.8	19.8	-13.6	
TG	8.5		37.8	32.5	-8.87	
	11	170	36.8	31.9	-8.62	
	13.5		35.2	25.1	-10.0	
Bicon	8.5		260.0	28.5	-16.4	
	11	860	266.6	28.9	-15.0	
	13.5		259.0	28.6	-15.2	
Frialit-2	8.5		51.4	35.2	-23.2	
	11	275	50.4	38.5	-18.4	
	13.5		50.2	38.6	-18.8	

Table IX. von Mises stresses and maximum principal stresses on the fixtures under oblique loading (MPa)

Implant	Crown height(mm)	Yield strength, 0.2% offset	von Mises stress maximum	Maximum principal stress maximum	minimum
ITI	8.5		202	184.0	-54.7
	11	483	295	288.0	-74.4
	13.5		353	361.0	-91.6
TG	8.5		158	96.8	-115.0
	11	170	211	133.0	-153.0
	13.5		367	185.0	-194.0
Bicon	8.5		357	55.6	-12.4
	11	860	435	90.0	-14.3
	13.5		477	137.0	-15.3
Frialit-2	8.5		647	295.0	-130.0
	11	275	462	343.0	-126.0
	13.5		747	546.0	-135.0

육각 실린더 상부에서 높았다. Frialit-2 지대주 나사에서는 나사산 목부위에서 높았다. 치관 높이가 증가함에 따라 비례하여 응력도 증가하였고 특히 Frialit-2 지대주의 응력값이 높았다.(Table VII)

3. 고정체 (Fig. 22-29)

1) 수직하중시

ITI 임플랜트는 내부 팔각 구조 부위와 해면골과 만나는 부위에서 응력이 높았다. TG 임플랜트는 해면골과 만나는 부위에서 응력이 높았다. Bicon 임플랜트는 지대주와의 경계부에서 응력이 높았다. Bicon 고정체의 구조적 특성에 기인하여 유효응력이 특히 높게 나타났다. Frialit-2 임플랜트는 지대주와의 외측 경계부와 고정체의 첫 번째 나사산부위에서 높게 나타났다. 치관 높이에 따른 응력의 영향은 없었다.(Table VIII)

2) 경사하중시

ITI 임플랜트는 내부 육각 부위에서 높게 나타났고 TG 임플랜트는 고정체 설측 외벽에서 높았다. Bicon 임플랜트는 지대주와의 경계부에서 응력이 집중되었다. Frialit-2 임플랜트는 지대주와의 외측 경계부에서 높았다.

치관 높이가 증가함에 따라 응력도 증가하였고, 특

히 Frialit-2 고정체에서 이러한 경향이 뚜렷하였다.(Table IX)

IV. 총괄 및 고찰

브레네막 치과 임플랜트가 처음 소개된 이후 여러 가지 임플랜트 시스템은 새로운 표면의 도입과 함께 설계의 다양화 등 많은 변화를 보이면서 현재도 그 발전은 계속되고 있다. 이는 현재의 치과 임플랜트가 해결해야 할 많은 문제를 가지고 있다는 반증으로 해석될 수도 있다. 자연치아는 치주인대의 완충 작용이 있어 반복적인 기능부하에 적응할 수 있지만 임플랜트는 악골과 직접적인 연결 상태를 이루고 있기 때문에 하중이 직접 골조직으로 전달되어 응력분포 양상이 자연치아와는 다르다.³¹⁻³⁶⁾ 따라서 저작압에 견딜 수 있는 고정체와 지대주, 상부 보철물로 이루어진 세 부분 사이의 공학적인 연결구조가 중요하다. 현재 임플랜트 시스템의 고정체/지대주 결합형태는 약 20여 가지의 다양한 형태가 이용되고 있다. 기하학적인 형태는 결합강도, 결합의 안정성, 위치나 회전 안정성 뿐 아니라 상부 보철물의 안정성과 강도를 결정하는 중요한 요소 중의 하나이다.

브레네막 임플랜트 시스템의 고정체/지대주 결합형태는 외부 육각 나사 형으로, 많은 문헌에서 지대주의 풀림이나 이를 고정하는 나사의 파절, 변형 등

이 보고 되었고,^{7,16,23)} 육각과 육각 구조가 서로 결합할 때 틈이 생겨 미생물이 침투하고, 지대주 나사의 풀립 등 불안정한 역학 구조를 가지고 있다. 이같은 외부 연결 형태의 한계를 극복하고자 다양한 내부 연결 형태가 개발되고 있는 바, 본 연구는 자기 다른 고정체/지대주 연결형태를 갖는 네 가지 임플랜트 시스템에서 구조물 내부와 지지구조에 나타나는 응력분포를 비교하고자 하였다.

내부 연결 형태의 고정체/지대주는 스위스의 ITI 임플랜트가 cone screw tapered connection으로 처음 소개하였다. 개발 당시에는 8°의 morse taper 구조였으나 고정체 내부의 morse taper 내면에 8각의 형태(internal octagon)를 가진 구조로 변경되었다. 새로운 내부 팔각 형태로 말미암아 고정체 수준에서의 인상채득과 기공실에서 지대주의 위치재현 및 다양한 각도로 고정할 수 있는 경사지대주(angled abutment)를 사용할 수 있게 되었다. 그러나 원래 ITI morse taper의 표면적이 24 mm²였던 데 반해 새로운 SynOcta 지대주는 고정체와의 내부 접촉면적이 16.5 mm²로 감소하였다. TG 임플랜트 시스템(3i Implant Innovations, Inc, Palm Beach Gardens, USA)은 초기 ITI 시스템과 유사한 8°의 morse taper 내부 원통형 구조이다. 본 연구에 이용한 ITI 시스템과 TG 시스템의 지대주는 시멘트 유지형으로 수복할 수 있는 conical screw 형태로 매우 흡사한 외형을 지니고 있다. Bicon 임플랜트는 true morse taper connection으로 1.5°의 원통형이고 다른 나사산 없이 locking taper mechanism으로 고정체와 지대주가 연결된다. 어떤 indexing이 없으면 반복적이고 일정한 위치에 지대주를 위치시키는 것은 불가능하다. Frialit-2 임플랜트는 internal cylinder hex가 고정체 몸체에 5 mm정도 연장되는 독특한 내부 설계로 연결되며, 이 육각 구조가 지대주를 연결할 때 회전저항성과 60°의 indexing을 제공한다.

Jemt 등⁷⁾과 Becker and Becker¹⁶⁾는 외부육각 연결방식의 지대주가 40%이상의 높은 나사 풀립 현상이 있었다고 보고한 반면, Levine 등^{5,23)}은 접착성 치관으로 수복한 원추형 임플랜트-지대주로 단일치를 수복한 경우 3.6-5.3%라는 낮은 지대주 풀립이 일어났다고 보고하였다. 일반적으로 나사 풀립은 단일치 임플랜트 수복 시 조이기 힘든 구치부의 임플랜트와

지대주 사이에서 가장 빈번히 일어나는 것으로 보고되고 있다.³⁷⁾ 주로 나사의 느슨함 혹은 풀립으로 나타나는 육각 나사 결합의 부작용이 6-48% 정도 보고되고 있다.^{7,9-18,38)}

Jansen 등³⁹⁾은 13가지의 고정체/지대주 계면에서 제조 저항성을 비교한 결과, conical abutment 설계가 우수한 적합을 보였다고 하였다. McGlumphy 등⁴⁰⁾은 일반적으로 사용되는 임플랜트가 파절되는 힘을 비교하였고, Balfour와 O'Brien⁴¹⁾은 서로 다른 연결방식을 가지는 3 가지 종류의 단일치아 임플랜트에서 maximum antirotational stability, compressive bending strength, cyclic fatigue durability를 계측 비교하였다. 그들은 전반적으로 내부 육각 구조가 단일치아 안정성이 가장 우수하고, 내부 육각 구조와 내부 팔각 구조가 외부 육각 구조 보다 50% 이상 높은 피로 강도를 보였다고 보고하였다. Sutter 등⁴²⁾은 8° 기울기의 octa abutment가 외부 육각형과 같은flat coupling screw와 비교했을 때 미세동요에 따른 풀립에 더 저항력이 컸다고 보고하였다. 이와 같이 고정체/지대주의 연결형태에 따른 강도를 비교한 연구는 비교적 많이 있으나 응력 분포 양상에 대한 비교는 거의 없는 실정이다.

본 연구 결과 ITI 임플랜트와 TG 임플랜트가 Bicon 임플랜트나 Frialit-2 임플랜트보다 지대주와 고정체에서 응력이 낮았는데 이는 아마도 45도 shoulder에 의해 하중이 완충된 결과로 예상된다. Bicon과 TG 지대주는 타이타늄 합금으로 구성되어 있고, Frialit-2와 ITI 지대주는 순수 타이타늄으로 만들어져 있다. 타이타늄 합금과 순수 타이타늄의 항복강도에는 큰 차이가 있고, Frialit-2 지대주는 항복강도가 낮은데도 불구하고 경사하중 시에 응력은 가장 크게 나와 교합점의 위치와 방향, 교합압의 크기 등 사용에 주의가 필요할 것으로 생각된다.

Nenins⁴³⁾의 임상 통계보고에서 하악 구치부의 임플랜트 식립 길이는 10-13 mm 정도의 것이 많았고, Lekholm 등⁴⁴⁾의 보고에서는 하악 구치부에 사용한 276개의 브레네막 임플랜트의 10년간의 추적조사에서 길이 10 mm 이하를 접하는 비율은 약 76%(그 중 10 mm는 47%)이고, 길이 11 mm 이상 사용율은 23%이었다. 본 연구에서도 각 제조 회사에서 10 mm에 가장 가까운 길이의 고정체를 선택하였다.

Stellingsma 등⁴⁵⁾은 임플랜트 주위조직이 좋은 조건일 때 치관/고정체 비율이 좋지 않아도 괜찮다고 보고하였다. 치관/고정체 비율은 최종 보철물의 외형과 임플랜트를 둘러싸는 치조정 골의 회전력의 양에 영향을 미친다. 본 연구 결과 치관 높이의 증가가 수직하중 시에는 지지조직에 대한 응력분포에 큰 영향을 미치지 않았으나 경사 하중 시에는 높이에 비례하여 응력이 증가함을 보였다. 실제로 구강 내에서는 순수한 수직력 보다는 경사방향의 하중이 작용한다. 따라서 치관/고정체 비율이 지나치게 높을 때에는 더 많은 임플랜트를 식립하거나 더 넓은 임플랜트를 식립하여 부하의 증가에 대응해야 할 것이다.

힘의 방향은 임플랜트 치료계획을 수립하는 동안 평가되어야 할 중요한 요인 중의 하나이다. 임플랜트 체계에서는 인장, 압축, 전단력이 작용한다.⁴⁶⁾ 본 연구결과 하중이 가해진 부위에서 고정체와 지대주는 굽힘에 의한 인장력이 작용했고 반대편에는 압축력이 작용했다. 비록 그 수치가 중요하지는 않지만 ITI 임플랜트와 TG 임플랜트에서 보다 낮은 응력을 보였다.

본 연구에서는 두 가지 하중조건으로 비교하였다. 실제 구치부의 평균 저작압은 244 N으로 보고 되어 있으나 임플랜트의 경우 초기 적응기간에는 이보다 낮은 100 - 150 N으로 보고 되고 있다. 그러나 시간이 흐르면서 본래의 저작압으로 돌아온다는 지적이 있어 본 연구에서는 244 N을 하중치로 선택하였다.⁴⁷⁾ 중심와에 경사하중으로 244 N을 가하는 것은 일반적인 하중조건보다 불리한 조건일 것이다.

마찰계수에 대한 보고에서 Abkowitz 등⁴⁸⁾은 건조한 titanium/titanium간에 0.5, Steinmann 등⁴⁹⁾은 생리식염수내에서의 titanium에는 0.43-0.53을, Sakaguchi와 Borgersen은⁵⁰⁾ 모든 접촉면에서 0.4를 이용하였다. 본 연구에서는 마찰계수 0.5를 모든 면간의 마찰력이라고 가정하였다.

임플랜트의 구조적 역학을 평가하기 위해 유한요소 분석을 이용하는 것은 직경, 형태, 하중방향과 같은 여러 변수를 한꺼번에 평가하는 것이 가능하기 때문에 효과적이다. 응력의 크기와 분포 양상을 통해 임플랜트의 취약한 부분을 미리 예측할 수 있다. 본 연구 결과 각기 다른 고정체/지대주 연결 형태에 따라 취약한 부분도 각기 다르게 나타났다. 전반적

으로 단면이 얇은 부위에서 응력이 집중되었다.

임플랜트 고정체-지대주의 내부 연결 구조로의 전환이 점진적으로 그러나 조심스럽게 진행되고 있다. 내부연결이 안정적이고, 물리적으로 강하며, 보다 수복하기 쉽고 심미적으로 적용범위가 우수하고 지대주의 연결이 쉽기 때문에 사용자에게 친숙한 경향이 있다. 지대주의 결합형태는 임플랜트의 예지성에 영향을 미치는 중요한 인자이다. 앞으로 각각의 특이성이 더 명확해지고 과학적 근거를 토대로 상부구조 설계와 지대주 선택 등의 보철학적 기준을 명확하게 제시하여 임플랜트 보철의 예지성이 향상되어야 할 것이다.

V. 결 론

고정체와 지대주의 연결방식이 각기 다른 내부 연결형 임플랜트 시스템 (ITI, TG, Bicon, Frialit-2)을 하악골에 매식하고 치관 높이(8.5 mm, 11 mm, 13.5 mm)를 달리 하여 제 2 소구치 형태의 보철물을 수복하였다. 두 가지 하중조건 즉 중심와에 수직하중과 경사하중을 가한 경우에서 각 구성부에 발생하는 응력분포 양상과 정도를 3차원 유한요소분석법을 이용하여 분석하여 아래와 같은 결론을 얻었다.

1. 중심와에 수직하중을 가한 경우에는 전반적으로 낮은 응력이 나타났으며, 경사 하중을 가한 경우에는 지지조직과 구성부에 높은 응력이 나타났다.
2. 치관의 높이가 증가함에 따라 수직하중 시에는 응력에 큰 변화가 없으나 경사하중 시에는 응력이 비례하여 증가하였다.
3. 치관에서의 응력은 수직하중 시에는 하중이 가해지는 부위가 높았고 경사하중 시에는 마무리선 (finish line)에서 높았다.
4. ITI 임플랜트와 3i TG 임플랜트에서 지대주의 응력이 낮았으며, 경사하중시 Bicon 임플랜트와 Frialit-2 임플랜트의 고정체와 지대주의 경계부에서 높은 응력을 보였다.

참고문헌

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Bränemark PI. A 15-year study of osseointegrated im-

- plants in the treatment of the edentulous jaw. *J Oral Surg* 1981;10:387-416.
2. Lekholm U, van Steenberghe D, Herrmann I, Bolender C, Folmer T, Gunne J, et al. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: A prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:627-35.
 3. Buser D, Mericske Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, et al. Long term evaluation of non submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Implants Res* 1997;8:161-72.
 4. Laney WR, Jemt T, Harris D, Henry PJ, Kroger PHJ, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: Progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:49-54.
 5. Levine RA, Clem DS III, Wilson TG Jr, Higginbottom F, Saunders SL. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: Preliminary results at 6 or more months of loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:237-42.
 6. Gomez-Roman G, Schulte W, d' Hoedt B, Axman-Krcmar D. The Frialit-2 implant system: Five-year clinical experience in single-tooth and immediately post-extraction applications. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:299-309.
 7. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PHJ Jr, Polizzi G, 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.
 8. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1:11-25.
 9. Sones AD. Complications with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1989;62:581-5.
 10. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated implants: The Tronto study, Part III. Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent* 1990;64:185-90.
 11. Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Bränemark implants: From prosthetic treatment to first annual check up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:40-4.
 12. Jemt T, Lekholm U. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: A 5 year follow up study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:635-40.
 13. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:169-78.
 14. Jemt T. Fixed implant supported prostheses in the edentulous maxilla: A five-year follow-up report. *Clin Oral Implants Res* 1994;5:142-7.
 15. Wie H. Registration of localization, occlusion and occluding materials for failing screw-joints in the Bränemark implant system. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:47-53.
 16. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: A retrospective study. *J Prosthet Dent* 1995;74:51-5.

17. Balshi TJ. First molar replacement with osseointegrated implants Quintessence Int 1990;21:61-5.
18. Balshi TJ, Hernandez RE, Prysak C, Rangert B. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. Int J Oral Maxillofac Implants 1996;11: 372-8.
19. Binon pp. Implants and components: Entering the new millennium. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15:76-94.
20. Norton MR. An invitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. Clin Oral Implants Res 1997;8:290-8.
21. Norton MR. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface two commercially available implant systems. J Prosthet Dent 1999;81:159-66.
22. Felton DA. Cemented versus screw-retained implant prostheses: Which is better? Int J Oral Maxillofac Implants 1999;14:138-9.
23. Levine RA, Clem DS, Wilson TGJr, Higginbottom F, Saunders SL. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: Results of loading for 2 or more years. Int J Oral Maxillofac Implants 1999;14:516-20.
24. Penny RE, Kraal JH. Crown to root ratio: its significance in restorative dentistry. J Prosthet Dent 1979;42:34-8.
25. Turesky JD, Shepherd NJ, Morgan VJ, Muftu A. A simple prosthetic approach using cement-retained implant prosthesis after surgical treatment of ameloblastoma. Implant Dent 1999;8:407-12.
26. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. J Dent Res 1976; 55:772-7.
27. Major M Sch Jr. Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion: 7th ed WB Saunders Co 1993:218-31.
28. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. J Dent Res 1983;62:155-9.
29. Collings EW. The physical metallurgy of titanium alloys. Metals park(OH) : Americal society for metals:1984.
30. Craig RG. Restorative dental materials. 8th ed. St. Louis (MO):Mosby;1989. P.84
31. Dario LJ. How occlusal forces change in implant patients. A clinical research report. J Am Dent Associ 1995;126:1130.
32. Misch CE, Badez MW. Implant protected occlusion: A Biomechanical rationale. Compendium 1994;15:1330.
33. Le Gall MG, Jauret JF, Saadoun AP. Mastication forces and implant-bearing surface. Pract Periodontics Aesthet Dent 1994;6:37.
34. Weinberg LA. Reduction of implant loading with therapeutic biomechanics. J Implant Dent 1998;7:277.
35. Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10:99.
36. Misch CE, Bidez MW. Implant protected occlusion. Pract Periodontics Aesthet Dent 1995;7:25.
37. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. Dent Clin North Am 1998;42:71-89.
38. Jemt T, Pettersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. J Dent 1993;21:203-8.
39. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the

- implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:527-40.
40. McGlumphy EA, Robinson DM, Mendel DA. Implant superstructures: a comparison of ultimate failure force. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:35-9.
 41. Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent* 1995;73:36-43.
 42. Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *Int J Periodont Rest Dent* 1993;13:409-31.
 43. Nevins M. The placement of mandibular posterior implants. In:Nevins M(eds). *Implant Therapy, Clinical Approaches and Evidence of Success* Chicago: Quintessence, 1998:145-56.
 44. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Linden U, Bergstrom C, van Steenberghe D. Survival of the Bränemark implant in partially edentulous jaws:A 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:639-45.
 45. Stellingsma C, Meijer HJ, Raghoebar GM. Use of short endosseous implants and an overdenture in the extremely resorbed mandible: a five year retrospective study. *J Oral Maxillofac Surg* 2000;58:382-7;discussion 387-8.
 46. Bidez MW, Misch CE: Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *Oral Implantol* 1992;18:264-74.
 47. Phillips RW. Skinner's science of dental materials, 9th ed, Philadelphia: WB Saunders, 1991:15.
 48. Ablowitz S, Burke JJ, Hiltz RH. Titanium in Industry. New York: Van Nostrand Co Inc, 1955.
 49. Steinemann SG, Mausli PA, Szmukler-Moncler S, Semlitzsch M, Pohler O, Hintermann HE, Perren SM. Betatitanium alloy for surgical implants. In:Froes FH, Caplan I(eds).*Titanium '92.Science and Technology. The Minerals, Metals & Materials Society*, 1993:2689-96.
 50. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:295-302.

Reprint request to:

Jai-Bong Lee, D.D.S., M.S.D., Ph.D.
 Department of Prosthodontics, Graduate School Seoul National University
 28-1, Yeongun-dong, Chongno-gu, Seoul, 110-749, Korea
 swallow@snu.ac.kr

사진부도설명

- Fig. 4. von Mises stresses in ITI crown model under vertical loading.
- Fig. 5. von Mises stresses in ITI crown model under oblique loading.
- Fig. 6. von Mises stresses in TG crown model under vertical loading.
- Fig. 7. von Mises stresses in TG crown model under oblique loading.
- Fig. 8. von Mises stresses in Bicon crown model under vertical loading.
- Fig. 9. von Mises stresses in Bicon crown model under oblique loading.
- Fig. 10. von Mises stresses in Frialit-2 crown model under vertical loading.
- Fig. 11. von Mises stresses in Frialit-2 crown model under oblique loading.
- Fig. 12. von Mises stresses in ITI abutment model under vertical loading.
- Fig. 13. von Mises stresses in ITI abutment model under oblique loading.
- Fig. 14. von Mises stresses in TG abutment model under vertical loading.
- Fig. 15. von Mises stresses in TG abutment model under oblique loading.
- Fig. 16. von Mises stresses in Bicon abutment model under vertical loading.
- Fig. 17. von Mises stresses in Bicon abutment model under oblique loading.
- Fig. 18. von Mises stresses in Frialit-2 abutment model under vertical loading.
- Fig. 19. von Mises stresses in Frialit-2 abutment model under oblique loading.
- Fig. 20. von Mises stresses in Frialit-2 abutment screw model under vertical loading
- Fig. 21. von Mises stresses in Frialit-2 abutment screw model under oblique loading
- Fig. 22. von Mises stresses in ITI fixture model under vertical loading.
- Fig. 23. von Mises stresses in ITI fixture model under oblique loading.
- Fig. 24. von Mises stresses in TG fixture model under vertical loading.
- Fig. 25. von Mises stresses in TG fixture model under oblique loading.
- Fig. 26. von Mises stresses in Bicon fixture model under vertical loading.
- Fig. 27. von Mises stresses in Bicon fixture model under oblique loading.
- Fig. 28. von Mises stresses in Frialit-2 fixture model under vertical loading.
- Fig. 29. von Mises stresses in Frialit-2 fixture model under oblique loading.

사진부도 ①

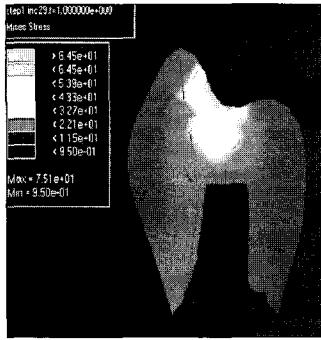


Fig. 4

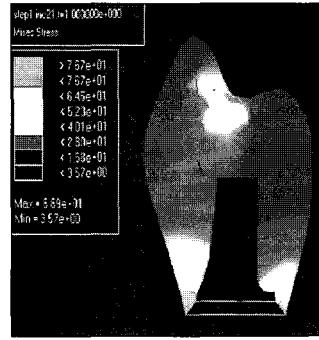


Fig. 5

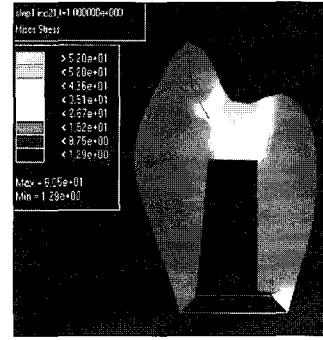


Fig. 6

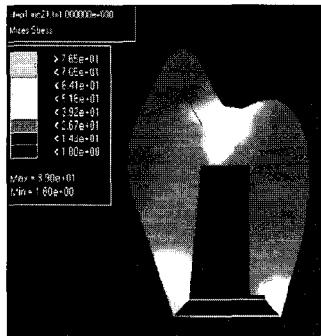


Fig. 7

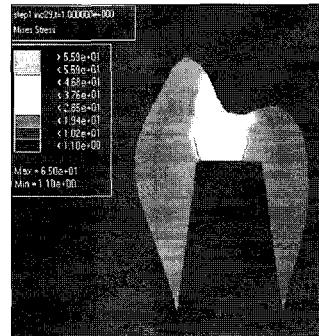


Fig. 8

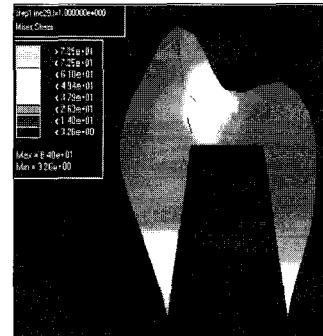


Fig. 9

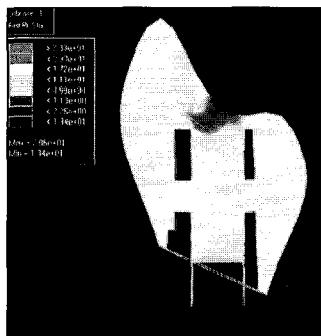


Fig. 10

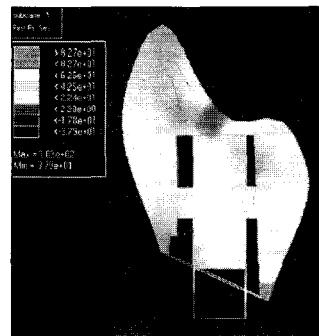


Fig. 11

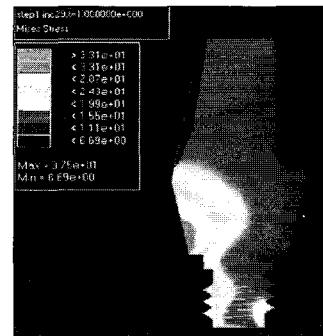


Fig. 12

사진부도 ②

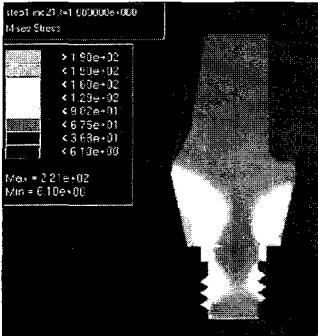


Fig. 13

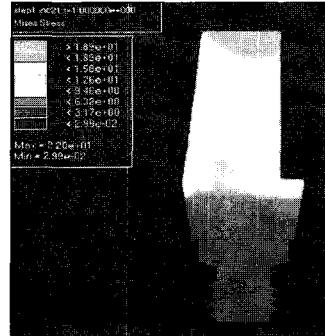


Fig. 14

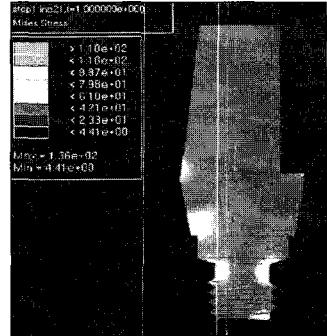


Fig. 15

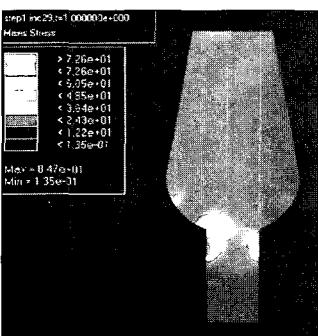


Fig. 16

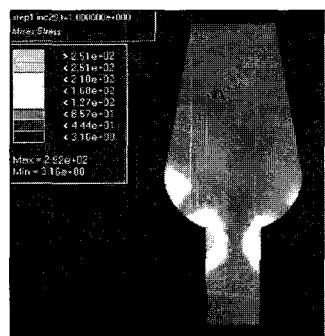


Fig. 17

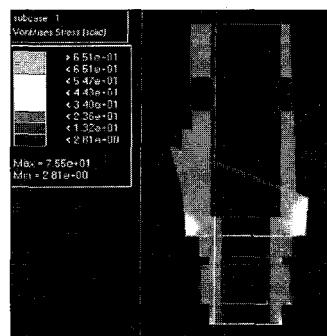


Fig. 18

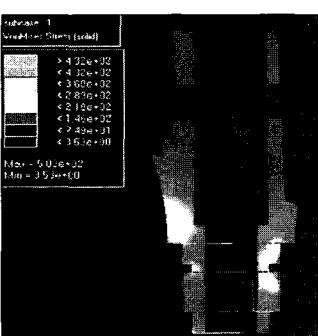


Fig. 19

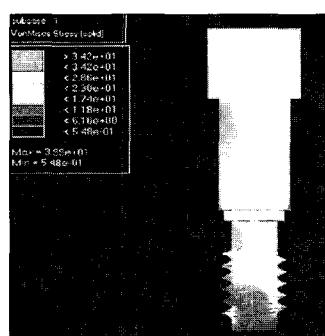


Fig. 20

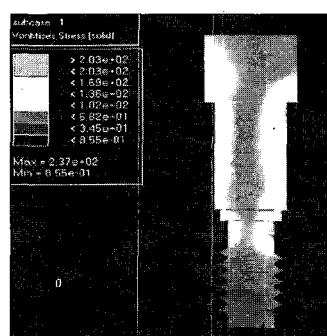


Fig. 21

사진부도 ③

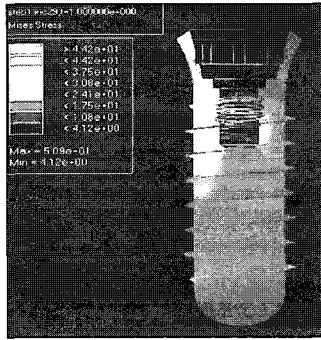


Fig. 22

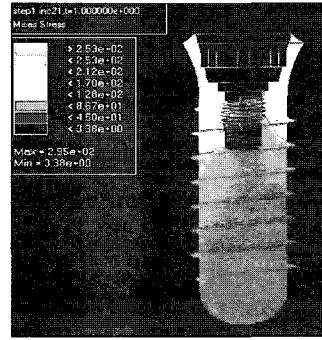


Fig. 23

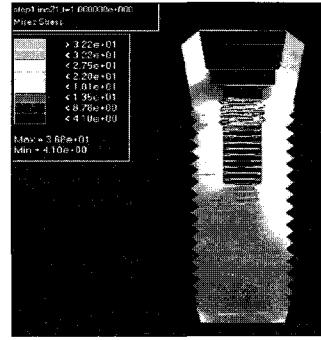


Fig. 24

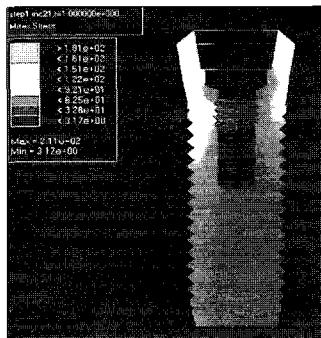


Fig. 25

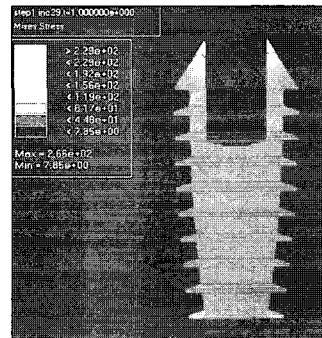


Fig. 26

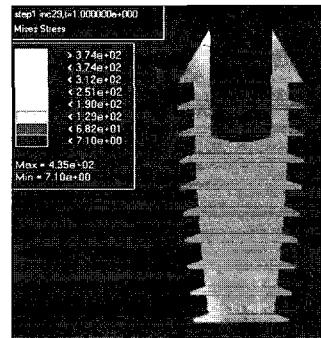


Fig. 27

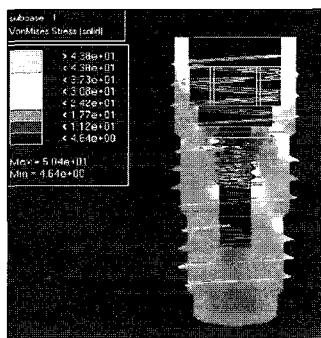


Fig. 28

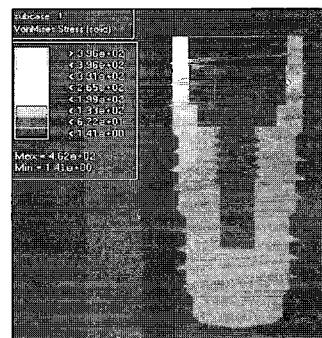


Fig. 29

ABSTRACT

THREE DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS OF INTERNALLY CONNECTED IMPLANT SYSTEMS

Yu-Lee Kim, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Hye-Won Cho, D.D.S., M.S.D., Ph.D.,
Jai-Bong Lee, D.D.S., M.S.D., Ph.D.¹

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Wonkwang University

¹Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University

Statement of problem: Currently, there are some 20 different geometric variations in implant/abutment interface available. The geometry is important because it is one of the primary determinants of joint strength, joint stability, locational and rotational stability.

Purpose: As the effects of the various implant-abutment connections and the prosthesis height variation on stress distribution are not yet examined, this study is to focus on the different types of implant-abutment connection and the prosthesis height using three dimensional finite element analysis.

Material and method: The models were constructed with ITI, 3i TG, Bicon, Frialit-2 fixtures and solid abutment, TG post, Bicon post, EstheticBase abutment respectively. And the superstructures were constructed as mandibular second premolar shapes with 8.5 mm, 11 mm, 13.5 mm of crown height. In each model, 244 N of vertical load and 244 N of 30° oblique load were placed on the central pit of an occlusal surface. von Mises stresses were recorded and compared in the crowns, abutments, fixtures.

Results:

1. Under the oblique loading, von Mises stresses were larger in the crown, abutment, fixture compared to the vertical loading condition.
2. The stresses were increased proportionally to the crown height under oblique loading but showed little differences with three different crown heights under vertical loading.
3. In the crown, the highest stress areas were loading points under vertical loading, and the finish lines under oblique loading.
4. Under the oblique loading, the higher stresses were located in the fixture/abutment interface of the Bicon and Frialit-2 systems compared to the ITI and TG systems.

Conclusions: The stress distribution patterns of each implant-abutment system had difference among them and adequate crown height/implant ratio was important to reduce the stresses around the implants.

Key words : Internal connection, Crown height, Finite Element Analysis, Stress distribution