

임플란트 상부 보철물의 고정 방식에 따른 힘의 분포에 관한 연구 : 나사 유지형 대 시멘트 유지형

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

이주희 · 김창희 · 김영수

I. 서 론

Brånemark에 의해 시작된 치과용 임플란트는 완전 무치악에서 시작하여 부분 무치악, 그리고 단일치로 그 적용례를 점차 늘려왔다. 초기에는 상실된 치아의 저작 기능을 회복하는데 급급하였다면 현재의 임플란트는 저작 기능 뿐 아니라 심미성에도 주력하고 있다. 특히 부분 무치악이나 단일치 증례에서 심미성이라는 것은 상당히 중요시되는 요건이다.

임플란트의 심미성은 여러 가지 요소에 의해 좌우되지만 그 중에서도 상부 보철물의 설계가 가장 중요하다. 임플란트 상부 보철물은 전통적으로 사용되어 온 나사 유지형과 비교적 최근에 많이 사용되는 시멘트 유지형으로 크게 나눌 수 있다.

임플란트의 역사 중 대부분의 시기에 나사 유지형 임플란트가 사용되어 왔음은 주지의 사실이다. 따라서 나사 유지형 디자인에 관해서는 많은 관찰과 다양한 연구가 있어 왔다.^{1,2)} 그에 반해 시멘트 유지형 보철물의 사용은 비교적 최근이며 관련된 연구 또한 나사 유지형에 비해서는 상당히 미미한 실정이다.^{46,54)}

특히 시멘트 유지형 임플란트 보철물의 생역학적 특성에 대해서는 거의 알려진 것이 없다. English¹⁸⁾는 시멘트의 존재로 인해 시멘트 유지형 보철물에서 교합력이 보다 균일하게 분포할 것이라고 주장하였다. 또 Misch⁴³⁾는 시멘트 유지형 보철물에서 점진적 부하를 가하는 것이 가능하다

고 주장하였으나 두 가지 모두 과학적 뒷받침은 없다.

골융합된 임플란트에서 교합력은 장기간의 성공과 직결된 문제이다.^{50,55)} Lindquist 등³⁶⁾은 구강내 악습관이나 불량한 구강 위생 상태가 임플란트 주변 골 흡수에 크게 영향을 미친다고 하였다. Qurynen 등⁴⁹⁾에 의하면 과도한 변연골의 소실이나 골융합의 파괴는 구강내 악습관과 연관이 큰 것으로 나타났다.

그러므로 임플란트 컴포넌트나 골, 고정체에 전달되는 스트레스를 줄이는 것은 임플란트의 장기적 성공률을 높이는데 필수적인 요소로 작용한다. 이를 위하여 스트레스를 보다 넓게 분포시키기 위한 다양한 시도가 있어 왔으나^{22,51,57)} 그 어느 것도 크게 효과적임이 입증되지는 못했다.³⁷⁾

따라서 시멘트에 의해 상부 보철물을 유지하는 방식이 힘의 분산측면에서 보다 효과적이라면 임플란트의 장기적 성공이라는 관점에서 볼때 큰 장점으로 작용할 수 있다. 시멘트 유지형 보철물은 기본적으로 나사유지형 보철물에 비해 임상적으로 사용하기에 심미성 등 몇 가지 장점을 가지고 있다.

임상적인 장점 때문에 시멘트 유지형으로 상부 보철물을 설계하는 예가 점차 늘어나고 있다. UCLA 지대주(abutment)³⁵⁾를 시작으로 시멘트 유지형 보철물에 사용할 수 있는 지대주가 속속 등장했다. Nobel Biocare의 Ceraone³⁾(Nobel Biocare, Göteborg, Sweden)을 비롯하여 지대치

형성이 가능한 titanium 지대주⁴⁷⁾, ceramic 지대주들이 많이 사용되고 있다.

Guichet 등¹⁹⁾은 광탄성 분석법을 이용한 실험의 결과 시멘트 유지형 보철물에서 나사 유지형에 비해 고른 스트레스의 분산이 있었으며 그 스트레스의 양 또한 80% 정도로 나사유지형에 비해 20% 정도의 스트레스 감소 효과가 나타났다고 보고하였다.

Kim 등⁴³⁾은 임시접착제로 접착한 임플란트 보철물과 영구접착제로 접착한 임플란트 보철물 그리고 나사 유지형 보철물에서의 응력 분산을 광탄성 분석법과 스트레인 게이지를 이용하여 비교하였다. 이들의 연구에 따르면 단일치 수복 예에서는 임시접착제를 사용했을 때 적은 응력을 보였으며 영구접착제와 나사 유지형 간에는 차이가 없었다. 2개 치아 가공의치 실험에서는 상부 보철물의 고정 방식에 따른 차이가 없었으며 캔틸레버 브릿지에서는 임시접착제 사용시 응력이 적게 나타났다.

Lee 등³⁴⁾의 연구에서는 ZPC(Zinc Phosphate Cement)를 이용한 시멘트 유지형과 나사 유지형을 비교하였다. 이 연구에서는 단일치 수복예를 3차원 유한 요소 분석법으로 모형화 후 응력 분산을 비교한 결과 시멘트 유지형이 나사 유지형에 비해 적은 응력의 집중을 보이는 것으로 나타났다.

이와 같이 나사 유지형과 시멘트 유지형 보철물의 응력 분산에 대한 연구는 아직 충분히 진행되지 않은 상태이며 그 결과 또한 실험에 따라 다르게 나타나고 있다.

응력 분산에 대한 연구는 여러 가지 방법이 있는데 그중 광탄성 분석법과 유한요소분석법이 대표적인 예이다.

3차원 유한요소분석법은 골조직과 임플란트 계면의 기계적 특성을 평가하고 식립된 임플란트에 아무런 손상 없이 임플란트의 모양이나 작용된 기능력에 대한 다양한 영향을 알아내고 개선할 수 있는 매우 유용한 연구 방법이다.^{23,24,29,33)} 컴퓨터의 눈부신 발달에 힘입어 여러 가지 조건하의 골조직과 임플란트 계면, 상부 보철물 내로의 상대적 응력의 분포를 연구하기 위한 골유착성 임플란트의 유한요소분석용 모형을 설계할 수 있다.

본 연구에서는 3차원 유한요소분석법을 이용하여 3개 치아 금합금 가공의치를 설계하고 여러 중

류의 지대주를 이용하여 나사 유지형과 시멘트 유지형 보철물의 응력 분포 양상을 비교해 보고자 하였다.

II. 연구재료 및 방법

1. 하악골 모형화

하악 좌측 제1소구치부에서 제1대구치부까지의 하악골을 모형화하였다. 전산화 단층 촬영된 하악골 각 부분을 이용하여 정확하고 자세히 모형화하려 하였으나 이 부위 골의 외형상 굴곡이 심하고 피질골 두께도 차이가 많아 같은 조건하에 고정체를 식립할 수가 없었다. 본 연구에서는 세 개의 임플란트가 동일 조건의 하악골에 식립된 상황에서 하중을 가했을 때의 응력 분산 양상을 살펴보고자 하였으므로 중간 지점인 제2소구치부의 골을 전산화 단층 촬영하여 모눈종이에 트레이싱하고 모형화하였다. 이렇게 한 후 이 형태를 좌우로 연장하여 균일한 외형과 피질골 두께를 갖는 하악골 블록을 완성하였다.

2. 실험 모형

지름 3.75mm, 길이 10mm의 Brånemark 표준형 임플란트 세 개가 식립된 모형을 형성화하였다. 임플란트의 위치는 상부 보철물을 설계한 후 개개 금관의 중심에 고정체가 식립되도록 하였다. 상부 보철물은 실험의 편의를 위하여 제 3형 금합금으로 제작하는 것으로 모형화하였다.

상부 보철물을 연결하기 위한 지대주로 다음 네 가지를 사용하였다. 나사 유지형 지대주로서 표준형, EsthetiCone, 시멘트 유지형 지대주로서 UCLA, TiAdapt를 사용하였다.

- 모형 1 : 표준형 지대주와 금원주(gold cylinder)를 이용한 나사 유지형 3개 치아 금합금 가공의치
- 모형 2 : EsthetiCone 지대주와 금원주를 이용한 나사 유지형 3개 치아 금합금 가공의치
- 모형 3 : UCLA 지대주를 이용하여 6° 경사된 내관(internal coping)을 제작한 후 그 위에 3개 치아 금합금 가공의치를 접착

- 모형 4 ; TiAdapt 지대주를 이용하여 6° 경사된 내관을 제작 후 그 위에 3개 치아 금합금 가공의치를 접착.

각각의 모형은 동일한 조건하에 식립된 임플란트 상에 연결되도록 하였다. 제조회사에서 제시한 크기를 참고하고 Vernier's calliper를 이용, 실측하여 각각의 모형을 완성하였다.

모형화에 사용된 나사는 모두 편의상 수직축에 대칭으로 처리하였으며²⁶⁾ 임플란트 고정체는 골과 완전히 골융합된 것으로 가정하였다.

컴포넌트간의 접촉점에는 gap element를 설정하여 실제 상황과 유사하게 하였다.

3. 접착

모형 3과 모형 4에서 치과용 시멘트를 이용하여 접착한 상황을 설정하였다. 사용한 시멘트는 ZPC⁴⁴⁾였으며 40 μ 의 시멘트 공간을 부여하였다.

4. 식립 각도의 변화

임플란트의 식립 각도에 변화를 주어 실제 임상적 상황과 유사하도록 하였다. 임상적으로 근심 경사 상태로 식립된 임플란트가 많아 근심 경사를 설정하였다. 실험의 편의상 근심 경사만을 설정하였으며 수직으로 식립된 경우, 세 임플란트 모두 근심으로 10°, 15°, 20° 경사된 경우 이렇게 네 가지 상황을 설정하였다.

네 개의 모형 모두를 각각의 경사된 상황하에서 분석하였다.

5. 상부 보철물

상부 보철물은 하악 좌측 제1, 2소구치와 제1대구치가 연결된 형태로 모형화하였다. 보철물의 크기는 Wheeler⁴⁾의 저서를 참고하여 치관 높이는 제1소구치 8.5mm, 제2소구치 8.0mm, 제1대구치 7.5mm로 하였으며 근원심 폭경은 제1소구치에서 7.0mm, 제2소구치 7.0mm, 제1대구치 11.0mm로 하였다. 협설 폭경은 근원심 폭경과 같도록 설계하였다.

금관간 연결부는 높이가 2mm, 협설 폭경이

2mm가 되도록 설계하였다.

상부 보철물의 재료는 제 3형 금합금으로 설정하였다.

6. 하중 조건

하중은 각종 교합력 분석 자료를 토대로 20kg의 분산하중을 선택하였다.^{7,8,12,15,20,41,49)} 대체로 20kg 정도의 하중은 성인의 평균 교합력과 유사하며 특히 임플란트 환자에서는 대합치가 의치인 경우가 많으므로 20kg 정도면 구강 내에서 발생할 수 있는 하중 조건을 충족시킬 수 있을 것으로 생각되기 때문이다.⁵³⁾

힘의 방향은 수직, 30° 경사, 수평의 세 가지로 하였다.³²⁾ 저작력은 기본적으로 수직 방향의 힘이긴 하나 하악의 측방 운동이나 치아 교두의 사면에 의하여 힘의 수평 요소가 생기게 된다. 힘의 수평 요소가 부분적으로 존재하는 30° 경사력과 최악의 효과를 관찰할 수 있는 수평 방향의 하중을 고려하였다.

힘을 가하는 위치는 제2소구치의 중심과 제1대구치의 원심단으로 하였다. 수직력은 그 위치의 중심에 가해지도록 하였으며 30° 경사력은 설측에서, 수평력은 협측에서 가해지도록 하였다(Fig. 1).

7. 물성치

모형 설계에 사용한 재료의 Young 계수와 Poisson 비는 선현들의 자료^{13,25,47,49)}를 기초로 하였으며 그 값을 Table I에 정리하였다.

8. 모형의 설계 및 분석

유한요소모형 설계용 software인 I-DEAS (Master series version 3.0, Structural Dynamics Research Corporation, Milford, Ohio, USA)를 이용하여 Iris Indigo workstation(Silicone graphics Inc, USA) 상에서 3차원 유한요소모형을 설계하였다. 개개 모형의 요소와 절점의 수를 Table II에 정리하였다.

본 실험의 유한요소모형의 해석은 ANSYS(version 5.5, Swanson Analysis System Incor-

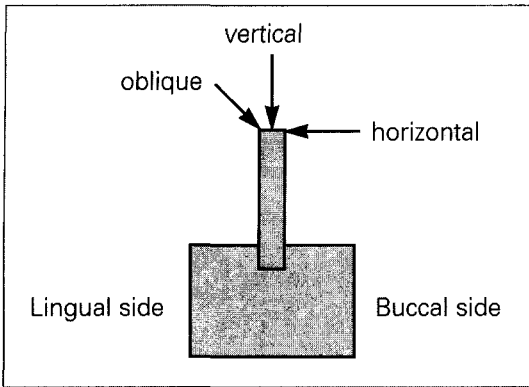


Fig. 1. Buccolingual section and applied forces of 3 directions.

Table I. Young's modulus and Poisson's ratio of some materials

	Young's modulus(GPa)	Poisson's ratio
Titanium	10.50	0.30
Type IV gold (gold screw, cylinder)	98.00	0.45
Type III gold	66.00	0.33
Cortical bone	14.70	0.32
Cancellous bone	0.49	0.30
ZPC	13.70	0.35
Resin	1.63	0.35

Table II. Number of nodes and elements

	0 degree		10 degree		15 degree		20 degree	
	Node	Element	Node	Element	Node	Element	Node	Element
Standard	11089	27538	11144	27274	11172	27802	11414	28660
EsthetiCone	11924	29644	11874	29178	12113	30378	12006	29574
UCLA	8674	24152	8953	22956	9012	23196	9086	22924
TiAdapt	8524	23522	8922	22610	8999	22846	9022	22598

poration, USA) 프로그램을 이용하여 Iris Indigo workstation 상에서 solving and post-processing 과정을 거쳐 수행되었다.

스트레스의 분산 양상은 색을 달리하여 표시하였으며 최대 주응력값을 취하여 비교, 분석하였다.

III. 결 과

모형 1, 2, 3, 4 모두 수직 식립, 10°, 15°, 20° 근심 경사 모형에서 각각 유사한 응력분포 양상을 보였으며 근심 경사각이 커질수록 발생하는 응력의 양이 증가하였다. 수직 식립 모형에서는 피질골 보다 상부 보철물 컴포넌트에 응력이 집중되나 근심으로 식립된 경우 피질골에 응력이 집중되는 양상을 보였다(Figs. 2,3).

제1대구치 원심단에 하중을 가한 경우 제2소구치 중심부에 하중을 가한 경우보다 높은 응력값이 발생하였으며 제1대구치, 제1소구치, 제2소구치의 순으로 응력값이 크게 나타났다.

수직 하중을 가한 경우보다 수평, 경사 하중을 가한 경우 높은 응력이 발생했다. 수평하중을 가한

경우 전반적으로 가장 높은 응력값을 보였다. 상부 보철물에서는 하중이 가해진 부위와 보철물간 연결부에 응력이 주로 집중되는 양상을 보였다.

하중을 가하면 모든 컴포넌트에 인장력(tensile stress)과 압축력(compressive stress)이 동시에 발생하며 대개의 경우 인장력이 주로 높은 값을 보였다. 수직 하중을 가한 경우 다른 하중 조건에 비해 높은 압축력을 보이며 경사, 수평 하중의 경우 대개 인장력이 보다 높은 값을 나타냈다.

1. 모형 1 ; 표준형 지대주

금나사 경부와 피질골, 고정체 경부, 상부 보철물간 연결부에 주로 응력이 집중되었다. 고정체의 근심 경사시 금나사의 응력값은 큰 변화가 없었으나 고정체에 가해지는 응력값은 1.5배 정도, 피질골에 가해지는 응력값은 6배 정도 증가하였다.

제1대구치 원심단에 하중을 가한 경우 제1대구치, 제1소구치, 제2소구치의 순으로 금나사에 큰 응력의 집중을 보였다.

수직 식립 모형에서는 금나사에 가장 큰 응력 집

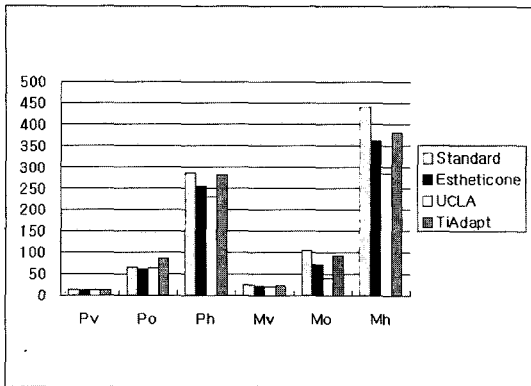


Fig. 2. Maximum principal stress on cortical bone of non-inclined models(MPa).

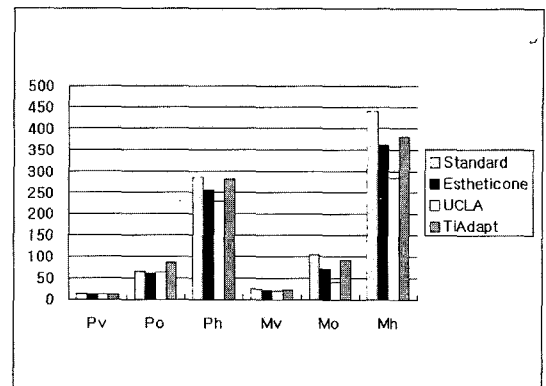


Fig. 3. Maximum principal stress on cortical bone of 20-degree inclined models(MPa).

Table III. Maximum principal stress of non-inclined model 1 (MPa)

Component	Load	Molar	Molar	Molar	Premolar	Premolar	Premolar
		Horizontal	Oblique	Vertical	Horizontal	Oblique	Vertical
Gold Screw	1	201.88	73.084	51.481	90.014	41.958	25.154
	2	96.952	39.074	23.265	89.076	53.833	40.898
	3	306.56	134.05	97.915	93.702	38.383	21.141
Gold Cylinder	1	92.599	33.196	18.207	85.160	22.328	13.674
	2	88.097	26.044	22.891	83.637	28.460	21.422
	3	139.66	58.901	40.764	89.357	22.367	11.780
Abutment Screw	1	55.367	16.335	16.580	88.812	27.618	7.2523
	2	73.255	16.856	3.6981	88.920	26.723	11.752
	3	161.11	50.127	28.369	83.606	25.929	6.5119
Abutment	1	111.27	27.899	14.851	130.53	35.918	4.1783
	2	111.16	18.757	3.5582	128.78	32.261	3.3655
	3	164.13	38.050	10.928	125.95	35.481	6.8696
Fixture	1	104.88	21.737	25.229	198.08	53.502	4.5275
	2	158.99	29.420	6.3692	186.96	49.182	5.3532
	3	252.43	41.527	16.880	180.70	52.756	4.0633
Cortical Bone		68.436	14.288	8.4970	57.861	12.504	3.7058
Superstructure	1	62.956	25.093	11.556	36.496	20.662	13.086
	2	61.365	31.220	36.377	35.639	32.188	37.724
	3	52.912	28.648	36.377	26.043	16.229	16.338
Plastic(Resin)	1	0.80809	0.41113	0.37864	0.68711	0.29295	0.25537
	2	1.0653	0.61598	0.81969	1.0742	0.99767	56.616
	3	0.72136	0.55409	1.5379	0.43396	0.12890	0.13844

* 1 : 1st premolar 2 : 2nd premolar 3 : 1st molar

Table IV. Maximum principal stress of 20 degree inclined model 1 (MPa)

Component	Load	Molar	Molar	Molar	Premolar	Premolar	Premolar
		Horizontal	Oblique	Vertical	Horizontal	Oblique	Vertical
Gold Screw	1	233.70	96.085	27.290	105.83	69.155	64.958
	2	165.71	64.502	29.064	105.02	58.537	42.002
	3	316.75	150.37	99.231	99.774	28.189	17.098
Gold Cylinder	1	134.69	52.553	8.3535	94.114	27.013	24.398
	2	124.73	40.124	17.197	91.391	35.400	24.039
	3	184.16	72.387	47.918	95.996	16.670	5.2375
Abutment Screw	1	66.552	25.503	10.224	88.780	29.486	18.495
	2	82.443	24.805	6.8418	89.750	27.448	12.717
	3	161.30	55.101	29.331	81.881	19.028	4.0266
Abutment	1	111.07	40.912	8.8777	120.05	27.911	19.945
	2	122.46	37.370	11.735	120.50	24.270	7.6376
	3	166.93	40.129	34.385	118.69	25.757	4.8685
Fixture	1	161.01	49.502	15.269	221.92	32.284	12.056
	2	224.98	48.620	3.4656	218.16	28.970	12.923
	3	335.59	50.410	22.769	210.08	29.571	5.4791
Cortical Bone		441.44	105.18	24.648	285.18	65.637	14.082
Superstructure	1	71.119	31.574	13.187	32.471	21.081	14.521
	2	113.10	52.644	41.358	40.372	31.214	31.726
	3	81.855	51.934	57.624	40.939	24.188	16.977
Plastic(Resin)	1	3.5522	2.2527	2.0570	0.51049	0.66775	0.67616
	2	6.7302	3.8666	2.5724	1.1196	1.2076	1.2742
	3	3.8614	2.0510	1.8437	0.91597	0.38178	0.37174

* 1 : 1st premolar 2 : 2nd premolar 3 : 1st molar

중을 보였으나 근심 경사도가 심해질수록 피질골에 집중되는 응력이 커졌다. 수직하중을 가한 경우는 골에 발생하는 응력에 비해 금나사에 응력이 집중되는 양상이었으며 수평, 경사 하중의 경우 고정체와 피질골에 보다 응력이 집중되는 양상을 보였다(Tables III, IV, Figs. 4~14).

2. 모형 2 : EsthetiCone 지대주

모형 1에서와 유사한 응력 분포 양상을 보였다. 모형 1에 비해서는 금나사에 응력이 집중되는 양상이 두드러지지 않았으며 금나사와 금원주, 고정체의 경부, 피질골, 상부 보철물에 응력이 분포하고 고정체의 근심 경사가 심해질수록 피질골과 고정체의 경부에 응력이 집중되는 양상을 보였다.

근심 경사 모형에서는 피질골이 응력 분포상 가장 취약한 부분으로 보이는데 수직 식립 모형에 비해 5~6배 정도 응력값의 증가를 보였다.

모형 1과 전반적으로 유사한 응력값을 보였다(Tables V, VI, Figs. 15~24).

3. 모형 3 : UCLA 지대주

UCLA 모형에서는 고정체 경부와 UCLA 지대주의 연결부에 가장 응력이 집중되는 것으로 나타났다. 상부 보철물간 연결부 역시 응력이 집중되는 부위였다.

다른 모형에 비해 비교적 균일한 응력 분포를 보였다. 수직 식립 모형과 10°, 15°, 20° 근심 경사 모형에서 하중 조건에 따라 유사한 응력 분포를 보

Table V. Maximum principal stress of non-inclined model 2 (MPa)

Component	Load	Molar	Molar	Molar	Premolar	Premolar	Premolar
		Horizontal	Oblique	Vertical	Horizontal	Oblique	Vertical
Gold Screw	1	39.502	22.443	21.846	54.845	18.485	17.821
	2	72.819	42.041	37.340	64.429	30.316	184.39
	3	112.61	59.182	65.205	49.624	16.170	15.430
Gold Cylinder	1	117.17	59.334	21.208	71.300	21.899	16.111
	2	137.06	58.517	30.971	71.299	44.121	38.608
	3	130.90	67.371	47.178	78.486	21.342	17.282
Abutment Screw	1	57.353	25.160	11.019	80.954	20.826	3.0781
	2	83.446	33.213	4.0627	83.091	18.413	5.3668
	3	129.36	38.755	11.346	79.173	20.608	2.4482
Abutment	1	87.615	43.998	14.246	96.852	23.087	5.6048
	2	106.44	42.485	2.9775	96.277	18.236	5.1592
	3	138.93	36.930	18.791	95.235	23.360	7.5093
Fixture	1	126.60	55.234	22.681	162.05	37.868	3.8623
	2	163.07	65.418	7.3440	154.18	32.454	5.1665
	3	233.72	67.390	15.814	149.40	38.186	3.4463
Cortical Bone		63.904	18.314	7.6708	49.062	10.075	3.2978
Superstructure	1	58.869	29.736	12.375	28.717	12.669	6.9593
	2	68.978	36.992	29.208	31.028	31.859	27.867
	3	51.544	29.563	24.784	30.482	10.554	8.4539
Plastic(Resin)	1	0.53443	0.27190	0.088172	0.41767	0.15050	0.15133
	2	2.4315	1.1571	0.55940	0.58606	2.3465	224.15
	3	0.95662	0.92863	1.5152	0.19680	0.076617	0.049829

* 1 : 1st premolar 2 : 2nd premolar 3 : 1st molar

였고 20° 경사된 모형에서는 응력이 넓은 부위에 걸쳐 분포하였으며 고정체와 지대주 연결부에 발생하는 응력도 크게 나타났다.

20° 경사 모형에서 가장 큰 응력값을 보였으며 이것은 피질골에서 가장 두드러진 양상을 띠었다 (Tables VII, VIII, Figs. 25~33).

4. 모형 4 : TiAdapt 지대주

수직 식립 모형과 10°, 15°, 20° 근심 경사 모형에서 각각의 하중 조건에 따라 유사한 응력 분포 양상을 띠었으며 20° 근심 경사 모형에서 가장 큰 응력이 발생하였다. 주로 상부 보철물간 연결부와 지대주-고정체 연결부, 고정체 상부에 응력이 발생하였으며 제2소구치에 하중을 가한 경우 응력의

집중 없이 넓은 부위에 응력이 분포하였다.

모형의 경사도가 심해질수록 제1소구치 근심면에 집중되는 응력의 양이 증가하였다. 수평하중과 경사 하중 조건에서는 모두 고정체 상부에서 발생하는 응력값이 가장 컸으며 수직 하중을 가한 경우는 모든 컴포넌트로 비교적 균일하게 응력이 분포하였다. 경사도가 심해질수록 응력값이 커졌으며 특히 수평하중과 경사하중을 가한 경우 피질골에 발생하는 응력값이 크게 증가하였다 (Tables IX, X, Figs. 34~43).

5. 모형 1(표준형 지대주) vs. 모형 2(EsthetiCone 지대주)

모형 1과 모형 2에서 거의 유사한 응력값을 보

Table VI. Maximum principal stress of 20 degree inclined model 2 (MPa)

Component	Load	Molar	Molar	Molar	Premolar	Premolar	Premolar
		Horizontal	Oblique	Vertical	Horizontal	Oblique	Vertical
Gold Screw	1	40.161	16.151	11.098	52.392	22.503	21.201
	2	149.92	66.020	17.746	69.682	37.115	29.603
	3	99.316	63.807	63.455	51.471	13.169	11.908
Gold Cylinder	1	116.66	46.035	14.765	89.826	35.350	32.662
	2	204.85	75.554	17.307	84.355	52.327	32.854
	3	143.26	84.328	69.900	95.352	20.887	8.4267
Abutment Screw	1	61.417	16.495	6.2384	81.541	22.500	4.4911
	2	80.611	21.531	1.3503	84.069	20.125	5.6918
	3	113.56	25.247	9.5744	81.396	20.734	2.6189
Abutment	1	84.772	30.712	8.7763	94.559	23.602	11.033
	2	101.60	26.562	3.7781	96.075	19.781	9.4859
	3	121.56	36.242	24.702	96.903	24.794	3.0239
Fixture	1	153.15	42.951	14.680	192.35	29.989	8.8218
	2	195.31	41.115	2.4883	191.81	26.493	10.311
	3	268.16	40.146	17.158	187.06	31.057	4.6920
Cortical Bone		362.25	71.426	22.357	255.25	61.384	12.874
Superstructure	1	98.886	41.319	11.663	67.464	23.035	16.339
	2	146.72	63.792	25.956	64.974	53.855	73.023
	3	60.410	81.982	46.452	46.489	11.545	9.8330
Plastic(Resin)	1	4.1824	2.1645	0.93453	0.84335	0.41980	0.16040
	2	5.8832	3.5750	1.4215	2.2440	1.0548	0.86330
	3	3.3103	1.3049	0.92761	0.79862	0.19088	0.20334

* 1 : 1st premolar 2 : 2nd premolar 3 : 1st molar

였으나 모형 1의 금나사에서 모형 2에 비해 다소 높은 응력값을 보였다. 피질골에서 나타나는 응력값은 비슷하며 상부 보철물의 경우는 모형 2에서 다소 높은 응력값을 보였다. 이러한 차이는 식립 경사도가 심해질수록 두드러졌으며 20° 근심 경사 모형에서는 모형 1의 금나사에서 모형 2에 비해 3~5배 정도의 높은 응력값을 보였다. 20° 경사된 모형에서는 피질골에서도 모형 1에서 높은 응력값을 보이며 상부 보철물은 모형 2에서 대개 10~20% 정도 높은 응력값을 나타냈다.

6. 모형 3(UCLA 지대주) vs. 모형 4(TiAdapt 지대주)

모형 3과 모형 4에서 유사한 응력 분포 양상을 보였으며 모형 1, 2에 비해서는 응력이 균일하게

분포하고 발생하는 응력값 역시 낮게 나타났다.

모형 4의 지대주 나사에서 모형 3에 비해 높은 응력값을 보였으며 지대주 자체에 가해지는 응력값은 모형 3에서 보다 높게 나타났다. 골이나 상부 보철물, 고정체, 시멘트 등에 나타나는 응력값은 대개 유사한 양상을 띠었다. 해면골보다는 피질골에서 높은 응력값을 보였으며 근심 경사 모형에서는 경사 하중과 수평 하중이 가해진 경우 모형 4에서 보다 높은 응력값을 보였다.

IV. 총괄 및 고안

임플란트 상부 보철물을 연결하는 방법은 나사 유지형과 시멘트 유지형으로 크게 나눌 수 있다. 나사 유지형 디자인은 장기간 사용되어 왔으며 다양한 과학적 연구에 의해 지지되고 있는 방식이다.

Table VII. Maximum principal stress of non-inclined model 3 (MPa)

Component	Load	Molar	Molar	Molar	Premolar	Premolar	Premolar
		Horizontal	Oblique	Vertical	Horizontal	Oblique	Vertical
Abutment Screw	1	17.075	8.4268	5.5119	25.964	8.4385	2.0216
	2	22.464	9.2199	2.4853	27.501	8.3208	3.5805
	3	41.766	12.058	7.4639	25.575	8.7266	2.3191
Abutment	1	99.064	48.086	24.490	152.59	46.641	10.041
	2	140.85	52.212	10.742	166.52	39.870	12.380
	3	228.71	45.667	23.323	154.90	48.533	14.545
Fixture	1	105.21	42.707	19.807	154.10	45.265	4.0845
	2	136.96	51.370	6.6490	154.14	40.934	5.1670
	3	201.02	45.040	21.363	147.40	48.986	5.0387
Cement	1	4.4817	2.1471	0.91269	4.5284	2.0533	1.3871
	2	6.0036	2.4715	1.2148	5.4911	2.2353	1.1999
	3	5.8218	4.3624	3.6178	4.1156	1.8906	1.0294
Cortical Bone		56.929	14.695	7.1795	49.690	12.083	3.2070
Superstructure	1	50.538	26.494	9.4537	46.067	18.126	5.8469
	2	59.840	32.849	20.240	92.942	69.107	23.091
	3	57.535	32.154	41.924	34.132	12.565	4.8733

* 1 : 1st premolar 2 : 2nd premolar 3 : 1st molar

Table VIII. Maximum principal stress of 20 degree inclined model 3 (MPa)

Component	Load	Molar	Molar	Molar	Premolar	Premolar	Premolar
		Horizontal	Oblique	Vertical	Horizontal	Oblique	Vertical
Abutment Screw	1	17.335	7.4020	4.7549	30.461	8.3801	3.4779
	2	24.650	7.4014	1.1112	30.363	7.7914	3.9047
	3	40.194	8.3891	6.5705	28.451	9.5903	1.4710
Abutment	1	90.403	37.093	13.509	120.40	37.392	16.936
	2	131.91	36.139	5.2925	160.14	45.554	15.743
	3	153.60	54.981	31.559	119.54	38.042	4.5852
Fixture	1	116.33	39.228	17.149	188.11	37.179	7.6767
	2	155.86	35.931	2.7090	189.55	28.607	8.5990
	3	222.95	31.045	16.101	185.32	38.549	5.9460
Cement	1	3.2158	0.98053	0.32078	3.8854	2.2025	1.0539
	2	5.1031	1.7095	0.54175	4.6315	2.5425	1.4742
	3	5.2062	2.8810	2.3135	3.0994	1.4681	0.64461
Cortical Bone		289.17	58.820	21.634	241.89	70.539	11.814
Superstructure	1	51.117	21.075	11.040	39.728	16.501	12.092
	2	80.540	29.110	21.365	42.958	32.318	25.131
	3	48.964	59.712	78.102	25.194	12.048	9.2444

* 1 : 1st premolar 2 : 2nd premolar 3 : 1st molar

Table IX. Maximum principal stress of non-inclined model 4 (MPa)

Component	Load	Molar	Molar	Molar	Premolar	Premolar	Premolar
		Horizontal	Oblique	Vertical	Horizontal	Oblique	Vertical
Abutment Screw	1	33.211	9.5300	5.2520	45.477	13.058	8.1854
	2	40.421	6.9312	3.1989	46.702	14.937	12.234
	3	62.006	24.589	24.262	45.737	12.052	5.9712
Abutment	1	67.188	15.800	6.9791	78.029	17.467	6.3702
	2	73.336	10.855	2.5373	78.464	14.316	9.0621
	3	79.227	22.701	18.424	80.405	18.058	5.0757
Fixture	1	107.87	25.121	18.819	158.21	36.901	3.6703
	2	130.68	21.926	2.4194	152.20	32.012	4.8790
	3	185.57	23.738	15.537	148.73	38.379	3.6282
Cement	1	8.8996	2.8358	2.2205	6.3648	2.0050	1.8300
	2	10.153	2.0238	1.3296	7.3456	3.0741	1.9665
	3	7.0449	3.0858	1.9729	4.7906	1.4223	0.69404
Cortical Bone		52.473	9.8927	6.5373	48.133	9.7190	3.2737
Superstructure	1	56.170	18.540	12.777	41.769	12.135	11.176
	2	61.684	22.678	17.799	49.912	30.271	30.139
	3	44.985	25.713	34.083	30.991	16.354	7.7005

* 1 : 1st premolar 2 : 2nd premolar 3 : 1st molar

Table X. Maximum principal stress of 20 degree inclined model 4 (MPa)

Component	Load	Molar	Molar	Molar	Premolar	Premolar	Premolar
		Horizontal	Oblique	Vertical	Horizontal	Oblique	Vertical
Abutment Screw	1	49.319	22.080	7.3574	62.922	18.711	7.7762
	2	57.727	20.413	2.4638	65.649	21.461	13.720
	3	75.815	37.363	27.776	61.194	19.587	8.6735
Abutment	1	67.154	28.792	14.386	83.841	26.767	7.8477
	2	79.032	28.890	3.0782	85.137	24.086	12.909
	3	112.30	32.844	19.812	84.510	28.867	8.2636
Fixture	1	136.57	52.994	21.312	213.82	43.848	7.5591
	2	187.55	55.020	6.2539	212.18	43.427	9.0135
	3	280.38	44.351	19.558	198.77	47.016	4.5538
Cement	1	9.4941	3.9887	0.66090	8.8335	2.9735	1.5607
	2	14.586	5.7749	0.92628	8.0806	2.8883	2.1481
	3	9.7555	4.2953	2.2837	4.5663	1.5269	0.60744
Cortical Bone		382.29	92.669	23.905	281.44	87.364	12.324
Superstructure	1	68.217	33.887	11.518	55.561	20.623	10.738
	2	112.33	71.779	54.038	72.693	34.917	28.210
	3	107.58	71.642	78.822	64.166	30.605	13.261

* 1 : 1st premolar 2 : 2nd premolar 3 : 1st molar

그에 반해 시멘트 유지형 디자인은 비교적 최근에 사용되기 시작하여 점차 그 사용의 폭이나 빈도가 증가하고 있다.

시멘트 유지형 보철물의 사용이 증가하는 것은 이 디자인이 갖고 있는 몇 가지 장점 때문이다.⁴²⁾ 첫째, 40 μ m 정도의 시멘트 공간을 부여하여 제작하므로 보다 passive한 보철물의 제작이 용이하다. 둘째, 임플란트 장축 방향으로 힘이 전해지도록 설계하기 쉽고²¹⁾ 셋째, 보철물 제작 과정이 통상적인 금관 가공의치 제작 과정과 동일하므로 제작시 비용이 적게 들고 특별한 기술적 숙련도가 필요없다. 넷째로 나사 유지형 보철물에 비해서는 월등한 심미성을 얻을 수 있으며 다섯 번째로 나사 유지형 보철물에서는 나사 구멍이 아크릴릭 레진이나 도재 파절의 취약점으로 작용하나 시멘트 유지형 보철물에서는 나사 구멍이 없으므로 도재나 아크릴릭 레진의 파절이 적다.

뿐만 아니라 나사 유지형 보철물에서 일어나는 피로에 의한 파절도 일어나지 않는다. 보철물을 유지하는 나사는 크기가 작고 폭경이 좁은데 장기간 사용으로 피로가 누적되면 파절 및 느슨해질 위험이 증가한다.¹⁷⁾

이에 반해 나사 유지형 보철물은 임플란트 상부 보철물의 제거가 용이하며 언제나 손쉽게 보철물을 분리할 수 있다는 장점이 있다.^{18,38,43)} 또 구치부에서와 같이 약간 거리가 부족한 경우 시멘트 유지형 보철물의 경우에는 유지력의 문제가 있을 수 있다. 이런 경우에도 나사 유지형 보철물의 사용이 권장된다.

그러나 시멘트 유지형 보철물의 경우에도 임시접착제를 사용하면 임상적으로는 손쉽게 보철물의 분리가 가능하다. 시멘트 유지형 보철물이라고 해서 영구적인 접착제를 사용하는 것은 적합하지 않으며¹⁷⁾ 임시접착제로 접착한 임플란트 보철물은 분리가 가능하고 이때 사용하는 시멘트의 선택이 보철물의 유지력을 조절하는 요소로 작용한다.⁶⁾

Singer 등⁵⁴⁾의 연구에 의하면 시멘트 유지형 보철물의 주된 합병증은 시멘트의 소실이었으며 임플란트 고정체 자체의 실패는 나사 유지형과 차이가 없었다. 시멘트 유지형 보철물의 문제점 중 하나는 지대주 나사의 느슨해짐과 시멘트 소실의 감별이 어렵다는 점이었으나 지대주 나사에서 느슨

해짐의 빈도는 2.2%로 낮게 나타났다.

Kallus와 Bessing²⁵⁾에 의하면 나사 유지형 보철물에서 금나사의 풀림이 가장 흔한 합병증으로 26% 정도의 빈도를 보였다. 그러나 Singer⁵⁴⁾의 연구에 의하면 시멘트의 소실은 9.8%로 이에 비해 현저히 낮은 빈도를 보였으며 지대주 나사의 경우 나사 유지형에서 4%, 시멘트 유지형에서 2.2%로 차이가 없었다.

본 연구의 결과 나사 유지형 디자인에서는 금나사에 응력이 크게 집중되는 것으로 나타났는데 이것은 임상적으로 금나사의 풀림 현상의 빈도가 가장 높은 것과 일치한다.

Rangert⁵⁰⁾에 의하면 금나사의 풀림 현상은 금나사의 preload를 초과하는 외부로부터 유래된 인장력의 작용에 의한 것으로 이러한 풀림 현상이 일단 발생하면 지대주-고정체 연결부인 지레점은 사라지고 모든 외력이 풀림이 발생한 부위의 나사에 전달되어, 결국은 나사의 파절이 초래된다고 하였다. 이러한 과정에서 중요하게 작용하는 요인은 나사의 preload를 초과하는 인장력을 유발하는 것이라고 하였다.

본 연구에서는 고정체가 근심으로 경사되어 식립된 경우를 설정하였는데 이것은 Kim²⁶⁾의 논문을 기초로 하였는데 이 연구에서 상, 하악 전방부에 식립된 임플란트의 각도를 실측한 바에 따르면 하악 전방부의 측방, 전방 경사각은 평균적으로 5° 미만이었다. 상악 전방부의 경우는 측방 경사각이 위치에 따라 평균 4~9°의 분포였으며 전방경사각은 17~21° 사이였다. 임플란트 고정체가 가장 경사되어 식립되는 부위가 상악 전방부인데 그 경우에도 경사각이 20° 정도였으므로 임상적으로 볼 때 20°를 초과하는 고정체의 경사는 많지 않을 것으로 생각된다.

따라서 수직 식립된 경우, 10°, 15°, 20° 경사된 경우를 설정하여 임상적 상황에서 발생하는 식립 각도의 경사도가 응력의 분포에 미치는 영향을 살펴 보고자 하였다. 연구 결과 식립 경사 각도가 증가할수록 집중되는 응력의 양은 커졌으며 특히 피질골에서 큰 차이를 보였다. 피질골에 집중되는 응력은 20° 경사된 경우 수직 식립된 모형에서보다 5~8배 정도 큰 것으로 나타났다. 피질골에 응력이 집중되는 양상은 두 디자인에서 모두 같은 양상을

보였다. 시멘트 유지형 보철물에서 피질골에 가해지는 응력값은 작게 나타났으나 분포 양상은 유사하였다.

골에 가해지는 스트레스가 고르게 분포하기 보다는 피질골에 집중된다는 사실은 이미 여러 연구에서 확인된 바 있다. 여러 학자들이 유한요소분석법으로 연구한 결과에 따르면 응력은 임플란트 전면에 고르게 분포하기 보다는 세 번째 스크류 정도의 상부골에 집중된다.^{10,11,52)}

이것은 Kim 등²⁷⁾의 광탄성 연구에서도 일치한 결과를 보였는데 힘을 가한 경우 고정체 경부 1/3 지점에 최대의 fringe pattern을 보였으며 중앙부에서는 비교적 적은 양의 스트레스가 관찰되었고 고정체 하방 1/3 지점에 중간 정도의 스트레스가 집중되는 양상을 띠었다.

따라서 응력이 집중되는 변연골의 경우 고정체의 식립 경사도가 증가할수록 골흡수가 증가할 것으로 예측할 수 있다. 본 연구의 결과 나사 유지형 보다는 시멘트 유지형 보철물에서 피질골에 집중되는 응력값이 작게 나타났다. 그러므로 식립 경사가 불리한 경우 시멘트 유지형 보철물을 이용하는 것이 피질골의 흡수를 줄이는 데 도움이 될 수 있을 것으로 기대할 수 있다.

또 하중 조건의 차이에 따라 발생하는 응력의 양도 큰 차이를 보였다. 제1대구치 원심단에 하중을 가한 경우보다 제2소구치 중앙부에 하중을 가한 경우 발생하는 응력의 양은 낮은 값을 보였으며 이 차이는 고정체의 근심 식립 각도가 증가할수록 두드러지는 양상을 띠었다. 또 수직하중의 경우 가장 낮은 값을 보였으며 수평 하중을 가한 경우에 가장 큰 응력값을 보였고 그 차이 또한 고정체의 근심 식립 각도가 증가할수록 두드러졌다. 표준형 지대주를 이용한 모형 1의 수직 식립 모형에서 대구치 원심단에 수직하중을 가한 경우와 30° 경사하중을 가한 경우 피질골에 가해지는 응력의 차이는 두 배 정도였으나 20° 근심 경사 모형에서는 30° 하중을 가한 경우가 네 배 정도 큰 응력을 보였다. 이것은 Clelland 등⁹⁾의 연구와도 일치하는 결과이다.

나사 유지형 보철물에서 발생하는 응력값이 전반적으로 시멘트 유지형 보철물에서 발생하는 응력값보다 높게 나타났다. 모형 1의 금나사에서는 시멘트 유지형의 어떤 컴포넌트 보다도 높은 응력

값을 보였으며 고정체에서 발행하는 응력값도 크게 나타났다. 나사 유지형 보철물에서 금나사에 응력이 크게 집중되는 양상은 Kwon 등³⁰⁾의 단일치의 응력 분포 연구에서도 보고된 바 있는데 이 연구에서는 표준형 지대주 모형이나 EsthetiCone 모형에서 수직 하중시 금나사에 가장 큰 응력의 집중을 보였고 경사 하중이나 수평 하중 시에는 금원주에 보다 큰 응력이 발생하였다.

상부 보철물 자체에서 발생하는 응력값은 식립 경사와 무관하게 서로 유사하였으며 피질골에 가해지는 응력값은 고정체의 근심 경사 각도가 심해질수록 표준형 지대주에서 특히 높게 나타났다. 전반적으로 UCLA 시멘트 유지형 모형에서 가장 낮은 응력값을 보였다.

모든 결과를 종합해 볼 때 임플란트 고정체의 식립 각도가 불량할 때는 나사 유지형 상부 보철물을 설계하기보다는 시멘트 유지형 보철물을 설계하는 것이 피질골에 집중되는 응력을 줄일 수 있을 것으로 사료된다.

V. 결 론

4종의 지대주를 이용한 시멘트 유지형과 나사 유지형 보철물에서의 응력 분포 양상을 비교해 보고자 3차원 유한요소분석법을 이용하였다. 하악 좌측 구치부에 3개 치아 금합금 가공의치를 설정하고 고정체의 식립 각도를 근심으로 수직, 10°, 15°, 20° 경사지도록 한 후 3 방향에서 하중이 가해지도록 하였다. 하중이 가해지는 위치는 제2소구치 중심과 제1대구치 원심단이 되도록 하였으며 하중의 크기는 20kg으로 하였다.

연구 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 수직 식립 모형에서는 고정체 상부 컴포넌트에 응력이 집중되었으며 근심 경사 모형에서는 피질골에서 보다 큰 응력을 보였다.
2. 근심 경사 각도가 증가할수록 발생하는 응력의 양이 커졌으며 특히 피질골에 집중되는 응력이 증가하였다.
3. 시멘트 유지형 보철물이 나사 유지형 보철물보다 균일한 응력 분포 양상과 낮은 응력값을 보였다.
4. 표준형 지대주와 EsthetiCone 지대주 모형,

UCLA 지대주와 TiAdapt 지대주 모형에서 각각 유사한 응력 분포 양상이었다.

5. 제1대구치 원심단에 하중을 가한 경우가 제2소구치 중심에 하중을 가한 경우보다 높은 응력값을 나타냈다.
6. 수직 하중을 가한 경우 수평 하중이나 경사 하중을 가한 경우보다 적은 응력이 발생되었다

REFERENCES

1. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark P-I, Jemt T : A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of the totally edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:347-359.
2. Albrektsson T, Bergman B, et al. : A multicenter report of osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent* 1988;60:75-84.
3. Anderson B, Odman P, Linvall AM, Brånemark P-I : Cemented single crowns on osseointegrated implants after 5 years: Results from a prospective study on CeraOne. *Int J Prosthodont* 1998;11(3):212-218.
4. Ash MM : Wheeler's dental anatomy, physiology, and occlusion. 6th ed. W.B. Saunders company 1984:197,246.
5. Borchers L, Reichart P : Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res* 1983;62:155-159.
6. Breeding LC, Dixon DL, Bogacki MT, Tietge JD : Use of luting agents with an implant system Part 1. *J Prosthet Dent* 1992;68:737-741.
7. Brunske JB : Biomaterials and biomechanics in the design of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:85-97.
8. Carlsson GE, Haraldsson T : Functional response. In Brånemark P-I, Zarb G, Albrektsson T : Tissue integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. Chicago. Quintessence Publ Co., 1985:155-163.
9. Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, et al. : A Photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:541-548.
10. Clelland NL, Ismail YH, Zakai DP : Three-dimensional finite element stress analysis in and around the screw-vent implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:391-398.
11. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Gilat A : Use of an axis symmetric finite element method to compare maxillary bone variables for a loaded implant. *J Prosthodont* 1993;2:183-189.
12. Colaizzi FA, et al. : Biting force, EMG, and jaw movements in denture wearers. *J Dent Res* 1984;63:329.
13. Cook SD, Klawitter JJ, Weinstein AM, Lavernia CJ : The design and evaluation of dental implants with finite element analysis. In international conference proceedings, finite elements in biomechanics (Ed. Simon BR) Tucson : the Univ. of Arizona, 1980:179-182.
14. Cook SD, Weinstein AM, Klawitter JJ : A three-dimensional finite element analysis of a porous coated Co-Cr-Mo alloy dental implant. *J Dent Res* 1982;61:25-29.
15. Craig RG : Restorative dental materials. 6th ed. St Louis CV Mosby Co., 1980:60-61.
16. Dhert WJ, et al. : A finite element analysis of the push-out test : influence of test condition. *J Biomed Mater Res* 1992;26:119-130.
17. 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.
18. English CE : Implant-natural-tooth-supported fixed partial dentures. *J Dent Symposia* 1993;1:10-15.
19. Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorenson JA : Passivity of fit and marginal opening in screw or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:239-246.

20. Haraldsson T, Karlsson U, Carlsson GE : Bite force and oral function in complete denture wearers. *J Oral Rehabil* 1979;6:41.
21. Hebel KS, Gajjar RC : Cement-retained versus screw-retained implant restorations : Achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent* 1997;77:28-35.
22. Ismail Y, Kukunas S, Pkpho D, et al. : Comparative study of various occlusal materials for implant prosthodontics. *J Dent Res* 1989;68:962-968.
23. Jang BS, Kim CH, Kim YS : A three dimensional finite element stress analysis of osseointegrated prosthesis according to the location and length of cantilever. *J Korean Acad Prosthodont* 1996;34:501-532.
24. Jang KS, Kim YS, Kim CH : Three dimensional finite element analysis on the minimum contact fraction of bone-implant interface. *J Korean Acad Prosthodont* 1997;35:627-646.
25. Kallus T, Bessing C : Loose gold screws frequently occur in full arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Oral Maxillofac Implants* 1994;9:169-178.
26. Kim DW, Kim YS : A study on the osseointegrated prosthesis using three dimensional finite element method. *J Korean Acad Prosthodont* 1991;29:167-213.
27. Kim WD, Jacobson Z, Nathanson D : In vitro stress analysis of dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses. *Implant Dent* 1999;8:141-151.
28. Kim YH : A study on the measuring of implant inclination in the osseointegrated implant prosthesis for the edentulous patient. *J of Korean Academy of Stomatognathic function and Occlusion* 1999;15:25-41.
29. Kim YH : The influence of implant inclination on the distribution of stress and moment on the osseointegrated implant prosthesis for the edentulous patient : finite element analysis using beam model. *J of Korean Dentistry* 1999;45:35-49.
30. Kim YH, Kim YS, Kim CH : A study on the elastic deformation and stress distribution of the mandible with osseointegrated implant prosthesis using three dimensional finite element analysis method. *J Korean Acad Prosthodont* 1998;36:203-244.
31. Kwon HB, Kim YS : A three-dimensional finite element analysis of osseointegrated implants on stress distribution in different abutment design and fixture diameter. *J Korean Acad Prosthodont* 1996;34:699.
32. Lavernia CJ, Cook SD, Klawitte JJ, and Weinstein AM : The effect of implant elastic modulus on the stress distribution surrounding dental implants in International Conference Proceedings, Finite Elements in Biomechanics (Ed, Simon BR) Tucson : the Univ. of Arizona, 1980;179-182.
33. Lee CG, Kim CH, Kim YS : Three dimensional finite element analysis of mandibular stresses under complete dentures with variant artificial teeth forms and occlusal patterns. *J Korean Acad Prosthodont* 1993;31:351-384.
34. Lee JM, Kim YS, Kim CH : 3-D FEA of three different single tooth abutments : Cement-retained Vs Screw-retained. *J Korean Acad of Prosthodont* 1999;37:269-288.
35. Lewis S, Beumer J, Hornberg W, Moy P : The UCLA abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:183-189.
36. Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE : Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1988;59:59-63.
37. McGlumphy EA, Campagni WV, Peterson LJ : A Comparison of stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element. *J Prosthet Dent* 1989;6:586-593.

38. McGlumphy EA, Papazolou E, Riley RL : The combination implant crown: A cement- and screw-retained restoration. *Compend Contin Educ Dent* 1992;13:34-42.
39. Meijer GJ, et al. : The influence of a flexible coating on the bone stress around dental implants. *J Oral Rehabil* 1995;22:105-111.
40. Meijer HJA, Starmans FJM, Steen WHA, Bosman F : A 3-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Archs Oral Biol* 1993;38(6):491-496.
41. Meng TR, Rugh JD : Biting force on overdenture and conventional denture patients. *J Dent Res* 1983;62:249.
42. Misch CE : Contemporary implant dentistry. Mosby 1993:652-656.
43. Misch CE : Progressive loading of bone with implant prostheses. *J Dent Symposia* 1993;1:50-53.
44. Misch CE : Screw-retained versus cement-retained implant-supported prostheses. *J Oral Implantol* 1995;7(9):15-18.
45. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D : A six year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent* 1992;67:236-245.
46. Preiskel HW, Tsolka P : DIA anatomic abutment system and telescopic prostheses. A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:628-633.
47. Preiskel HW, Tsolka P : Telescopic prostheses for implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:352-357.
48. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D : Fixture design and overload influence on marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *J Clin Oral Implant Res* 1992;3:104-111.
49. Ralph WJ : The effects of dental treatment on biting force. *J Prosthet Dent* 1979;41:143-145.
50. Rangert B, Jemt T, J rneus L : Forces and moments on Br nemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-247
51. Richter E : Basic biomechanics of dental implants in prothetic dentistry. *J Prosthet Dent* 1989;3:281-286.
52. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO : Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990;63:671-676.
53. Schulte W : The intraosseous Al₂O₃ Tubingen implant. Developmental status after eight years. *Quintessence Int* 1984;11:297-300.
54. Singer et al. : Cement-retained implant-supported fixed partial dentures : A 6-month to 3-year follow-up *Oral Maxillofac Implants* 1996;11:645-649.
55. Skalak R. : Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49:843-848.
56. Takahashi N, Kitagami, Komori T : Analysis of stress on fixed partial denture with a blade-vent implant abutment. *J Prosthet Dent* 1978;40:186-189.
57. Watanabe F, Hata Y, Fukuda H : Stress analysis intramobile element by three dimensional finite element analysis. *J Dent Res* 1990;69:117.

Reprint request to:

Chang-Whe Kim, D.D.S., M.S.D., Ph.D.,
 Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University
 28-1, Yeongun-Dong, Chongno-Gu, Seoul, 110-749, Korea
 k43c46w@snu.ac.kr

사진부도 설명

- Fig. 4. Non-inclined model 1.
- Fig. 5. Maximum principal stress of non-inclined model 1 during vertical force on center of 2nd premolar.
- Fig. 6. Maximum principal stress of non-inclined model 1 during oblique force on center of 2nd premolar.
- Fig. 7. Maximum principal stress of non-inclined model 1 during horizontal force on center of 2nd premolar.
- Fig. 8. Maximum principal stress of non-inclined model 1 during vertical force on end of 1st molar.
- Fig. 9. Maximum principal stress of non-inclined model 1 during horizontal force on end of 1st molar.
- Fig. 10. Maximum principal stress of 20 degree-inclined model 1 during vertical force on center of 2nd premolar.
- Fig. 11. Maximum principal stress of 20 degree-inclined model 1 during oblique force on center of 2nd premolar.
- Fig. 12. Maximum principal stress of 20 degree-inclined model 1 during vertical force on end of 1st molar.
- Fig. 13. Maximum principal stress of 20 degree-inclined model 1 during oblique force on end of 1st molar.
- Fig. 14. Maximum principal stress of 20 degree-inclined model 1 during horizontal force on end of 1st molar.
- Fig. 15. Non-inclined model 2.
- Fig. 16. Maximum principal stress of non-inclined model 2 during vertical force on center of 2nd premolar.
- Fig. 17. Maximum principal stress of non-inclined model 2 during horizontal force on center of 2nd premolar.
- Fig. 18. Maximum principal stress of non-inclined model 2 during vertical force on end of 1st molar.
- Fig. 19. Maximum principal stress of non-inclined model 2 during oblique force on end of 1st molar.
- Fig. 20. Maximum principal stress of non-inclined model 2 during horizontal force on end of 1st molar.
- Fig. 21. Maximum principal stress of 20 degree-inclined model 2 during vertical force on center of 2nd premolar.
- Fig. 22. Maximum principal stress of 20 degree-inclined model 2 during oblique force on center of 2nd premolar.
- Fig. 23. Maximum principal stress of 20 degree-inclined model 2 during horizontal force on center of 2nd premolar.
- Fig. 24. Maximum principal stress of 20 degree-inclined model 2 during oblique force on end of 1st molar.

- Fig. 25. Non-inclined model 3.
- Fig. 26. Maximum principal stress of non-inclined model 3 during vertical force on center of 2nd premolar.
- Fig. 27. Maximum principal stress of non-inclined model 3 during horizontal force on center of 2nd premolar.
- Fig. 28. Maximum principal stress of non-inclined model 3 during vertical force on end of 1st molar.
- Fig. 29. Maximum principal stress of non-inclined model 3 during oblique force on end of 1st molar.
- Fig. 30. Maximum principal stress of 20 degree-inclined model 3 during vertical force on center of 2nd premolar.
- Fig. 31. Maximum principal stress of 20 degree-inclined model 3 during oblique force on center of 2nd premolar.
- Fig. 32. Maximum principal stress of 20 degree-inclined model 3 during horizontal force on center of 2nd premolar.
- Fig. 33. Maximum principal stress of 20 degree-inclined model 3 during oblique force on end of 1st molar.
- Fig. 34. Non-inclined model 4.
- Fig. 35. Maximum principal stress of non-inclined model 4 during vertical force on center of 2nd premolar.
- Fig. 36. Maximum principal stress of non-inclined model 4 during oblique force on center of 2nd premolar.
- Fig. 37. Maximum principal stress of non-inclined model 4 during vertical force on end of 1st molar.
- Fig. 38. Maximum principal stress of non-inclined model 4 during horizontal force on end of 1st molar.
- Fig. 39. Maximum principal stress of 20 degree-inclined model 4 during vertical force on center of 2nd premolar.
- Fig. 40. Maximum principal stress of 20 degree-inclined model 4 during oblique force on center of 2nd premolar.
- Fig. 41. Maximum principal stress of 20 degree-inclined model 4 during vertical force on end of 1st molar.
- Fig. 42. Maximum principal stress of 20 degree-inclined model 4 during oblique force on end of 1st molar.
- Fig. 43. Maximum principal stress of 20 degree-inclined model 4 during horizontal force on end of 1st molar.

Explanation of Figures ①

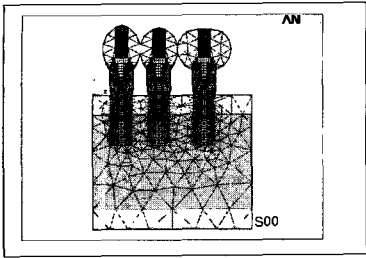


Fig. 4

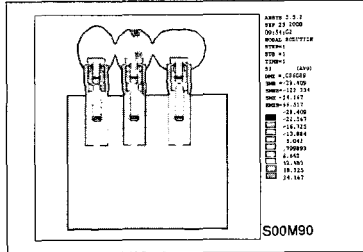


Fig. 5

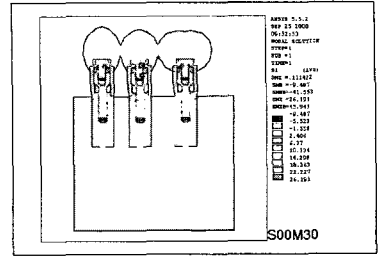


Fig. 6

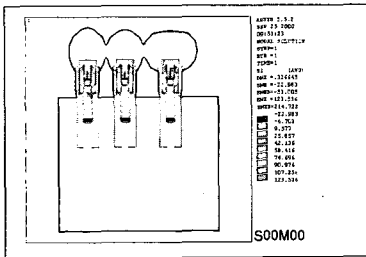


Fig. 7

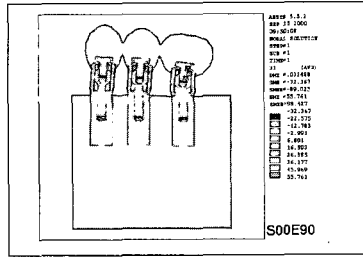


Fig. 8

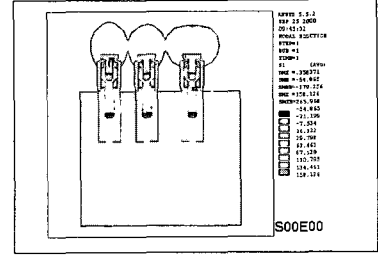


Fig. 9

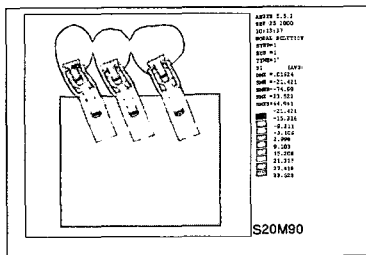


Fig. 10

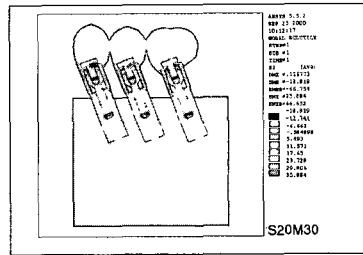


Fig. 11

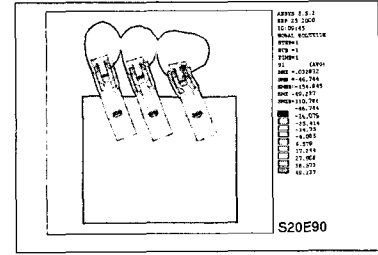


Fig. 12

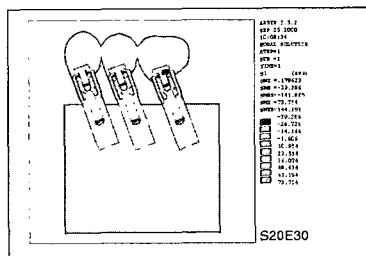


Fig. 13

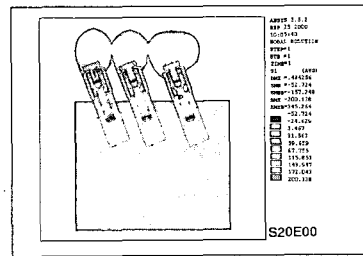


Fig. 14

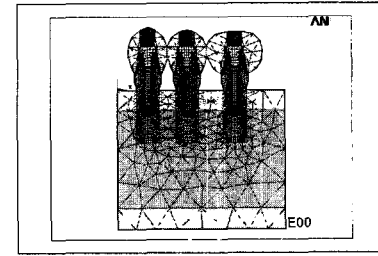


Fig. 15

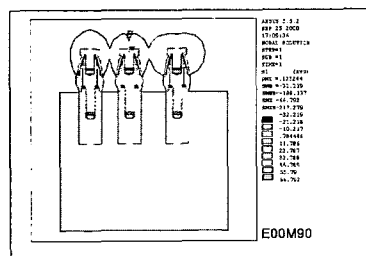


Fig. 16

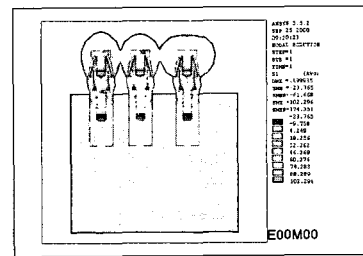


Fig. 17

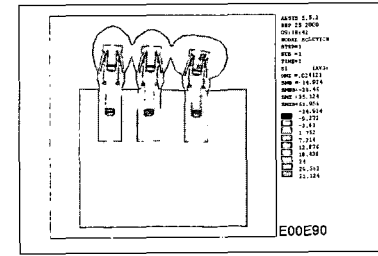


Fig. 18

Explanation of Figures ②

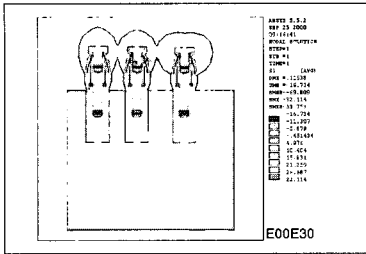


Fig. 19

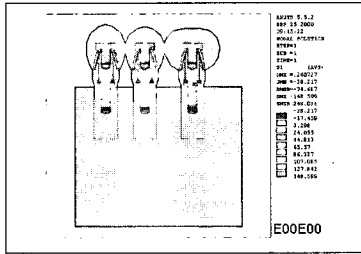


Fig. 20

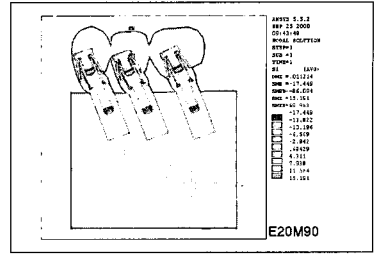


Fig. 21

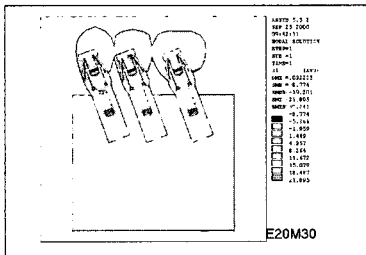


Fig. 22

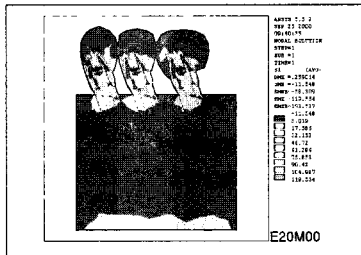


Fig. 23

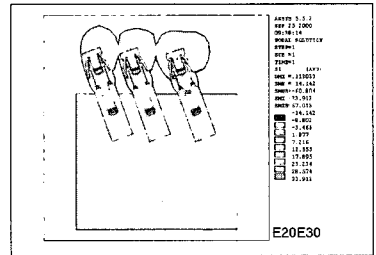


Fig. 24

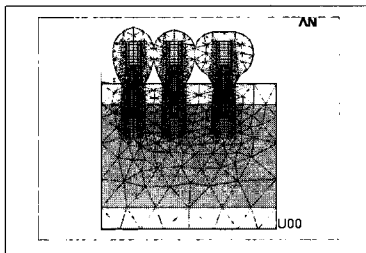


Fig. 25

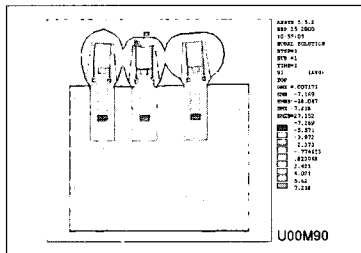


Fig. 26

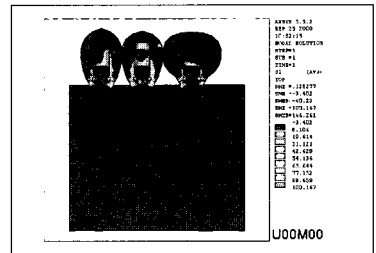


Fig. 27

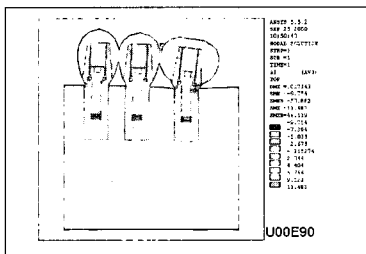


Fig. 28

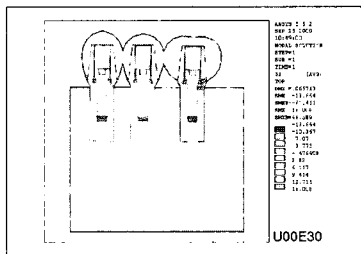


Fig. 29

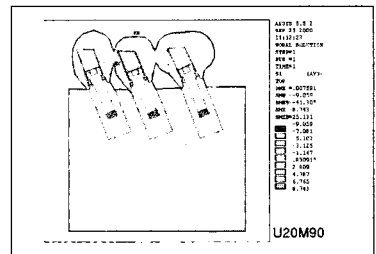


Fig. 30

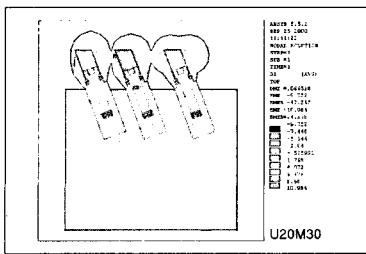


Fig. 31

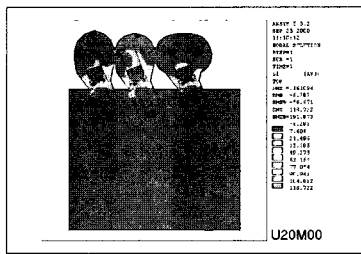


Fig. 32

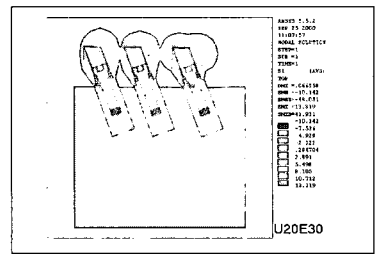


Fig. 33

Explanation of Figures ③

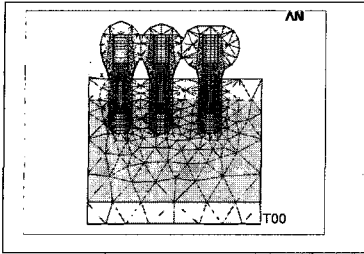


Fig. 34

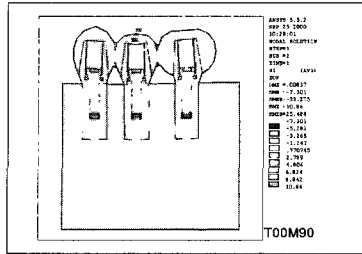


Fig. 35

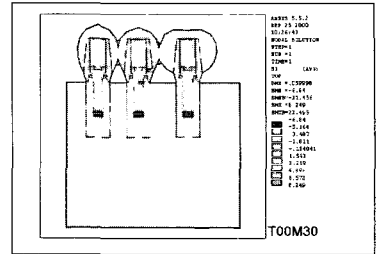


Fig. 36

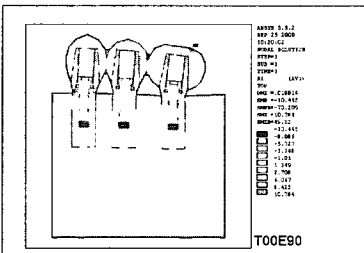


Fig. 37

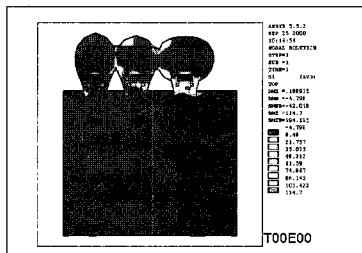


Fig. 38

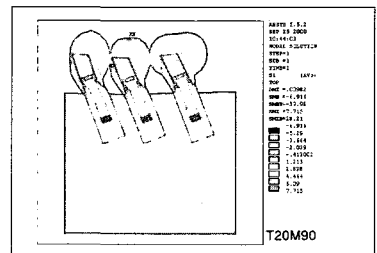


Fig. 39

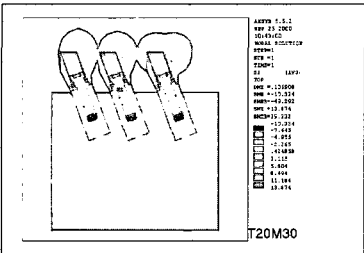


Fig. 40

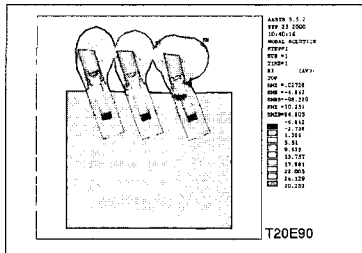


Fig. 41

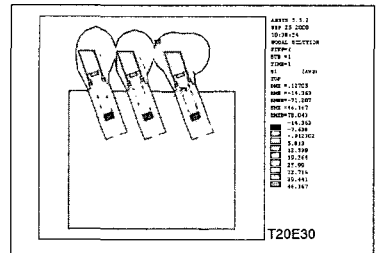


Fig. 42

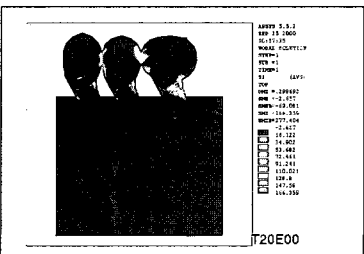


Fig. 43

ABSTRACT

A COMPARISON OF LOAD TRANSFER IN SCREW- AND CEMENT-RETAINED IMPLANT FIXED PARTIAL DENTURE DESIGNS

Joo-Hee Lee, D.D.S., M.S.D., Chang-Whe Kim D.D.S., M.S.D., Ph.D.,
Yung-Soo Kim D.D.S., M.S.D., Ph.D.

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

To compare the stress distribution patterns between cement-retained and screw-retained implant supported fixed prostheses according to four different abutment types, a three dimensional finite element analysis was performed. The hypothetical three unit fixed partial denture case was modelled on the three implants(10mm length and 3.75 diameter) in mandibular bone. Four angles of implantation(vertical,10,15 and 20 degree inclined mesially) were created and three different directions of force(vertical, oblique, horizontal) were applied at the center of the second premolar and distal end of the first molar for each cases.

Within the limits of this study, the results were as follows.

1. In vertically installed cases, the more stress was concentrated at upper components, but mesially inclined cases, the more stress was concentrated at cortical bone.
2. The more inclined mesially the more stress was observed, especially at cortical bone.
3. The cement-retained models showed lower principal stress and more even stress distribution than the screw-retained models.
4. The similar stress distribution pattern was showed in model 1 and model 2, model 3 and model 4.
5. The more stress was observed when the loads were applied at the distal end of 1st molar than the center of 2nd premolar.
6. The fixture and the model as a whole, lesser stress values were observed when vertical loads were applied as compared to horizontal and oblique loads.

Key Words : Screw-retained, Cement-retained, 3 dimensional finite element analysis, Mesial inclination