

## 하악 유리단 국소의치하에서 back-action 클래스프 설계 변화에 따른 광탄성 응력 분석

조선대학교 치과대학 치과보철학교실  
조선대학교 치과대학 치과재료학교실\*

임수령 · 계기성 · 고영무\*

### I. 서 론

유리단 국소의치의 지지는 주로 잔존조직에서 얻고 제한된 양을 지대치에서 얻게 되는데 국소의치의 지지조직인 지대치와 잔존치조조직은 생체 일부분으로서 저작시 교합력에 있으므로 생역학적인 고려가 요구되며, 치근막으로 둘러싸인 치아와 탄력있는 점막조직에서 지지를 받으므로 의치상에 가해지는 외력에 의하여 지대치에 응력이 발생되고 치주조직의 파괴를 유발시킬 수 있다. 국소의치가 기능운동을 할때 지대치와 잔존치조조직에 발생하는 응력 양상은 많은 학자들의 관심사였으며 직접 유지장치의 설계 변화에 따라 지지조직에 미치는 영향에 대해서 다각적으로 연구되어 왔다.<sup>3, 5-7, 9, 13, 14, 19, 29-32, 37, 40, 44-46, 53, 64-66, 68)</sup>

따라서 지대치와 지지조직의 부담을 최소화 할 수 있는 이상적인 국소의치의 설계를 필요로 하며<sup>3, 6, 29, 30, 42)</sup> 국소의치의 주유지를 얻는 직접유지장치의 형태를 변화시킴으로써 지대치에 미치는 힘을 감소시킬 수 있는 가능성이 제시된 바 있다.<sup>3, 6, 36, 37, 41, 47)</sup>

Applegate<sup>10)</sup> 및 Lee<sup>48)</sup>는 의치상의 연장, Cecconi 등<sup>18)</sup>, Maxfield 등<sup>50)</sup> 및 Taylor 등<sup>64)</sup>은 의치상의 적합도, Becker<sup>12)</sup>, Colman<sup>21)</sup>, Kaires<sup>42)</sup> 및 Levin 등<sup>49)</sup>은 교합면의 설계, Plotnick<sup>57)</sup>은 대합치의 양상, Kratochvil 등<sup>45)</sup> 및 Eick 등<sup>27)</sup>은 국소의치 주조체의 적합도에 따른 응력 분석에 관해 연구한 바 있다. 또한 Cecconi<sup>17, 18)</sup>, Clayton 등<sup>20)</sup> Kaires<sup>40, 41)</sup>, Shohet<sup>60)</sup> 및 Thompson 등<sup>66)</sup>의 연구에서는 어떤 클래스프 설계가 지대치 운동을 가장 최소로 유발하는가에 관하여 보고하였다. 직접 유지장치의 설계시 고려할 점은 교합면 레스트의 위치, 유지부의 위치, clasp 의 접근 방향등 매우 다양하며 그만큼 각 구성 성분에 대한 상반된 견해들이 연구 보고되고 있다. 국소의치의 응력 분석에 관한 방법은 Mühlemann<sup>54, 55)</sup>이 dial gauge를 이용한 이래 기계적 또는 전기적 strain gauge 를 응용한 방법<sup>28, 31, 33, 34, 39)</sup>으로 시작되어서, Kratochvil 등<sup>45)</sup>, Thompson 등<sup>66)</sup> 및 White<sup>68)</sup>에 의한 광탄성 응력 분석법, Craig 등<sup>23)</sup>, Takahashi 등<sup>62)</sup>에 의한 유한 요소법 등으로 이어져오고 있다.

양측성 유리단 국소의치에서 back-action 클래스프의 근원심 연결 방법의 차이와 교합면 레스트 위치 변화에 따라 지대치 및 인접치의 주위 치조골과 유리단 잔존치조 조직에 발생하는 응력의 크기 정도와 분포 양상을 구체적으로 비교한 경우는 드물어 본 연구는 하악을 생체와 유사하게 3차원적인 광탄성 모형으로 재현한 후 2차원적인 방법으로 응력 분포 양상을 관측검토 하였다.

back-action 클래스프의 경우 유리단 국소의치에서는 일반적으로 권장하지 않는 클래스프로 간주되고 있으나 지대치가 강한 경우에는 선별적으로 사용될 수 있으며 지대치가 약한 경우에는 splinting 하여 어떻게 back-action 클래스프를 설계해야 가장 유리한 것인지 5가지 유형의 국소의치를 각각 광탄성 모형에 장착한 후 양쪽 유리단 중 편측성 수직 집중 하중을 가하여 의치상 하부의 잔존치조 조직 및 지대치 주위 치조골에 발생하는 응력 분포 특성을 광탄성 응력 분석법으로 비교 관찰한 결과 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

## II. 실험재료 및 방법

### 1. 실험 재료

#### 1) 실험 모형의 제작

실험 모형을 제작하기 위해서 먼저 하악 좌우측의 대구치가 결손된 유리단 국소의치 Kennedy 분류 I 급의 실험 모형을 제작코저, 치아가 없는 사

체의 하악 골체를 알지네이트로 인상을 채득한후, 끓여서 녹인 파라핀 왁스를 주입하여 하악골의 형태를 만들고 타이포덴트상의 치아를 좌우 제 1 및 2소구치와 전치 부위에 배열하여 양측성 유리단 파라핀 왁스 하악 모형을 제작하였다.

치아가 배열된 파라핀 왁스 하악 모형을 고무 인상재를 이용하여 인상을 채득하였다. 이때 치아 교합면은 노출되도록 하여 epoxy 레진 주입시 치아를 고정할 수 있도록 경석고로 교합면을 인기하였다. epoxy resin (PL-1) 보다 훨씬 부드러운 실리콘 인상재를 레진 치아의 치근면에 3-4회 도포하여 약 0.2mm 두께의 치주 인대를 재현하였고,끓는 물로 왁스가 제거된 인상체 공간에 미리 제작된 교합면 인기 경석고를 이용, 치아를 고정시킨 후, PL-I epoxy 레진을 혼합하여 주입하였다. 광탄성 실험 모형을 완성한 후, 반사형 광탄성 응력 측정법으로 관찰하기 위해 은색 분말 페인트(plastic cement-1)를 광탄성 하악 실험 모형의 설측부에 도포하였다 ( Fig. 1).

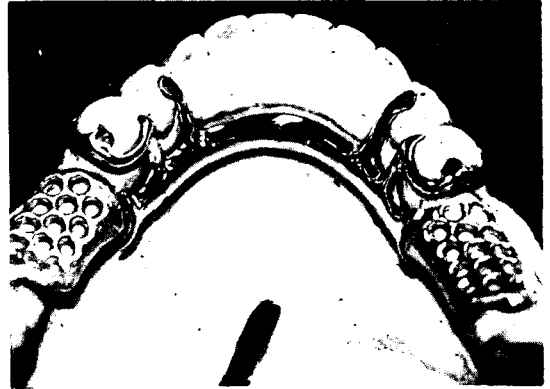


Fig. 1. Photoelastic cast coated with plastic cement -1

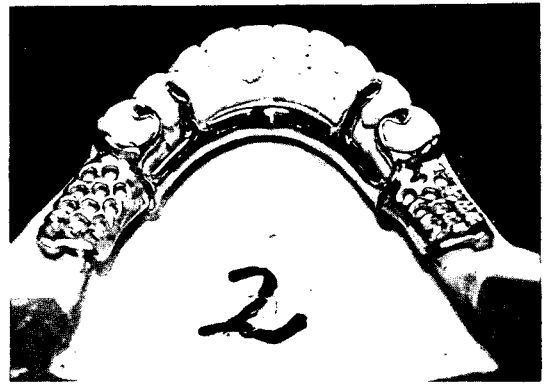
## 2) 실험 국소의치의 제작

실험 국소의치의 제작을 위하여 광탄성 하악 모형의 최후방 지대치인 제2소구치에 back action 클래스프가 장착되도록 설계하고 교합면 레스트 씨트를 근심면과 원심면에 각각 형성했으며 또한 치조제 점막을 재현하기 위하여 약 2mm 두께의 베이스 플레이트 왁스를 한겹 덮은 후 아가 인상으로 복제된 매몰제 모형상에서 하악 주연결 장치는 6게이지의 반이형의 납형으로 설측바 금속구조물을 각각 주조 제작하였고 간접 유지장치는 10게이지 납형으로 좌우측 제1소구치 근심 변연부에 설계 했으며, back-action 클래스프를 차츰 가늘어지는 균일한 두께로 제작하였고, 의치상의 유지부 금속 구조물은 12 게이지 반원형, 왁스 strip를 사용하여 열려진 격자 모양으로 제작하였고, 최종 지대치인 좌우 제2소구치에 mesial connection과 원심 레스트를 갖는 back-action 클래스프의 경우, distal connection과 근심 레스트를 갖는 back-action 클래스프의 경우, mesial connection과 근심 레스트를 갖는 back-action 클래스프의 경우, distal connection 과 근심 및 원심 레스트를 갖는 back-action 클래스프의 경우, mesial connection과 근심 및 원심 레스트를 갖는 back-action 클래스프의 경우인 5가지 유형으로 분리하였다(Fig 2:Case 1-5). 그후 무치악 유리단 부위에 직접 자가 중합레진을 이용하여 레진 의치상을 부여한 후 치아배열을 완성한 실험 국소의치를 제작한 후 무치악 부위에 실리콘 고무인상재로 치조제 점막을 재현해 주

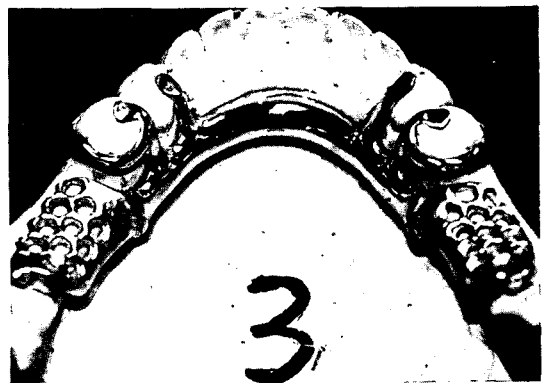
기 위하여 미리 만들어둔 약 2mm의 레진 의치상 내면의 빈 공간에 주입하여 탄력성 있는 연조직 점막을 재현 시켰다.



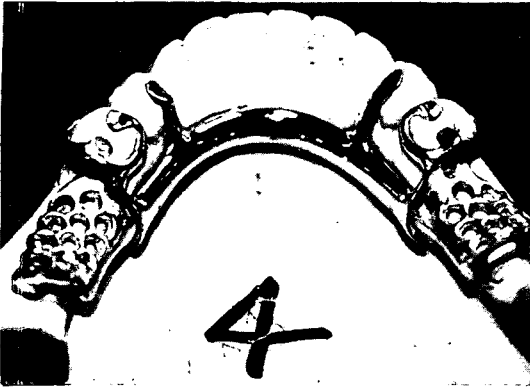
Case 1



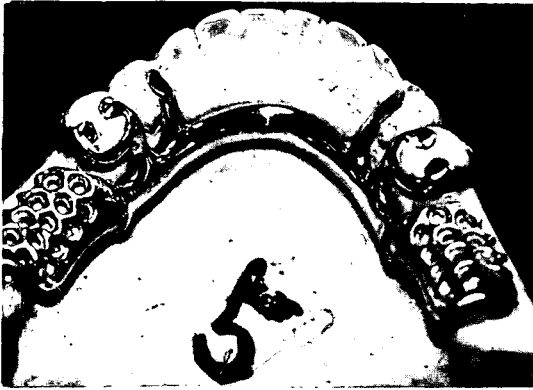
Case 2



Case 3



Case 4



Case 5

Fig. 2. Removable partial denture frameworks with five different types of the back-action clasp.

- Case 1. Mesial connection and distal rest
- Case 2. Distal connection and mesial rest
- Case 3. Mesial connection and mesial rest
- Case 4. Distal connection and the mesial and distal rest
- Case 5. Mesial connection and the mesial and distal rest

## 2. 실험 방법

### 1) 하중 장치의 설치

Fig. 3에 보인 바와 같이 하중 장치의 좌우 평형을 맞춘 후 실험 모형을 고정시켰고, 상호 비교 할 수 있는 응력이 발생되도록 우측 제1대구치 중심와 부위에 12.5kg의 편측 수직 집중 하중을 가한 후, 응력 분포 상태를 관측하였다.

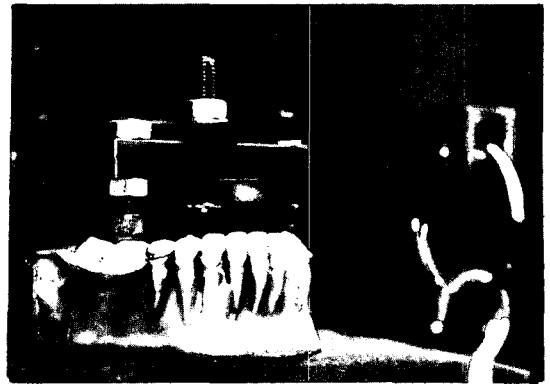
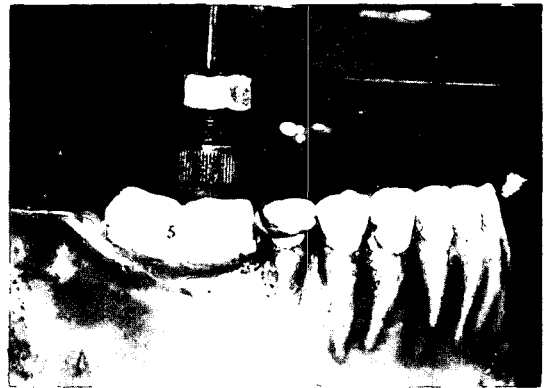


Fig. 3. Unilateral vertical loading on the distal extension removable partial denture.

### 2) 반사형 광탄성 응력분석

원래 3차원적 모형의 응력 분석을 할때는 응력 동결법을 사용하여 각 모형의 입체 형상을 절개해 가면서 응력 분포를 측정 분석하는 것이 원

칙이나, 이러한 경우에는 실험 조건의 수만큼 광탄성 하악골의 모형을 제작하여, 일정조건의 하중과 동결 과정을 거쳐야 하는데, 실제 실험을 수행할 때는 각 모형에 동일조건을 부여한다는 것이 거의 불가능한 일이다. 따라서 본 연구에서 처럼 하나의 광탄성 하악골 모형을 만들어 그 모형에 잘 적합되는 국소의치를 여러개 제작하면, 실험 조건을 일정하게 유지할 수 있다는 장점이 있어 상대 비교가 가능하므로 실제 광탄성 모형의 형태는 3차원이나, 입체 모형의 각 부위에 발생하는 응력을 손쉽게 관찰하기 위하

여 2차원적인 반사형 응력 측정 방법을 선택하였다. 반사형 원편광기를 사용하기 위하여 Fig. 4-1 와 같이 위치시켜, Model 232 null-balance compensator를 이용하여 검광자를 검정색(0차 무늬차수)이 나타나도록 조절 하였다(Fig.4-2).

### III. 실험성적

유리단 국소의치 의치상의 제1대구치에 12.5kg의 편측의 수직 집중 하중을 가한 후 5종류의 back-action clasp가 장착된 광탄성 하악골 모형에 무늬차수의 크기와 응력의 분포상태를 관찰해 본 결과 Fig. 5-Fig.15에 보인 바와 같은 결과를 얻었으며, 이때 무늬차수의 크기를 제량하는데는 Table 1에 보인 PL-1 재료의 표준 무늬 차수로 평가하였다.

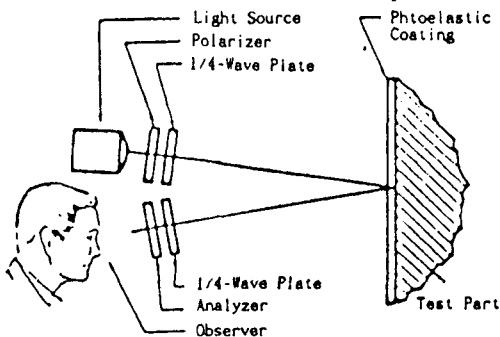


Fig. 4-1. Reflective circular polariscope.

#### 1. mesial connection 과 원심 레스트를 갖는 back-action 클래스프(Case 1)

##### (1) 하중측

Fig.6 는 Fig. 2, Case 1에 보인 형태의 금속구조물로 만들어진 의치상으로 distal rest의 직하방 부터 의치상하방부의 후방부를 따라서 약 8mm 폭으로 0.8차의 무늬 차수가 균등히 작용하고 제2소구치의 치근단부에 0.9차 무늬차수가 나타남을 알 수 있다. 그리고 레스트 직하의 기저면이 접하는 부위에도 상부와 유사한 폭으로 0.6 차의 무늬 차수가 나타나고 있으며 제2소구치와 제1소구치의 치근단 끝에 0.2 차의 응력 집중 부위가 나타남을 볼 수 있다.

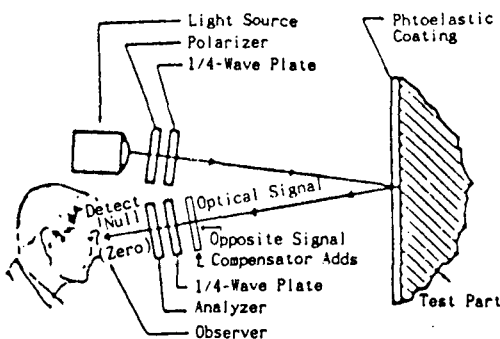


Fig. 4-2. Installing the null-balance compensator on the polariscope.

Table 1. Isochromatic fringe characteristics

Color	Approximate relative retardation nm	Fringe order N	Strain * $\mu E$
Black	0	0	0
Gray	160	0.28	265
White	260	0.45	425
Pale yellow	345	0.60	570
Orange	460	0.80	760
Dull red	520	0.90	855
Purple(tint of passage)	575	1.00	950
Deep blue	620	1.08	1025
Blue green	700	1.22	1160
Green yellow	800	1.39	1320
Orange	935	1.63	1550
Rose red	1050	1.82	1730
Purple(tint of passage)	1150	2.00	1900
Green	1350	2.35	2230
Green yellow	1440	2.50	2380
Red	1520	2.65	2520
Red/Green transition	1730	3.00	2850
Green	1800	3.10	2950
Pink	2100	3.65	3470
Pink/Green transition	2300	4.00	3800
Green	2400	4.15	3940

\* Type PL-1 Photoelastic plastic, 0.080 inch(2mm) thick

(2) 비하중측

비하중측의 제2소구치, 제1소구치, 견치 하단에도 0.2-0.3 차 정도의 응력 집중부위가 나타남을 볼 수 있다. 이런 결과는 한쪽에만 가한 힘이 금속구조물을 따라 전달되어 반대편 지대치에 다소 응력이 나타남을 볼 수 있다 (Fig. 7).

2. distal connection과 근심 레스트를 갖는 back-action 클래스프(Case 2)

(1) 하중측

Fig. 8은 Fig. 2, Case 2와 같은 금속구조물로 만들어진 의치상으로 근심 레스트의 하부에는 Fig.1의 경우와 유사한 0.8 차의 균등한 무늬 차수가 있으나, Fig.6의 경우보다 앞뒤로 무늬차수의 길이가 약간 더 길며, 제2소구치 및 제1소구치 치근단에도 약간 많은 응력(약 0.3차)이 발생되며 제2소구치의 경우는 레스트쪽의 치근면을 따라서 약 0.6차 정도의 응력이 발생하고 있는데 이는 레스트 쪽으로 지대치가 기울어지는 경향을 나타내

주는 결과이다.

(2) 비하중측

이 경우는 하중 레스트 쪽에서 대부분의 하중이 지지되기 때문에 반대편 지대치에는 거의 전달되는 하중이 없음을 볼 수 있다 ( Fig. 9).

3. mesial connection 과 근심 레스트를 갖는 back-action 클래스프 (Case 3)

(1) 하중측

Fig. 10 는 Fig. 2, Case 3와 같은 금속 구조물의 의치상의 광탄성 사진으로, 의치상 하부에 전자와 같은 형태의 0.8차의 무늬 차수가 상하로 위치하여 분포하는데, 전자의 경우보다 무늬 차수의 길이가 더 짧으며 제2소구치 및 제1소구치의 치근단에 걸리는 응력도 0.2차 무늬 차수 정도의 적은 응력 집중 상태를 보이고 있다. 그런데 이 경우에는 하중이 가해지는 쪽의 기저부를 따라 전치부쪽으로 반력의 분포 상태가 Fig. 6,8의 경우보다 더 길어서, 주로 하중 작용부 하방에 응력이 분포 된다고 볼 수 있다.

(2) 비하중측

하중이 가해지는 반대편에는 제2소구치 치근단에 약간의 응력(0.2 차의 무늬차수)이 걸리는 정도로 응력의 분산 상태가 가장 양호한 경우로 판단 되어진다( Fig. 11).

4. distal connection 과 근심 레스트 및 원심 레스트를 갖는 back-action 클래스프(Case 4)

(1) 하중측

Fig. 2, Case 4와 같은 금속구조물의 광탄성 사진으로, Fig. 8 의 경우와 유사하게 제2소구치의 치근면을 따라 0.6차정도의 응력이 발생되나 Fig. 8 의 경우보다는 치근면의 무늬폭이 더 넓으며 치근단 직하방 쪽에 0.3차 정도의 집중된 응력 상태를 보이고 있다.

또한 제1소구치의 치근단에도 국부적으로 0.3 차의 집중응력을 볼 수 있다 (Fig. 12).

(2) 비하중측

이 경우에는 Fig. 9 의 경우와는 달리 비하중측의 제2소구치 및 제1소구치의 치근단에 미미하나마 0.2 차 정도의 집중응력이 발생됨을 볼 수 있다 (Fig. 13).

5. mesial connection 과 근심 레스트 및 원심 레스트를 갖는 back-action 클래스프(Case 5)

(1) 하중측

Fig.2, Case 5와 같은 금속 구조물의 광탄성 사진으로 근심 레스트의 하부에 0.8차의 무늬차수가 분포되는 양상은 Fig. 12의 경우와 유사하다. 제2소구치에 가해지는 편중 하중의 영향은 case 4의 경우보다 적어서 치근단쪽으로 집중되는 0.6차의 무늬 차수를 볼 수 있다 (Fig. 14).

(2) 비하중측

이 경우는 Case 4의 경우와 같이 하중이 작용하는 반대편 제2소구치와 제1소구치 치근단에 미미하나마 0.2 차 정도의 응력 집중부가 나타남을 볼 수 있다 ( Fig.15 ).

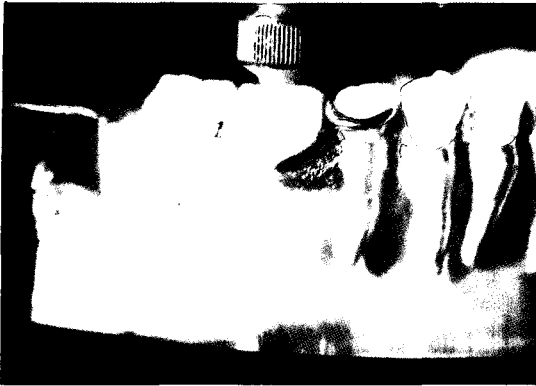


Fig. 5. No residual stress in the photoelastic mandible



Fig. 6. Stress distribution under the mandibular distal extension removable partial denture with the mesial connection and the distal rest (loaded side)



Fig. 7. Stress distribution under the mandibular distal extension removable partial denture with the mesial connection and the distal rest (unloaded side)

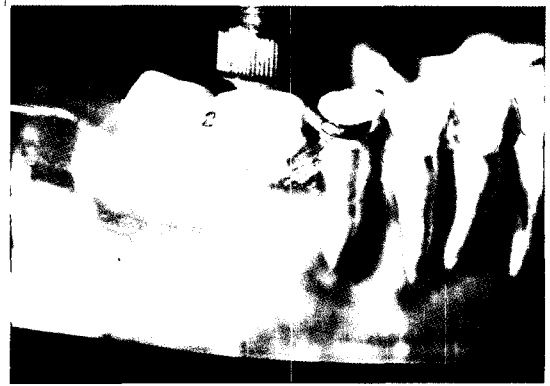


Fig. 8. Stress distribution under the mandibular distal extension removable partial denture with the distal connection and mesial rest (loaded side)



Fig. 9. Stress distribution under the mandibular distal extension removable partial denture with the distal connection and mesial rest (unloaded side)

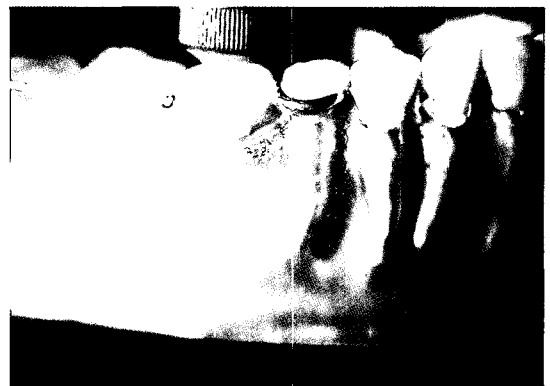


Fig. 10. Stress distribution under the mandibular distal extension removable partial denture with the mesial connection and mesial rest (loaded side)



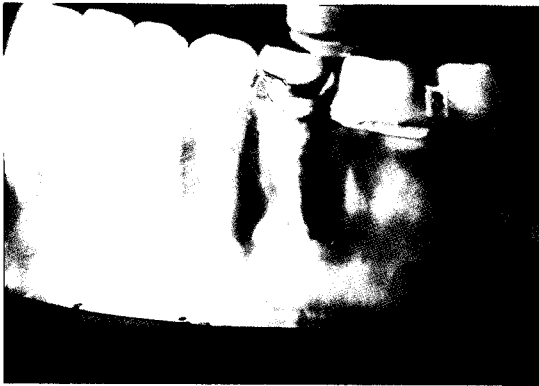


Fig. 11. Stress distribution under the mandibular distal extension removable partial denture with the mesial connection and mesial rest (unloaded side)

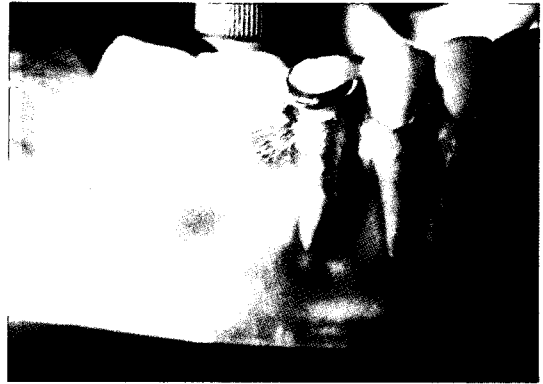


Fig. 12. Stress distribution under the mandibular distal extension removable partial denture with the distal connection and the mesial and distal rest (loaded side)

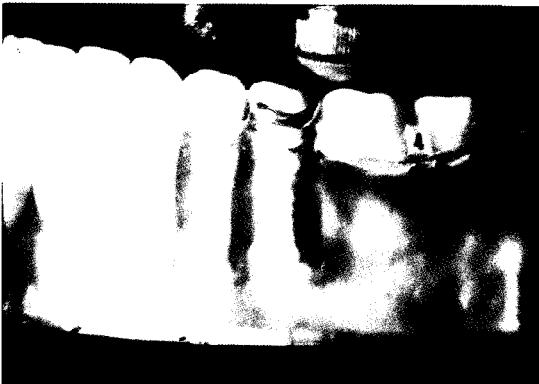


Fig. 13. Stress distribution under the mandibular distal extension removable partial denture with the distal connection and the mesial and distal rest (unloaded side)



Fig. 14. Stress distribution under the mandibular distal extension removable partial denture with the mesial connection and the mesial and distal rest (loaded side)



Fig. 15. Stress distribution under the mandibular distal extension removable partial denture with the mesial connection and the mesial and distal rest (unloaded side)

#### IV. 총괄 및 고안

유리단 국소의치에 가해지는 하중은 지대치 및 주위 치조골, 의치상 하방의 잔존치조 조직에 전달되게 되는데, 치근막과 치조 점막의 탄성 차이로 인해 유리단 국소의치 하에서 발생하는 응력의 분포는 다양하며 유리단 국소의치 설계의 변화에 따른 응력의 분석은 매우 어렵다<sup>9,11,13,25,31,40,41</sup>.

43, 47, 58, 60). 그러나 기능 운동시 유리단 국소의치에 나타나는 응력 분포를 분석하므로써, 지대치 및 치아 주위 조직 등 기타 구강악계에 위해 작용없이 기능을 발휘할 수 있는 이상적인 국소의치의 설계가 고려되어야 한다.<sup>1)</sup> (5, 9, 22, 26, 32, 36, 45, 52, 59, 66).

Taylor 등<sup>64)</sup>와 Tebrock 등<sup>65)</sup> 등은 의치상의 적합도와 클래스프 설계 변화에 따른 지대치 운동을 연구하여, 의치상이 최대로 연장되고 잘 적합되었을때 클래스프 설계 변화에 대한 영향은 가장 적다고 보고하였다. Cecconi 등<sup>17)</sup>은 클래스프 설계의 변화가 지대치 운동에 미치는 영향에 관한 연구에서 4종류의 클래스프를 사용하여 지대치 운동의 방향과 크기를 측정하였는데, 하중측에서는 근심 협측으로, 비하중측에서는 근심 설측으로 지대치가 주로 움직인다고 보고하였으며, 또한 하중측의 지대치 운동량은 비하중측의 지대치 운동량보다 보다 더 크다고 보고하였다. 이러한 결과는 본 실험의 광탄성 모형의 응력 분포에서 보이는 바와 같이 하중측의 응력 무늬차수가 비하중측의 무늬차수보다 크다는 것을 관찰하므로써 일치한다는 것을 알 수 있다. Carlsson 등<sup>16)</sup>은 유리단 국소의치를 장착한 환자의 경우, 지대치의 동요도가 15% 증가하고 장착하지 않을 경우는 13%가 감소한다고 했으며, 또한 12개월 동안 유리단 국소의치를 장착하면 65%의 치은 염증이 발생한 것으로 보아 의치로 인한 지대치 동요도 및 조직의 염증을 최소화 하기 위한 국소의치 설계가 중요하다고 보고했다. 윤과 장<sup>3)</sup>은 양측성 유리단 국소의치의 설계 변화에 따른 광탄성 응력분석에

관한 연구에서 back-action, R.P.I., Aker's 형의 직접유지 장치를 광탄성 분석법을 이용하여 지대치와 인접치 및 유리단에 전달되는 응력을 분석하였는데, 근심레스트를 형성해준 back-action 클래스프와 R.P.I. 클래스프가 원심레스트를 형성해준 Aker's 클래스프보다 다소 유리하다고 하였으며, 또한 back-action 클래스프는 협측에 많은 응력 분포를 보이고 유리단에서의 응력 집중 현상이 가장 현저히 나타나므로 협측과 유리단에 많은 골 흡수를 야기한다고 보고했다. back-action 클래스프의 구조를 살펴보면 근심 교합 레스트, 원심 교합 레스트, 유지암, 보상암으로 구성되어 있고 근심 설측에서 시작하여 원심면을 돌아 근심 협측에서 끝나게 되는 것이 일반적이며<sup>2)</sup>, 유리단 국소의치에서 back-action 클래스프를 사용할때는 지대치에 큰 외력을 전달하므로 최후방 지대치는 적어도 두개 이상을 splinting<sup>60, 61)</sup> 하여 응력을 분산 시킬 필요가 있으며 주의깊게 계획되고 설계 제작된 국소의치를 통해 지대치 운동을 효과적으로 줄이고 유리단의 골흡수를 감소시킬 수 있다고 하였다. 그러나 Maxfield 등<sup>50)</sup>은 원심 레스트가 유리하다고 보고 했으며 Henderson 등<sup>35)</sup>은 근심에 이중 레스트를 설치하는 것이 유리하다고 하였다. 따라서 본 연구에서는 이러한 문제점을 좀더 파악하고자 양측성 유리단 국소의치에서 직접유지 장치의 설계 변화 즉, mesial connection과 원심레스트를 갖는 back-action 클래스프의 경우, distal connection 과 근심레스트를 갖는 back-action 클래스프의 경우, mesial connection 과 근심

레스트를 갖는 back-action 클래스프 경우, distal connection 과 근심 레스트 및 원심 레스트를 갖는 back-action 클래스프의 경우 그리고 mesial connection 과 근심 레스트 및 원심 레스트를 갖는 back-action 클래스프의 경우인 5가지 유형으로 분리하여 응력 분포 양상을 하중측, 비하중측으로 나누어 비교 하고자 하였다. 국소의치의 응력 분석 방법은 dial gauge<sup>31, 41, 63)</sup>, strain gauge<sup>67)</sup>, 광탄성 응력분석<sup>15, 42, 66)</sup>, 유한요소법<sup>69, 70)</sup> 등이 이용되어 왔으며 최근에는 stereophotogrammetry<sup>13)</sup>와 laser를 이용한 방법도 개발되고 있다. 본연구에 사용된 광탄성 응력 측정법은 빛의 간섭현상을 이용하여 변형된 물체의 응력 분포를 관찰하는 방법을 이용하였으며 이것은 크게 두가지 방법이 이용되고 있는데 첫번째 방법은 투과형 방법으로서 해석대상의 물체를 빛이 투과할 수 있는 투명한 광간섭 재료로 모델을 제작하여 편광판 사이에 위치시키면 광원으로 부터 나온 빛이 첫번째 편광판(polarizer)를 통과함으로써 편광판의 방향과 일치하는 편광만 빠져 나오게 되며, 이 편광이 모델에 입사하게 되면 모델에 작용하고 있는 주 변형율의 차에 비례하여 빛이 굴절하면서 위상지연(phase retardation)이 일어나게 되고, 주응력 방향으로 굴절된 빛이 두번째 놓인 편광판에 입사되면, 편광축 방향의 빛만 통과되면서 빛의 간섭을 일으키게 되며, 두번째 방법은 빛이 투과하지 못하는 물체의 표면응력을 검토하는 반사형 광탄성 실험방법으로서 빛이 물체를 통과하지 못하므로, 물체의 표면에 투명한 광탄성 재료를 빛이 잘 반

사될 수 있는 은분말 접착제를 도포하여 물체의 표면에서 생기는 간섭무늬를 반사시켜 관찰하는 방법인데 기본원리는 투과형 방법과 동일하나, 빛이 표면에 도포된 광탄성 재료에 입사되었다가 다시 반사되어 나오기 때문에 2회의 위상지연이 생긴다.<sup>4, 8, 24, 38)</sup>.

따라서 3차원적인 하악골 광탄성 모형을 제작하여 투과형으로 응력분포를 관찰키 위해서는 모형의 내부에 점광원을 설치하고, 하악골 모형을 좌우로 회전시키면서, 부분 부분의 응력 분포를 관찰해야 할것이나, 이 방법은 장치 제작이 복잡하며, 응력분포 양상을 부분적으로만 보기 때문에 한눈에 응력분포 양상을 관찰하기 힘든 단점이 있다<sup>4)</sup>. 그러므로 본 연구에서는 두번째 방법인 반사형 광탄성 응력 측정법<sup>4, 8, 24, 38)</sup>을 이용하여 3차원적인 하악골 모형의 내면에 반사가 가능한 은색 분말 페인트를 도포하여, 모형내에서 발생한 응력 무늬가 손쉽게 반사될 수 있게 하므로써 전면의 응력 분포양상을 한눈에 관찰 할 수 있었다. Nally<sup>56)</sup>는 양측성 유리단 국소의치에서 지대치를 다루는 방법에 관한 연구에서 클래스프의 종류를 8가지로 세분하여 지대치와 의치의 운동량을 연구하였는데, mesial connection과 근심 레스트를 갖는 경우와 mesial connection과 원심 레스트를 갖는 경우에 가장 양호하다고 주장했으며, 이는 본 연구의 Case 1, Case 3에 나타난 바와 같이 거의 일치하였다. 또한 하중측의 지대치 운동량과 비하중측의 지대치와 의치의 운동량을 고려해 볼때 mesial connection 이 distal connection 에 비하여 유리하고 교합면 레스트를 비교해 보면 근심쪽으로

위치할 수록 원심으로 이탈 하려는 경향을 감소시키므로 보다 유리하다고 주장했으며, 이는 본 연구에서 3종류의 mesial connection 이 2종류의 distal connection 보다 전반적으로 유리하게 나타난 것과 일치한다. back-action 클래스프를 사용할 경우는 본 실험의 결과에서 확증된 것 같이 근심 레스트와 mesial connection, 원심 레스트와 mesial connection을 갖는 back-action 클래스프가 좋은 것으로 판단되고, Nally<sup>56)</sup>, Thompson 등<sup>66)</sup>, Kratochvil<sup>46)</sup>, McCartney<sup>51)</sup>의 주장과 일치한다. 또한 지대치에 레스트 1개가 있는 경우가 근원심 레스트가 있는 경우에 비해서 더욱 유리하다고 주장하였는데<sup>56)</sup>, 이는 본 논문의 Case 5 와 일치하였다. Swenson등은 근심 교합 레스트와 원심 유지부, 유용한 구조형 back-action 클래스프를 주장했다<sup>61)</sup>. 또한 근심 레스트와 원심 레스트를 비교해 보면, Thompson 등<sup>6)</sup>은 원심 레스트를 갖는 유지장치에서는 임상적 치관은 원심으로 이동하고 치근단에서는 근심으로 이동하므로 치조골에 수평력을 유발하고 근심 레스트를 갖는 유지장치에서는 작용력을 수직으로 분산한다고 하였다.

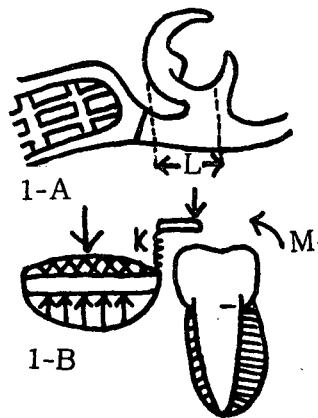
Kratochvil<sup>46)</sup>은 교합면 레스트의 위치와 클래스프 설계변화에 따른 지대치 운동에 대한 연구에서 원심 레스트는 치아를 후방으로 이동시켜서 치아동요도 증가, 골손실, 교합불균형을 초래하고 근심 레스트는 치아를 전방으로 이동시켜서 전방에 있는 치아와 결합하여 저항 할 수 있다고 보고하였다.

또한 Zach<sup>71)</sup>는 국소치에서 근심 레스트의 장점에 관한 연구에서 근심

레스트는 악궁에서 회전축이 전방에 위치하므로 저작시 발생하는 torquing force가 원심 레스트에 비해 적고, 또한 연조직에 외상이 더 적으며, 간접유지장치 유지력의 필요성이 더 적고, 원심으로 탈락하려는 힘이 더 적다고 보고했는데, 이러한 연구는 본 연구의 Case 3 와 일치하였다. Case 1에서 Case 5까지 설계 형태에 따라 교합면 레스트 하부, 제2소구치, 제1소구치 및 하중이 작용하는 반대편의 지대치들에 분포되는 응력의 pattern 이 각기 조금씩 변하는 양상을 보이고 있으며, back-action 클래스프의 특징에 따라 예측되는 응력 분산 형태를 검토해 보면 다음과 같다.

Case 1: Mesial connection 과 원심 레스트를 갖는 back-action 클래스프

이 경우는 클래스프에 원심 레스트가 연결되어 있으므로 클래스프가 마치 스프링과 같은 역할을 하게 되어 I-B의 개략도와 같이 의치상 하방의



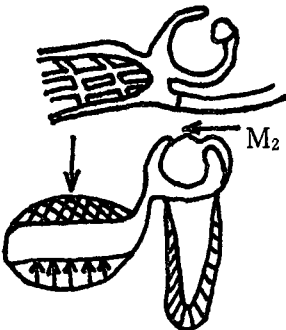
잔존치주조직에 응력이 주로 분포되며 잔존치주조직의 침하량에 따라 제2소구치에 spring force가 수직방향으로 원심쪽에 편중되어 작용하게 되므로, 제2소구치에는 수직력과 원심쪽의 회전모멘트( $M_1$ )가 발생하게 된다.

1-A 에 보인 바와 같이 부 연결

장치와 클래스프와의 길이  $L$ 과 클래스프의 단면 형상에 따라 구해지는 단면 2차 모멘트의 크기에 따라 가상된 스프링 강성이 결정되는데 ( $K = 3EI/L^3$ )이 시뮬레이션 스프링이 강성이 큰 경우에는 제2소구치에 작용하는 연직 하중이 크게 되고 회전 모멘트도 크게 되는데, 실험 결과에 의하면 제2소구치 치근면과 치근단에 별로 큰 응력 집중부위가 발생하지 않은 것으로 보아서 스프링 강성이 별로 크지 않은 상태라고 볼 수 있으며, 그 결과로 작용하중을 치주조직에 주로 받으며, 치주조직의 침하량에 따라 프레임을 타고 전달된 힘이 반대편 제2소구치 및 제1소구치에 까지 힘이 전달되는 것으로 판단되어진다.

그러므로 잔존치조골이 약한 경우에는 별로 좋지 않다.

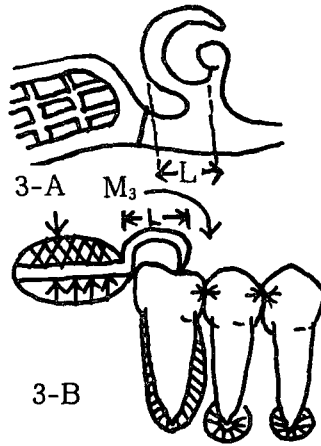
Case 2: Distal connection 과 근심 레스트를 갖는 back-action 클래스프



이 경우는 클래스프가 metal mesh frame 에 직결되어 의치상 하방 치은, 클래스프 및 근심 레스트에서 제2소구치에 작용 하는 하중을 지지하는 상태이다. 이 경우는 클래스프와 레스트에 분포하중이 작용되기 때문에 제2소구치 원심쪽으로 약간 편향되는 분포하중이 작용하게 되어 제2소구치

에는 수직력과 원심방향의 모멘트( $M_2$ )가 발생하여 제 2소구치를 원심방향으로 회전하면서 침하하게 되기 때문에 치근면 주위로는 모멘트를 지지하는 수평응력과 수직하중을 지지하려는 전단응력이 발생되며, 치근단에는 집중응력이 발생되게 된다. 따라서 이 경우는 제2소구치에 수직력과 모멘트가 크게 작용하므로 지대치가 약할때는 매우 불리한 경우이다.

Case 3: Mesial connection 과 근심 레스트를 갖는 back-action 클래스프



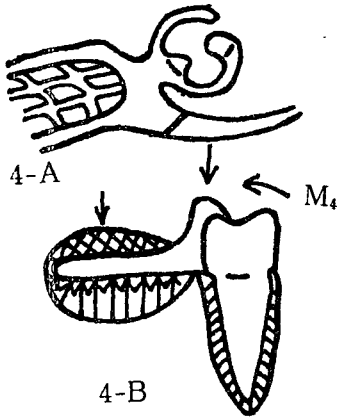
3-B

이 경우는 그림 3-B 의 힘의 개략도에 보인것처럼 제2소구치에 작용하는 하중이 metal mesh frame 과 근심 레스트까지 연결된 연결절 ( $L$ )에 의해 제2소구치 근심부에 수직력을 전달하게 되므로 제2소구치에는 근심쪽으로 회전하려는 모멘트 ( $M_3$ )를 받게 된다. 그러나 제1소구치, 견치가 인접되어 있기 때문에 결국 작용하중들은 각각의 치아에 분산되므로 힘의 분산의 관점에서 매우 양호한 경우로 볼 수 있다.

이런 결과는 Fig.9에서도 잘 나타나 있으며 작용하는 응력이 의치상 하방부와 제2소구치, 제1소구치, 견치

지 고루 분산됨을 볼 수 있다.

Case 4: Distal connection 과 근심 레스트 및 원심 레스트 를 갖는 back-action 클래스프



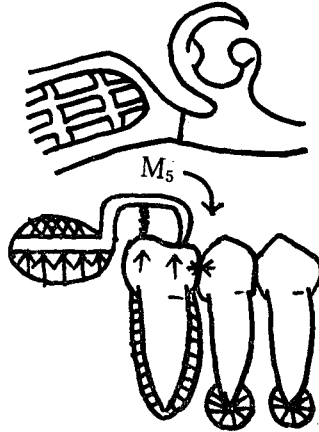
이 경우는 근심 레스트가 metal mesh frame에 직결되어 있으므로, 제2 소구치에 작용하는 하중이 metal mesh frame과 원심 레스트에 주로 전달

되고 근심 레스트에는 거의 작용하지 않으므로 힘의 개략도를 그려보면 4-B와 같다.

따라서 제2소구치에는 수직력과 원심쪽의 회전모멘트( $M_4$ )가 작용하게 되어 상당히 큰 응력을 받게되며 metal mesh frame 후방부로 지지력의 중심이 약간 이동되는 경향을 보이게 된다.

따라서 Fig.11의 경우가 Fig.5,7,9의 경우에 비해 0.8 차의 무늬차수가 metal mesh frame 후방부쪽으로 좀더 길게 퍼져 있음을 알 수 있고, 제2 소구치의 치근단을 따라서 수직응력과 굽힘을 저항하는 수평응력이 치근단 전후로 분포되어 있음을 알 수 있다. 이 경우는 Case 2의 경우처럼 제2소구치에 수직력과 모멘트가 크게 작용하므로 지대치가 약할때는 매우 불리한 경우이다.

Case 5: Mesial connection 과 근심 레스트 및 원심 레스트를 갖는 back-action 클래스프



이 경우는 metal mesh frame에 근심 레스트가 연결되어 있고 근심 레스트에 연결된 클래스프에 원심 레스트가 있는 상태이므로 원심 레스트는 마

치 클래스프이 스프링 역할을 하는 경우로 생각할 수 있고 근심 레스트는 원심 레스트 보다 더 큰 강성을 갖고 있기 때문에 근심 레스트 쪽에 더 큰 집중하중이 발생하게 되어 근심쪽으로 약한 회전 모멘트 ( $M_5$ )가 발생하게 될 것이다. 따라서 응력의 분산 형태는 제2소구치의 치근단 방향으로 상당히 큰 응력이 집중되며 회전 모멘트의 영향으로 응력들이 제1 소구치, 견치쪽으로 약간 분산되어 지는 상태로 Case 3의 경우와 유사하나 제2소구치에 더 많은 지지력을 요하는 상태이다.

## V. 결 론

하악 양측성 유리단 국소의치에서 교합면 레스트의 위치와 직접유지장치 연결방법 변화에 따른 응력의 크

기와 분포양상을 규명하기 위하여 epoxy 레진(PL-I)과 경화제 (PLH-1)로 삼차원적 광탄성 모형을 제작한 후, 은색 분말제인 반사성 성질을 가진 은색 분말 (plastic cement-1)을 광탄성 하악골 모형의 내면에 도포하여 이차원적인 반사형 광탄성 응력 측정법을 선택하였다. 5종류의 실험 국소의치를 설계 제작하고 제1대구치의 중심와에 12.5kg의 편측 수직집중 하중을 가한 후 reflective circular polariscope를 이용하여 광탄성 응력 분석을 한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Mesial connection 과 근심 레스트를 갖는 Case 3 경우에서 응력의 분산효과가 가장 우수하였다.
2. 근심 및 원심 레스트를 갖는 Case 4,5의 경우가 최종 지대치에 많은 응력 분포 양상을 나타 내었다.
3. 일반적으로 mesial connection을 갖는 경우가 distal connection의 경우에 비하여 응력 분산효과가 더 유리하였다.
4. Mesial connection을 갖는 case 1,3,5 인 경우에는는 근심 레스트를 가진 경우가 응력 분산 효과면에서 가장 유리하였다.

#### 참 고 문 헌

1. 강 승중, 계 기성:“간접 유지장치 설계변화에 따른 하악 유리단 국소의치의 광탄성 응력 분석”, 『대한 치과 보철학회지』, 28:183, 1990.
2. 계 기성, 『가철성 국소의치학』, 청해사 p. 88.
3. 윤 성일, 장익태:“양측성 유리단 국소의치의 설계 변화에 따른 광탄성 응력 분석에 관한 연구”, 『대한치과의사협회지』, 23:45, 1985.
4. 이 규철, 계 기성:주연결장치의 설계변화에 따른 하악 유리단 국소의치의 광탄성 응력 분석에 관한 연구, 『대한 치과보철학회지』, 29:177, 1991.
5. 이 병태 :“clasp의 변형에 따른 유지가 지대치 운동에 미치는 영향에 관한 실험적 연구”, 『대한치과의사협회지』, 14:147, 1976.
6. 이 호용 “clasp의 형태의 변화에 따라 지대치에 가해지는 수평압력에 관한 연구”, 『대한치과의사협회지』, 11:811, 1970.
7. 임 순호, 장 익태:“유리단 국소의치 clasp 설계가 지대치 운동에 미치는 영향”, 『대한치과보철학회지』, 25:17, 1987.
8. 조 규종, 김 유, 김 택:“차체 body 용접 결합부위 광탄성적 응력에 대한 연구”, 『아세아 기보』, 6:53, 1990.
9. 조 혜원:“정밀 부착형 유지 장치에 따른 양측성 유리단 국소의치의 광탄성 응력 분석”, 『대한치과보철학회지』, 23:97, 1985.
10. Applegate, O.C.:“The partial denture base”, J. Prosthet. Dent., 5:638, 1955.
11. Baker, J.L. and Goodkind, R.J.:

- "Theory and practice of precision attachment removable partial dentures", ed. 1, St. Louis, Mosby, pp.18, 190, 1981.
12. Becker, C.M.: "Lingualized occlusion for removable prosthodontics", J. Prosthet. Dent., 8: 602, 1977.
  13. Browning, J. D., Meadors, L.W. and Eick, J.D.: "Movement of the three removable partial denture clasp assemblies under occlusal loading", J. Prosthet. Dent., 55:69, 1986.
  14. Browning, J.D., Stewart, C.D. and Eick, J.D.: "Effect of positional loading of three removable partial denture clasp assemblies on movement of abutment teeth" J. Prosthet. Dent., 55:347, 1986.
  15. Browning, Eick, J.D., and Mcgarrah, H.E.: "Abutment tooth movement measured in vivo by using stereophotogrammetry", J. Prosthet. Dent., 57:323, 1987.
  16. Carlsson, G., Hedegard, B., and Koivumaa, K., Studies in partial denture Prosthesis II An Investigation of mandibular partial denture with Double extension saddles, Acta. Odont. Scand., 19:215, 1961.
  17. Cecconi, B.T., Asgar, K., and Dootz, E.: "The effect of partial denture clasp design on abutment tooth movement", J. Prosthet. Dent., 25:44, 1971.
  18. Cecconi, B.T.: "Effect of rest design on transmission of forces to abutment teeth", J. Prosthet. Dent., 32: 141, 1974.
  19. Chou, T.M., Caputo, A.A., Moore, D.J. and Xiao, B.: "Photoelastic analysis and comparison of force-transmission characteristics of intracoronal attachments with clasp distal extension removable partial denture", J. Prosthet. Dent., 62:313, 1989.
  20. Clayton, J.A., and Jaslow, C.: "A measurement of clasp forces on teeth with different clasp design on abutment tooth movement", J. Prosthet. Dent., 25:21, 1971.
  21. Colman, A.J.: "Occlusal requirements for removable partial denture", J. Prosthet. Dent., 17: 155, 1967.
  22. Craig, R.G.: Restorative dental materials, 7th ed., St. Louis, C. V. Mosby., Co., 1985.
  23. Craig, R.G., and Farah, J.W.: "Stress from loading distal extension removable partial denture", J. Prosthet. Dent., 39: 274, 1978.
  24. Dally, J.W., and Riley, W.F.: "Experimental stress" analysis, by McGraw-Hill, Inc., 1965, 1978.
  25. Demer, W.J.: "An analysis of mesial rest I-bar clasp design", J. Prosthet. Dent., 36:243, 1976.



- by McGraw-Hill, Inc., 1965, 1978.
25. Demer, W.J.: "An analysis of mesial rest I-bar clasp design", J. Prosthet. Dent., 36:243, 1976.
  26. Donahue, T.J.: "Factors that augment the role of Direct retainers in mandibular distal extension removable partial dentures", J. Prosthet. Dent., 60:696, 1988.
  27. Eick, J. D., Browning, J. D., Stewart, C.D., and McGarrah, H. E.: "Abutment tooth movement related to fit of a removable partial denture", J. Prosthet. Dent., 57:66, 1987.
  28. Fenner, W., Gerber, A., and Muhlemann, H.R.: "Tooth mobility changes during treatment with partial denture prosthesis", J. Prosthet. Dent., 6:520, 1956.
  29. Firtell, D.N., Grisius, R.J. and Muncheryan, A.M.: "Reaction of the anterior abutment of a Kennedy class II removable partial denture to various clasp designs: and in vitro study", J. Prosthet. Dent., 53:99, 1985.
  30. Frank, R.P., Brudvik, J. S. and Nicholls, J. I.: "A comparison of the flexibility of wrought wire and cast circumferential clasps", J. Prosthet. Dent., 49:471, 1983.
  31. Frechette, A.R.: "The influence of partial denture design on distribution of force to abutment teeth", J. Prosthet. Dent., 6:195, 1956.
  32. Frechette, A.R.: "Partial denture planning with special reference to stress distribution", J. Prosthet. Dent., 1:710, 1951.
  33. Goodkind, R.J.: "The effect of removable partial denture on abutment mobility: A clinical study", J. Prosthet. Dent., 30:139, 1973.
  34. Goto, T.: "Changes in abutment tooth mobility by wearing partial dentures", Bull. Tokyo. Med. Dent. Univ., 17:329, 1970.
  35. Henderson, D., and Steffel, V.L.: McCracken's partial denture construction: principles and techniques. 5th ed, St. Louis, C.V. Mosby. Co., 1966. p.79.
  36. Hindels, G.W.: "Load distribution in extension saddle partial dentures", J. Prosthet. Dent., 7:197, 1957.
  37. Hindels, G.W.: "Stress analysis in distal extension partial dentures", J. Prosthet. Dent., 7:197, 1957.
  38. Jessop, H.T.: Photoelasticity principles & methods Cleaver-hume press Ltd, 1949.
  39. Kaires, A.K.: "A study of partial denture design and masticatory pressure in a mandibular bilateral distal extension case", J. Prosthet. Dent., 8:340, 1958.

40. Kaires, A.K.: "Effect of partial denture design on unilateral force distribution", J. Prosthet. Dent., 6:526, 1956.
41. Kaires, A.K.: "Effect of partial denture design on bilateral force distribution", J. Prosthet. Dent., 6:373, 1956.
42. Kaires, A.K.: "Partial denture design and its relation to force distribution and masticatory performance", J. Prosthet. Dent., 6:683, 1956.
43. Ko, S.H., McDowell, G.C., Koto-wicz, W.E.: "Photoelastic stress analysis of mandibular removable partial denture with mesial and distal occlusal rest", J. Prosthet. Dent., 56:454, 1986.
44. Kratochvil, W.D. and Caputo, A. A.: "Evaluation of photoelastic stress patterns produced by various design of bilateral distal -extension removable partial dentures", J. Prosthet. Dent., 38:261, 1977.
45. Kratochvil, F.J. and Caputo, A. A.: "Photoelastic analysis of pres-sure of teeth and bone supporting removable partial dentures", J. Prosthet. Dent., 32:52, 1974.
46. Kratochvil, F. J.: "Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth", J. Prosthet. Dent., 13:114, 1963.
47. Krol, A.J.: "Clasp design for extension base removable partial dentures", J. Prosthet. Dent., 9: 408, 1973.
48. Lee, R.E.: "Mucostatics", Dent. Clin. N. Am., 24:81, 1980.
49. Levin, B.: "A review of artificial post tooth forms including a preliminary report on a new posterior tooth", J. Prosthet. Dent., 38:3, 1977.
50. Maxfield, J.B., Nicholls, J.I., and Smith, D.E.: "The measurement of force transmitted to abutment teeth of removable partial dentures", J. Prosthet. Dent., 41: 134, 1979.
51. McCartney, J.W.: "Motion vector analysis of an abutment for a distal extension removable partial denture: A pilot study", J. Prosthet. Dent., 43: 15; 1980.
52. McCracken, W.L.: "Contemporary partial denture design", J. Prosthet. Dent., 8:71, 1958.
53. Morris, H., and Asgar, K.: "Stress-relaxation testing part IV: clasp pattern dimension and their influence on clasp behavior", J. Prosthet. Dent., 50:310, 1983.
54. Mühlemann, H.R.: "Periodontometry, a method measuring tooth mobility", Oral Surg., 4:1220, 1951.
55. Mühlemann, H.R.: "Tooth mobil-

- ity I. The measuring method, initial and secondary tooth mobility", J. Periodontol., 25:22, 1954.
56. Nally, J.N.: "Method of handling abutment teeth in class I partial dentures", J. Prosthet. Dent., 30:561, 1973.
  57. Plotnick, I.: "The effect of variations in the opposing dentition on changes in the partially edentulous mandible. Part III: Tooth mobility and chewing efficiency with various maxillary dentitions", J. Prosthet. Dent., 33:529, 1975.
  58. Preiskel, H.W.: "Precision attachment in dentistry", ed. 3, St. Louis, Mosby. 1979, p.66.
  59. Sharry, T.J.: "Principles, Concepts, and practice in prosthodontics", J. Prosthet. Dent., 37:204, 1977.
  60. Shohet, H.: "Relative magnitude of stress on abutment teeth with different retainers", J. Prosthet. Dent., 21:267, 1969.
  61. Swenson, M.G., and Terkla, L. G.: "Partial dentures", St. Louis, C.V. Mosby., Co., 1955.
  62. Takahashi, N., Kitagami, T. and Komori, T.: "Analysis of stress on a fixed partial denture with a blade-vent implant abutment", J. Prosthet. Dent., 40: 186, 1978.
  63. Tanner: "Factors affecting the design of photelastic models for two dimensional analysis", J. Prosthet. Dent., 27:48, 1972.
  64. Taylor, D.T., Pflughoeft, F.A. and McGivney, G.P.: "Effect of two clasping assemblies on arch integrities as modified by base adaptation", J. Prosthet. Dent., 47:120, 1982.
  65. Tebrock, O.C., Rohen, R.M., Fenster, R.K., and Pelleu, G.B.: "The effect of various clasping systems on the mobility of abutment teeth for distal extension removable partial dentures", J. Prosthet. Dent., 41:511, 1970.
  66. Thompson, W.D., Kratochvil, F. J., Caputo, A.A.: "Evaluation of photoelastic stress patterns produced by various designs of bilateral distal-extension removable partial denture", J. Prosthet. Dent., 38:261, 1977.
  67. Warren, A.B., Caputo, A.A.: "Load transfer to alveolar bone as influenced by abutment designs for tooth-supported dentures", J. Prosthet. Dent., 33:137, 1975.
  68. White, J.T.: "Visualization of stress and strain related to removable partial denture abutment", J. Prosthet. Dent., 40: 143, 1978.
  69. Yamada, T.: "Basic studies on

- konuskronen by using the finite element method part I. Investigation of analytic method and its validity", J. Japan. Prosthodont. Soc., 30:1158, 1986.
70. Yamada, T.: "Basic studies on konuskronen by using the finite element method part I. Stress analysis of mandibular distal-extension removable partial denture", J. Japan Prosthodont. Soc., 31:186, 1987.
71. Zach, G. A.: "Advantages of mesial rests for removable partial dentures", J. Prosthet. Dent., January, 1975.

A PHOTOELASTIC STRESS ANALYSIS ON THE SUPPORTING  
STRUCTURE IN THE MANDIBULAR DISTAL EXTENSION  
REMOVABLE PARTIAL DENTURE WITH VARIOUS DESIGNS  
OF BACK—ACTION CLASPS

Soo - Lyoung Lim, D. D. S., M. S. D., Kee - Sung Kay, D. D. S., M. S. D., Ph. D  
Yeong - Mu Ko, D. D. S.\*

*Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University*

*\*Department of Dental Materials, College of Dentistry, Chosun University*

The purpose of this study was to analyze the magnitude and distribution of stress using a photoelastic model from the mandibular distal extension removable partial dentures with the mesial or distal placement of the occlusal rest and the mesial or distal connection in the back—action clasp with the five various designs of the back—action clasp, that is, the mesial connection and the distal rest, the distal connection and mesial rest, the mesial connection and mesial rest, the distal connection and the mesial and distal rest, and the mesial connection, and the mesial and distal rest.

A photoelastic model was made of the epoxy resin( PC—1) and the hardner(PLH—1) with the acrylic resin teeth used and was coated with the plastic cement—1 at the lingual surface of the model and then five kinds of the removable partial dentures on the photoelastic model were set.

A unilateral vertical load of 12.5 kg was applied on the central fossa of the first molar with the use of specially designed loading device and the pattern and distribution of the stress of the photoelastic model under each condition was analyzed by the reflective circular polariscope.

The following results were obtained :

1. In the back—action clasp with the mesial connection and mesial rest of the case 3, the effect of the stress distribution was the most favorable.

2. In the back-action clasp with the mesial and distal rest of the case 4 and 5, the stress distribution was more greatly showed in the terminal abutment.
3. Generally, the stress distribution was more favorable in the mesial connection than in the distal connection.
4. In the back-action clasp with the mesial connection of the case 1, 3 and 5, the stress distribution was the most favorable in the mesial rest.