

2006년 8월
박사학위 논문

근심 레스트를 가진 지대치의
연결고정에 따른 응력분석

조선대학교 대학원

치의학과

박영록

근심 레스트를 가진 지대치의 연결고정에 따른 응력분석

The stress analysis of the splinting
on the abutment with the mesial rest

2006년 8월 25 일

조선대학교 대학원

치의학과

박영록

근심 레스트를 가진 지대치의 연결고정에 따른 응력분석

지도교수 : 계 기 성

이 논문을 치의학 박사학위신청 논문으로 제출함

2006년 4월 일

조선대학교 대학원

치의학과

박영록

박영록의 박사학위 논문을 인준함.

위원장 전남대학교 교수 방몽숙 인

위원 조선대학교 교수 정재헌 인

위원 조선대학교 교수 강동완 인

위원 조선대학교 교수 고영무 인

위원 조선대학교 교수 계기성 인

2006년 6월 일

조선대학교 대학원

목 차

영문초록	V
I. 서론	1
II. 연구 재료 및 방법	3
III. 연구 성적	8
IV. 총괄 및 고찰.....	16
V. 결론	19
참고문헌	20

표 목 차

Table 1. The number of nodes and elements in this study.....	6
Table 2. Material properties assigned to different material component of finite element model.....	7
Table 3. Maximum Von Mises stress of parts (unit : Mpa).....	8

도 목 차

Fig. 1. Three-dimensional finite element analysis models	4
Fig. 2. Schematic representation of nodes and elements.....	6
Fig. 3. Stress contours in the alveolar bone under the experimental condition I (occlusal view).....	11
Fig. 4. Stress contours in the alveolar bone around 1st premolar under the experimental condition I (sagittal view).....	11
Fig. 5. Stress contours in the alveolar bone around 2nd premolar under the experimental condition I (sagittal view).....	11
Fig. 6. Stress contours of the periodontal ligament on the 1st premolar under the experimental condition I.....	12
Fig. 7. Stress contours of the periodontal ligament on the 1st premolar under the experimental condition II.....	12
Fig. 8. Stress contours of the periodontal ligament on the 2nd premolar under the experimental condition I.....	13
Fig. 9. Stress contours of the periodontal ligament on the 2nd premolar under the experimental condition II	13
Fig. 10. Stress contours in the alveolar bone under the experimental condition II (occlusal view).....	14
Fig. 11. Stress contours in the alveolar bone around 1st premolar under the experimental condition II (sagittal view).....	14

Fig. 12. Stress contours in the alveolar bone around 2nd premolar under the experimental condition II (sagittal view).....14

Fig. 13. Stress contours of the splinted gold crowns under the experimental condition II (sagittal view)14

ABSTRACT

The stress analysis of the splinting on the abutment with the mesial rest

Park, Young-Rok, D.D.S., M.S.D.

Director : Prof. Kay, Kee-Sung, D.D.S., M.S.D., Ph. D.

Department of Dentistry,

Graduate school of Chosun University

The purpose of this study was to assess how the stress distribution affected to the non-splinted abutment and the splinted abutment with different alveolar bone level when the vertical load was applied to the mesial rest of the abutment using the three dimensional finite element analysis model.

The results were as follows:

1. The more unfavorable the alveolar bone was, the greater the stress value in the periodontal ligament was.
2. As the vertical load was applied to the mesial rest of the abutment, the load was distributed to the adjacent tooth, tipping mesially the abutment.
3. As the vertical load applied to the mesial rest of the abutment with the unfavorable alveolar bone, the abutment was tipped much more lingually.
4. When the abutment was splinted with the adjacent tooth, the stress value showed lower to the abutment, higher to the adjacent tooth.
5. When the abutment with the unfavorable alveolar bone and the adjacent tooth with favorable alveolar bone were splinted, the stress value of the abutment showed lower than other groups.

6. When the abutment was splinted with the adjacent tooth, the load of the mesial rest was directed vertically, and the better the periodontal structure was, the better the stress distribution was.
7. The concentration of the stress was showed to the connection area of the splinted crowns.

In conclusion, as the periodontal structure of the abutment is unfavorable, the proximal plate is necessary to extend lingually in order to prevent the lateral movement of the tooth, and it is expected to be better that the abutment is splinted to the adjacent tooth, and it is thought that the connection area of the splinted crowns is necessary to strengthen.

I. 서 론

구치부에 유리단 무치악 부위를 지닌 경우 고정성 국소의치나 가철성 국소의치, 임플란트 지지 보철물로 수복할 수 있다. 비록 최근에는 임플란트를 이용한 수복이 많이 이뤄지고 있지만, 해부학적 여건과 경제적인 이유로 고정성 또는 가철성 국소의치를 이용한 치료 또한 여전히 보편적으로 이뤄지고 있다. 하지만 고정성 국소의치(cantilever)를 치주 조직의 지지가 감소된 지대치에 이용할 경우 최후방 부위에 파괴적인 과도한 힘이 작용하여 생역학적으로 치주조직에 문제를 일으키게 된다¹⁾. 또한 하악을 양측성 후방연장 국소의치로 수복하는 경우, 다양한 국소의치의 디자인에 따른 하중분산의 특징이 이미 많이 보고되었으며, 이들 연구에서 가철성 국소의치에 생리적으로 적합한 형태의 금속 의치상이 가지는 근심 레스트와 유도면, 그리고 I-bar 디자인의 장점에 대하여 기술하였다²⁻⁶⁾. 근심 레스트는 의치상 아래의 모든 점막 조직에 교합력을 더욱 수직적으로 전달하여 의치의 강한 지지를 증가시킨다. 그리고 지대치 쪽으로 더욱 수직으로 작용하는 힘은 변연조직이 허혈의 가능성을 줄인다. 또한 근심 레스트는 지대치의 근심에 힘을 가하고, 이는 지대치를 인접치 쪽으로 움직이게 하여 인접치 쪽으로 응력을 분산하여 지대치 치주조직에 유리하다고 주장하였다. 이러한 장점을 이유로 임상에서 유리단 국소의치를 제작하는 경우 근심 레스트를 많이 이용하고 있다.

최후방 지대치를 인접한 치아와 연결 고정하였을 경우에 응력의 분산에 유리하다고 또한 기술하였다. 하지만 이들 연구는 하악에 잔존하는 치아들이 모두 정상적인 치주조직의 지지를 받았으며 이들의 응력 분석 또한 대부분 2차원적인 분석에 머물렀다. 만약 최후방 지대치 및 인접치아에 치조골 결손이 있다면 다른 결과가 나타날지도 모른다.

치의학 분야에서 응력과 변위를 분석하는 방법으로 dial gauge법, strain gauge법, 광탄성 응력분석법, 유한요소법 등이 많이 이용되고 있다. 이 중 유한요소법은 온도, 압력 또는 변위와 같은 연속적인 양을 유한개의 부분 영역에서 정의되는 부분 연속함수로 구성된 모델로 근사화 시키는 것으로 컴퓨터의 발달과 함께 치의학 분야에 널리 이용되고 있다. 이러한 유한요소 분석법은 실험 대상물이 매우 복잡한

기하학적 구조나 다양한 종류의 재료들로 이루어졌을 지라도 그 조건들을 실험조건에 포함시킬 수 있고, 실험 대상물의 전체 영역까지 알 수 있는 장점을 가지고 있다⁷⁾. 초기에 주로 사용된 2차원적 분석은 입체적인 3차원 구조물을 2차원적 평면으로 단순화시켜 해석하게 되는 한계점을 갖고 있으며, 국소의치와 구강조직을 서로 고정된 구조물로 가정하고 실험하게 되는 한계점을 가지고 있다.

본 논문에서는 근심 레스트가 지대치의 치주조직에 어떠한 영향을 미치는지, 그리고 주위 치조골의 상황에 따라 어떻게 변화하는지, 지대치를 연결 고정하였을 때 응력의 분포는 어떻게 변하는지를 3차원 유한요소 응력분석법을 이용하여 알아보 고자 한 것이 목적이다.

II. 연구 재료 및 방법

본 실험에서 모델링을 치밀골, 해면골, 치질, 치수, 치주인대로 나누어 구성하였다. 하악의 제 2 소구치를 근심 레스트를 지닌 지대치로, 제 1 소구치를 인접치아로 가정하여 3차원 유한요소 분석 모델로 재건하였다. 골 구조의 외부 2mm는 피질골로 처리하였고 내부는 해면골로 처리하였다⁸⁾. 선택된 하악 제 1, 제 2 소구치의 길이는 각각 평균 21.6, 22.3mm 이었으며⁹⁾, 치근의 면적은 180, 207mm² 이었다¹⁰⁾. 기존의 실험들이 치아의 위치를 평행하게 배열한 것에 반해 본 실험은 각 치아에 평균 협설 및 근원심 경사각을 부여하여 최대한 실제 구강 상태와 비슷하게 재현하고자 하였다. 각 치아의 평균 협설 경사도(mean inclination : degrees)는 각각 14, -34이고 평균 근원심 경사(mean angulation from vertical : degrees)는 9.8, 10.1 이었다¹¹⁾. 치주인대는 0.35mm의 두께로 소구치의 표면에 붙어있다¹²⁾. 인접한 두 치아의 접촉면은 2mm²이고 치관의 교합면 1/3에 위치하며¹³⁾, 마찰계수는 0.5를 부여하여¹²⁾ 두 치아에 자율성과 독립성을 부여하였다. 치아, 치조골, 치주인대의 기계적 모형이 일차원적으로 탄력적이고, 동일하며 등방성으로 가정하였다.

본 실험에서 지대치 및 인접치아 주위의 골 조건은 양호한 조건에서는 골 외부 치아와 골 내부의 치아 비율은 1:2.3으로, 불량한 조건에서는 1:0.7로 부여하였다. 이는 치관 치근비율에서의 지대치 선택의 기준을 고려하였고, 연조직량을 제거한 임의의 설정 비율이며 이 비율은 하악의 치주질환에 이환된 치아에서 가장 일반적으로 나타나는 치조골 결손범위 내에 있다¹⁴⁾. 본 실험에서 형성된 치간 치조골 결손의 형태는 협설 방향에서 같은 비율로 감소되며 이 또한 비록 임상적으로 나타나는 결손 부위의 형태를 모두 만족시키지는 못하지만 흔치않게 발생하는 형상은 아니다¹⁵⁾. 형상화 된 골은 치아의 경사에 맞춰 굽힘을 부여하였다.

지대치의 레스트 시트는 1.5mm의 깊이로 치아의 근원심 길이의 1/3 및 협설 교두정 폭의 약 1/3에 해당하는 형태로 제작하였으며 레스트가 지대치의 레스트 시트에 완전히 안착하는 것을 가정하였다.

지대치의 연결고정은 독립된 자연치아와의 비교를 위해 그 구조를 단순화하고 치아의 법랑질을 미국치과의사 규격 Type III 금 합금으로 대체하였다. 임상적으로

상부 보철물의 부착은 치과용 합착제에 의해 이루어지는데 완전히 고정되어 느슨함이 없는 것을 원칙으로 설계하였다.

경계조건(Boundary condition)은 상, 하 치조골의 내부 경계선의 움직임이 전혀 발생하지 않도록 하기 위해 하악골의 양쪽 모서리 부분의 절단면 부분의 U_x , U_y , U_z 방향을 모두 구속하였다.

이렇게 형성된 모델은 조건에 따라 다음과 같이 분류되며 Fig. 1에서 보여준다.: I-독립된 치아, II-금관으로 연결 고정된 치아, A-지대치 및 인접치 주위의 치조골이 양호한 경우, B-인접치 주위의 치조골이 불량하지만 지대치 주위의 치조골이 양호한 경우, C-지대치 주위의 치조골이 불량하지만 인접치 주위의 치조골이 양호한 경우, D-지대치 및 인접치 주위의 치조골이 불량한 경우.

가철성 국소의치의 근심 레스트가 지대치 및 치주조직에 미치는 영향을 알아보기 위해 지대치의 근심 레스트 시트에 30N의 하중을 치근 방향으로 Y축을 따라 가하였다. 30N은 건전한 소구치에서 치근단 방향으로 수직 함입되는 생리적 한계인 0.05mm의 변위를 일으키는 대략적인 하중이다¹⁶⁾.

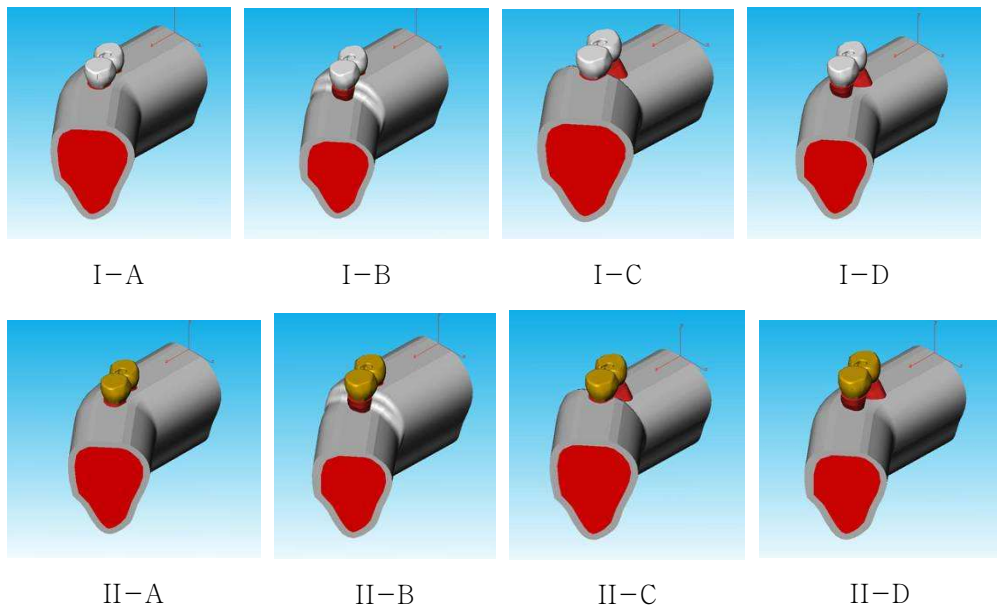


Fig. 1. Three-dimensional finite element analysis models

Experimental conditions

I: The non-splinted abutment

II: The splinted abutment by adjacent tooth

A: good alveolar bone level around the abutment tooth, good alveolar bone level around the adjacent tooth

B: good alveolar bone level around the abutment tooth, unfavorable alveolar bone level around the adjacent tooth

C: unfavorable alveolar bone level around the abutment tooth, good alveolar bone level around the adjacent tooth

D: unfavorable alveolar bone level around the abutment tooth, unfavorable alveolar bone level around the adjacent tooth

유한요소를 이용한 응력분석법은 모델의 단순화와 응력의 수치적 계산을 위해, 모형의 물리적 특성은 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성(homogeneity), 재료의 특성은 3방향으로 동일하다는 등방성(isotropy), 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하고 변위정도에는 무관하다는 선형 탄성(linear elasticity)을 갖는 것으로 가정하였다.

위와 같이 모델설계 과정이 완료된 전체모형은 형상이나 물성에 따라 각각의 요소별로 분할하였으며(mesh generation), 이때 적용된 하중에 대하여 현저한 응력이 예상되는 부분과 세밀한 관찰을 요하는 부분의 요소(Element)는 가급적 작게 분할하였고, 분할된 각 요소와 절점에 고유번호를 부여하였다.

유한요소(Finite element)는 4절점(Node)의 삼각뿔형태인 Tetra Heron element를 사용하였고. 완성된 모델에서 유한요소 격자수는 Table 1에서, 대표적인 몇몇 모형의 단면은 Fig. 2에서 보여준다.

Table 1. The number of nodes and elements in this study

Model		Number of elements	Number of Nodes
I	A	25295	47394
	B	31077	57195
	C	29451	54630
	D	29545	48384
II	A	26158	48566
	B	32126	58622
	C	29641	54912
	D	25826	47689

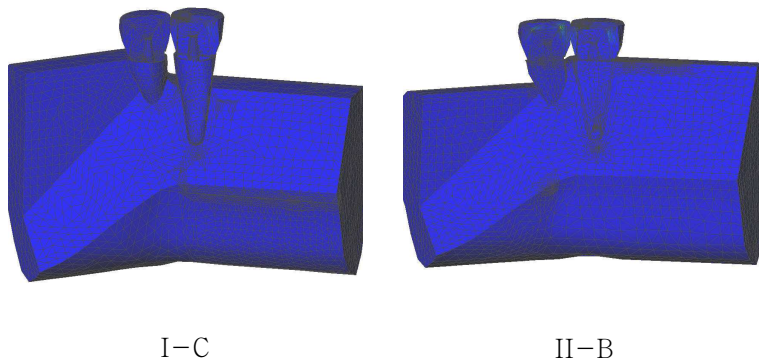


Fig. 2. Schematic representation of nodes and elements

3차원 유한요소모형의 초기 모델링은 모델링 전문기구인 Iron CAD와 의공학 분야에서 많이 쓰이고 있는 Solidworks를 혼합하여 표면작업을 하였고, 유한요소격자(mesh)의 작업과 선형적 구조해석은 상업용 유한요소 코드인 미국의 PlasoTech사의 3G.Author를 이용하여 해석(solving)과 Post processing 작업을 수행하였다.

본 연구에 사용한 3차원 유한요소분석 프로그램인 3G.Author를 이용하여 나타난 여러 가지 응력 값 중에서 유효응력 (von-Mises stress)을 취하여 각 모형에서의 응력분포와 변형을 비교 분석하였다. 결과는 최대응력 집중부를 확인하기 위하여

stress contour plot으로 나타내었다. 따라서 각 구성 성분별로 최대 응력을 찾아내어 어느 부분에 가장 많은 응력이 작용하는지를 나타내었다.

사용된 물성치인 탄성계수(Young's Modulus : Modulus of elasticity)와 프와송 비(Poisson's ratio)는 Table 2에서 보여준다.

Table 2. Material properties assigned to different material component of finite element model

Materials	Modulus of elasticity (kN/m ²)	Poisson's ratio
Enamel	46.89×10^6	0.30
Dentin	11.79×10^6	0.30
Pulp	0.002×10^6	0.45
Cancellous bone	1.38×10^6	0.30
Cortical bone Axial loading	13.79×10^6	0.30
Periodontal ligament Axial loading	59.99	0.30
Gold	77.91×10^6	0.30

Ⅲ. 연구성적

실험조건하에서의 지대치 및 인접치아 그리고 치주 조직에 발생한 최대유효응력은 Table 3과 같다.

Table 3. Maximum von Mises stress of the parts (unit: Mpa)

		1st premolar		2nd premolar		cortical bone	cancellous bone
		PDL	Dentin	PDL	Dentin		
I	A	0.166	18.02	0.487	140.2	3.137	0.4154
	B	0.198	33.61	0.511	179.5	1.072	0.01245
	C	0.217	14.86	0.692	78.46	1.188	0.01825
	D	0.291	83.25	0.742	160.5	8.061	0.5518
II	A	0.194	47.07	0.281	69.19	1.461	0.03914
	B	0.214	27.59	0.301	47.29	0.989	0.03912
	C	0.232	62.65	0.313	25.01	0.728	0.01209
	D	0.330	60.23	0.457	74.07	4.798	0.08101

PDL: periodontal ligament

지대치 및 인접치의 치주인대 및 치조골의 응력분포는 Fig. 3-13에서 보여준다. 이해를 돕기 위해서 응력 분포 및 값에 따라 색을 달리 표현하였고, 실험 조건에 따른 결과치가 임상적 의의를 갖는 치조골과 치주인대 부분만 그림으로 나타냈다. Fig. 3-13에서 각 색 선은 동등한 응력의 정도를 나타내며 빨간색은 최대 응력 부위를 파란색은 최소 응력 부위를 나타낸다.

치조골 및 금관의 단면은 Y-Z 평면(시상면)을 따라 절단한 것이며(Fig. 4, 5, 11, 12, 13), 치조골의 단면에서 제 1 소구치의 치조골은 협측에서 본 모습이고 제 2소구치의 치조골은 설측에서 바라본 모습이다. 치조골을 교합면에서도 바라보았다(Fig. 3, 7). 치주인대는 X-Y 평면(전두면)을 따라 절단한 형상이다(Fig. 6, 7, 8, 9). 이는 각 구성요소들의 응력 분포가 가장 잘 관찰되는 축을 기준으로 절

단한 것이다.

독립된 자연치 상태(model I)에서 실험조건에 따라 제 2 소구치(지대치)의 치주인대 및 치조골에서 발생하는 최대 유효응력 값은 D, C, B, A 순으로 높은 응력 값을 보였다(table 3). 이는 지대치 주위의 치주조직이 불량할수록 높은 응력 값을 보였다. 제 1소구치(인접치)에서의 최대 유효응력 값 또한 D, A, B, C 순으로 높은 유효응력 값을 보였다. 이 값은 자유롭고 독립된 지대치가 근심 레스트 시트에 하중을 받음에 따라 근심 기울임이 발생하였고, 이로 인해 인접치아와 마찰 및 접촉을 한 것으로 여겨진다. 또한 근심으로 기울어진 힘이 인접치아에 전달됨에 따라 인접치아가 지대치의 힘을 분산하는 버팀효과(buttruss effect)가 발생할 것으로 예상된다.

제 2 소구치에서 치조골 및 치주인대에 나타난 응력의 집중부위는 대부분 비슷한 양상으로 치경부에서 나타났다(Fig. 5). 하지만 주위 치조골이 불량한 곳에서는 협설 정중부에서 약간 설측으로 벗어난 부위에, 주위 치조골이 양호한 곳에서는 정중부위 근처에서 응력이 집중되는 형태를 보였다(Fig. 3). 또한 지대치 치조골이 불량한 경우 인접치아의 치주인대 및 치조골에서 양호한 경우 보다 응력이 더욱 많이 발생하는 것을 알 수 있다(Fig. 8), 치조골이 양호한 경우 인접치아는 거의 부하를 받지 않는 응력 패턴을 보인다(Fig. 6). 이런 결과를 비교해 볼 때 지지골이 불량한 경우 치아의 근심 레스트에서 발생한 힘이 서로 다른 치축을 가진 치아에 기울임을 발생시켜 접촉부위에 큰 힘을 일으킨다. 이 때 발생한 마찰력이 지대치를 설측으로 경사시킨 것임을 예상할 수 있다.

지대치를 연결 고정된 상태(model II)에서 실험조건에 따라 제 2 소구치(지대치)의 치주인대에서 발생하는 최대 유효응력 값은 D, C, B, A 순으로 높은 유효 응력 값을 보였다(table 3). 제 1 소구치에서 최대 유효응력 값 또한 D, C, B, A 순으로 높은 유효응력 값을 보였다(table 3). 하지만 그 값이 model I의 값 보다는 제 2 소구치에서는 상대적으로 낮은 값이, 제 1 소구치에서는 상대적으로 높은 값이 나타났다. 특히 제 2 소구치(지대치) 주위의 치주인대 및 치조골의 응력 값이 C의 경우 다른 조건에서 보다 많은 응력 값의 저하를 보였고 D의 경우 또한 큰 변화를 보였다. 이는 두 치아의 연결 고정으로 응력이 인접치아로 분산된 결과일 것이다.

응력의 분포양상에서 또한 변화가 나타났다. Model I 과는 달리 부하를 덜 받았던 인접치의 치주인대에서 치근단과 치조정 부위에 증가된 응력이 관찰되었고(Fig. 6, 7), 부하를 많이 받았던 지대치의 치주조직에서의 응력 패턴도 바뀌어 상대적으로 적은 응력 분포를 나타냈다(Fig. 8, 9). 특히 서로 다른 치축을 가진 치아의 연결로 인해 수평적 운동에 제한이 나타났으며 힘의 전달 방향이 두 치아에 수직 방향으로 작용하였다(Fig. 3, 10). 그리고 치간 사이에서 응력 패턴이 보였고(Fig. 10) 치주인대의 응력 패턴이 model I에서 보다 약간 일정하였다(Fig. 8, 9). 치주조직이 양호한 경우에서 응력의 집중부위가 더욱 치간의 협설 정중부에 위치하였으며 이는 치아의 측방동요가 감소함을 나타낸다(Fig. 10).

치아를 연결 고정된 금관에서는 두 금관의 연결부에서 응력이 집중됨을 알 수 있었다(Fig. 13).

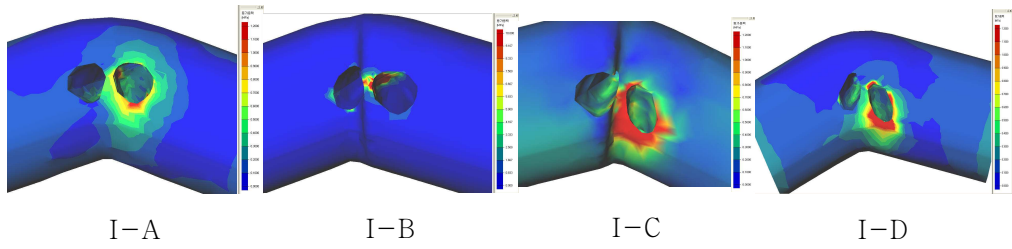


Fig. 3. Stress contours in the alveolar bone under the experimental condition I (occlusal view).

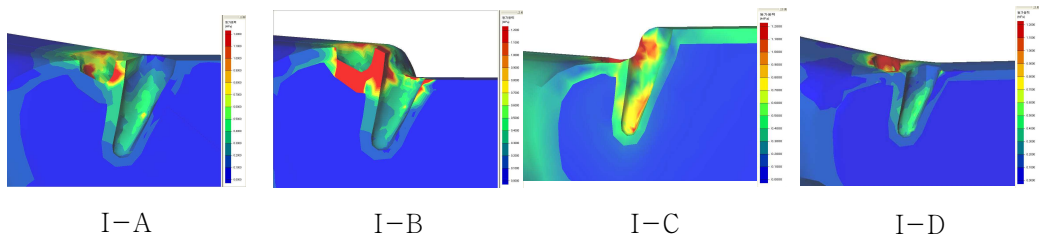


Fig. 4. Stress contours in the alveolar bone around 1st premolar under the experimental condition I (sagittal view).

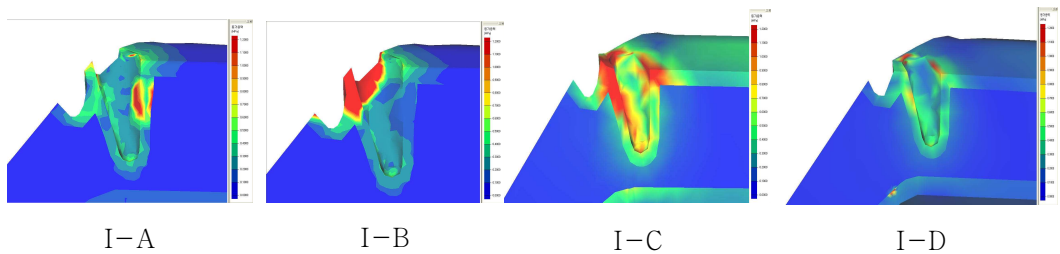


Fig. 5. Stress contours in the alveolar bone around 2nd premolar under the experimental condition I (sagittal view).

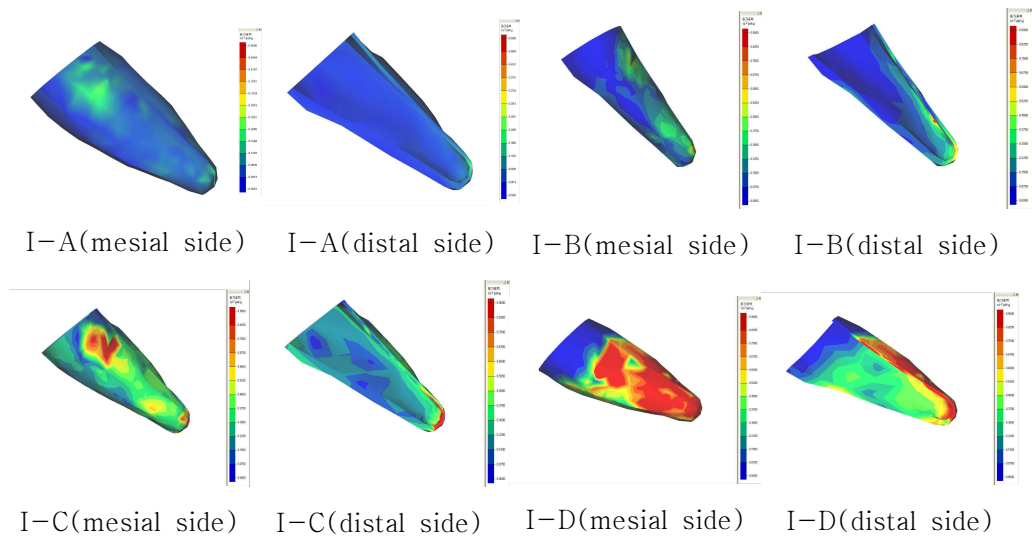


Fig. 6. Stress contours of the periodontal ligament on the 1st premolar under the experimental condition I.

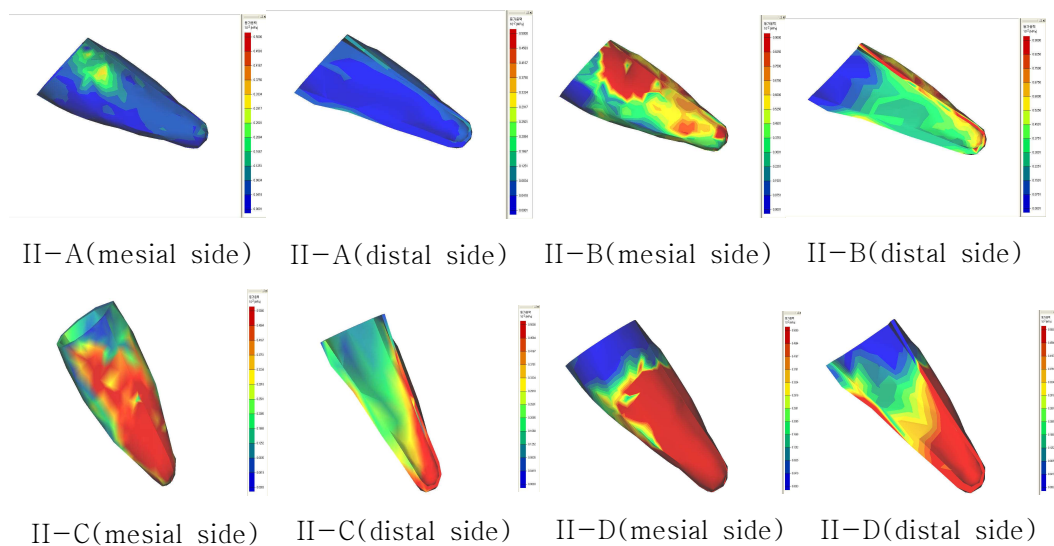


Fig. 7. Stress contours of the periodontal ligament on the 1st premolar under the experimental condition II.

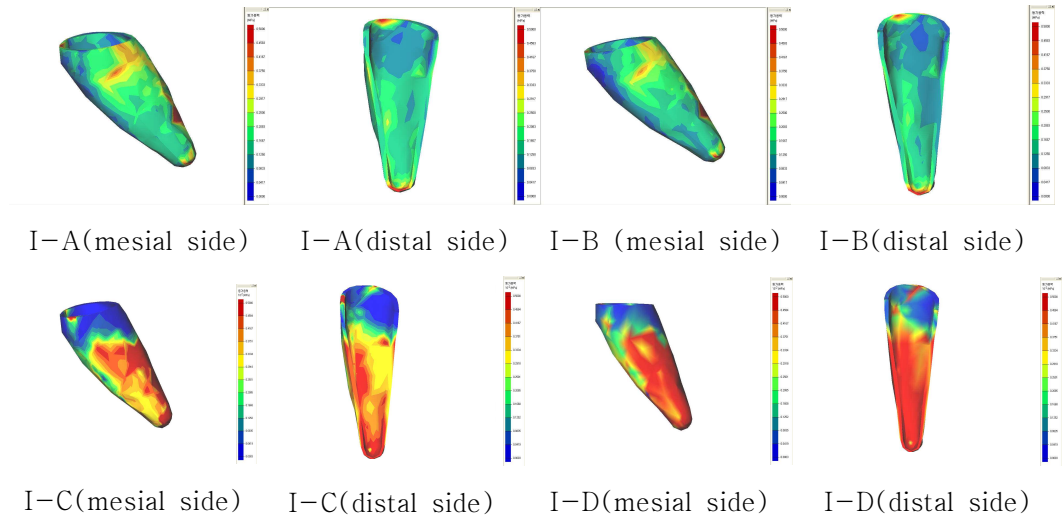


Fig. 8. Stress contours of the periodontal ligament on the 2nd premolar under the experimental condition I.

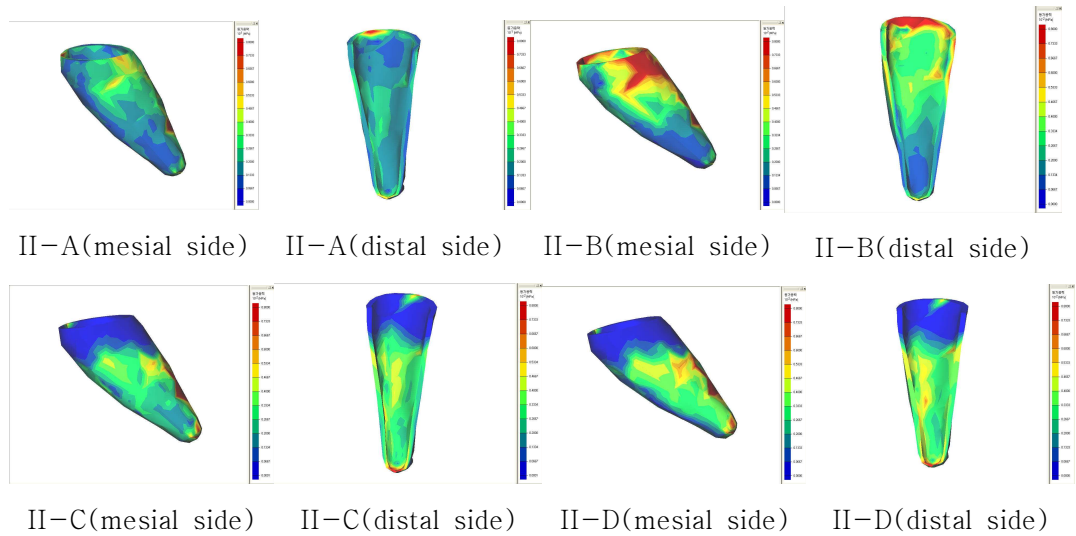


Fig 9. Stress contours of the periodontal ligament on the 2nd premolar under the experimental condition II.

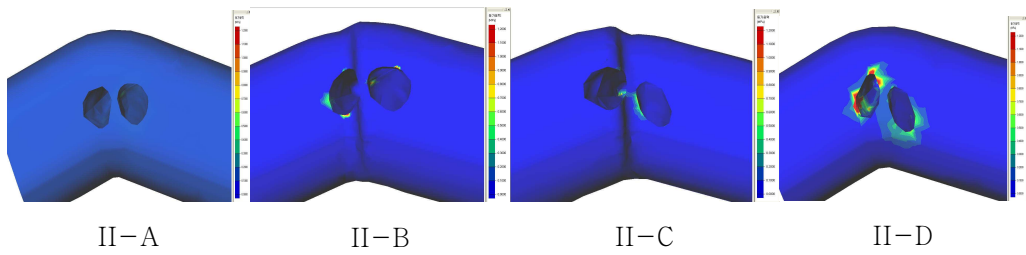


Fig. 10. Stress contours in the alveolar bone under the experimental condition II (occlusal view).

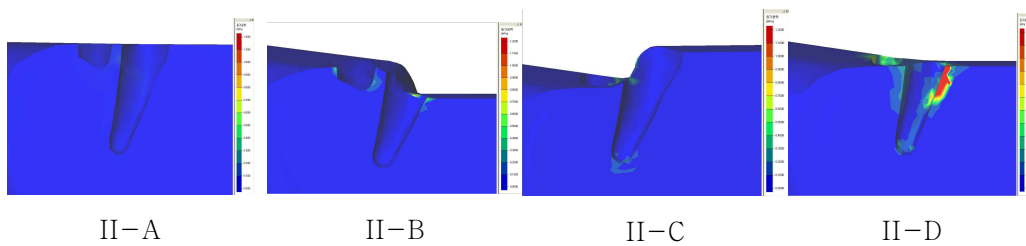


Fig. 11. Stress contours in the alveolar bone around 1st premolar under the experimental condition II (sagittal view).

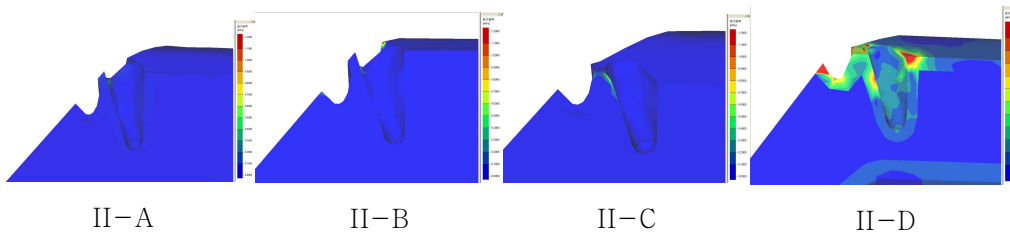


Fig. 12. Stress contours in the alveolar bone around 2nd premolar under the experimental condition II (sagittal view).

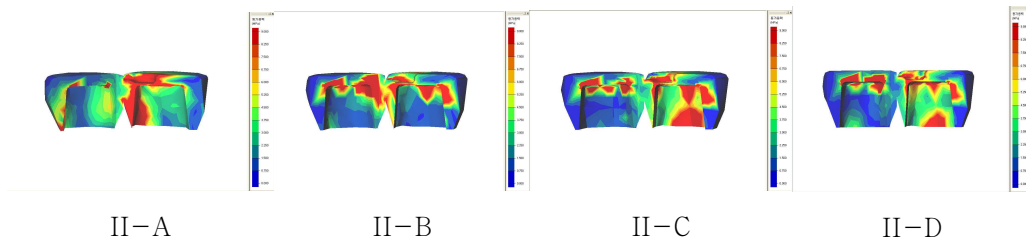


Fig. 13. Stress contours of the splinted gold crowns under the experimental condition II (sagittal view).

V. 총괄 및 고찰

가철성 국소의치의 오랜 사용으로 인해 발생하는 잔존 치아와 연조직의 부작용을 최소화하기 위해서는 정기적인 검사 프로그램이 있어야 하고^{17,18)} 반드시 필요한 디자인의 요소를 만족시켜야 한다¹⁹⁻²¹⁾. 구강조직에 최소한의 부작용을 일으키는 이상적인 디자인을 만들기 위해서 가철성 국소의치로부터 잠정적으로 야기되는 지대치와 이를 지지하는 치주인대의 손상을 완전히 이해해야만 한다. 하지만 치주조직에 미치는 응력을 실험적으로 측정하기는 어렵기 때문에 구강조직에 가철성 국소의치의 어떠한 힘이 응력이 영향을 미치는지에 대해서는 여전히 확실치 않다²²⁻²⁸⁾.

하지만 이것은 기계적인 분석에 의해 측정될 수 있으므로 수학적 모델링을 이용한 방법이 유용한 수단이 될 수 있다²⁹⁾. 삼차원 유한요소 분석법은 일반적으로 경, 연조직 응력의 분산을 측정하는데 이용되어 졌다. 하지만 그 방법의 대부분은 일차원적으로 탄력적인 결과를 부여하였다³⁰⁾.

이 연구는 치주조직의 조건이 다른 경우 독립된 자연치에서 근심 레스트에서 발생하는 힘이 치주조직에 미치는 응력 분포 양상과 지대치를 연결 고정한 후에 나타나는 응력 분포의 변화를 3차원적 유한요소 분석법을 통해 알아보려고 하였다.

많은 치과의사들은 치주인대에 가해진 응력이 치주인대의 혈류량을 조절하여 치조골의 리모델링을 일으킨다고 믿는다. 즉 치주인대의 압박부위에서는 골의 흡수가 나타나고 신장력이 발생하는 부위에서는 골의 침착이 나타난다고 했다^{31,32)}. 압박부위는 혈류 공급을 감소시켜 치주인대를 유리화 시키고 인접한 골이 흡수된다. 반대로 신장되는 부위는 혈류 공급이 증가하고 골량 조직이 형성되며 그 결과 새로운 골이 형성되는 것을 경험한다. 하지만 너무 과도한 힘이 작용하는 경우 또는 치주 질환으로 치조골의 지지가 약해져 외부 힘에 저항하지 못하는 경우에는 골 침착 전에 골 흡수가 지속적으로 나타나 치주인대의 확대 및 치조골의 파괴가 나타나게 된다. 그리고 치아의 부하는 치조골 및 치주인대에 영향을 주고 지지골이 감소하였을 때 치주인대는 더 큰 힘을 받게 된다고 보고하였다.

하지만 이전의 실험에서 보철물과 지대치 사이 혹은 지대치와 인접치 사이의 근

심 접촉면에서의 미끄럼과 마찰 현상이 삼차원적인 모델에서는 적절히 분석되지 않았다. 본 실험에서는 제 2소구치의 근심 레스트에 부하를 가하고 개개 치아에 마찰계수와 자유도를 부여하여 치아의 측방으로의 이동을 자유롭게 하였다. 또한 지지골의 형태를 다양화하였다.

본 실험에서 근심 레스트가 하중을 받았을 때 지대치는 근심변위가 일어났고 인접한 치아와의 접촉과 버팀 효과(buttruss effect)로 인해 응력이 대체적으로 줄어들었다. 특히 이러한 효과가 지대치의 지지조직이 불량할 때 크게 나타났으나 응력의 분산 양상을 볼 때 이 효과는 지지조직이 불량한 경우에 있어서 지대치에 크게 이로울 것으로 보이지는 않는다. 즉 지대치의 근심이동이 인접치아와의 접촉 및 응력의 전달 뿐만 아니라 미끄럼 현상을 발생시켜 오히려 지대치를 설측으로 회전시킨다. 이는 치주인대의 확장과 치조골 파괴를 이룰 수 있다. 본 실험에서 나타난 유효응력의 정도는 치조골과 치주인대의 생리적 제한 범위 내에서 나타났지만³⁰⁾, 과도한 하중이 가해졌을 때 치주조직의 협측에서 파괴가 일어날 것이 예상된다. 지대치의 치주조직이 불량한 경우 이를 보완하기 위해서 가철성 국소의치의 금속 구조물 특히, 인접 판을 설측으로 연장하고 지대치의 레스트와 연결되는 부연결 장치의 적합성을 정확하게 하여 지대치가 측방으로 이동하는 것을 제한하여야 한다. 측방이동의 제한은 응력의 방향을 치축에 더욱 수직적 변화시켜 지대치 및 치주조직에 이로울 것이다. 이는 가철성 국소의치의 장기간 사용을 위해서는 금속 구조물의 적합도가 매우 중요하다고 보고한 이전의 임상보고와 결과가 일치한다. 이전의 보고에서 Kratochvil과 Caputo²⁾ 는 적합도가 지대치 및 치주인대, 후방 연장부위 치조골에 발생하는 힘의 방향에 매우 큰 영향을 미친다고 하였고 적합도가 불량한 금속 구조물은 치아와 치주인대에 기울임과 비틀림을 발생시키는 반면 양호한 금속 구조물의 적합은 지대치의 장축으로 응력을 분산시킨다고 하였다. 또한 후방연장 국소의치에서 적합도를 최대화하기 위해 금속 구조물뿐만 아니라 2차 인상 채득을 이용한 개조모형을 제작할 것을 추천하였다³³⁾.

불량한 치근 구조를 가지거나 치주적으로 이환된 최후방 치아를 건전한 인접 치아와 연결 고정하는 것은 이점이 있을 것이라는데 일반적으로 동의한다³⁴⁾.

Glickman 등³⁵⁾은 하나의 치아에 가해진 교합력은 연결 고정한 다른 치아에도 응

력이 가해진다는 것을 보고하였다. 또한 Glickman 등³⁶⁾은 광탄성 시스템을 이용하여 대구치와 소구치를 고정성 보철물로 연결 고정하였을 때 대구치 지대치 주변에서 관찰되는 응력 분포 양상이 확연히 다르다는 것을 보고하였다. 보철 후 힘은 더 치축 방향으로 가해졌다. 비슷한 환경에서 조직학적 검사가 시행되었고 조직학적 검사는 광탄성 모델의 결과를 뒷받침하였다. Hood 등³⁷⁾은 광탄성 모델과 유한요소법을 이용하여 경사진 대구치 지대치에서 응력의 분산과 집중이 변하는 것을 보고하였다. William 등³⁸⁾은 대구치와 소구치 둘 다에서 고정성 보철물로 연결 고정함에 따라서 응력의 분산이 변화하는 것을 보고하였다. 고정성 보철물로 지대치를 인접치와 연결 고정하는 것은 응력을 더욱 치축 방향으로 가해지도록 하고 응력 분포를 현저하게 전체적으로 균일하게 변화시켰다. 하지만 연결 고정에 있어 고정된 지대치의 수가 3개 이상이 될 경우 지대치의 수가 증가 할수록 하중에 대한 저항이 증가하지는 않았다³⁹⁾.

이전의 서로 다른 치조골 조건에서의 응력 분포 실험은 지대치와 지대치 또는 지대치와 인접치의 치주조건이 모두 동일한 조건, 즉 전체적으로 치조골이 감소되거나 전체적으로 양호한 조건에서 이뤄졌다. 서로 다른 치조골 조건으로 실험이 이뤄진 본 논문에서도 캔틸레버 형태가 아닌 고정성 국소의치의 연결 고정에 따른 이전의 효과와 일치하는 결과를 보였다.

Carson 등⁴⁰⁾은 일차 지대치의 연결고정이 가철성 국소의치가 외력에 저항할 수 있도록 해준다고 발표했다. 그들은 4년간의 임상 연구기간동안 관찰된 사실을 토대로 했고, 연결 고정된 지대치 주위에 약화도 보이지 않았다고 하였으며, Goodkind⁴¹⁾도 같은 결론을 제시하였다. 실험실에서의 광탄성 모델 실험에서도 어태치먼트 유지 장치가 후방연장 가철성 국소의치에서 사용될 때 인접치와 지대치의 고정은 매우 중요한 요소로 작용한다고 결론지었다⁴²⁾. 유사한 결과가 치관의 어태치먼트가 후방연장 가철성 국소의치에 이용될 때 지대치에 발생하는 변형에 관한 연구에서 관찰되었다. 실험실 모델에서 긴장도 측정 게이지가 사용되었고 적어도 두 치아에 스트레스를 감소시키기 위해 연결 고정해야 한다고 제시하였다⁴³⁾. 또 다른 광탄성 연구에서 같은 주제를 관찰 하였는데, 적절한 치주 지지를 갖는 원심 지대치는 후방연장 가철성 국소의치에 의해 전달되는 하중을 감소시키기 위해 인

접한 건전치아와 연결 고정되어야 한다고 결론지었다⁴⁴⁾. 치아의 연결고정은 지대치 움직임 감소시키고 단근치를 다근치로 변환시켜 회전중심을 치근 중격에 위치시켜서 회전 모멘트 크기를 작게 하고, 따라서 가해진 힘이 좀 더 수직적으로 고르게 분산시킬 수 있으며 결과적으로 피사성, 흡수성 병변을 적게 일으킨다고 강조하였다.

골 파괴가 치주인대에서 생산되는 높은 응력 집중의 결과라면 한번 시작된 흡수 과정은 지지골의 높이를 감소시키는 모멘트로 모아진다. 따라서 과도한 측방력이 발생하게 되고 치아의 자연스런 소실이 오게 된다. 두 개 치아가 함께 연결될 때 결합된 구조의 즉시적인 회전 중심이 치간 중격내에 발생하게 되고 이렇게 연결 고정되었을 때 부하가 더욱 수직을 작용하게 되어 회전이동의 크기 또한 작게 된다. 따라서 두 개의 치아를 연결하는 것이 기계적으로 바람직하다. Nyman 등⁴⁵⁾은 고정성 국소의치에서 치주지지가 현저하게 감소된 보철물이 지대치 부위의 부착 소실 없이 8-11년 정도 사용할 수 있는 것을 관찰 보고 하였고 이는 치아와 치근 표면으로부터 세균성 침전물을 제거하고 관찰 기간 동안 치은연하의 치태를 제거했기 때문이라고 하였다. 그리고 고정성 보철물을 성공적으로 지지하기 위해 잔존 치주조직의 생물학적 용적(capacity)보다는 고정성 보철물의 제작에 연관된 기술 및 생물학적 고려가 중요하다고 하였다.

치아를 금관으로 연결 고정하는 경우 금관의 연결부에서 응력의 집중이 나타났다. 이 부위는 장기간의 사용 시 피로파절이 나타날 수 있으므로 보강이 필요하겠다.

유한요소분석법에는 생물학적 고려가 생략되기 쉽고 형태를 이상화시키므로 응력의 완전한 정량적 분석에는 다소 무리가 있다. 실제 치주인대는 치아와 골의 계면에서 섬유성 구조로 존재하고 있다. 실제로도 치주인대의 주 섬유성 구조는 치조골의 응력의 분배에 주요한 역할을 한다. 특히 사주섬유는 치아를 치조와에 고정시키는 고정역할과 함께 수직력이 치조골벽에 측방력으로 전환되게 하는 부속 인대의 역할도 한다. 그런데 치주인대를 연속적 구조를 가졌다고 가정을 한다면 이러한 힘의 전환은 반영되지 않을 것이며, 실제 섬유성의 치주인대에서 보이는 측정치와는 차이가 있을 것이 예상 된다⁴⁶⁾. 그리고 본 실험에서 이용한 치아 경사 및 치주조직의 조건 또한 실제의 그것과는 차이가 있을 것이다.

V. 결론

근심 레스트에 발생하는 힘이 지대치의 각각의 서로 다른 조건의 치주조직에 미치는 영향과 지대치를 인접치아와 연결 고정하였을 때 치주조직에 나타나는 응력의 변화를 알아보고자 한 본 연구의 실험 결과는 다음과 같다.

1. 주위 치조골이 불량할수록 치주인대에 발생하는 응력 값이 커졌다.
2. 근심 레스트에 수직하중이 가해졌을 때 지대치를 근심으로 기울여 인접치아에 하중을 분산시켰다.
3. 주위 치조골이 불량한 지대치의 근심 레스트에 수직 하중이 가해졌을 때 지대치는 더욱 설측으로 기울어졌다.
4. 지대치를 인접치와 연결 고정하였을 때 응력 값이 고정하지 않았을 때 보다 지대치에서 낮게, 인접치에서 높게 나타났다.
5. 지대치 주위의 치조골이 불량하고 인접치 주위의 치조골이 양호한 상황에서 연결 고정하였을 때 지대치의 응력 값이 조금 더 낮아졌다.
6. 지대치를 연결 고정하였을 때 근심 레스트의 하중이 수직 방향으로 향하였으며, 치주 조직이 양호할수록 응력 분포 양상은 더욱 양호하였다.
7. 연결 고정한 금관의 연결부에서 응력의 집중이 나타났다.

이상의 결과에서 지대치 주위의 치조골이 불량한 경우 치아가 측방으로 이동되는 경향을 방지하기 위해 금속 구조물의 인접관을 설측으로 연장할 필요가 있으며, 지대치를 인접치아와 연결 고정하는 경우에 더욱 이로울 것으로 예상된다. 이때 연결 고정하는 금관의 연결부를 강화할 필요가 있을 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. Wylie RS, Caputo AA. Fixed Cantilever splints on teeth with normal and reduced periodontal support. *Int Prosthe Dent* 1991;66:737-42.
2. Kratochvil FJ, Caputo AA. Photoelastic analysis of pressure on teeth and bone supporting removable partial denture. *J Prosthet Dent* 1974;32:52-61.
3. Thompson WD, Kratochvil FJ, Caputo AA. Evaluation of photoelastic stress areas produced by bilateral distal extension removable partial denture design. *J Prosthet Dent* 1977;38:261-73.
4. Kratochvil FJ, Thompson WD, Caputo AA. Photoelastic analysis of stress patterns on teeth and bone with attachment retainers for removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1981;46:21-8.
5. Krol A. J. RPI (Rest, Proximal Plate, I Bar) clasp retainer and its modifications. *Dental Clinics of North America* 1973;17:631-649.
6. Demer W.J. An analysis of mesial rest-I bar clasp design. *J Prosthet Dent* 1976;36:243-53.
7. Farah J. W., Craig R. G., Meroueh K. A. Finite element analysis of three and four unit bridge. *J Oral Rehabil* 1989;16:603-11.
8. Matsushta Y., Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implant : diameter effects on stress distribution. *J Oral Implantol* 1990;16:6-11.
9. 윤수완 등. 근관치료학, 덴티북, 1996:227-232.
10. Jepsen A. *Acta Odont Scand*, 1963;21:35-46.
11. Dempster W. T., Adams W. J., Duddles R. Ann Arbor, Mich. Arrangement in the jaw of the roots of the teeth. *J Am Dent Assoc* 1963;21:779-797.
12. Muraki H., Wakabayashi N., Park I., Ohyama T. Finite element contact stress analysis of the RPD abutment tooth and periodontal ligament. *J Dent* 2004;32:659-665.

13. Akizumi Araki. Study on the interdental proximal contact relation on dental arch. *J Jpn Prosthodont Soc* 1980;24:575–591.
14. Manson JD. Bone morphology and bone loss in periodontal disease. *J Clin Periodontol* 1976;3:14–22.
15. Goldman H, Cohen DW. The infrabony pocket: classification and treatment. *J Periodontol* 1958;29:272–91.
16. Mullemann HR. 10 years of tooth–mobility measurements. *Journal of Periodontology* 1960;31:110–22.
17. Basker RM, Davenport JC, Heath JR, Glantz PO. The removable partial denture equation. *British Dental Journal* 2000;189:414–24.
18. Kern M, Wagner B. Periodontal finding in patients 10 years after insertion of removable partial denture. *J Oral Rehabil* 2001;28:991–7.
19. Drake CW, Beck JD. The oral status of elderly partial denture wearers. *J Oral Rehabil* 1993;20:53–60.
20. Petridis H, Hempton TJ. Periodontal considerations in removable partial denture treatment: a review of the literature. *Int J Prostho* 2001;14:164–72.
21. Thayer HH, Kratochvil FJ. Symposium on periodontal restorative interrelationships. Periodontal considerations with removable partial dentures. *Dental Clinic of North America* 1980;24:357–68.
22. Bregman B, Hugoson A, Olsson CO. A 25 year longitudinal study of patients treated with removable partial dentures. *J Oral Rehabil* 1995;22:595–9.
23. Vermeulen AHBM, Keltjens HMAM, van't Hof MA, Kayser AF. Ten–year evaluation of removable partial dentures: survival rates based on retreatment, not wearing and replacement. *J Prosthet Dent* 1996;76:267–72.
24. Igarashi Y, Ogata A, Kuroiwa A, Wang CH. Stress distribution and abutment tooth mobility of distal–extension removable partial dentures with different retainers: an in vivo study. *J Oral Rehabil* 1999;26:111–6.

25. Hindels GW. Load distribution in extension saddle partial dentures. *J Prosthet Dent* 2001;85:324–9.
26. White JT. Visualization of stress and strain related to removable partial denture abutments. *J Prosthet Dent* 1978;40:143–51.
27. Ko SH, McDowell GC, Kotowicz WE. Photoelastic stress analysis of mandibular removable partial dentures with mesial and distal occlusal rests. *J Prosthet Dent* 1986;56:454–60.
28. Pezzoli M, Rossetto M, Calderale PM. Evaluation of load transmission by distal–extension removable partial dentures by using reflection photoelasticity. *J Prosthet Dent* 1986;56:329–37.
29. Beek M, Koolstra JH, van Ruijven LJ, van Eijden TMGJ. Three–dimensional finite element analysis of the cartilaginous structures in the human temporomandibular joint. *J Dent Res* 2001;80:1913–8.
30. Atmaram GH, Mohammed H. Estimation of physiologic stress with a natural tooth considering fibrous PDL structure. *J Dent Res* 1981;60:873–7.
31. Reitan K. Effects of force magnitude and direction of tooth movement on different alveolar bone types. *Angle Orthod* 1964;34:244.
32. Reitan K. Clinical and historical observation on tooth movement during and after orthodontic treatment. *Am J Orthod* 1967;53:721.
33. Maxfield JB, Nicholls, Smith DE. The measurement of forces transmitted to abutment teeth of removable partial denture. *J Prosthet Dent* 1979;41:134–42.
34. Henderson D, McGivney GP, Castleberry DJ. McCracken's removable partial rosthodontics. St luis: CV Mosby; 1985.p271.
35. Glickman I, Stein S, Smulow J. The effect of increased functional forces upon the periodontium of splinted and nonsplinted teeth. *J Periodontol* 1961;32:290
36. Glickman I, Rober FV, Bron M, Pamejier JA. Photoelastic analysis of

internal stress in the periodontium created by occlusal forces. *J Periodontol* 1970;41:30.

37. Hood JA, Fara JW, Craig RG. Modification of stresses in alveolar bone induced by a tilted molar. *J Prosthet Dent* 1975;34:415.

38. William DS, James TW. Modification of stresses surrounding abutment teeth for fixed partial dentures induced by various levels of periodontal support: A photoelastic study. *J Prosthet Dent* 1981;46:32–5.

39. Itoh H, Caputo AA, Wylie R, Berg T. Effect of periodontal support and fixed splinting on load transfer by removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1998;79:465–71.

40. Carlsson GE, Hedegard B, Koivumma AA. Studies in partial denture prosthesis IV. Final result of 4-year longitudinal investigation of dentogingivally supported partial denture. *Avta Odontol Scan* 1965;23:443–469.

41. Goodkind RJ. The effects of removable partial dentures on tooth mobility: A clinical study. *J Prosthet Dent* 1973;30:139–146.

42. Kratochvil FJ, Tompson WD, Caputo AA. Photoelastic analysis of stress pattern on teeth and bone with attachment retainer for removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1981;46:21–28.

43. Charkawi HG, Wakad MT. Effect of splinting on load distribution of extracoronal attachment with distal extension prosthesis in vitro. *J Prosthet Dent* 1996;76:315–320.

44. Itoh H, Caputo AA, Wylie R, Berg T. Effects of periodontal support and fixed splinting on load transfer by removable partial dentures. *J Prosthe Dent* 1998;79:465–471.

45. Nyman S, Ericsson I. The capacity of reduced periodontal tissue to support fixed bridgework. *J Clin Periodontol* 1982;9:409–14.

46. Gobind H, Atmaram, Hamdi M. Estimation of physiologic stress with a natural tooth considering fibrous PDL structure. *J Dent Res* 1981;60:873–878.