

## 치조골이 감소된 지대치를 이용한 고정성 국소의치의 유한요소법적 응력분석

조선대학교 치과대학 보철학교실

김영기 · 최충국 · 정재현

### I 서 론

최근 인간의 평균 수명의 증가와 예방치학의 발전에 의한 치열의 잔존 기간이 증가됨에 따라 동요도가 있고 치주적으로 약화된 치아를 치료해야 하는 경우가 임상에서 많아지고 있으며, 이런 치주적으로 약화된 치아들은 보통 치아가 결손된 부위에 인접하여 있으므로 이 치아들을 고정성 국소의치의 지대치로서 또는 가철성 국소의치의 지대치로서 이용하는 것이 가능한지를 평가하는 것이 중요하다<sup>12)</sup>

고정성 보철물의 이상적인 지대치는 건강한 치주조직과 함께 치아 장축이 올바르게 있는 치아이지만 임상에서 볼때 드문 경우로 치과의사는 고정성 보철물의 지대치로 이용이 가능한 골흡수량을 결정해야 한다.<sup>30)</sup> Aydin 등<sup>8)</sup> 은 하악 구치 부위의 고정성 국소의치에 대한 2차원 유한요소 분석을 통해 치주조직이 감소할수록 주변골에 나타나는 응력의 크기 및 변위가 증가하였다고 보고한 바 있으며, 치관 /치근의 비가 1:1 보다 큰 경우에는 지대치로의 사용을 피하라고 주장<sup>29)</sup> 하였지만 반대로 Nyman 등<sup>21,22)</sup> 은 감소된 지지골을 갖는 동요치도 치주치료를 시행하고 관리만 적절히 이루어진다면 고정성 국소의치의 지대치로서 성공적으로 사용 및 가능할 수 있다고 하여 골 지지가 심하게 감소된 치

아를 고정성 보철물의 지대치로 사용하여 성공적인 결과를 보여 주기도 하였다. 따라서 감소된 치조골을 갖는 치아를 지대치로 선택하는데 대한 이러한 상반된 논쟁은 이를 증명할만한 과학적이며 객관적인 판단 기준이 없기 때문으로 생각된다.

저작계에 가해진 힘은 작용된 힘의 크기와 방향, 치주 조직의 지지 형태, 치근의 형태에 따라 내부응력(internal stress)의 분산으로 나타나게 되며, 정상적 조건 하에서는 저작계에서는 저작력을 잘 견딜 수 있다. 그러나 치아 및 지지골의 손실에 의해 저작계가 변화될 때는 응력의 분산도 변화되게 된다<sup>28)</sup>. 따라서 치주조직이 약한 치아를 지대치로 이용하여 고정성 보철 수복을 한 경우엔 약한 지대치가 고정성 국소의치로 고정된 경우 강화될 것인지 또는 약화될 것인지, 그리고 주위 치조골에 어떠한 영향을 미칠 것인지 규명키 위해서는 응력 및 변위의 분석이 무엇보다 중요하다 할 수 있다.

이에 본 논문은 고정성 보철물을 장착했을 때 일정 교합력 하에서 지지조직에 나타나는 응력의 크기와 그 분포가 어떻게 변화하는가를 측정하는 것으로서 제 1 대구치가 소실된 경우에, 정상적인 골 높이를 갖는 제 2 소구치의 경우와 치조골 고경이 감소된 제 2 소구치의 경우로 대별하여 정상적인 골 높이를 갖는 제 2 대구치와

연결한 고정성 보철물을 유한요소모형으로 설계하였다. 여기에 집중하중을 가하여 각각의 유한요소 모형에 나타나는 응력 및 변위를 관찰, 비교함으로써 치조골 고경이 감소된 치아의 고정성 연결이 지지골과 보철물에 미치는 역학적인 영향을 검토하였고 또한 보철물의 지대치 수를 증가시킴으로서 얻을 수 있는 효과 등을 2차원 유한요소법적 응력분석을 통해 살펴본 결과 지견을 얻었기에 이에 보고하고자 한다.

## II. 연구재료 및 방법

### 1. 연구재료

#### 1) 유한요소모형의 설계

하악 제 1 대구치가 결손된 편측악에서 모든 지대치 주위에 정상적인 치조골 높이를 갖는 경우(Fig.1)와 제 2 대구치는 정상적인 치조골 높이를 가지나 견치를 포함하여 제 1,2소구치 부위는 치조골 양이 정상의 경우 보다 5mm 감소된 경우(Fig.2)로 대별하였고, 제 2대구치와 제 2 소구치를 지대치로 하여 3본 고정성 국소의치로 수복한 경우와 제 1소구치까지 지대치로 포함시켜 4본 고정성 국소의치로 수복한 경우로 나누어 유한요소모형을 설계하였다. 이때 대구치, 소구치 및 견치의 길이와 근원심 폭경 등은 Wheeler<sup>31)</sup>의 연구자료를 이용하였고 고정성 보철물에 포함되지 않는 전방 지대치와 보철물 사이에 실제와 유사하게 압축력은 전달되지만 인장력은 전달되지 않도록 0.5mm의 간극요소(gap element)로 처리하였다.

골조직의 형태는 하악골의 실제 구조를 모방하기 위해 외측은 피질골, 내측은 해면골로 구분하여 설계하였으며, 피질골의 두께는 Siegele 등<sup>27)</sup>, 정 등<sup>6)</sup>의 실험을 근거로 2mm로 설정하였고, 치주인대의 두께는 Carranza<sup>10)</sup>의 자료를 참고하여 0.2mm로 설정하였다. 치조골의 고경이

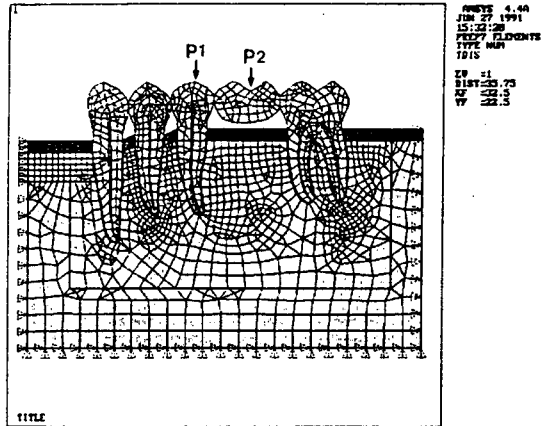


Fig. 1. Finite element model with normal alveolar bone height.

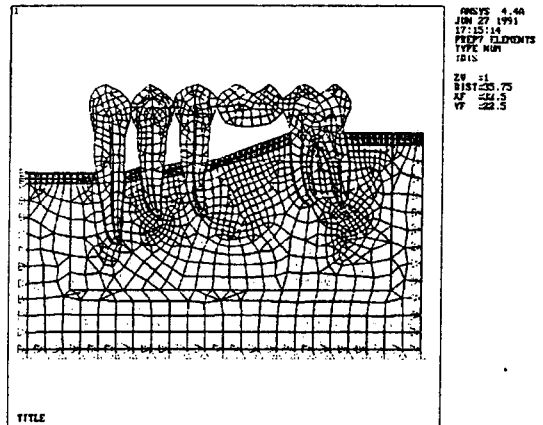


Fig. 2. Finite element model with 5mm reduced alveolar bone height on canine and bicuspid area.

감소된 경우에도 치주치료가 적절하게 이루어졌고 관리가 잘 이루어지고 있으며 angular bone defect가 없는 것으로 가정하였다. 상부보철물은 ADA 규격의 3형 금합금으로 설계 하였다.

설계된 모형들을 모눈종이에 실제 크기의 10 배로 확대하여 그린 다음, 중요점(key point)을 정하여 좌표값을 입력하고 자동분할(autogeneration) 하여 절점(node)과 요소(element)를 나누었는데, 모형 형상이나 재료에 따라 삼각형 혹은 사각형 요소로 분할 하였으며 현저한 응력

Table 1. Physical properties for selected materials

Material	Elastic modulus(Mpa)	Poisson's ratio
Enamel	82,600	0.33
Dentin	18,300	0.31
Pulp	2.1	0.45
Periodontal ligment	68.9	0.45
Cortical bone	13,700	0.30
Cancellous bone	1,370	0.30
Type III gold.	100,000	0.33

이 예상되는 부분과 세밀한 관찰을 요하는 부위의 요소는 가급적 작게 분할하였다. 분할된 각 요소와 절점에 고유 번호를 부여하였다.

응력 계산을 위하여 필요로 하는 각 재료들의 물성치인 탄성계수, 포와송 비 (Poisson's ratio)는 선학의 보고들<sup>6,7,20,30)</sup>을 참고로 하였으며 (Table 1), 모형이 전체 구조에서 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성(homogeneity), 재료의 특성이 모든 방향으로 일정하다는 등방성(isotropy), 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하고 변위 정도와는 무관하다는 선형 탄성(linear elasticity)을 갖는 것으로 가정하였다.

모형에 하중이 가해지면 모형 전체가 변형을 일으켜 해석이 어려우므로 발생한 변위와 응력을 해석하기 위해 변형이 허용되는 부위와 허용되지 않는 부위를 정하여야 하는데 본 실험에서는 변형이 허용되는 부위론 상부 구조물인 보철물, 치아와 주변골 조직으로 하고, 변형을 허용하지 않는 부위는 모형상의 치조골 하연과 양측 단면으로 선정하였으며 치조골의 하연에서는 X, Y, Z 축 방향으로 고정하였고 양측 단면에서는 X, Z 축으로는 고정하고 Y 방향으로로는 변형이 허용되도록 설계하였다.

2) 하중조건

하중의 조건은 Haraldson 등<sup>14)</sup>과 Lundgren 등<sup>17)</sup>의 연구자료를 기초로하여 제 2소구치 교두정에 30 kg의 수직집중하중을 가한 경우(P<sub>1</sub>)와 제 1대구치 가공치 중심와에 40 kg의 수직집중

하중을 가한 경우(P<sub>2</sub>)로 하였다.

2. 연구방법

구조물의 해석은 모형을 설계하고 이를 유한 요소 모형으로 변환시키는 과정인 사전과정(Preprocessing), 계산과정을 통하여 변위와 응력의 값을 구하는 해석과정(solving), 그리고 다시 이를 컴퓨터 화면상에 그래픽으로 나타내는 사후과정(postprocessing)의 3 과정을 통해 수행했다. 본 연구는 유한요소 프로그램인 ANSYS (Revision 4.4, Swanson Analysis System, Inc., Houston, PA.)를 이용하였다.

1) 변위의 계산 및 분석

계산된 결과의 변위를 벡터로 나타내기 위하여 방향은 변위의 방향을 나타내고 길이와 색상은 변위의 크기를 나타내는 화살표를 이용하여 각각의 절점에서의 변위를 표시하였다. 또한 모든 절점에서 변위를 구하는 것이 복잡하고 어려울 뿐만 아니라 상대적인 비교도 어려우므로, 관찰이 용이하고 변위가 중요하게 고려되는 절점을 선택하여 X, Y 방향으로의 각각의 변위량과 통합적인 총 변위량을 구하여 이를 비교하였다. 관찰점은 제 1, 2소구치에서는 교두정, 근원심 법랑상아 경계부, 치근단이었으며 제 1 대구치 가공치는 중심와 및 가공치의 기저부, 제 2 대구치에서는 중심와 및 근원심 법랑상아 경계부 및 치근단부 이었다(Fig.3).

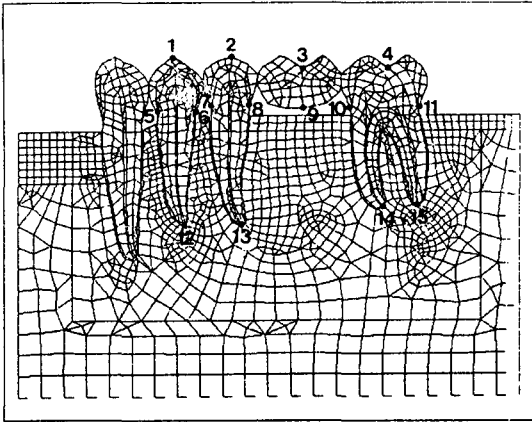


Fig. 3. Reference points for comparison of the displacement.

## 2) 응력의 계산 및 분석

응력의 관찰은 최대 주응력(maximum principal stress)을 중심으로 크기별로 색도를 달리하여 상호비교 하였다.

### Ⅲ. 연구 성적

본 연구에서는 유한요소법을 이용하여 지대치 및 고정성 국소의치, 지대치 주위 지지조직의 각 요소가 받는 응력 및 변위를 계산하여 도표로 나타내어 관찰하였다.

#### 1. 변 위

조건에 따른 보철물 및 변위를 파악코저 참고점에서의 변위를 수치로 표시(Table 2)하였으며 전체적인 변위는 Fig. 4-11에서 보여주고 있다.

Table 2에서 살펴보면 대체로 모든 보철물 및 지대치의 변위는 고정성 보철물을 제 1소구치까지 연장한 4분 고정성의치의 경우가 3분 고정성의치의 경우보다 동요도가 감소된 것을 관찰할 수 있으며 제 2소구치의 교두정에 하중이 가해진 경우(P1)는 제 2소구치의 참고점들이 대부분 X축 및 Y축 모두 음(-)의 변위를 보여주어 전

하방으로 쏠림을 현저히 볼 수 있는데 3분 고정성의치의 경우, 특히 치조골 흡수가 있는 경우가 더욱 이러한 현상이 심함을 알 수 있다.

Fig. 4 - Fig. 11은 변위의 방향 및 크기를 벡터화하여 표시하였으며 또한 변위를 50배로 확대하여 변위 전과 후의 결과를 보여 주고 있다.

치조골 고정의 감소 효과를 살펴보기 위해 치조골 고정의 감소가 없는 치아를 지대치로한 3분 및 4분 고정성 국소의치의 증례(Fig 4, 5 및 Fig. 8, 9)와 5mm 치조골 고정의 감소를 갖는 치아를 지대치로 한 3분 및 4분 고정성 국소의치의 증례를 (Fig 6, 7 및 Fig. 10, 11) 상호 비교하면 치조골 흡수가 증가 될수록 상부 보철물의 총 변위량이 전반적으로 증가되고 변위량 중 수평 방향의 변위량이 커진다. 특히 소구치부 치조골 고정이 감소됨으로서 제 2소구치에서는 치관부 및 치근부의 근심 변위와 수직 변위가 증가되고 치근단부의 원심측으로의 변위도 일부 관찰되며 특히 하중조건 p1의 경우가 p2의 경우보다 이러한 양상이 더욱 두드러짐을 볼 수 있다.

3분 고정성 국소의치의 경우 (Fig. 4, 6, 8, 10)와 4분 고정성 국소의치의 경우(Fig. 5, 7, 9, 11)를 비교하여 보면 3분 고정성 국소의치의 경우가 4분 고정 국소의치의 경우에 비해 소구치 치관부의 수평변위와 수직변위의 량이 크게 증가한다.

결국 전체적으로 보면 3분 고정성 국소의치인 경우에는 변위 방향이 근심 하방으로 나타나지만 4분 고정성 국소의치인 경우에는 3분 고정성 국소의치의 경우보다 치아장축 방향으로 나타난다. 치조골 고정이 5mm 감소된 치아를 지대치로한 경우(사진부도 11, 15)에는 이런 현상이 더욱 크게 나타난다. 따라서 3분 고정성의치의 경우 및 치조골 흡수가 있는 경우가 변위도 증가하며 치조골 지지가 약한 지대치 부위로 쏠리는 경향을 볼 수있다. 이에비해 지대치의 수를 증가시킨 4분 고정성의치의 경우는 치조골 흡수가 있

Table 2. Displacement of reference points under each condition

(unit:mm)

reference point displacement			condition				Load P1				Load P2			
			3 unit bridge		4 unit bridge		3 unit bridge		4 unit bridge					
			NS	LS	NS	LS	NS	LS	NS	LS				
2nd bicuspid	cusp tip	X	-.0090	-.0157	-.0016	-.0050	.0026	-.0026	.0062	.0031				
		Y	-.0347	-.0419	-.0274	-.0305	-.0307	-.0356	-.0271	-.0296				
		T	.0359	.0447	.0275	.0309	.0308	.0357	.0278	.0297				
	mesial of CEJ	X	-.0039	-.0076	-.0033	-.0059	-.0047	-.0100	-.0040	-.0080				
		Y	-.0355	-.0439	-.0255	-.0292	-.0271	-.0320	-.0224	-.0244				
		T	.0357	.0446	.0257	.0295	.0275	.0335	.0227	.0257				
	distal of CEJ	X	-.0038	-.0069	-.0022	-.0045	-.0054	-.0105	-.0043	-.0083				
		Y	-.0319	-.0380	-.0264	-.0292	-.0328	-.0375	-.0300	-.0327				
		T	.0321	.0386	.0265	.0295	.0332	.0390	.0304	.0337				
root apex	X	.0017	.0022	.0012	.0012	-.0005	-.0003	-.0008	-.0008					
	Y	-.0178	-.0209	-.0150	-.0163	-.0170	-.0188	-.0157	-.0164					
		T	.0179	.0210	.0150	.0163	.0171	.0188	.0157	.0164				
1st molar (pontic)	central fossa	X	-.0088	-.0146	-.0037	-.0069	-.0016	-.0070	.0010	-.0024				
		Y	-.0215	-.0249	-.0190	-.0207	-.0381	-.0416	-.0367	-.0390				
		T	.0233	.0289	.0194	.0218	.0381	.0421	.0367	.0391				
	base of pontic	X	.0000	-.0037	.0032	.0009	-.0020	-.0061	-.0003	-.0032				
		Y	-.0215	-.0249	-.0190	-.0207	-.0371	-.0406	-.0354	-.0380				
		T	.0215	.0252	.0193	.0207	.0372	.0410	.0358	.0381				
2nd molar	central fossa	X	-.0081	-.0137	-.0032	-.0063	-.0045	-.0101	-.0020	-.0056				
		Y	-.0065	-.0062	-.0073	-.0072	-.0268	-.0270	-.0271	-.0273				
		T	.0104	.0150	.0079	.0096	.0272	.0288	.0272	.0279				
	mesial of CEJ	X	-.0023	-.0060	.0010	-.0012	.0020	-.0013	.0036	.0016				
		Y	-.0120	-.0133	-.0113	-.0121	-.0339	-.0359	-.0334	-.0350				
		T	.0122	.0146	.0114	.0121	.0339	.0359	.0336	.0350				
	distal of CEJ	X	-.0025	-.0057	.0002	-.0016	.0016	-.0013	.0030	.0012				
		Y	-.0025	-.0007	-.0045	-.0036	-.0211	-.0197	-.0221	-.0213				
		T	.0036	.0058	.0046	.0040	.0212	.0197	.0223	.0219				
	mesial root apex	X	.0016	.0013	.0013	.0009	.0022	.0022	.0020	.0020				
		Y	-.0064	-.0061	-.0064	-.0061	-.0185	-.0187	-.0184	-.0186				
		T	.0066	.0062	.0065	.0062	.0186	.0188	.0185	.0187				
	distal root apex	X	.0008	.0006	.0008	.0005	.0016	.0016	.0016	.0015				
		Y	-.0036	-.0027	-.0044	-.0039	-.0156	-.0152	-.0160	-.0158				
		T	.0037	.0028	.0044	.0039	.0157	.0153	.0161	.0159				

Loading conditions ;

P1: 30Kg on the cusp of the 2nd bicuspid

P2: 40Kg on the central fossa of the pontic (the 1st molar)

Bone conditions ;

NS: Normal condition of supporting bone around canine, 1st bicuspid and 2nd bicuspid.

LS: 5mm loss of supporting bone around canine, 1st bicuspid and 2nd bicuspid.

Displacements:

X : X-displacement    Y : Y-displacement    T : total displacement

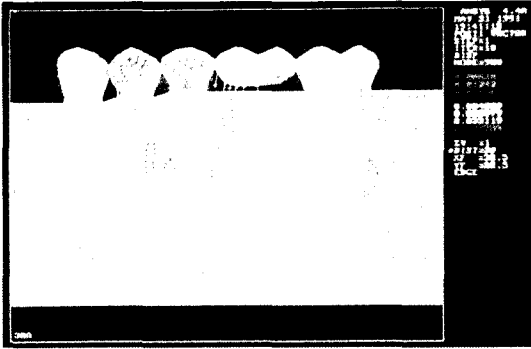


Fig. 4. Displacement under P1-3 unit Bridge-NS

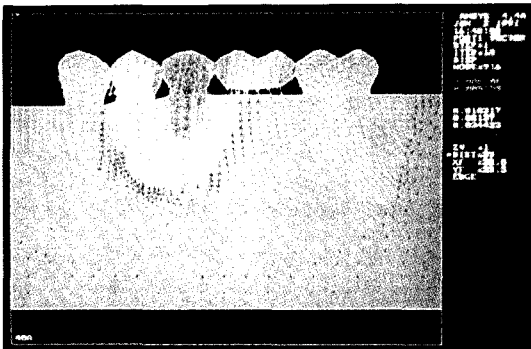
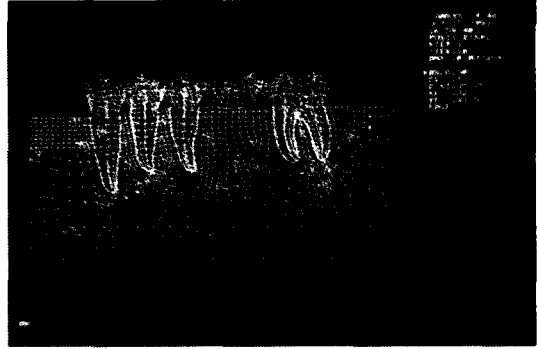


Fig. 5. Displacement under P1-4 unit Bridge-NS

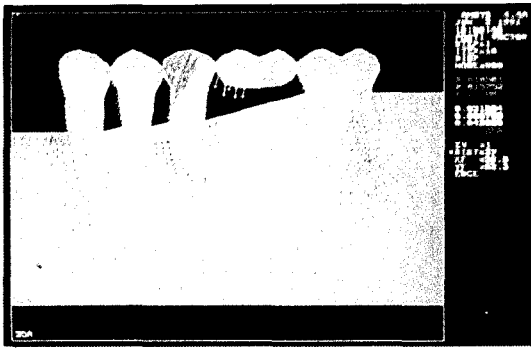
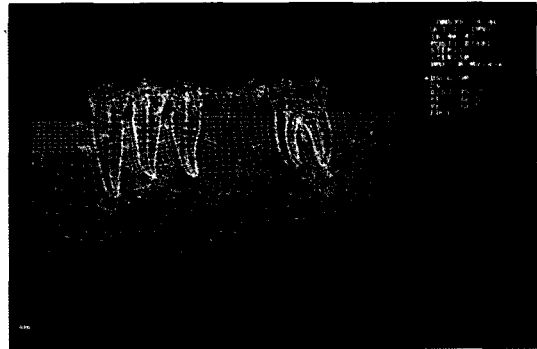


Fig. 6. Displacement under P1-3 unit Bridge-LS

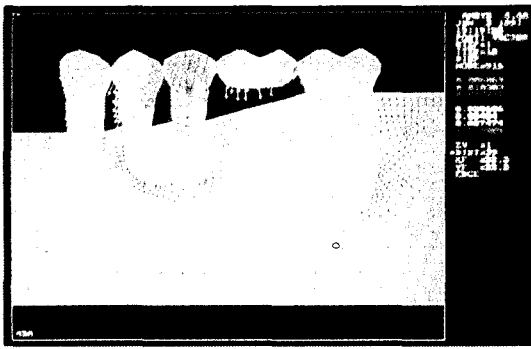
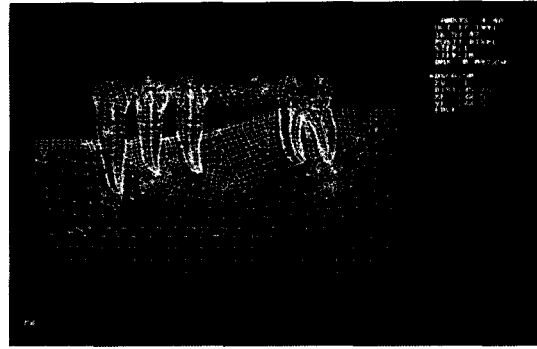


Fig. 7. Displacement under P1-4 unit Bridge-LS

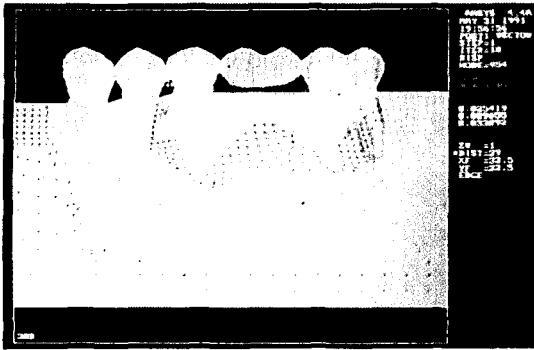


Fig. 8. Displacement under P2-3 unit Bridge-NS

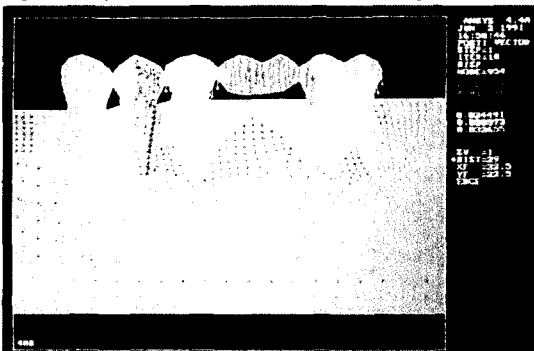
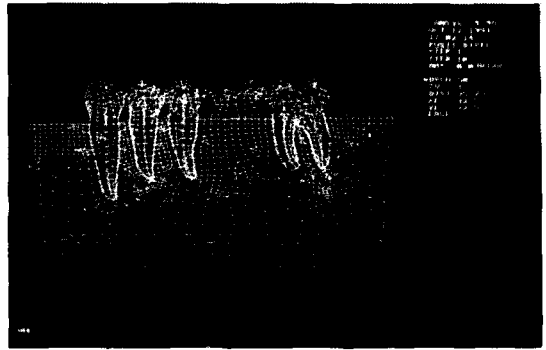


Fig. 9. Displacement under P2-4 unit Bridge-NS

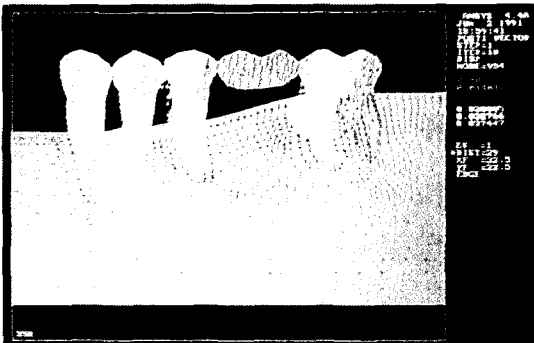
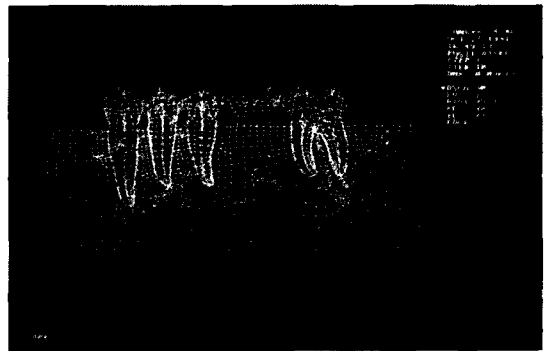


Fig. 10. Displacement under P2-3 unit Bridge-LS

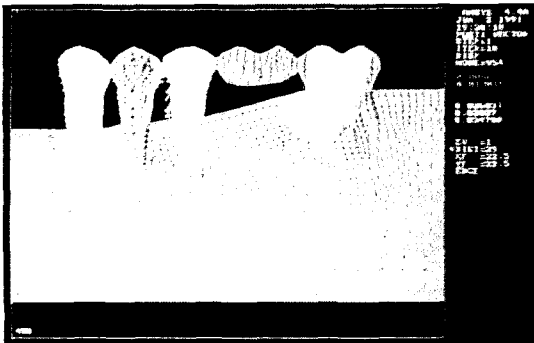
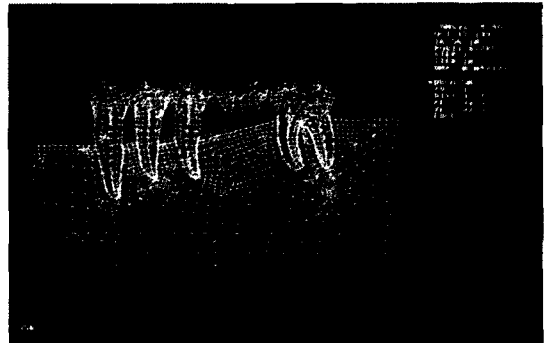


Fig. 11. Displacement under P2-4 unit Bridge-LS

는 경우라도 이러한 쓸림 현상을 줄여주는 방향으로의 변위가 관찰 된다.

## 2. 응력 및 변위

응력 및 변위를 종합적으로 살펴보면 다음과 같다 (Table 2 및 Fig. 4-11, Fig. 12-19).

1) 제 2소구치 교두정에 30kg의 집중하중(P1)이 가해진 경우

(1) 정상 치조골 높이를 가지면서 3본 고정성 국소의치의 수복례 (Fig. 4 및 Fig. 12)  
제 2소구치의 변위 거동을 검토해 보면 하중점에서 X축으로  $-0.090\text{mm}$ , Y축으로  $-0.0347\text{mm}$ 의 변위로 전방으로 약간 기울어 지면서 하방으로 변형되는 것을 볼 수 있고, 최대응력이 발생하는 위치는 제 2소구치의 치관과 가공치의 연결부 하방에서  $2.32\text{kg}/\text{mm}^2$ 의 인장 최대응력이 나타남을 볼 수 있다. 그리고 제 1소구치는 제 2소구치가 전방 쪽으로 밀치고 있기 때문에 하악골과 맞닿는 부위에 인장응력이 발생되고 있음을 볼 수 있다. 그리고 제 2소구치가 하방으로 변형을 하기 때문에 제 2대구치의 치관과 가공치의 상부에도 인장응력이 발생됨을 볼 수 있다.

(2) 정상 치조골 높이를 가지면서 4본 고정성 국소의치의 수복례 (Fig. 5 및 Fig. 13)

제 2소구치뿐만 아니라 제 1소구치까지 모두 고정성 국소의치로 연결되어 있기 때문에 하중 작용점의 최대 변위가 X축으로  $-0.0016\text{mm}$ , Y축으로  $-0.0274\text{mm}$ 로 하방으로 이동 됨을 알 수 있다. 이 경우는 제 2소구치까지만 보철물을 연결한 앞의 3본 고정성 국소의치의 수복례의 경우보다 더 적은 변위를 보이고 있으며 최대 응력이 발생하는 위치는 앞의 경우와 동일하게 제 2소구치의 치관과 가공치의 연결부 하방에서  $3.79\text{kg}/\text{mm}^2$ 의 인장 최대응력이 나타남을 볼 수 있는데 이 값은 3본 고정성 국소의치의 경우보다 더 큰 값을 알 수 있다. 그리고 제 1소구치

및 제 2소구치의 치근 근심 치조골 부위에 나타나는 응력도 정상 치조골 높이를 갖는 3본 고정성 국소의치의 경우에 비해 훨씬 적었다.

(3) 치조골 흡수를 가지면서 3본 고정성 국소의치의 수복례 (Fig. 6 및 Fig. 14)

이 경우에는 최대 변위가 하중 작용점에서 X축으로  $-0.0157\text{mm}$ , Y축으로  $-0.0419\text{mm}$ 로서 아주 심한 전방 및 하방 경사도를 가지므로서 치조골이 손상되지 않은 경우보다 훨씬 크게 나타남을 볼 수 있으며 최대 응력이 발생하는 위치가 앞의 다른 경우와는 달리 제 2대구치와 가공치 연결부 상단에  $1.92\text{kg}/\text{mm}^2$ 의 크기로 나타남을 볼 수 있고 제 2대구치의 근심 치근의 근심 치조골 부위에 응력이 더 집중됨을 볼 수 있다. 또한 제 1소구치 및 견치 까지도 전방 처짐의 영향으로 치조골과의 경계부에서 인장응력이 발생됨을 볼 수 있다.

(4) 치조골 흡수를 가지면서 4본 고정성 국소의치의 수복례 (Fig. 7 및 Fig. 15)

이 경우에는 최대 변위가 제 2소구치 교두정의 하중 작용점에서 X축으로  $-0.0050\text{mm}$ , Y축으로  $-0.0305\text{mm}$ 로 전방 경사를 가지면서 하방으로 변형됨을 볼 수 있으며 최대 응력은 치조골이 흡수된 3본 고정성 국소의치의 경우와는 달리 제 2소구치의 치관과 가공치 연결부 하방에서  $3.81\text{kg}/\text{mm}^2$ 의 응력이 발생되고 있어 3본 고정성의치의 경우보다 더 큰 응력을 보이고 있었다. 이런 양상은 치조골이 손상되지 않은 4본 고정성의치의 경우와 매우 유사하나 치조골의 손상에 따라 전방 쓸림이 약간 더 큰 것을 알 수 있다.

2) 제 1대구치 가공치 중심외에 40kg의 집중 하중(P2)이 가해진 경우

(1) 정상 치조골 높이를 가지면서 3본 고정성



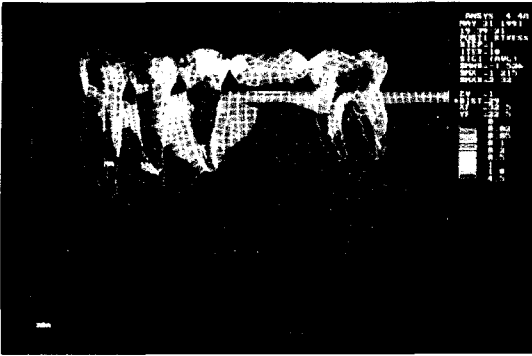


Fig. 12. Maximum principal stress under P1-3 unit Br-NS

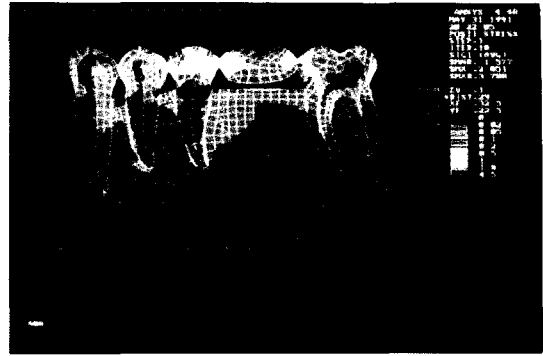


Fig. 13. Maximum principal stress under P1-4 unit Br-NS

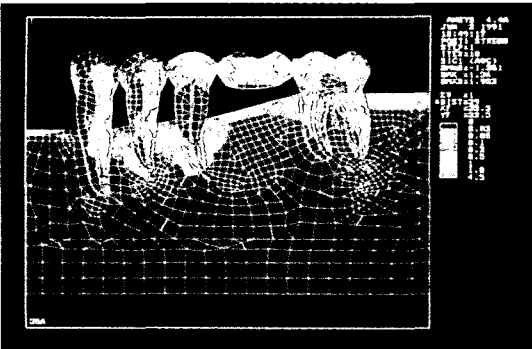


Fig. 14. Maximum principal stress under P1-3 unit Br-LS



Fig. 15. Maximum principal stress under P1-4 unit Br-LS



Fig. 16. Maximum principal stress under P2-3 unit Br-NS

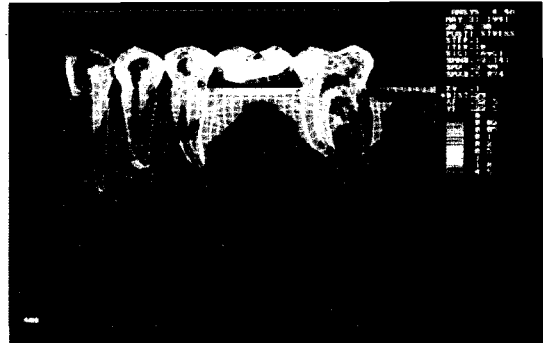


Fig. 17. Maximum principal stress under P2-4 unit Br-NS

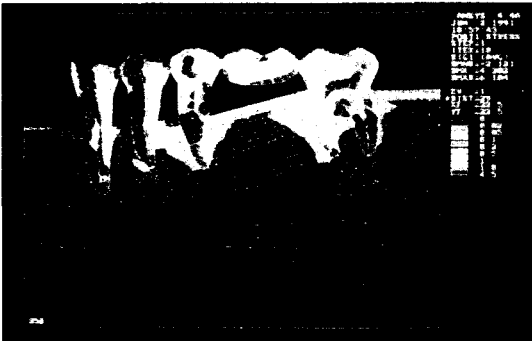


Fig. 18. Maximum principal stress under P2-3 unit Br-LS

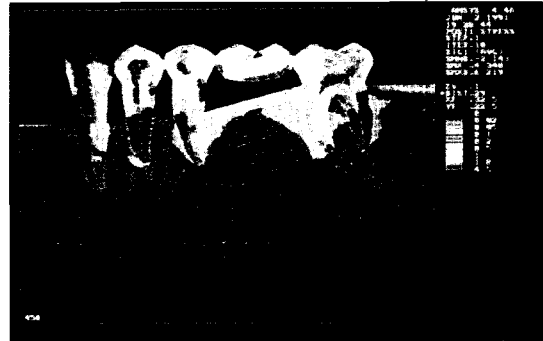


Fig. 19. Maximum principal stress under P2-4 unit Br-LS

국소의치의 수복례 (Fig. 8 및 Fig. 16)

이 경우는 최대 변위가 제 1대구치의 중심과 인 하중 작용점에서 X축으로  $-0.0016\text{mm}$ , Y축으로  $-0.0381\text{mm}$ 로 약간의 전방 경사를 나타내고 있으며 최대 응력은 가공치와 제 2대구치 치관 연결부 하방에서  $5.78\text{kg/mm}^2$ 의 크기로 나타나고 있다. 또한 이 경우는 하중작용점 부위에서 보철물 하방연을 따라서는 인장 응력이 상부에는 압축응력이 발생하는 것을 볼 수 있으며 정상 치조골 높이를 갖는 4본 고정성 국소의치의 경우에 비해 제 2소구치의 치근 근심부에 응력이 더 현저히 나타남을 알 수 있다.

(2) 정상 치조골 높이를 가지면서 4본 고정성 국소의치의 수복례 (Fig. 9 및 Fig. 17)

이 경우에는 하중 작용점에서 X축으로  $-0.0010\text{mm}$ , Y축으로  $-0.0367\text{mm}$ 로 변형이 거의 연직 방향으로 나타나며 최대응력도 앞의 3본 고정성 국소의치의 수복례의 경우와 유사하게 가공치와 제 2대구치 치관 연결부 하방에서  $5.87\text{kg/mm}^2$ 의 응력이 발생됨을 볼 수 있다. 그 외에도 응력 분포의 양상이 앞의 3본 고정성 국소의치의 수복례의 경우와 유사하나 단 제 1소구치까지 연결되어 있기 때문에 제 1소구치 연결부에 인장응력이 나타나 응력이 고루 분산됨을 알 수 있다.

(3) 치조골 흡수를 가지면서 3본 고정성 국소의치의 수복례 (Fig. 10 및 Fig. 18)

이 경우는 하중 작용점에서 X축 방향으로  $-0.0070\text{mm}$ , Y축 방향으로  $-0.0416\text{mm}$ 로 변형이 큰 전방 경사를 가지면서 하방으로 나타나서 상당히 전방 쏠림이 크게 나타남을 볼 수 있고, 최대 응력도 가공치와 제 2대구치 치관 연결부 하방에서  $6.10\text{kg/mm}^2$ 으로 치조골의 손상이 없는 경우보다 더 큰 값을 보이고 있으며 치조골이 흡수된 4본 고정성 국소의치의 경우에 비해 제 2소구치의 치근 근심부 치조골에 응력이 더 나타나며 특히 제 2대구치 치근의 근심부 치조골에 많

은 응력 집중을 보여 응력의 분포 상태도 제일 불리하다.

(4) 치조골 흡수를 가지면서 4본 고정성 국소의치의 수복례 (Fig. 11 및 Fig. 19)

이 경우는 하중 작용점에서 X축에서  $-0.0024\text{mm}$ , Y축에서  $-0.0390\text{mm}$ 로 변형이 큰 전방 경사를 가지면서 발생되고 최대응력도 다른 경우와 동일한 가공치와 제 2대구치 치관 연결부 하방에서  $6.22\text{kg/mm}^2$ 의 인장응력이 발생됨을 볼 수 있었고 전반적인 응력 분포 양상은 앞의 치조골 흡수를 갖는 3본 고정성 국소의치의 경우보다 응력이 제 1소구치 부위로 분산되어 좀더 유리하였다.

## VI. 총괄 및 고안

생체 기능성에 대한 연구중 구조물에 가해지는 응력을 분석하는데 이용할 수 있는 실험적 응력분석 방법으로는 스트레인 게이지법<sup>9,13,23</sup>, 광탄성 응력 분석법<sup>3,18,19</sup> 및 유한요소법<sup>1,4,5,7,20,24,25</sup> 등이 주로 이용되는데 이중 본 실험에 사용된 유한 요소법은 그 기본 원리가 수학적인 수치해석법으로 적절한 조건 설정만 이루어진다면 실험자가 의도하는 실험내용이 다른 요인에 의해 영향 받지 않고 온전히 진행될 수 있다는 장점이 있다. 이 방법은 복잡한 구조물을 물리적으로 성질이 유사한 여러개의 작은 요소로 나누어 작도한 다음 수치화하여 입력하고 물리적 성질과 하중 조건을 설정하여 컴퓨터를 이용하여 계산함으로써 각 요소의 응력과 절점의 변위를 산출하고 이것을 연속시켜 전체의 현상을 파악한다. 따라서 종래의 방법과는 달리 구조물이 매우 복잡하거나 다양한 재료로 구성되어 있어도 실험조건에 쉽게 포함시켜 구조물 내에 나타나는 변위와 응력의 크기 및 그 분포를 명확히 밝힐 수 있다.

평균 수명의 증가와 예방치학의 발전에 의해 치

열 잔존 기간이 증가함에 따라 치과의사는 치주적으로 약화되고 동요가 있는 치아를 치료해야 할 상황에 직면하게 되었다. 이러한 치아들은 보통 치아 결손 부위에 인접하여 있으므로 이 치아들을 고정성 국소의치의 지대치 또는 가철성 국소의치의 지대치로 이용하는 것이 가능한지를 평가하는 것이 중요하다<sup>12)</sup>.

Tylman 등<sup>29)</sup>은 고정성 보철물을 위한 지대치는 안정성을 가져야하며 Ante's law를 만족시키는 허용 가능한 치관/치근 비를 가지고 악궁 내에서 양호하게 분포되어 있어야 하며 또한 치주적으로 약한 지대치는 고정성 보철물을 지지하는 치아에 적용되는 부가적인 힘으로부터 과도한 힘을 받을 수 있기 때문에 부적당하다고 하였다. 이에 반해 Nyman 등<sup>22)</sup>은 치주지지의 심한 손실의 경우엔 고정성 국소의치가 가철성 국소의치보다 더 양호하며 그 이유로서는 고정성 국소의치는 가철성 국소의치에 비해 보다 경성(rigid)이며, 저작력을 잔존 치주조직에서 보다 바람직스럽게 분산시킬 수 있기 때문이라 하였고, Freilich 등<sup>12)</sup>은 감소된 지지골을 갖는 동요치도 치주치료를 시행하고 관리만 적절히 이루어진다면 고정성 국소의치의 지대치로 성공적으로 기능할 수 있다고 하여, 치주적으로 약한 치아를 고정성 국소의치의 지대치로의 이용에 관해서 이와같이 상반된 견해를 보여주었다.

따라서 본 연구에서는 치조골 고경이 감소된 전방 지대치와 정상 치조골을 갖는 후방 지대치를 고정성으로 연결한 경우에 약한 전방 지대치의 동요 및 주위 응력 분산에 관한 여러 역학적인 문제점들을 파악하며, 지대치의 수를 증가시키는 방법이 또한 임상적으로 고려될 수 있는지 규명코저 2차원 유한요소법을 이용하여 본 실험을 시행하였다.

Farah 등<sup>11)</sup>은 제 1 대구치가 소실된 경우에 장착시킨 3본 고정성 국소의치와 제 2소구치와 제 1대구치가 소실된 경우에 장착한 4본 고정성 국소의치의 유한요소법적 응력분석에서 두 경우

모두 보철물을 장착한 경우에 주변골의 응력이 감소되었다고 보고하고 분산하중의 경우보다는 집중하중에서 고정성 보철물의 응력 분산 효과가 크게 나타난다고 보고하여 고정성 보철물에 의한 응력 분산의 효과를 보고한 바 있으며 Yang 등<sup>30)</sup>은 2차원 유한요소법적 응력 분석을 통해 지대치의 치조골의 고경이 감소할수록 지지조직에 응력이 집중되어 나타나고, 고정성 보철물을 시행한 경우와 시행하지 않고 방치한 경우를 비교하면 방치한 경우에 비해 보철을 시행한 경우에 지대치 주위골에 나타나는 응력의 크기가 감소되었으며 고정성 국소의치를 시행함으로써 지지골에 나타나는 응력을 감소시킬뿐만 아니라 치주조직에 응력을 균등하게 분산시킨다고 보고하였는데 본 연구에서도 정상적인 치조골을 갖는 경우는 물론 치조골이 흡수된 경우에도 고정성 국소의치의 지대치를 증가시킴으로써 훨씬 응력 분산이 유리함을 보여 주었다.

Aydin 등<sup>8)</sup>은 제 1 대구치가 결손된 경우의 하악 구치부 3본 고정성 국소의치에 대한 2차원 유한요소 분석을 통해 분산 하중시 지대치인 소구치의 경우가 대구치에 비해 치조골 속으로 더 하방으로 변위 되었으며 이러한 변위는 치조골의 감소가 클수록 더욱 증가 되었다 하였다.

Sulik 등<sup>28)</sup>은 고정성 국소의치를 이용한 광탄성 실험에서 지대치의 경부와 치근 1/3 부의 지지골 부위에 응력이 대부분 영향을 미친다고 하였고 지대치 주위의 치조골이 중간 정도 흡수된 경우엔 잔존 구조에 전달되는 응력의 양이 증가되나 치조골이 심하게 흡수된 경우엔 잔존 구조에 전달되는 응력의 추가적인 변화가 야기되지 않았다고 하였다. 또한 Wright 등<sup>32)</sup>은 치조골 고경의 감소에 따른 응력 분산 효과에 대해 치조골 고경이 감소되면 반응력이 커지며 지대치를 고정하면 회전 중심의 위치가 근심측으로 이동되므로 회전모멘트가 상대적으로 적게 나타났다고 하였다. 본 연구에서도 Fig. 14, 18에서 보는 바와 같이 치조골 흡수가 심한 지대치 주

위에는 이러한 심한 변위로 인하여 치조골에 의한 충분한 지지의 부족으로 건강한 치주조직을 갖는 경우에 비해 응력이 적게 나타나나 후방의 정상 대구치 부위엔 회전 모멘트에 의한 많은 응력이 나타나게 됨을 볼수 있었다. 이는 소구치는 대구치에 비해 약한 지대치로서의 조건을 가지고 있으며 특히 치조골 흡수가 심한 지대치를 건강한 지대치에 연결하여 고정성 의치로 수복하는 경우에 있어서는 이러한 회전 모멘트가 더욱 발생될 수 있으리라 생각된다. 따라서 치주조직이 약한 지대치엔 추가적으로 더 지대치를 연결 고정시킴으로서 이러한 현상을 감소시켜 줄 수 있다(Fig. 15, 19)고 사료된다.

Glickman 등<sup>13)</sup>은 광탄성 실험을 통해서 고정성 국소의치로 대구치와 소구치의 고정시 지대치 주위의 치조골에서 관찰된 응력에 현저한 변화가 야기되었으며, 보철물 장착후 더욱 수직방향으로 응력의 방향이 유도되었다고 하였는데 본 연구에서도 Table 2 및 Fig. 4-11 에서 보는 바와 같이 4본 고정성 국소의치를 설계함으로써 3본 고정성 국소의치에 비해 상부 보철물 및 지대치의 변위량이 감소 감소되었고 변위의 방향도 전하방향에서 치아의 장축 방향으로 바꿀 수 있었으며 또한 제 2소구치 교두정에 하중을 가한 경우에도 소구치 치근의 근심과 침단에 있는 치조골에 집중되는 응력의 크기를 감소시킬 수 있었다. 이는 제 1,2 소구치의 고정에 의해 제 2소구치의 동요가 감소되어 제 2대구치에 걸리는 회전 모멘트가 감소함으로써, 근심부 집중 응력이 감소되고 원심부 전단 응력이 증가된 것으로 사료된다.

결과적으로 고정성 보철물은 제 1소구치까지 연장한 4본 고정성 의치의 경우가 3본 고정성 의치의 경우보다 보철물 및 지대치의 변위가 감소 되는 것을 관찰 할 수 있었으며(Table 2) 대체로 응력의 분산 양상도 양호 하게 나타났으

며(Fig. 12-19),특히 치조골 흡수가 심한 3본 고정성 의치의 경우엔 전하방 쏠림 현상이 나타남을 볼 수 있는데 (Fig. 6, 10) 반하여 4본 고정성 의치로 수복해 줌으로써 이러한 쏠림 현상을 억제해 줄 수 있는 경향(Fig. 7, 9)을 보여 주었다. 따라서 정상 치조골을 갖는 경우에는 고정성 국소의치의 지대치를 하나 더욱 추가하므로써 변형과 응력의 관점에서 약간 유리하나 치조골이 손상된 경우에는 쏠림 변형을 방지하고 보철물의 안정성과 지대치에 하중 분담을 보다 균등하게 하기 위해서는 치조골이 흡수된 부위의 지대치의 수를 증가시켜 보철물을 제작하는 것이 더욱 유리하다고 판단 되어 진다.

본 실험에서 비교에 사용된 실험값은 동일 조건으로 표준화된 2차원 유한 요소 모형간의 상대적 비교치로서 의미를 가지므로 실험 결과 계산된 응력의 크기나 방향은 골 반응에 대한 절대적인 수치로 보기보다는 여러가지 실험모형간의 해석 결과를 상호 비교하는데 이용되는 상대적인 목적으로 이용해야 하며 실제 임상과 관련하여 앞으로도 계속 생역학적 연구와 분석이 요구되리라고 사료된다.

## V. 결 론

제 1대구치가 소실된 경우, 정상적인 골 높이를 갖는 견치 및 제 1, 2소구치의 경우와 치조골 고경이 감소된 견치 및 제 1, 2소구치의 경우로 대별하여 정상적인 골 높이를 갖는 제 2대구치와 연결한 3본 및 4본 고정성 보철물을 2차원 유한요소모형으로 설계하였다. 설계된 보철물에 수직 집중하중을 가하여 각각의 유한요소모형에 나타나는 응력 및 변위를 관찰, 비교함으로써 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 전방 지대치 주위의 치조골 소실량이 증가된 경우, 치조골이 정상인 경우에 비해 보철물 및 지대치의 전하방 변위량이 커지고 치주적으로 약한 전방 지대치의 근심측 주변골에 응력이 더욱 증가되어 나타났으며, 후방 지대치의 근심측 주변골에도 더욱 응력이 증가되었다.
2. 4본 고정성 국소의치의 경우가 3본 고정성 국소의치의 경우에 비해 보철물 및 지대치의 변위량이 적고 변위의 방향이 치아의 장축방향으로 나타나 양호하며, 응력에 있어서도 3본 고정성 국소의치의 경우에 비해 양호한 분산양상을 보였다.
3. 지대치의 수를 증가 시키는 경우, 약한 지대치 부위로 쏠림 현상을 감소 시킬 수 있으며, 응력 분산이 유리하였다.

## 참 고 문 헌

1. 고현주, 정재현 : “골유착성 임플란트 보철 수복시 자연지대치와의 고정유무에 따른 유한요소법적 응력분석”, 「대한치과보철학회지」, 29:147-159, 1991.
2. 최충국, 계기성, 조규종: “감소된 치조골 고정을 갖는 치아와 골 유착성 임플란트에 의해 지지되는 고정성 국소의치의 유한요소법적 응력분석”, 「구강생물학연구」, 17:2:473-510, 1993
3. 김영일, 정재현 : “골유착성 보철 치료시 임플란트와 자연지대치와의 연결 방법에 따른 광탄성 응력분석” 「대한치과보철학회지」, 31 :271-300, 1993.
4. 김용호, 김영수 : “골 유착성 임플란트 보철 치료시 자연지대치와의 연결형태에 관한 유한요소법적 응력분석 연구” 「대한치과보철학회지」, 29:1-32, 1991.
5. 양홍서 : “임플란트와 자연치를 지대치로한 고정성 보철물의 응력분석”, 「대한치과보철학회지」, 31:447-457, 1993.
6. 정창모, 이호용 : “골유착성 임플란트와 자연치를 이용한 고정성 국소의치에서 응력분산 및 충격 흡수에 관한 유한요소법적 응력분석”, 「대한치과보철학회지」, 30:582-609, 1992.
7. 최수호, 정재현 : “끝내 임플란트를 이용한 고정성 국소의치 하에서 변위 및 응력에 관한 유한요소법적 응력분석”, 「대한치과보철학회지」 29:233-248, 1991.
8. Aydin, A.K., Tekkaya, A.E. : “Stress induced by different loadings around weak abutments”, *J. Prosthet. Dent.*, 68:879-684, 1992.
9. Brunski, J.B., Hipp, J.A. : “In vivo forces on endosteal implants : A measurement system and biomechanical consideration”, *J. Prosthet. Dent.*, 51:82-90, 1984.
10. Carranza, F.A. : *Glickmann's clinical periodontology*, 7th eds., W.B. Saunders Co., 1984, pp.39-50.
11. Farah, J.W., Craig, R.G., Meroueh, K.A. : “Finite element analysis of three-and four-unit bridges”, *J. Oral Rehabilitation*, 16:603-611, 1989.
12. Freilich, M.F., Breeding, L.C., Keagle, J.G., Garnick, J.G. : “Fixed partial dentures supported by periodontally compromised teeth”, *J. Prosthet. Dent.*, 65:607-610, 1991.
13. Glickman, I.et al. : “A photoelastic analysis of internal stresses in periodontium crea-

- ted by occlusal forces”, J. Periodontol., 41:30, 1970.
14. Haraldson, T., Carlsson, G.E. : “Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants”, Scand. J. Dent. Res., 85:200-208, 1977.
  15. Lundgren, D. : “Prosthetic reconstruction of dentition seriously compromised by periodontal disease”, J. Clin. Periodontol., 18:390, 1991.
  16. Lundgren, D., Falk, H., Laurell, L. : “Oral implants used to stabilize hypermobile teeth”, In : Laney, W.R. and Tolman, D.E., eds. Tissue integration in oral and maxillofacial reconstruction, Chicago, Quintessence Publ. Co., 1992.
  17. Lundgren, D., Laurell, L. : “Occlusal forces in prothodontically restored dentitions : A methodological study”, J. Oral Rehabilitation, 11:29-37, 1984.
  18. McGlumphy, E.A., Campagni, W.V., Peterson, L.J. : “Biomechanical analysis of the tooth and implant supported fixed partial denture”, J. Dent. Res., 67:346, abstr. #1871, 1988.
  19. McGlumphy, E.A., Campagni, W.V., Peterson, L.J. : “A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element”, J. Prosthet. Dent., 62:586-593, 1989.
  20. Meroueh, K.A., Watanabe, F., Mentag, P.J. : “Finite element analysis of partially edentulous mandible rehabilitated with an osteointegrated cylindrical implant”, J. Oral Implantol., 13:215, 1987.
  21. Nyman, S. and Ericsson, I. :” The capacity of reduced periodontal tissue to support fixed bridgework,” J. Clin. Periodontol., 9:409-414, 1982.
  22. Nyman, S., Lindhe, J., Lundgren D. : “The role of occlusion for the stability of fixed bridges in patients with reduced periodontal tissue support”, J. Clin. Periodontol., 2:53-56, 1975.
  23. Richter, E.J., Spiekermann, H. Jovanovic, S.A. : “Tooth to implant fixed protheses : Biomechanics based on in vitro and in vivo measurement,” In : Laney, W.R., Tolman, D.E., eds. Tissue integration in oral and maxillofacial reconstruction, Chicago, Quintessence Publ. Co., 1992.
  24. Rieger, M.R. : “Bone stress distribution for three endosseous implants”, J. Prosthet. Dent., 61:223, 1986.
  25. Rieger, M.R., Mayberry, M. and Brose, M.O. : “Finite element analysis of six endosseous implants”, J. Prosthet. Dent., 63:671-676, 1990.
  26. Shillingburg ,H.T., Hobo, S and Whitsett, L.D. : Fundamentals of fixed prosthodontics, ed 1. Chicago, Quintessence Publish Co., 1976, pp17-23
  27. Siegele D., Soltesz U. : “Numerical investigation of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone”, Int. J. Oral Maxillofac. Implants., 4:333-340, 1989, pp.133-139.
  28. Sulik, W.D. and White, J.T. : “Modification of stresses surrounding abutment teeth for fixed partial dentures induced by various levels of periodontal support: A photoelastic study”, J. Prosthet. Dent., 46: 32-35,

- 1981.
29. Tylman, S.D. and Malone, W.F.P: Theory and practice of fixed prosthodontics, ed 7. St Louis, CV Mosby Co., 1978, pp15-123.
30. Yang, H.S., Thompson, V.P. : "A two-dimensional stress analysis comparing fixed prosthodontic approach to the tilted molar abutment", Int. J. Prosthodont., 4:416-424, 1991.
31. Wheeler, R.C. : A textbook of dental anatomy and Physiology, 4th eds., W.B. Saunders Co., Philadelphia, 1965, PP.124-288.
32. Wright, K.W.J., Yettram, A.L. : "Reactive Force distributions for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutments", J. Prosthet. Dent., 42:411-416, 1979.
33. Wylie, R.S. and Caputo, A.A. : "Fixed cantilever splints on teeth with normal and reduced periodontal support," J. Prosthet. Dent., 66: 737-742, 1991.

## Abstract

### FINITE ELEMENT STRESS ANALYSIS OF FIXED PARTIAL DENTURE SUPPORTED BY THE ABUTMENT WITH REDUCED ALVEOLAR BONE

Kim, Young-Gi, D. D. S., Choi, Choong-Kug D. D. S.,  
Chung, Chae-Heon, D. D. S., M. S. D., Ph. D.  
*Dept. of Prosthodontics, School of Dentistry, Chosun University*

The purpose of this study was to determine the displacement of prosthesis & abutment and the stress distribution patterns induced in the periodontium by applying force to the fixed prosthesis.

Two levels of periodontal support were compared using two-dimensional finite element stress analysis after placement of 3unit or 4 unit fixed partial denture(FPD) in case of missing of the lower first molar.

Concentrated vertical load was delivered at the cusp tip of the second bicuspid or the central fossa of the pontic.

The following results were obtained :

1. The greater the loss of alveolar bone in abutment teeth area, the greater the displacement of FPD and the stress concentration in alveolar bone around abutment.
2. The amount and direction of displacement and distribution of stress in the 4-unit FPD was better than those in the 3-unit FPD.
3. Multiple abutments reduced the amount of mesial and downward displacement of the weakened abutments and more uniformly distributed the stresses.