

편측후방연장 국소의치에서 지대치 동요도와 직접유지장치의 설계가 지지조직의 응력에 미치는 영향

원광대학교 치과대학 치과보철학교실

정영완 · 진태호

I. 서 론

가철성 국소의치에서 교합력 등에 의해 야기되는 응력의 크기와 분포는 보철물의 성공과 실패를 결정하는 중요한 요소중 하나이며 잔존 구강조직을 보존하는데 있어서도 중요하다¹⁾. 또한 가철성 국소의치의 진단과 치료 계획 수립시 지대치의 선택과 조건이 매우 중요한데 많은 경우에 지대치의 동요로 인하여 국소의치의 설계 및 예후 판단 등에 어려움이 있다. 편측 후방치아 결손시 가철성 국소의치의 설계는 지대치주위조직과 잔존 치조제에 미치는 하중을 최소화하고 그 응력을 고루 분산 시켜야 한다.

Clayton 등은 가철성 국소의치 설계에 있어서의 중요사항으로 최소의 치아피개, 최소의 치은피개 및 응력조절을 들었으며²⁾, Kaires³⁾는 가철성 국소의치 설계의 효과는 힘의 분산과 저작수행으로 나타난다고 하였고, Frechette⁴⁾와 Krol⁵⁾은 저작압이 고루 분산되고 지대치에 미치는 힘을 최소화하기 위해서는 적절한 국소의치의 설계 즉, 주연결장치, 직접유지장치, 간접유지장치의 형태와 종류, 교합면 레스트의 위치와 수, 지대치와 치조골의 상태 등에 대한 고려가 필요하다고 하였다.

후방 연장 가철성 국소의치의 설계시 의치에 가해지는 힘을 지대치 주위조직과 잔존 치조제에 효과적으로 분산시키기 위한 국소의치의 유지장치로 가장 일반적인 방법인 클라스트프 시스템에 대한 많은 선행들의 연구가 있어왔는데⁶⁾, Frechette⁴⁾, Kaires⁷⁾는 의치의 디자인을 달리했을 때 지대치에 가해지는 힘의

분포와 효과를 연구하였으며 지대치의 운동과 하중은 레스트와 연결장치 및 의치 연장 정도에 영향을 받는다 하였다. Clayton⁸⁾은 지대치에 가해진 클라스트프의 힘을 측정했으며 Hekneby⁹⁾는 잔존 치조제의 경사와 의치의 견고성이 의치와 지대치에 미치는 효과에 대해서 연구하였다. 1969년 Shohet¹⁰⁾는 여러 가지 서로 다른 유형의 클라스트프와 그 지대치에 가해진 응력의 크기를 비교하였다. Menetrey¹¹⁾는 지대치에 가장 유익한 힘을 주는 것으로 변형된 back-action 클라스트프와 주조 환상형 클라스트프를 권했으며 Kotowicz 등¹²⁾은 combination 클라스트프의 여러 장단점을 비교하였다. Cecconi¹³⁾는 지대치에 힘을 전달하는 레스트의 설계에 따른 효과를, Kratochvil¹⁴⁾은 지대치 운동에 영향을 주는 클라스트프 디자인과 교합면 레스트의 위치에 관한 연구를 하였는데 원심 레스트보다 근심 레스트에서 비틀리는 힘을 최소화 할 수 있다고 하였다.

정상적인 치주조직을 가진 치아의 동요도는 그 치조골의 높이와 그 치주인대의 폭경에 좌우되며 생리적인 운동범위 내에 있게 되지만 외상성 교합을 받아 치조골의 흡수와 치주 폭경이 증가하면서 동요도가 증가하게 된다. 이와 같은 치아 동요도는 교합 형태와도 밀접한 관계를 갖는다. 또한 저작시 지대치 주위조직과 잔존 치조골은 수직압, 수평압, 경사력 등을 받게 되어 지대치의 치근막과 구강 점막에 변화를 가져와 치조골을 흡수하고 지대치 동요와 치주조직에 문제를 야기 시킨다^{10,15)}. 아울러 치아의 동요는 지대치에 가해지는 하중의 양과 지대치의 수, 위

치, 모양, 설측바의 견고성 그리고 의치상의 피개 정도에 의해서도 영향을 받는다고 하였다⁴⁾.

지대치의 동요도와 관련한 연구로, Mühlemann과 Herzog¹⁵⁾, Mühlemann¹⁶⁾ 등은 국소의치 치료중 치아의 동요에 관하여, Nyman과 Lang은 연결고정된 치아에서의 치아동요도에 관하여 연구보고 하였다. 그러나 편측후방연장 국소의치에서 지대치의 동요도와 직접유지장치의 복합된 영향이 의치의 지지조직에 미치는 영향에 관해서는 많이 연구된 바가 없다.

치의학 분야에서의 외력에 대한 응력과 변위를 분석하는 방법으로는 광탄성 응력분석법^{17,18)}, 유한요소법^{19,20)}, 홀로그래프법²¹⁾, 스트레인 게이지법^{8,22,23)} 등이 있는데, 이 중 스트레인 게이지법은 구조물 자체나 모형상에 스트레인 게이지를 직접 부착해 변형을 측정하고 물체에 발생한 응력의 분석이 가능하므로 쉽게 적용할 수 있는 장점이 있다. Metty²²⁾는 가철성 국소의치의 연구에서 스트레인 게이지를 처음 활용한 사람 중의 하나이며 Dutton 등²³⁾은 치아에 가해지는 측방압을 스트레인 게이지를 이용하여 연구하였다.

본 연구는 편측 후방연장 국소의치 설계시 지대치가 가지는 동요도의 중요성을 고려하여 가철성 국소의치의 설계와 이에 따른 지대치의 동요도를 달리한 후 지대치 주위조직과 잔존 치조제에서의 응력 분포를 알아보고자 스트레인 게이지 응력분석법으로 연구한 결과 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 실험모형의 제작

파라핀 왁스를 이용하여 무치악의 하악골을 모방한 하악골 모형을 만든 후, 치근이 있는 기성 레진치아(Dental Study Model, Shin Dental Co., Korea)를 사용하여 왁스모형에 심은 다음 좌측 제2소구치, 제1대구치, 제2대구치를 제거하여 편측 후방 무치악 상태를 형성하였다.

실리콘 인상재(Perfect-F, Handae Chemical Co., Korea)를 이용하여 실험용 모형 제작을 위한 음형을 제작하고 모형에 노출되는 부위를 제외한 치아의 치근 부위에 붓을 이용해서 공업용 실리콘(KE-1300, Shun-Etsu Chemical Co. Ltd., Japan)을 2~3회 도포하여 치주인대를 재현하였다.

파라핀 왁스를 제거한 후 치주인대가 있는 레진치아의 치관부위를 제자리에 정확히 위치시킨 후 에폭시 다이레진(Epoxy-die, Ivoclar Co. Germany)를 사용하여 하악골모형을 제작하였다. 또한 의치상 하부 잔존 치조제 부위는 탄력성 점막을 재현하기 위하여 실리콘 인상재를 사용해 2mm 두께의 점막을 재현하였다.

2. 보철물 제작

하악 좌측 견치와 제1소구치를 무치악부 지대치로 하였는데 Ni-Cr 합금(Sankin CB80, Sankin Co. Japan)으로 금관을 제작하여 연결고정하였고 이때 제1소구치에서의 클라스프 유지부를 위한 언더컷의 양은 0.01인치로 하였다. 유치악부의 지대치로는 제1, 2대구치가 사용되었으며 엠브레져 클라스프를 사용하였고 간접유지장치를 유치악부 제1소구치의 근심면에 설계하였다.

가철성 국소의치를 위한 직접유지장치로 Akers clasp, I-bar, wrought wire, Dalbo attachment를 이용하였으며 이를 이용한 가철성 국소의치의 설계는 다음과 같다.

1) Akers clasp유지 국소의치

직접 유지장치로 좌측 제1소구치에 원심교합면 레스트의 Akers 클라스프를, 우측 제1, 2대구치에 double Akers 클라스프를 설계하였고, 간접 유지장치로 우측 제1소구치 근심 교합면에 레스트를 설치하였다.

2) I-bar 유지 국소의치

직접 유지장치로 좌측 제1소구치 협측 치경부 1/3에 I-bar를, 원심면에 proximal plate를, 근심 교합면에 레스트를 설계하였고, 우측 제1, 2대구치에 double Akers 클라스프를 설치하였다. 간접 유지장치를 우측 제1소구치 근심 교합면에 설치하였다.

3) Wrought wire clasp 유지 국소의치

직접 유지장치로 좌측 제1소구치 협측에 wrought wire clasp를, 설측에 cast clasp를, 원심 교합면에 레스트를 설계하였고, 우측 제1, 2대구치에 double Akers 클라스프를, 간접 유지 장치를 우측 제1소구

치 근심교합면에 설계하였다.

4) Dalbo attachment 유지 국소의치

직접 유지장치로 좌측 제1소구치 원심면에 Dalbo 어태치먼트(CM co., Swiss)를 우측 제1, 2대구치에 double Akers 클라쓰프를 간접 유지장치로 우측 제1 소구치 근심 교합면에 레스트를 설치하였다.

3. 지대치동요도 재현을 위한 치주인대의 제작

하악 좌측 견치와 제1소구치의 동요도를 재현하기 위하여, 치주인대를 정상과 1도, 2도를 가상하고 정상인 경우는 공업용 실리콘을 2~3회 도포하여 0.2mm 두께로 만들었으며 1도는 0.5mm (0.25mm sheet 왁스를 두장 두께)로 만들고 2도는 0.8mm (0.4mm sheet 왁스 두장 두께)로 만들었다.

정확한 실험 데이터를 얻기 위하여 하악골 모형을 하나만 만든 후 동요도 0도에서 1도의 동요도를 만들기 위해 좌측 제1소구치와 견치를 발거한 후 발치와를 넓게 확장 시킨 후 에폭시 다이레진을 소켓내에 넣고 0.5mm sheet 왁스를 치근부위에 감싼 제1소구치와 견치를 스톤인덱스를 이용해서 다시 발거된 치아를 삽입해 최초의 모델과 동요도의 차이 이외에는 변화나 변형을 초래하지 않도록 하였다. 2도의 동요도도 위와 같은 방법으로 부여하였다.

4. 스트레인 게이지의 부착

길이 1mm의 3축 로제트 스트레인 게이지(KFG-1-120-D17 -23. Kyowa Electronic Instruments. Japan)를 이용하였다. 잔존치조제 설측(S1), 무치악부 후방지대치인 제1소구치의 치조골 설측(S2), 제1대구치 치조골 설측(S3), 제2대구치 치조골 설측(S4), 제2대구치 치조골 협측(S5), 제1대구치 치조골 협측(S6), 무치악부 제1소구치 치조골 협측(S7), 잔존치조제 협측(S8), 그리고 잔존치조제 치조정(S9) 등에 동일한 높이를 선정하여 각각의 스트레인 게이지를 부착하였다(Fig. 1).

5. 스트레인 측정장치 및 기록

본 연구에서는 SCR 속도 제어식 만능시험기

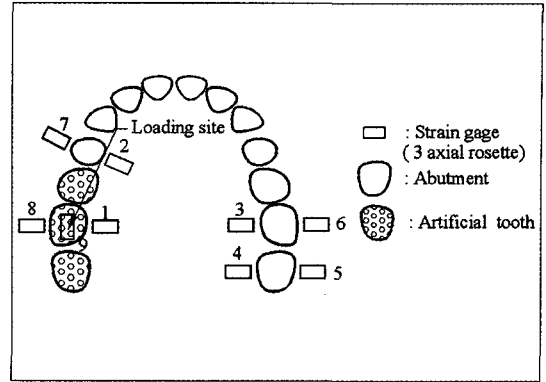


Fig. 1. Position of the strain gauge(rosette).

(Toyo Baldwin Co., Model UTM 1-10000C)를 사용하였는데, 시험 속도는 변위를 0.5mm/min로 하였고, 자동 하중-변위 기록 장치의 차트 속도(chart speed)는 20mm/min로 하였다.

변형을 측정장치는 HBM (Hottinger Baldwin Messtechnik,)사의 16채널 동적 스트레인 앰프 MGCPPlus로써 얻어진 데이터를 HBM사로부터 제공되는 Catman 2.2 프로그램을 이용하여 처리되었다.

시험 방법은 제작된 국소의치의 하악 좌측 제1대구치의 중심좌에 30kg중의 수직 하중을 가했으며 이때 발생하는 변형률은 스트레인 앰프를 이용하여 측정하였다. 통계처리를 위하여 측정 회수를 7회로 하였고, 하중 측정의 시간 간격은 재료의 변형률 회복을 고려하여 한 하중 조건의 측정 후 5분이 지나서 다음 하중을 가하였다.

6. 응력 분석

세 방향의 변형률 ϵ_a , ϵ_b , ϵ_c 를 얻은 후 공식 (1)에 의하여 최대 주변형률 (ϵ_1)과 최소 주변형률 (ϵ_2)을 구하였다.

$$\epsilon_{1,2} = \frac{\epsilon_a + \epsilon_c}{2} \pm \frac{1}{2} \sqrt{(\epsilon_a - \epsilon_c)^2 + (2\epsilon_b - (\epsilon_a + \epsilon_c))^2} \quad (1)$$

시험에 사용된 시험편은 재료의 구성에 있어 균일하고 기계적 성질이 등방성(isotropic)이므로 응력이 변형률에 비례하는 선형의 관계인 Hook의 법칙을 이용하여 얻어진 주변형률을 주 응력으로 전환시킬 수 있으며 양축성 응력상태의 Hook의 법칙은 다

음과 같다(공식 1, 2).

$$\sigma_1 = \frac{E}{1-\nu^2} (\epsilon_1 + \nu\epsilon_2) \quad (2)$$

$$\sigma_2 = \frac{E}{1-\nu^2} (\epsilon_2 + \nu\epsilon_1) \quad (3)$$

E(elastic modulus)=3.5GPa, ν (Poisson's ratio)=0.3

위의 식을 대수적으로 변환하면 처음 얻어진 세 방향의 변형률로 직접 주응력(σ_1, σ_2)을 공식(4)를 이용하여 구할 수 있다.

$$\sigma_{1,2} = \frac{E}{2} \left\{ \frac{\epsilon_a + \epsilon_c}{1-\nu} \pm \frac{1}{1+\nu} \sqrt{(\epsilon_a - \epsilon_c)^2 + (2\epsilon_b - (\epsilon_a + \epsilon_c))^2} \right\} \quad (4)$$

또한 산출된 주응력을 식(5)에 대입하여 각 위치에서의 Von Mises 응력을 계산하였다.

$$\bar{\sigma} = \sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2 - \sigma_1 \times \sigma_2} \quad (5)$$

III. 연구 성적

1. 국소의치 설계에 따른 Von Mises 응력 분포

1) Akers clasp 유지 국소의치

동요도가 0에서 2까지 증가함에 따라 주 지대치 치조골 설측(S2)에서 각각 2.33 MPa, 6.32 MPa, 3.90 MPa로 나타나 가장 높은 응력을 보였고, 제2대구치 치조골 협측(S5)의 경우, 각각 0.32 MPa, 0.25 MPa, 0.16 MPa로 가장 적은 응력이 발생하였

다. 주 지대치 치조골 협측(S7)의 경우는 동요도가 증가함에 따라 응력이 감소되는 양상을 보였다 (Table 1, Fig. 2).

2) I-bar 유지 국소의치

동요도가 0도, 1도, 2도일 때 주 지대치 치조골 설측(S2)에서의 응력은 각각 1.56 MPa, 3.03 MPa, 3.33 MPa로 나타나 동요도가 증가함에 따라 응력의 크기도 증가하였으며, 동요도 0도, 동요도 1도일 때 제1대구치 치조골 협측(S6)에서 각각 0.22 MPa, 0.44 MPa로 최소의 응력이 발생하였으며 동요도 2도일 때는 제2대구치 치조골 설측(S4)에서 0.24 MPa의 최소 응력이 발생하였다(Table 2, Fig.3).

3) Wrought wire clasp 유지 국소의치

동요도 0도, 동요도 1도, 동요도 2도일 때 제1소구치 치조골 설측(S2)에서 각각 2.46 MPa, 4.30 MPa, 2.73 MPa로 응력이 가장 크게 발생되었고 동요도 0도, 동요도 1도일 때 제2대구치 치조골 협측

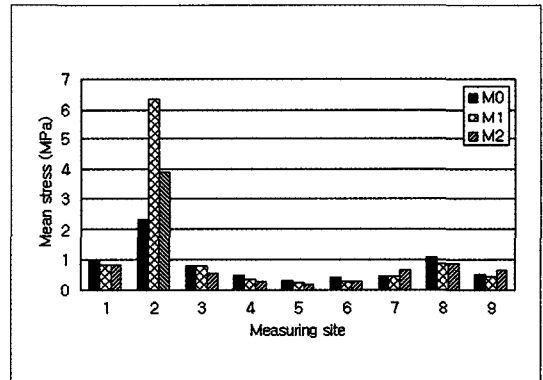


Fig. 2. Comparison of Von Mises stress in Akers clasp retained RPD.

Table 1. Von Mises stress in Akers clasp retained RPD (MPa)

Site \ Mobility	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9
M0	0.99 (0.03)	2.33 (0.11)	0.78 (0.05)	0.47 (0.04)	0.32 (0.01)	0.40 (0.01)	0.43 (0.02)	1.08 (0.02)	0.51 (0.04)
M1	0.80 (0.01)	6.32 (0.81)	0.76 (0.02)	0.33 (0.02)	0.25 (0.02)	0.27 (0.01)	0.44 (0.02)	0.85 (0.02)	0.45 (0.02)
M2	0.80 (0.02)	3.90 (0.05)	0.55 (0.02)	0.27 (0.02)	0.16 (0.02)	0.26 (0.02)	0.65 (0.01)	0.86 (0.01)	0.64 (0.03)

() : Standard deviation

There were statistical differences among the measuring sites and among the tooth mobilities

Table 2. Von Mises stress in I-bar clasp retained RPD (MPa)

Site		S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9
Mobility	M0	0.91 (0.02)	1.56 (0.08)	0.49 (0.03)	0.48 (0.04)	0.33 (0.02)	0.22 (0.02)	0.47 (0.03)	0.69 (0.04)	0.59 (0.06)
	M1	0.90 (0.05)	3.03 (0.02)	0.77 (0.03)	0.66 (0.22)	0.50 (0.03)	0.44 (0.01)	0.81 (0.02)	0.66 (0.01)	0.97 (0.03)
	M2	0.85 (0.04)	3.33 (0.07)	0.57 (0.05)	0.24 (0.01)	0.49 (0.02)	0.32 (0.06)	0.89 (0.02)	1.02 (0.01)	0.83 (0.02)

() : Standard deviation

There were statistical differences among the measuring sites and among the tooth mobilities

Table 3. Von Mises stress in wrought wire clasp retained RPD (MPa)

Site		S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9
Mobility	M0	0.98 (0.01)	2.46 (0.06)	0.83 (0.02)	1.14 (0.07)	0.09 (0.05)	0.84 (0.02)	1.01 (0.02)	1.19 (0.05)	0.51 (0.03)
	M1	0.90 (0.04)	4.30 (0.08)	0.40 (0.04)	0.67 (0.04)	0.30 (0.04)	0.39 (0.15)	0.53 (0.05)	1.06 (0.05)	0.48 (0.03)
	M2	0.99 (0.04)	2.73 (0.19)	0.72 (0.03)	0.30 (0.02)	0.67 (0.01)	0.47 (0.08)	0.46 (0.01)	1.01 (0.01)	0.93 (0.02)

() : Standard deviation

There were statistical differences among the measuring sites and among the tooth mobilities

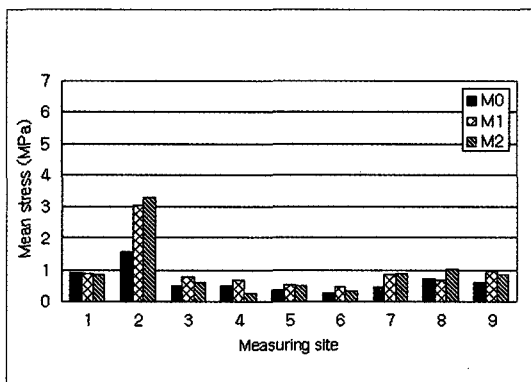


Fig. 3. Comparison of Von Mises stress in I-bar clasp retained RPD.

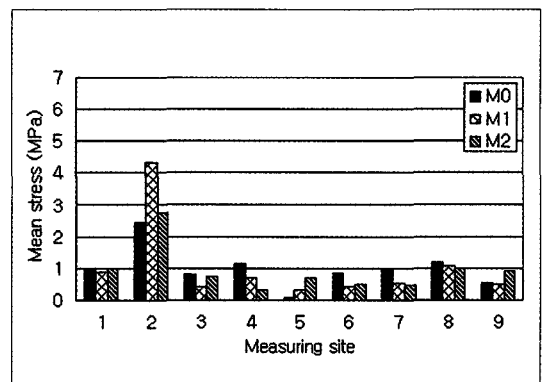


Fig. 4. Comparison of Von Mises stress in wrought wire clasp retained RPD.

(S5)에서 0.09MPa, 0.30MPa로 가장 작은 응력을 보였으며 동요도 2도일 때는 제2대구치 치조골 설측 (S4)에서 0.30 MPa의 최소응력이 발생하였다. 동요도가 증가함에 따라 제1소구치 치조골 설측(S2), 제2대구치 치조골 협측(S5)과 잔존치조제 치조정(S9)에서는 응력의 증가를 보였다(Table 3, Fig. 4).

4) Dalbo attachment 유지 국소의치

동요도 0도일 때 제1소구치 치조골 협측(S7)에서 1.16 MPa로 가장 큰 응력을 보였으며 동요도 1도, 동요도 2도일 때 제1소구치 치조골 설측(S2)에서 각각 1.80 MPa, 1.88 MPa로 가장 큰 응력을 보였다. 또한 동요도 0도일 때 잔존치조제 협측(S8)에서

Table 4. Von Mises stress in Dalbo attachment retained RPD (MPa)

Mobility	Site	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9
	M0		0.83 (0.05)	0.72 (0.03)	0.41 (0.01)	0.65 (0.02)	0.67 (0.08)	0.62 (0.03)	1.16 (0.03)	0.25 (0.08)
M1		0.66 (0.02)	1.80 (0.02)	0.45 (0.01)	0.32 (0.01)	0.14 (0.01)	0.19 (0.02)	1.25 (0.03)	0.75 (0.02)	0.47 (0.02)
M2		0.079 (0.02)	1.88 (0.07)	0.45 (0.03)	0.25 (0.01)	0.16 (0.01)	0.42 (0.06)	0.78 (0.04)	0.80 (0.03)	0.77 (0.01)

() : Standard deviation

There were statistical differences among the measuring sites and among the tooth mobilities

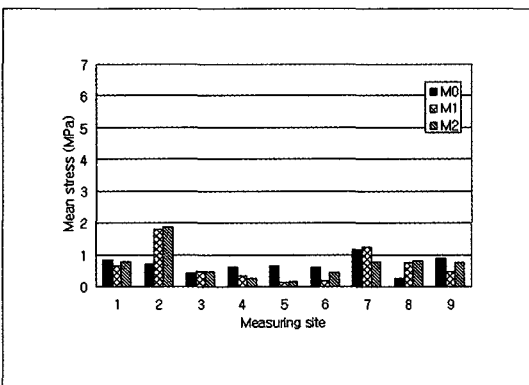


Fig. 5. Comparison of Von Mises stress in Dalbo attachment retained RPD.

0.25 MPa로 응력이 가장 적게 발생되었고 동요도 1도, 동요도 2도일 때 제2대구치 치조골 협착(S5)에서 각각 0.14 MPa, 0.16 MPa로 최소의 응력이 발생되었다. 동요도가 증가함에 따라 잔존치조제 설측(S1), 제2대구치 치조골 설측(S4), 제2대구치 치조골 협착(S5), 제1대구치 치조골 협착(S6)에서와 잔존치조제 치조정(S9)에서는 응력이 감소하는 양상을 보였다(Table 4, Fig. 5).

2. 특정부위에서의 Von Mises 응력분포

무치악부 후방지대치인 제1소구치의 설측(S2)에서 동요도와는 관계없이 Aker clasp에서 응력이 가장 많이 나타났으며 Dalbo attachment의 경우에서 응력의 양상은 가장 적게나타났다(Fig. 6). 또한 제1대구치 치조골 설측(S3)에서는 동요도 0에서 wrought wire clasp가, 동요도 1에서는 Akers clasp와 I-

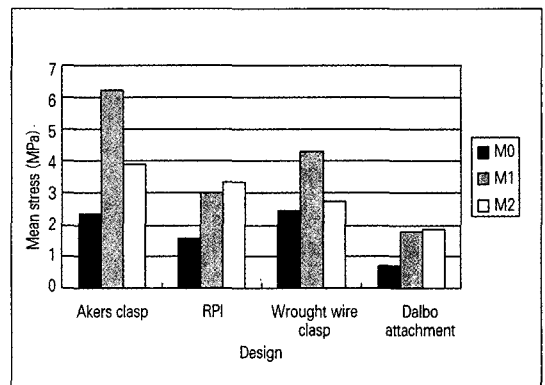


Fig. 6. Mean & S.D of Von Mises Stress on site

bar clasp, 동요도 2에서는 wrought wire clasp에서 가장 큰 응력을 보였으며, Dalbo attachment에서 가장 낮은 응력을 보였다(Fig. 7). 제1대구치 치조골 협착(S6)에서는 Akers clasp에서 가장 낮은 응력 분포를 보였으며, wrought wire clasp에서 가장 높은 응력을 보였으며(Fig. 8), 무치악부 제1소구치 치조골 협착(S7)에서는 Dalbo attachment가 모든 동요도 0, 1, 2에서 모두 가장 높은 응력의 집중을 보였으며, 동요도 0, 1에서는 Akers clasp에서, 동요도 2에서는 wrought wire clasp에서 응력이 가장 낮았다(Fig. 9).

잔존치조제 치조정(S9)에서의 응력분포는 Akers clasp에서 응력의 집중이 가장 낮았으며, 동요도0에서는 Dalbo attachment, 동요도1, 2에서는 I-bar clasp에서 가장 높은 응력 분포를 보였다(Fig. 10).

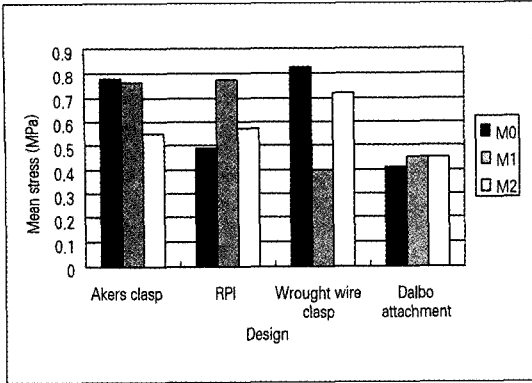


Fig. 7. Mean & S.D. of Von Mises Stress on site 3.

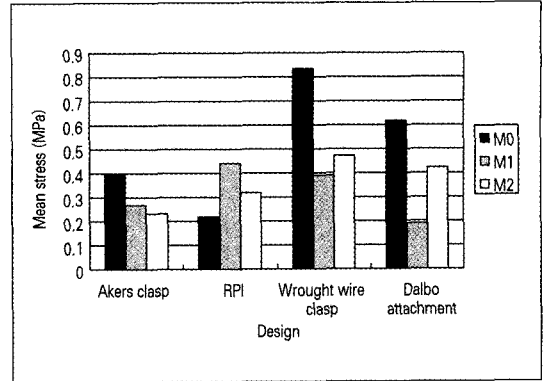


Fig. 8. Mean & S.D. of Von Mises Stress on site 6.

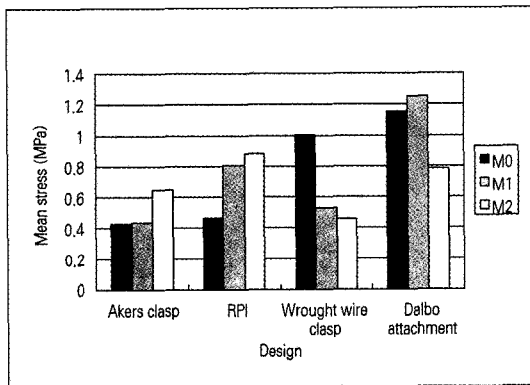


Fig. 9. Mean & S.D. of Von Mises Stress on site 7.

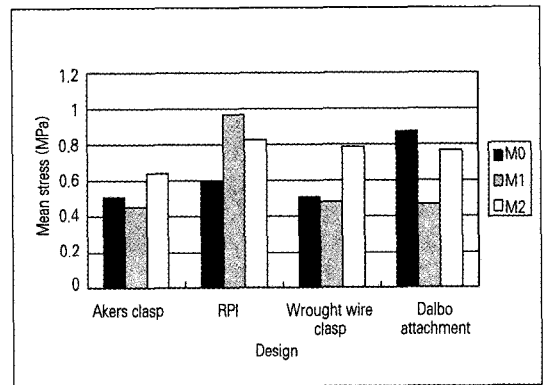


Fig. 10. Mean & S.D. of Von Mises Stress on site 9.

IV. 총괄 및 고찰

동요도가 있는 치아를 지대치로 사용하는 경우의 의치의 설계는 안정성이나 지지, 유지력 등을 얻기가 불리하여지므로 후방치아 결손시 하악의 근신경 안정성(neuromuscular stability)을 잃어버리게 되고 저작기능이 떨어지며, 교합의 수직고경을 잃고, 전치부 교모가 발생하는 등의 문제가 발생한다²⁴⁾. 이러한 문제를 해결하기 위해서는 응력이 치아에만 집중되지 않고 잔존 조직에 넓게 분산되도록 하여야 하며 가능하면 지대치는 연결 고정하고 구강 청결에 유리한 클라스트 디자인을 해서 치주 질환으로 이행되는 것을 막아야 한다.

본 연구에서는 하악 편측 제2소구치와 제1, 2대구치 결손시 널리 사용되고 있는 I-bar sp 클라스트와 Akers 클라스트, wrought wire 클라스트, Dalbo 어

태치먼트 등의 직접유지장치를 이용한 보철물을 설계한 후 하악 좌측 견치와 제1소구치를 지대치로 연결 고정하였다. 이 때 지대치의 동요도를 정상인 것(0도)과 1도의 동요도, 2도의 동요도 등으로 나누어 각각의 동요도에서 압축력을 가했을 때 지대치의 지지조직과 잔존 치조체에 미치는 응력의 분포를 3축 스트레인 게이지를 부착하여 그 응력을 비교 연구하고자 하였다.

치의학 분야에서의 외력에 대한 응력과 변위를 분석하는 방법으로는 광탄성 응력분석법, 유한요소법, 홀로그래프법, 스트레인 게이지법 등이 있다. 스트레인 게이지법은 구조물 자체나 모형상에 스트레인 게이지를 직접 부착해 변형을 측정하고 물체에 발생한 응력의 분석이 가능하므로 쉽게 적용할 수 있는 장점이 있다. Mettley²²⁾는 지대치와 잔존 치조체에 가해지는 힘의 방향과 크기를 연구하기 위해 가철성 국

소의치 연구에서 처음으로 스트레인 게이지를 사용하였다. 가철성 국소 의치에서 저작력에 대해서 지대치 주위 조직과 잔존 치조제 부위에 중요한 응력 분포를 보인다고 하였으므로¹⁸⁾ 본 연구에서는 무치악부의 지대치인 견치와 제1소구치의 치조제 협설측, 유치악부 지대치인 제1, 2대구치의 치조제 협설측과 수직 하중을 가한 잔존치조제 치조제와 협설측에 스트레인 게이지를 부착하여 연구하였다.

의치에 가해지는 하중은 지대치 및 주위 치조골 의치상 하방의 잔존 치조 조직에 전달되는데 치근막과 치조 점막의 유연성(resiliency)차이로 인해 의치 하방에서 발생하는 응력의 분포는 다양하다^{25,26)}. 일반적으로 물체에 외력이 가해지면 가해진 힘의 방향, 외력을 받는 물체의 형태 및 재질 종류에 따라 힘이 분산되는 내부 응력의 양상이 달라지며 이러한 내부 응력은 물체의 변형을 야기 시키고 그 크기가 클 때는 영구 변형이나 파괴 및 흡수를 야기하므로, 그것을 최소화하고 기능적인 힘을 분산시키기 위해서는 인상 채득을 잘하고 응력을 분산시키고 의치상을 최대한으로 연장시켜야하며 지대치에 잘 맞는 클라스프를 설계하고 저작시의 하중의 크기와 분산에 관한 지식을 가져야 한다^{27,28)}. 또한 치아의 동요는 치주 질환이 있는 치아의 외상성 교합의 결과로 생기며²⁹⁾, 일정한 힘을 가했을 때 치관 변위의 폭으로 동요도를 평가하며³⁰⁾ 의치를 장착한 경우 지대치와 주위 조직에 교합압이 가해져서 치태가 조절되더라도 치아의 동요는 피할 수 없는데, 치태의 조절이 안된다면 치아의 동요도 증가와 치주염의 악화를 막을 수 없게 된다³¹⁾.

Fenner 등은 지대치의 운동은 지대치 수와 레스트 위치, 외형, 연결 부위의 탄력 정도와 의치의 연장 정도에 따라 좌우되기도 하며 이런 지대치 및 잔존 치아의 동요도는 국소의치에 나쁜 영향을 미치므로 치료되거나 조절되어야 한다고 하였다³²⁾.

Nyman과 Lindhe³³⁾는 성공적인 치주치료 후, 동요도가 많이 증가되고 지지조직의 높이가 감소하였으나 치주인대의 폭의 변화가 없다면 정상적인 골높이를 가진 치아와 동일한 치근동요의 폭을 보인다고 하였다. 연결고정하는 치아의 숫자는 셋과 둘 사이에서는 큰 차이가 없었으나 하나인 경우 세 개를 묶었을 때보다 9배의 힘을 받았다 하였다³⁴⁾. Aydinlik³⁵⁾ 등은 양측성 후방연장 국소의치에서 1개의 지대치보다 2개의 지대치에서 응력이 10~35% 감소한다 했으

며 양쪽 2개를 연결 고정하면 1개보다 78%의 응력이 감소한다고 하였다. 치아를 연결 고정하는 것은 지대치에 가해지는 측방력을 더 많은 수직 압력으로 유도하여 응력 분포를 유리하게 이끌어 준다³⁶⁾. 본 실험에서도 4가지 모델에서 모두 하악 좌측 견치와 제1소구치를 연결 고정하여 동요도를 줄이려 하였다. 황 등²⁰⁾에 따르면 골 높이가 정상일 때 연결고정을 하면 응력이 주지대치의 근심으로 이동만 했던 것에 비해 1/2 골 소실이 있는 경우는 정상에 비해 응력의 집중은 증가했으나, splint하면 지대치 치근단부위에 전반적인 응력의 감소가 보였다. 2/3정도 골소실이 있는 경우는 1/2골 소실보다는 더 치근단부위에 응력집중을 보이나 연결 고정시에는 더 효과적으로 응력을 해소해 정상골 수준의 응력분포를 보인다 하였다. Sulik와 White³⁶⁾는 고정성 가공의치에서 20%, 40%의 골흡수를 가산하여 광탄성으로 실험한 결과 20%의 골흡수가 일어날 때 응력이 급격히 증가하였으나, 40%로 골 흡수가 더 진행되더라도 20%보다 아주 미미한 정도의 응력이 증가하는데 그쳤다. 즉 20%나 40%의 골 소실시 연결 고정을 하면, 거의 유사한 응력집중현상을 보이고 이것을 통해 약한 지대치의 지대치치주조직에 생긴 스트레스 집중을 유익하게 변화시켜 강한 지대치가 되게 한다 하였다.

본 연구에서도 M0(정상인 동요도)에서 M1(1도의 동요도)로 동요도가 증가되었을 때 무치악부 주지대치의 설측에서 응력이 크게 증가되었으나 M1에서 M2(2도의 동요도)로 동요도가 증가되었을 때는 오히려 응력이 크게 증가되지 않고 감소하거나 미미한 증가를 보였으며 이는 황과 Sulik의 연구와 유사한 경향을 나타낸다. Wrought wire 클라스프나 Akers 클라스프에서 M2로 동요도가 증가할 때, 응력이 감소하는 이유는 치주인대를 모사하는 과정에서 실리콘의 두께가 증가하면서 완충작용을 했을 것이라는 것을 생각할 수 있다.

보철물 유지를 담당하는 클라스프나 어태치먼트에 대한 선행들의 많은 연구가 있어 왔는데^{5,14,37, 38)}. Akers 클라스프는 견고하며 파지 효과가 좋고 비교적 외력을 지대치에 직접 전달 할 수 있으므로 건강한 지대치에 적당한 클라스프로 권장되어 왔다. 본 연구에서도 Dalbo attachment를 제외하고는 Akers 클라스프의 주지대치 협설측에서 가장 낮은 응력 집

중을 보였다.

Applegate³⁹⁾는 주조 환상형 클라스프나 바 클라스프는 지대치에 tilting stress를 줌으로 완압장치(stress breaker) 형태를 취해야 한다 했으며 McCracken²⁵⁾, Roach⁴⁰⁾은 원심 레스트와 원심 언더커트를 활용할 수 있을 때에만 바 클라스프를 써야 한다고 하였다. Kotowicz 등¹²⁾에 의해 기술된 조합형 클라스프는 stress breaking 작용을 가지고 있으며 Applegate³⁹⁾는 wrought wire 클라스프의 유지암이 어느 방향에서나 둥글고 유연하며 보상압은 주조되고 견고하여 측방압을 막아 줘 지렛대 작용과 비틀리는 힘을 분산시키게 한다고 하였다. Henderson과 Steffel⁴¹⁾은 유지암이 다른 클라스프에 비해 더 유연해서 치아를 후방으로 밀지 않는다고 했으며 Miller와 Grasso⁴²⁾는 의치의 후방연장부위에 의해 생기는 지렛대 작용을 중화시키기 위해 클라스프를 가능하면 서로 멀리 떨어지게 설치하여야 한다고 하였다.

Kratochvil¹⁴⁾, McCartney²⁵⁾, Nally⁴³⁾의 연구에서도 같은 결과를 보였으며 특히 원심조합형 레스트를 가진 환형 클라스프와 T-bar에 대해서 Cecconi⁴⁴⁾는 레스트의 종류보다는 정확하고 깊은 레스트를 만들어 주는 것이 지대치 운동을 줄여준다고 하였다. Taylor³⁷⁾는 의치 치료의 성공적인 마무리를 위해서는 의치 설계보다는 의치상에 잘 적응하는 생리적인 요소에 의해서 좌우된다 하였다. Cecconi 등¹³⁾이 의치의 클라스프 디자인에 따른 지대치 동요도를 연구한 결과 Akers 클라스프와 wrought wire 클라스프보다 R·P·I 클라스프에서 지대치에 더 큰 동요도를 준다 했으며 Akers 클라스프와 wrought wire 클라스프 간에는 비슷하다 하였다. 클라스프 force를 측정해 보면 wrought wire 클라스프는 바 클라스프보다 지대치에 더 많은 힘을 준다⁴⁵⁾. 같은 길이에서 wrought wire 클라스프보다 주조 바형 클라스프가 더 유연하다 하였다⁸⁾.

Kratochvil¹⁴⁾과 Krol⁹⁾은 R·P·I클라스프는 치아와 접촉이 적어 지대치에 응력을 최소로 주고 심미적이고 우식증이 덜 생기며 치아를 180도 이상 적당하게 감싸고 근심 레스트를 사용해 "Pump-handle" 효과를 제거하였다. Thomson 등^{5,36)}은 R·P·I나 조합형 클라스프가 수직압을 가장 잘 분산시키며 내적응력 분석이 가장 우수하다 하였다 한다. 또한 R·P·I가 지대치에 가장 균일한 응력을 가한다고 하였다.

Eliason⁴⁶⁾은 I-bar 디자인에 적응증이 되지 못하면 RPA 클라스프를 썼다.

가철성 국소의치는 다른 보철치료에 비해서 보다 저렴하고 대중적이지만 중요한 결점으로는 주연결장치나 부연결장치의 파절과 레스트와 클라스프의 파절이나 변형이 오는 기계적인 결함이다^{24,47)}. 계속 사용하게 되면 무치악부 잔존 치조제가 흡수되고 인공치가 닳아지며 결국 안정된 교합유지가 힘들다⁴⁸⁾. 하지만 규칙적인 개상(rebasing)과 교합조정 등을 통해서 불편함을 개선시킬 수 있다. 의치가 닳아지는 부정적인 요인을 감소시키기 위해서는 각각의 구조물들을 단단하게 제작하고 치주 건강과 환자의 불편감 해소를 위해서 부연결장치가 인접면 사이에 놓여야하고 치아로부터 약 3mm 떨어진 곳에 위치해야 한다⁴⁹⁾.

가철성 국소의치에서 어태치먼트는 긴밀하게 접합된 구조물 사이의 마찰력이나 스프링, 나사, locking pin 등에 의해 유지를 얻으며 우수한 심미성이 주장점이다. 이외에도 청결이 용이하고 기계적 유지 및 안정성이 양호하며 지대치 및 잔존치의 치주조직 보호, 의치의 크기조절 기능등 많은 장점을 가지고 있다⁵⁰⁾. Chayes(1960)가 최초로 정밀 부착형 유지장치를 고안했으며 부하를 바로 지대치에 전달하는 비완압형 형태인 치관내 어태치먼트와 치아와 주위 점막에 부하를 분산시키는 것으로, 거의 대부분 완압형 형태인 치관외 어태치먼트로 구분하며^{51,52)}, 보편적으로 치관외 어태치먼트가 많이 쓰인다. 치관내 어태치먼트는 지대치 유지장치에 부착된 female 파트에 국소의치 구조골격에 부착된 male 파트가 삽입됨으로서 기계적인 결합에 의한 좋은 유지력을 얻기 때문에 정밀성을 요구하는 반면 지대치 장축에 기능적인 힘을 직접 가하게 되는⁵³⁾ 단점이 있으며 치관내 유지장치가 삽입로가 정확하고 견고해 기능시 측방운동이 거의 일어나지 않아 완압형 보다 더 유리한 점이 있다고도 하였다⁵²⁾. 이에 반해서 치관외 어태치먼트는 male 파트와 female 파트로 이루어지며 지대치에 가해지는 저작압을 분산시키는 효과가 크며 의치의 기능시 의치상이 조직방향으로 움직일 수 있도록 하면서 지대치에 가해지는 힘을 줄여준다. Koper¹⁷⁾는 설계, 유지, 완압되는 형태, 간접유지 방법 등의 다양성이 전방 및 후방확장 가철성 국소의치를 위한 선택의 하나로 semiprecision 유지장치를 추천

한다고 하였고 Dykema 등¹⁷⁾은 유리단 의치로 어태치먼트가 사용된다면 지대치의 연결고정이 클래스프 국소의치에서 보다 더 중요하다고 서술하였다. 치관 내 어태치먼트는 클래스프 설계보다 더 큰 응력을 가한다고 했으며⁶⁾ 치관의 어태치먼트는 스페이서와 스프링이 포함된 경우 클래스프 설계 보다 지지조직에 교합압을 보다 잘 분산시키고^{54,55)} 또한 유리단 국소의치에서 기존의 클래스프 설계보다 뛰어난 유지력과 심미성을 가진다고 하였다⁵⁶⁾. Kratochvil 등¹⁷⁾은 여러 가지 어태치먼트 유지장치를 비교한 바 Dalbo 어태치먼트가 지대치를 하나만 쓸 경우 다른 모든 디자인과 비교해서 가장 적고 고른 응력분산을 보였으며 지대치를 두 개 쓸 경우 지대치에 가장 적은 응력과 잔존 치조제에 가장 큰 응력을 나타냈다. Feingold 등⁵⁷⁾은 완압형 Dalbo 어태치먼트를 쓴 지대치의 운동 방향은 근심과 설면 방향이라 하였다. Nally⁴³⁾는 완압형인 Dalbo 어태치먼트의 지대치에 대한 압력은 평균치나 잔존 치조제 변위가 매우 크다고 보고하였다. 권¹⁸⁾은 Dalbo 어태치먼트가 다른 클래스프 설계보다 응력 분산면에서 유리하다 하였다. 본 연구에서도 다른 설계에 비해서 Dalbo 어태치먼트의 무치악부의 치조정과 협설측에서 응력의 집중이 가장 낮았는데 Cecconi⁵⁸⁾, White⁵⁹⁾ 등도 같은 결과를 보였다.

본 연구에서는 치조인대의 폭을 이용하여 동요도를 부여한 후 직접유지장치의 설계에 따른 응력분석에 관하여 연구하였으나 향후 치주인대와 치조골의 높이등을 그대로 재현한 조건하에서의 국소의치의 응력에 관한 다양한 연구들이 필요하리라고 사료된다.

V. 결 론

본 연구는 하악 편측 부분 무치악 환자의 보철치로서 지대치의 동요도에 따른 지대치주위조직과 잔존 치조제에서의 응력에 관하여 연구하고자 지대치의 동요도를 달리하고 Akers 클래스프, I-bar 클래스프, wrought wire 클래스프, Dalbo attachment를 이용하여 의치를 설계한 후 의치 제1대구치 부위에 30 kg중의 하중을 가하여 스트레인지지법으로 연구한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 지지조직에 발생하는 응력은 무치악부 지대치 치

조골 설측에서 가장 크게 나타났다.

2. 동요도의 증가에 따라 무치악부 지대치 설측 치조골에서의 응력은 I-bar 클래스프와 Dalbo attachment의 경우 증가하는 양상을 보였다.
3. 잔존치조제 치조정에서의 응력은 지대치의 동요도가 없는 경우 Dalbo attachment에서, 동요도가 1도인 경우는 I-bar 클래스프에서, 동요도가 2도인 경우에는 wrought wire 클래스프에서 가장 크게 나타났다.
4. 잔존치조제 협설측에서와 유치악부 지대치 주위에서의 동요도에 따른 응력은 비교적 변화가 적었다.

참 고 문 헌

1. Farah JW and MacGregor AR. Stress analysis of disjunct removable partial denture. J Prosthet Dent 1979;42:271-275.
2. Mühlemann HR. Periodontometry, a method for measuring tooth mobility. Oral Surg 1951;4:120-133.
3. Kaires AK. A study of partial design & masticatory pressure in a mandibular bilateral distal extension case. J Prosthet Dent 1958; 8:340-350.
4. Frechette AR. The influence of partial dentures design on distribution of force on abutment teeth. J Prosthet Dent 1956;6:195-212.
5. Krol AJ. clasp design for extension base removable partial denture. J Prosthet Dent 1973;29:408-415.
6. Tebrock OC, Rohen RM, Fenster RK, Pelleu GB. The effect of various clasping systems on the mobility of abutment teeth for distal-extension removable partial dentures. J Prosthet Dent 1979;41:511-516.
7. Kaires AK. Effect of partial denture design on bilateral force distribution. J Prosthet Dent 1956;6:373-385.
8. Clayton JA, Jaslow C. A measurement of clasp forces on teeth with different clasp design on abutment tooth movement. J Prosthet Dent

- 1971;25:21-43.
9. Hekneby M. Model experiments on the transmission of forces from a lower free-end partial denture to the supporting teeth. *Tandlaegebladet* 1967. Nov; p. 1067.
 10. Shohet H. Relative magnitudes of stress on abutment teeth with different retainers. *J Prosthet Dent* 1969;21:267-282.
 11. Menetrey J. Etude experimental comparative sur divers types de crochets et la couronne telescopique dans les classes I et II de Kennedy. Thesis No. 234. Univ. Geneva.1996.
 12. Kotowicz WE, Fisher RL, Reed RY, Jaslow C. The combination clasp and the distal extension removable partial denture. *Dent Clin North Am* 1973;17:651-660.
 13. Cecconi BT, Kamal Asgar K, Dootz E. The effect of R.D clasp design on abutment tooth movement. *J Prosthet Dent* January 1971; 25:44-56.
 14. Kratochvil FJ. Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth. *J Prosthet Dent* 1963;13: 114-124.
 15. Mühlemann HR, and Herzog H. Tooth mobility and microscopic tissue changes produced by experimental occlusal trauma. *Helvet. odont. acta* 1961;5:33-39.
 16. Mühlemann HR. Tooth mobility(V.) Tooth mobility changes through artificial trauma. *J Periodont* 1954;25:202-208.
 17. Kratochvil FJ, Thompson WD, Caputo AA. Photoelastic analysis of stress pattern on teeth and bone with attachment retainers for removable partial dentures *J Prosthet Dent* 1981;46:21-28.
 18. Kwon HJ, An KH, Jin TH : photoelastic stress Analysis according to type of prostheses for posterior unilateral missing area. 1997;35:251-265.
 19. Yuasa A, Sato Y, Ohkawa S, Nagasawa T, Tsuru H . Finite element analysis of the relationship between clasp dimensions & flexibility. *J Dent Res* 1990;69:1664-1668.
 20. Hwang JW, Chang IT, Kim KN.:Finite element analysis of stress patterns on periodontium of splinted abutments for distal extension removable partial denture. *J Korean Acad Prosthodont* 1995;33:241-267.
 21. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ, Boquet WW. Holographic Measurement of tooth mobility in three dimensions. *J Perio Res* 1978;13:283.
 22. Metty AC. Obtaining efficient soft tissue support for the partial denture base. *J Am Dent Assoc* 1958;56:679.
 23. Dutton DA, Kydd WL, Smith DE. Lateral forces exerted on abutment teeth by partial dentures. *J Am Dent Assoc* 1964;68:859.
 24. Budtz-Jørgensen E. Restoration of partially edentulous mouth - a comparison of overdentures, removable partial dentures, fixed partial dentures and implant treatment. *J. Dent.* 1996;24:237-244.
 25. McCartney Jw. Motion vector analysis of an abutment for a distal- extension removable denture. A pilot study *J Prosthet Dent* 1980;43:15-21.
 26. Kim IP, Koh JW, Jin TH. A photoelastic stress analysis on tooth supporting structure and residual ridge according to denture design for remaining mandibular canines. *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics* 1997; 35:486-503.
 27. Eick JD, Browning JD, Stewart CD, McGarrah HE. Abutment tooth movement related to fit of a removable partial denture. *J prosthet Dent* 1987;57:66-72.
 28. Maxfield JB, Nicholls JI, Smith DE. The measurement of forces transmitted to abutment teeth of removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1979;41:134-142.
 29. Ward HL, Weinberg LA. An evaluation of periodontal splinting. *J Am Dent Assoc* 1961;63 :64-70.

30. Mühlemann HR. Tooth mobility. The measuring method Initial and Secondary tooth mobility. *J Periodont* 1954;25:22-29.
31. Christidou L, Osborne J, Chamberlain JB. The effects of partial denture design on the mobility of abutment teeth. *Br Dent J* 1973; 3:9-18.
32. Bergman B. Periodontal reactions related to removable partial dentures A literature review. *J Prosthet Dent* 1987;58:454-458.
33. Nyman S, Lindhe J. Prosthetic rehabilitation of patients with advanced periodontal disease. *J Clin Periodontol* 1976;3:81-93.
34. El Charkawi HG, El Wakad MT. Effect of splinting on load distribution of extracoronal attachment with distal extension prosthesis in vitro. *J Prosthet Dent* 1996;76:315-320.
35. Aydinlik E, Dayangac B, Celik E. Effect of splinting on abutment tooth movement. *J Prosthet Dent* 1983;49:477-480.
36. Sulik WD, White JT. Modification for stresses surrounding abutment teeth for fixed partial dentures induced by various levels of periodontal support. A photoelastic study 1981; 46:32-35.
37. Taylor DT, Pflughoeft FA, McGirney GP. Effect of two clasping assemblies on arch integrity as modified by base adaptation. *J Prosthet Dent* 1982;47:120-125.
38. Thompson WD, Kratochvil FJ, Caputo AA. Evaluation of photoelastic stress pattern produced by various designs of bilateral distal -extension removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1977;38:261-273.
39. Applegate OC. Essential of removable partial dentures prosthesis. 3rd ed, Philadelphia and London , WB. Saunders Co, 1965. .
40. Roach RE : Principles and essentials of bar clasp partial denture *J Am Dent Assoc* 1930;17:124-138.
41. Henderson D and Steffel VL. McCracken's partial denture prosthodontics. ed 6, st Louis, 1981 The CV Mosby Co., pp 97-100. 477.
42. Miller EL. and Grasso JE : Removable partial ,prosthodontics, ed2,Baltimore, 1981, The Williams and Wilkins Co.
43. Nally JN. Method of handling abutment teeth in clasp I partial dentures. *J prosthet Dent* 1992;67:664.
44. Cecconi BT. Effect of rest design on transmission of forces to abutment teeth. *J Prosthet Dent* August 1974;32:141-151.
45. Clayton JA. Measurement of clasp forces on teeth. University of Michigan 1966.
46. Eliason CM. RPA clasp design for distal extension removable partial dentures, *J prosthet Dent* 1983;49:25.
47. Wetherell J. Smales RJ. Partial denture failures : a long term clinical survey. *J Dent.* 1980;8:330-340.
48. Germundsson B, Hellman M, Ödman P. Effests of rehabilitation with conventional removable partial dentures on oral health - a cross-sectional study. *Swed Dent J.* 1984; 8:171-182.
49. Derry A, Bertram U. A clinical survey of removable partial dentures after 2 years usage. *Acta Odontol Scand* 1970;28:581-598.
50. Kei KS, Removable Partial prosthodontics. 1995.
51. Mensor MC : Classification and selection of attachments. *J prosthet Dent* 1973;29: 494-497.
52. Periskel HW. precision attachment in dentistry. London : Henery Kimption. 1968.
53. Baker JL, Goodkind RJ. Theory and practice of precision attachment removable partial dentures. St Louis : CV Mosby Co. 1981:72.
54. Lammie GA, Laird WR. Osborn and Lammie's partial dentures. 5th ed.
55. Wilson HJ, Mansfield MA, Heath JR ,Spence D. Dental technology and materials for stu-

- dents.8th ed. Oxford :Blckwell Scientific Publication.
56. Bates JF, Huggett R. Stafford GD. Removable denture Construction 3rd ed. London : wright, 1991:59-60.
57. Feingold GM, Grant AA, Johnson W. Abutment tooth and base movement with attachment retained removable partial dentures. J Prosthet Dent 1988;16:264-268.
58. Cecconi BT., Kaiser G., and Rahe A. Stress breakers and the removable partial Denture. J Prosthet Dent 1975;34:145.
59. White JT. Visualization of stress and strain related to removable partial Denture abutments. J Prosthet Dent 1978;40:143-151.

Reprint request to:

Tai-Ho Jin, D.D.S., Ph.D.
Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Wonkwang University
344-2, Shinryong-Dong, Iksan, Chunbuk, 570-749, Korea
Jin@wonms.wonkwang.ac.kr

ABSTRACT

THE EFFECTS OF TOOTH MOBILITY AND DESIGN OF DIRECT RETAINER ON THE STRESS OF SUPPORTING TISSUES IN UNILATERAL DISTAL EXTENSION REMOVABLE PARTIAL DENTURE

Young-Wan Jong, Tai-Ho Jin

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Wonkwang University

This study was performed to investigate the effects of tooth mobility and design of the direct retainer on the stress of supporting tissues in distal extension removable partial denture.

Tooth mobility was simulated and four different types of direct retainer such as Akers clasp, I-bar clasp, wrought wire clasp, and Dalbo attachment were designed and stress on the supporting tissues were measured and analyzed with strain gauge method.

The following conclusions were drawn from this study.

1. The stress revealed at the lingual side of alveolar bone of the abutment tooth in edentulous area was the largest.
2. The stress at the lingual side of alveolar bone of the abutment tooth in edentulous area was increased according to the increase of tooth mobility in I-bar clasp and Dalbo attachment.
3. The stress at the residual ridge crest was the great in Dalbo attachment on mobility 0, in I-bar clasp on mobility 1, and in wrought wire clasp on mobility 2.
4. There was little changes of stress according to the increase of tooth mobility at buccal and lingual side of the residual ridge crest and around the abutment teeth in dentulous area.