

편측성으로 설계된 하악 유리단 국소의치에서 직접유지장치의 설계 변화에 따른 광탄성 응력 분석에 관한 연구

조선대학교 치과대학 보철학교실

손홍석 · 계기성

목 차

- I. 서 론
- II. 실험재료 및 방법
- III. 실험성적
- IV. 총괄 및 고안
- V. 결 론
- 참고문헌
- 영문초록

I. 서 론

국소의치가 기능 운동을 할때 지대치와 잔존치조제에 발생하는 응력은 많은 선학들의 관심사였으며, 직접유지장치의 설계 변화에 따라 지지조직에 미치는 영향은 다각적으로 연구되어왔다.^{6-9,11,21,23,26,33,34,35,36,40,43,46,47,56,66-68,70)}

편측 유리단 국소의치에서는 하중시 의치의 동요가 다양하고 안정을 얻기 어려우며, 반대측 자연치아의 기능과 항상 상대적으로 비교되기 때문에 환자의 만족감을 얻는 것이 일반적으로 곤란하다.^{5,16)} 소수 치아 결손 특히 하악 구치부의 편측 유리단 결손은 임상에서 비교적 자주 볼 수 있으며, 그 설계에 관해서는 여러 방법이 고려될 수 있다. 또한 소수 치아가 결손되었으므로 환자는 의치를 장착하지 않아도 기능적인 불만을 호소하는 경우가 적어서 의치를 제작한 후에도 장착하지

않을 가능성이 크다.⁵⁾

지대치에 전달되는 왜력이 지대치의 적응한계를 초월하게되면, 치주조직의 변화 및 지대치의 동요도 증가를 야기 하므로 지대치와 지지조직의 손상을 방지할 수 있는 이상적인 국소의치의 설계를 필요로 하며,^{6,8,35,36,46)} 국소의치의 주 유지를 얻는 직접유지장치의 형태를 변화시킴으로써 지대치에 미치는 압력을 감소시킬 수 있는 가능성이 제시된 바 있다.^{6,8,40,41,42,49)} 특히 유리단 국소의치의 경우 직접유지장치 형태에 따른 임상적 연구가 주로 진행되어왔다.^{23,24, 26,27,33,34,46,57,68)}

20세기초 선학들에 의해 여러가지 정밀 부착형 유지장치가 고안되었고,^{2,11,13,48)} 정밀 부착형 유지장치에 의해 유지되는 보철물에 관해 연구들이 행해졌지만,^{26,48,55,70)} 구강조직에 대한 각종 정밀 부착형 유지장치의 영향은 대부분 임상적 경험으로 평가해온 경향이 있다. 그러므로, 유지장치으로써의 정밀 부착형 유지장치는 명확한 예후 판단과 분석을 통하여 각각의 특징을 살린 설계가 되어야 하며 또한 그것을 의치에 사용시 정밀한 기공이 필요하며 기공사와의 긴밀한 협력이 이루어져야만 우수한 의치가 만들어질 수 있다.¹³⁾

Telescope retainer는 1886년에 Starr⁶³⁾가 가철성 계속가공의치로 사용한 이후 여러 종류의 telescope retainer가 소개된 바 있으며,

^{52,60)} Menetrey 등^{51,54)}은 telescope retainer가 다른 직접유지장치들 보다 더 우수하다고 보고한 바 있다.

편측 유리단 결손의 경우, 양측성 설계가 원칙이라고 알려져 왔지만, 환자의 심리적 고려, 장착감의 결점 등을 보완하고자 편측성 설계를 제안하는 경우도 있다.^{5,12)} 따라서 본 연구에서는 편측성 설계시 직접유지장치로서 환형 직접유지장치, bar형 직접유지장치, mini-Dalbo attachment, telescope retainer를 사용한 경우, 수직하중시 의치상 하부의 잔존 치조제 및 지대치 주위 치조골에 발생하는 응력 분포 양상을 광탄성 응력 분석법으로 비교 관찰한 결과 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

II. 실험재료 및 방법

1. 실험 광탄성 모형의 제작

광탄성 하악 모형을 제작하기 위해 먼저 우측 제1,2 대구치가 결손된 것으로 하고, 나머지 잔존치아는 Wheeler⁶⁹⁾가 기술한 평균 크기의 치관, 치근을 갖는 레진 치아를 선택한 후(Fig. 1), 0.2mm 두께의 치주인대를 재

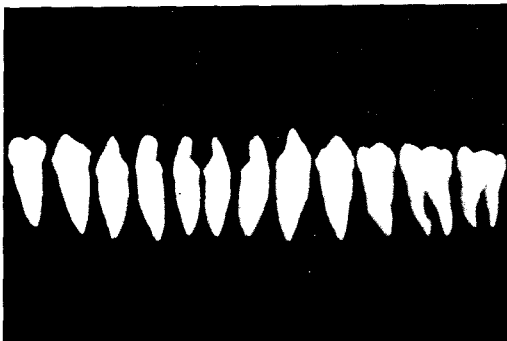


Fig.1. Acrylic teeth.

현하기 위해 유동성과 탄력성이 있는 공업용 silicone(Shin-Etsu chemical Co., Ltd.)을 선택하여 치근면에 1-2회를 도포하였다.

한편, 치아가 없는 성인 사체의 하악골체를 알지네이트로 인상을 채득한 후, 끓여서 녹인 파라핀 왁스를 인상체 내에 주입하여 하악골의 형태를 만들고 전치 및 구치를 배열하여 편측성 유리단 파라핀 왁스 하악모형을 제작하였다.

치아가 배열된 파라핀 왁스 하악모형을 광탄성 모형으로 제작하는 과정중에 치아들이 재위치에 고정되도록 자가중합레진을 이용하여 교합면을 인기한 후, 파라핀 왁스로 얇고 균일한 두께(5-7mm)의 형틀을 제작하기 위해 왁스 하악모형을 boxing한 후 공업용 silicone을 부었다.

끓인물로 왁스 하악모형의 왁스를 제거한 후, 광학적 응력 감도 수치가 제일 큰 epoxy 레진(PL-1)과 경화제(PLH-1, Vishay Co., U.S.A.)를 중량비 5:1로 계량한 다음 전기로에서 각각을 90°F까지 예열한 후 혼합하여, 고르게 휘저으면 중합발열반응이 진행되면서 자체온도가 중합열에 의해 상승하는데, 125°F에 도달했을때 채득한 하악골 형틀에 주사기로 서서히 주입한 후, 초기 경화된 다



Fig.2. Photoelastic cast coated with plastic cement - 1.

음 형틀로부터 모형을 조심스럽게 제거한 후 공기중에서 약 24 시간동안 경화시킴으로써, 경화시 발생될 수 있는 잔류응력을 최소화 시킨 광탄성 하악모형을 얻어냈다.

광탄성 실험 하악 모형을 완성한 후, 반사형 광탄성 응력 측정법으로 관찰하기 위해 은색 분말 페인트(plastic cement-1)를 하악 골의 설측부에 균일한 두께로 도포하였다. (Fig. 2)

2. 실험 국소의치의 제작

광탄성 응력 분석을 위해 실험 국소의치를 다음과 같이 제작하였다.

Cross-arch lingual bar를 이용한 일반적인 국소의치 제작^{2,65)}: Krol의 설계에 준하여 협면의 0.010 inch 합몰부위를 이용하여 제2소구치에는 RPI clasp 와 반대측 제1대구치의 근심에 Akers clasp를 사용했고, 간접유지효과를 위해서 양측 제1소구치 근심에 positive occlusal rest를 형성했고, 유도면은 2 mm를 부여하고, 치조제 점막을 재현하기 위해서 약 2mm 두께로 relief한 후 Co-Cr 합금을 사용하여 금속 구조물을 제작하였다 (Fig. 3).

환형 직접유지장치를 이용한 편측성 국소의치 제작^{12,14)}: 설계시 0.010 inch의 협면 합몰부위를 이용하여 제2소구치 원심에 Akers clasp 와 제1소구치 근심에 Akers clasp를 형성했고, 주연결장치는 제1,2 소구치의 positive occlusal rest를 연결한 lingual bar를 사용했고, 그외의 치조제 점막 부위들은 일반적인 국소의치와 동일하게 금속 구조물을 제작하였다(Fig. 4).

Bar형 직접유지장치를 이용한 편측성 국소의치 제작²⁵⁾: 설계시 0.010 inch의 협면 합몰부위를 이용하여 제2소구치에 RPI clasp를 형성했고, 제1,2소구치 근심의 positive occlusal rest를 연결한 lingual bar를 사용했

고, 그외의 유도면, 치조제 점막부위 등은 위와 동일하게 하였다(Fig. 5).



Fig.3. Bilateral removable partial denture with cross-arch lingual bar.

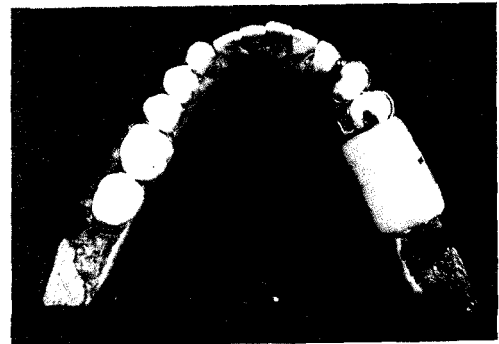


Fig.4. Unilateral RPD with two Akers clasp.



Fig.5. Unilateral RPD with RPI clasp.

Mini-Dalbo attachment를 이용한 편측성 국소의치 제작^{3,13,14,48}: 결손된 부위의 제1,2소구치에 연결된 완전 금관을 제작하기 위해 chamfer margin으로 치아를 삭제한후 wax-up 하고, 제2소구치 원심부위에 치조제 방향으로 양형 mini-Dalbo attachment를 부착시켜 주조했다. 음형은 양형과 정확한 위치로 유지시킨후 합성수지(Duralay, Reliance Dental Mfg, Co., Worth, III., U.S.A.)로 견고하게 의치상에 고정시켰다. 그외의 과정은 위와 동일하게 하였다(Fig. 6).

Telescope retainer를 이용한 편측성 국소의치 제작^{5,12,50}: 결손된 부위의 제1,2소구치에 내관 제작을 위해 deep chamfer margin으로 일반적인 치아삭제보다 더 많이한 후, 모든면에 6°의 조각도로 납형을 조각, 주조한후 다시 6°로 milling과 연마를하여 단일금관을 각각 제작하였으며, 외관은 제1,2소구치를 연결하여 금관을 제작했다. 결손부위의 strut를 제2소구치 외관의 원심면에 납착하였다. 그외의 과정은 위와 동일하게하여 금속 구조물을 제작하였다(Fig. 6).

그후, 무치악 부위에는 자가중합레진을 이용하여 레진의치상을 제작한 후 치아배열을



Fig.6. Unilateral RPD with mini-Dalbo attachment and telescope retainer.

하여 실험 국소의치를 완성한 후, 무치악 부위에 실리콘 고무 인상재로 점막을 재현해 주기 위하여 미리 만들어 둔 약 2mm의 레진의치상 내면의 빈공간에 주입하여 탄력성있는 연조직 점막을 재현하였다.

3. 하중 장치의 제작 및 광탄성 응력 분석

광탄성 응력분포를 분석하기위해 20x20x5cm의 받침대위에 광탄성 모형을 놓고 하중을 원하는 부위에 일정량으로 가해질 수 있도록 조절이 가능한 하중장치를 제작한 후 반사형 원편광기를 사용하기 위하여 Fig. 7과같이 위치시켜, Model 232 null-balance compensator를 이용하여 검광자를 검정색(0차 무늬차수)이 나타나도록 조절한 후(Fig. 8), 제1대구치 부위에 약 16Kg의 편측수직 집중하중을 가한 후, 응력 분포 양상을 관찰하였다.

실제 광탄성 모형의 형태는 3차원이나, 입체 모형의 각 부위에 발생되는 응력을 손쉽게 관찰하기 위하여 2차원적인 반사형 광탄성 응력 측정방법을 선택하였다. 원래 3차원 모형의 응력 분석을 할때는 응력 동결법^{6,11,44,48,68}을 사용하여 각 모형의 입체형상을 절개해 가면서 응력 분포상태를 관찰, 분석하는 것이 원칙이나, 이런 경우에는 실험조건외의 수만큼 하악골의 모형을 제작하여 일정조건외의 하중과 동결과정을 거쳐야 하는데, 실제 실험을 수행할때는 각 모형에 동일조건을 부여한다는 것은 거의 불가능한 일이다. 따라서 본 연구에서 처럼 최소한의 하악골 모형을 제작하여 모형에 잘 적합되는 국소의치를 여러개 제작하면, 실험조건을 일정하게 유지할 수 있는 장점이 있어 상대 비교가 가능하였다.

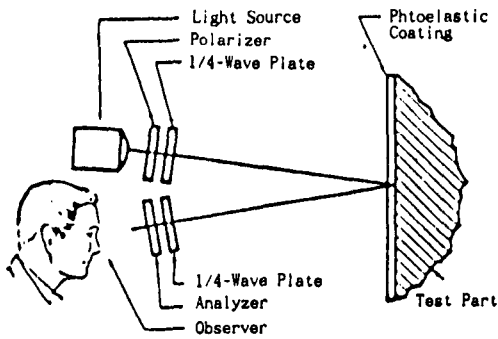


Fig.7. Reflective circular polariscope.

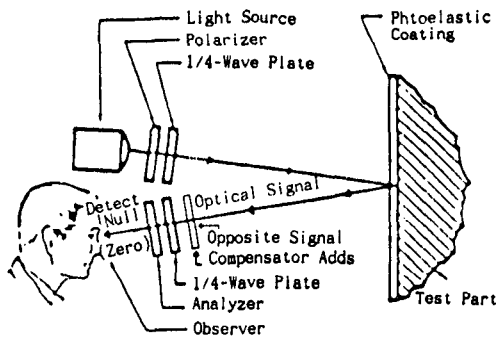


Fig.8. Installing the null-balance compensator on the polariscope.

Ⅲ. 실험 성적

광탄성 재료로 만들어진 하악골 모형에 흔히 발생할 수 있는 잔류응력은 없었으며, 편측 하중을 가한 후에는 5종류의 국소치치가 장착된 하악골 모형에 무늬 차수의 크기와 응력 분포양상이 조금씩 차이가 남을 관찰할 수 있었다. 이때 무늬차수의 크기를 계량하는데는 Table 1에 보인 PL-1 재료의 표준 무늬차수로 평가하였다.²⁰⁾

광탄성 실험⁴⁾에서는 무늬차수가 매우 중요한데 동일한 광원과 동일한 두께의 시편으로 실험을 한다면 최대전단응력은 무늬차수에 비례하는 것을 알 수 있다.

1. Cross-arch lingual bar를 설계한 경우

하중이 가해진 제1대구치의 지지점 하부 치조제에 반월형의 2.0차 무늬차수의 응력 집중부위가 발생하고, 의치상 하부 지지조직에 1.2차 무늬차수의 응력이 넓게 분포되었으며, 최후방 지대치(제2소구치)의 치근단에는 0.6차 무늬차수 정도의 응력이 집중되었으며, 제1소구치에는 응력집중이 거의 없었으며, 반대편의 Akers clasp가 장착된 제1대구치에는 미약한 정도의 응력이 전달되는 것 같으나 무늬차수를 구별할 만큼의 응력변화는 없었다.(Fig. 9,10)

2. 환형 직접유지장치를 설계한 경우

하중이 가해진 제1대구치와 최후방 지대치(제2소구치)의 사이로 1.6-2.0차 무늬차수의 응력띠가 전방으로 밀리는 듯하게 분포되었고, 의치상 하부 지지조직에도 1.6차 무늬차수의 응력분포가 발생하였다. 최후방 지대치(제2소구치)의 원심 치근면을 따라 1.0-1.2차 무늬차수 정도, 치근단에는 1.2차 정도의 응력이 집중되었으며, 제1,2소구치 사이에도 0.6-0.8차 무늬차수 정도, 그리고 제1소구치의 치근단에는 0.6차 무늬차수 정도의 응력집중이 발생하였다.(Fig. 11)

3. Bar형 직접유지장치를 설계한 경우

하중이 가해진 제1대구치의 지지점 하부 치조제에 반월형의 2.0차 무늬차수의 응력띠가 넓게 분포되었고, 의치상 하부 지지조직에 1.2차 무늬차수의 응력분포가 발생하였으며, 최후방 지대치(제2소구치)의 치근단에는 0.8-1.0차 무늬차수의 응력집중이 발생하였고, 제1소구치의 치근단에는 0.4차 무늬차수 정도의 응력집중이 발생하였다.(Fig. 12)

4. Mini-Dalbo attachment를 설계한 경우

하중이 가해진 제1대구치의 지지점 후방쪽으로 1.4-1.8차 무늬차수의 응력띠가 넓게 분포되었으며, 유지부가 연결된 최후방 지대치(제2소구치)에는 굽힘 모멘트에 의해 약간 근심방향으로 응력집중이 발생되어 지대치의 치근면과 치근단에 0.6-0.8차 무늬차수의 응력이 발생하였다. 제1소구치의 치근단에는 0.4차 무늬차수의 미약한 응력집중이 발생하였다.(Fig. 13)

5. Telescope retainer를 설계한 경우

하중이 가해진 제1대구치와 최후방 지대치 쪽으로 1.0-1.2차 무늬차수의 응력띠가 분포되었으며, 의치상 하부 지지조직에는 1.0차 무늬차수 정도의 응력이 넓게 분포하였다. 최후방 지대치(제2소구치)의 원심 치근면을 따라 1.0차 무늬차수 정도의 응력집중이 발생하고, 치근단에는 1.8-2.0차 무늬차수 정도의 높은 응력집중이 발생하였다. 제1소구치의 원심 치근면을 따라 0.6-0.8차 무늬차수 정도의

Table 1. Isochromatic fringe characteristics

Color	Approximate relative retardation nm	Fringe order N	Strain* uE
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



Fig.9. Stress distribution of unilateral vertical load on bilateral RPD with cross-arch lingual bar.

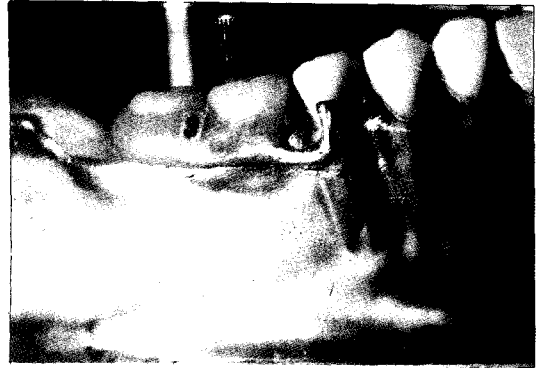


Fig.12. Stress distribution of unilateral vertical load on RPD designed unilaterally with RPI clasp.



Fig.10. Stress distribution of opposite site on loaded bilateral RPD with cross-arch lingual bar.



Fig.13. Stress distribution of unilateral vertical load on RPD designed unilaterally with mini-Dalbo attachment.

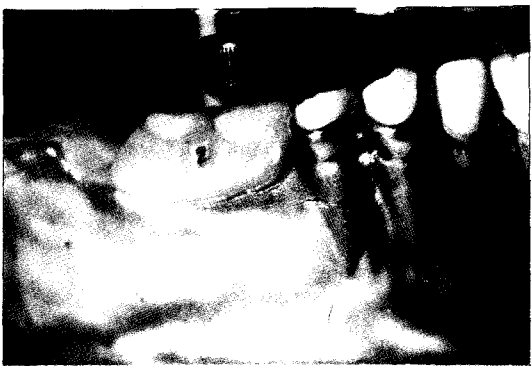


Fig.11. Stress distribution of unilateral vertical load on RPD designed unilaterally with two Akers clasp.



Fig.14. Stress distribution of unilateral vertical load on RPD designed unilaterally with telescope retainer.

응력집중이 발생하였다.(Fig. 14)

이상 5종의 국소의치간의 응력집중을 무늬차수로 비교한 결과 Table 2와 같이 나타났다.

Table 2. Fringe order in five kinds of removable partial dentures.

부위 종류	지지점 하부	의치상 하부	제2소구치	제1소구치
	치조계	치조계		
Cross-arch lingual bar	2.0	1.2	0.6(치근단)	0.6
환형 직접유지장치	1.6-2.0	1.6	1.0-1.2 (원심치근면) 1.2(치근단)	
Bar형 직접유지장치	2.0	1.2	0.8-1.0(치근단)	0.4
Mimi-Dalbo attachment	1.4-1.8	1.4-1.8	0.6-0.8(치근단)	0.4
Telescope retainer	1.0-1.2	1.0	1.0(원심치근면) 1.8-2.0(치근단)	0.6-0.8

IV. 총괄 및 고안

유리단 국소의치에 가해지는 하중은 지대치 및 치조골, 의치상 하방의 잔존치조제에 전달되게 되는데 서로 다른 두 조직을 지탱해 주는 치근막과 치조점막의 탄성차이로 유리단 국소의치에 발생하는 응력의 분포는 다양하며 유리단 국소의치 설계의 변화에 따른 응력의 분석은 매우 어렵다.^{11,18,23,30,36,42,43,44,49,56,59,68)} 그러나 기능 운동시 유리단 국소의치 하에서 응력분포를 분석하므로써, 지대치 및 치아 주위조직 등 기타 구강악계에 위해작용없이 기능을 발휘할 수 있는 이상적인 국소의치의 설계에 고려되어야 한다.^{1,7,11,29,31,35,40,46,53, 61,68)}

Taylor⁶⁶⁾ 와 Tebrock⁶⁷⁾ 등은 의치상의 적합도와 clasp 설계 변화에 따른 지대치 운동을 연구하여, 의치상이 최대로 연장되고 잘

적합되었을때 clasp 설계 변화에 대한 영향은 가장 적다고 보고했다. 이것은 잔존 치조제의 흡수가 일어날때까지는 clasp 설계는 부수적이지만 시간이 지날수록 clasp 설계가 중요하다는 것을 의미한다.

특히 편측 유리단 결손시 양측성으로 설계를 하는 경우 의치의 안정도는 증가하지만 결손 치아 수에 비해 의치의 부피가 커지므로 환자들의 이물감에 대한 호소가 많아지게 된다. 또한 국소의치가 크고 복잡해짐에 따라 구강내가 불결해지고 음식과 염증이 생기기 쉽다.⁵⁾ 본 연구에서는 이러한 문제점을 어느정도 해결하고자 편측 설계와 양측 설계시 직접유지장치 설계 변화에 따른 응력 분포양상을 비교하고자 하였다.

응력을 측정하는 여러 방법 중 광탄성 응력 측정법은 빛의 간섭현상을 이용하여 변형된 물체의 응력 분포를 관찰하는 방법으로 크게 두가지 방법이 이용되고 있는데 첫번째 방법은 투과형 방법으로서 해석 대상의 물체를 빛이 투과할 수 있는 투명한 광간섭 재료로 모델을 제작하여 편광판 사이에 위치시키면 광원으로 부터 나온 빛이 첫번째 편광판(polarizer)을 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 반사될 수 있는 은빛 접착제를 도포하여 물체의 표면에서 생기는 간섭무늬를 반사

시켜 관찰하는 방법인데 기본원리는 투과형 방법과 동일하나, 빛이 표면에 도포된 광탄성 재료에 입사되었다가 다시 반사되어 나오기 때문에 2회의 위상지연이 발생된다.^{4,10,15,28,37} 따라서 3차원적인 하악골 광탄성 모형을 제작하여 투과형으로 응력 분포를 관찰키 위해서는 모형의 내부에 점광원을 설치하고, 하악골 모형을 좌우로 회전시키면서 부분 부분의 응력 분포를 관찰해야 할것이나, 이 방법은 장치 제작이 복잡하며, 응력 분포 양상을 국부적으로만 보기 때문에 한눈에 응력 분포 양상을 관찰하기 힘든 단점이 있다. 그러므로 본 연구에서는 두번째 방법인 반사형 광탄성 응력 측정법을 이용하여 3차원적인 하악골 모형의 내면에 반사가 가능한 은색 분말 페인트를 도포하여, 모형내에서 발생한 응력 무늬가 손쉽게 반사될 수 있게 하므로써 전면의 응력 분포 양상을 한눈에 관찰할 수 있었다.

가철성 국소의치 장착 전후의 지대치에 미치는 왜력에 대한 연구에서 Dykema³²⁾, Boucher¹⁹⁾, Henderson³⁹⁾, Stewart⁶⁴⁾ 등은 국소의치 clasp 적합도를 강조하였으며, Gay³⁸⁾ 는 가철성 국소의치 제작시 일어나는 오차를 보정키 위해서는 custom-fitting의 필요성을 주장한 바 있다. 그 조절방법으로는 chloroform에 녹인 rouge를 사용하는 방법, disclosing wax를 사용하는 방법, white silicone을 사용하는 방법, 이들을 확대경 하에서 실시하는 방법등 여러가지 방법이 있으며, Thompson 등⁶⁸⁾은 지대치에 대한 가철성 국소의치 급속구조물의 적합도를 조절하는 것은 지대치에 가해지는 외력의 방향에 주요한 영향을 미치며, Browning 등²²⁾도 적합도의 조절에 다른 지대치 운동의 방향 및 크기에 변화가 있다는 것을 강조한 바 있다. 본 연구에서는 적합도에 따른 왜력을 최소화하고 설

힘 결과에 미치는 영향을 없애기 위해 각 실험 대상 국소의치를 fit-checker (white silicone, GC Corp., Japan)를 이용하여 지대치에 왜력이 가해지지 않는 상태로 장착시켜 검사하였다.

Browning 등²¹⁾은 서로 다른 3가지 clasp을 설계하여 의치상의 하중 부위의 변화에 따른 지대치 운동에 관한 연구에서, 의치상의 중심 하중은 지대치의 최소 운동을 유발하고 원심 쪽으로 하중을 이동시키면 지대치의 운동이 증가한다고 보고하였다. 본 연구에서는 저작시 저작압을 제일 많이받는 제1대구치의 중심와에 수직 집중하중을 가해서 응력 분석을 하였다.

Shohet⁶²⁾는 단일지대치와 연결지대치에 직접유지장치를 변화시켜 지대치에 가해지는 응력에 관한 연구에서, 모든 응력과 탈락이 연결지대치에서 감소하였고, 연결지대치의 응력은 단일지대치의 응력 보다 일반적으로 10-35% 감소하였고, 분산된 응력은 연결지대치에서 더 양호하였다고 보고하였다. Kratochvil 등⁴⁸⁾은 정밀부착형 직접유지장치를 사용한 국소의치에서 치아와 골조직에 대한 광탄성 응력 분석에서 인접 지대치와 서로 연결하는 것이 유리단 국소의치에서는 유리하다고 보고하였다. Aydinlik 등¹⁷⁾은 연결지대치의 효과에 관한 연구에서, 연결한 지대치에서 치아의 움직임을 6-78%까지 감소시킬 수 있다고 보고하였다. 본 연구에서는 mini-Dalbo attachment 와 telescope retainer를 이용한 편측성으로 설계된 국소의치시 지대치에 가해지는 응력 및 운동을 감소, 분산시키고저 연결지대치를 사용하였다.

Kratochvil 등⁴⁷⁾은 7종의 직접유지장치를 광탄성 분석법으로 연구한 바 I-bar 직접유지장치 설계가 가장 우수하다고 보고한 바 있다. 한국에서는 이 등⁷⁾이 직접유지장치의

변화에 따른 지대치 운동에 미치는 영향을 strain gauge로 연구한 바 Akers 직접유지장치가 I-bar 직접유지장치보다 지대치 운동을 더 많이 야기하였다. 본 연구에서도 편측 국소의치로 설계된 경우의 직접유지장치로서 Akers 직접유지장치와 RPI 직접유지장치를 비교시, Fig. 11,12에서 보는 바와같이 Akers 직접유지장치의 최후방 지대치에 응력집중으로 보아 압축 및 굽힘 모멘트에 대해 많은 저항을 하고 있고, RPI 직접유지장치는 주로 하중이 가해진 제1대구치의 하부 지지조직에 주 응력이 집중되어 나타나고 최후방 지대치에는 낮은 응력이 집중되어 나타나는 것을 알 수 있다.

Thompson⁶⁸⁾ 과 Pezzoli⁵⁸⁾는 교합력이 가해질때 직접유지장치의 원심 교합면 레스트는 치아에 비트는 힘이 작용되어 치아를 측방으로 기울게 하나, 근심 교합면 레스트의 경우엔 치아를 근심방향으로 기울게 하지만 전방 치아들이 지지되어 오히려 의치의 지지와 안정을 얻을 수 있다고 보고하였는데, Ko 등⁴⁴⁾은 유지 또는 파지 구성성분과 간접유지장치가 존재하지 않고 접촉되지 않는 부연결장치의 상태 하에서 근,원심 교합면 레스트의 하악 국소의치를 광탄성 응력분석하여, 편측 하중시 교합면 레스트의 위치가 근심에서 원심으로 변했을때 치조골의 응력 분포 양상에서 중요한 차이점이 없다고 보고했다. 본 연구에서는 Fig. 9,11에서 보는 바와같이 양측성으로 설계된 국소의치에 RPI 직접유지장치의 근심 교합면 레스트를 형성하므로써 치조골 흡수를 유발하는 주원인인 지대치의 원심 경사가 감소된 양상을 보였으며, 편측으로 설계된 RPI 직접유지장치는 양측성으로 설계된 RPI 직접유지장치의 국소의치와 유사한 응력분포를 나타냈으나 무늬차수의 폭과 깊이가 더 넓고 깊게 나타나므로써 응력이

약간 더 걸린다는 것을 알 수 있었다.

Kratochvil 등⁴⁸⁾은 여러가지 정밀 부착형 유지장치를 광탄성 응력 분석에 의해 비교한 바, Dalbo attachment가 잔존치조제에 가장 큰 응력을 전달하나 지대치에는 가장 적은 응력을 나타냈다고 보고하였는데, 본 연구에서도 Fig. 13에서 보는 바와같이 여러가지 직접유지장치중에서 mini-Dalbo attachment의 경우도 유사한 양상을 나타냈다.

Dalbo attachment의 지대치에 대한 우수한 완압효과는 Cecconi 등²⁵⁾, White⁷⁰⁾ 및 Kratochvil⁴⁸⁾ 등의 연구에서도 보고되었는데, Mensor⁵⁵⁾는 이것이 Dalbo attachment의 수직 완압성 접변운동에 의한 기능에서 비롯된다고 밝혔다. 본 연구에서는 spring이 없는 편측성 miniature type을 사용했는데, 이런 경우에서도 지대치에 대한 완압효과는 충분하리라 사료된다.

정밀 부착형 유지장치와 치관의 직접유지장치를 장기간 사용시 유지와 지지가 의심스럽지만 telescope retainer는 이중 금관에서 넓은 면적의 접촉을 이루어 좋은 직접, 간접 유지효과도 있고 또한 교합압이 더욱더 치아장축 방향으로 전달된다고 하였고,⁵¹⁾ Koerber^{45,50)}는 telescope 금관의 정교성과 유지장치의 효과를 높이기 위해 내관의 평균 경사로서 6°를 제안하였으며, 외관의 기계적인 마찰력이 감소됐을때 귀금속면의 마모를 보상하여 안정화시킬 수 있도록 내관의 변연부는 shoulder를 형성하지 않고 chamfer로 형성해야 한다고 하였다. 본 연구에서는 유지와 안정성을 고려하여 6°의 내관 경사를 부여하고 내·외관 사이에 공간을 부여하지 않고, 내관의 변연부에 chamfer를 형성하였다.

짧은 유리단 결손시 접변운동 형태의 직접유지장치를 추천하는 경우도 있으나, 이 경우에는 의치가 비기능시의 교합접촉과 음식물

이 있는 기능시의 접촉과는 전혀 다른 접촉 관계가 되므로 교합을 재구성하거나, 교합평면을 일체화해서 교합접촉관계를 하나로 하는데는 telescope 금관 형태의 직접 유지장치가 적합하다고 하였다.⁵²⁾ Pezzoli 등⁵⁸⁾은 반사형 광탄성 응력분석법을 이용한 유리단 국소의치의 응력 분포에 관한 연구에서, telescope retainer를 이용한 국소의치가 지지조직에 가장 균일한 응력분포를 나타냈다고 보고하였다. 그러나, 본 연구에서는 tescoperetainer를 설계하여 결손된 제1대구치에 수직 집중하중을 가하여 분석한 결과, Fig. 14에서 보는 바와같이 최후방 지대치(제2소구치)의 원심 치근면과 치근단의 근심부에 상당히 큰 응력집중이 발생한 것으로 보아 최후방 지대치가 상당히 큰 압축력과 굽힘 모멘트를 받고 있음을 알 수 있었다. 그러므로, 교합 접촉관계를 제1대구치 뿐 만 아니라 제1소구치에서 제2대구치까지 하나로 일체화시켜 광탄성 응력 분석을 하는 것도 의의가 있으리라 사료된다.

그러므로, 본 연구에서 제1대구치에 하중을 가했을 때 최후방 지대치(제2소구치)에 응력이 집중되는 크기 순으로 살펴보면 telescope retainer, 환형 직접유지장치, bar형 직접유지장치, mini-Dalbo attachment, cross-arch lingual bar의 설계 순이며, 이 중에서 telescope retainer와 환형 직접유지장치는 압축 하중과 굽힘 모멘트가 동시에 최후방 지대치에 걸리고 있음을 알 수 있었다. 또한 하중이 가해지는 의치상의 하부 치조제 나타나는 응력이 집중되는 크기 순으로 살펴보면 mini-Dalbo attachment, 환형 직접유지장치, bar형 직접유지장치, cross-arch lingual bar, telescope retainer의 설계 순으로 나타나는데, (Table 2) 이상의 결과로 보아 응력 집중의 관점에서는 cross-arch lingual bar가 가

장 유리하다고 사료되며, 편측 유리단 결손시 편측 설계를 할 때는 잔존 지대치와 치조제의 상태를 임상적 및 방사선학적으로 정확히 평가하여 설계하여야 한다고 사료된다. 또한 편측 설계시 안정, 지지가 편측으로만 설계되어 광범위하게 stress를 분산시킬 수 없으므로 결손길이가 아주 작은 경우, 교합력이 약한 경우, 지대치의 잔존 골지지 및 의치상 지지가 양호한 경우에 사용하는 것이 좋으리라 사료된다.

본 실험모형에서 치아는 레진치아, 치조골은 탄성계수가 높은 PL-1 epoxy 레진 재료로 사용하였으나 지대치와 치조골의 밀도가 각각 다르므로 치아는 탄성계수가 높은 PL-1 epoxy 레진, 치조골은 탄성계수가 중간정도인 PL-2 epoxy 레진으로 사용하는 것도 의의가 있다고 사료되며, 또한 앞으로 편측 유리단 국소의치에서 안정의 기능을 평가할 수 있는 측방력 및 이탈력, 전복방향력, 전방 및 후방력 등 다양하게 복합적으로 하중을 가할 때 나타나는 응력 분포 및 집중에 관한 역학적 연구가 수반될 필요가 있다고 사료된다.

V. 결 론

하악 편측 유리단 국소의치에서 직접유지장치 설계 변화에 따른 응력의 크기와 분포 양상을 규명하기 위하여 epoxy 레진(PL-1)과 경화제(PLH-1)로 삼차원 광탄성 모형을 제작하고, 직접유지장치가 환형 직접유지장치, bar형 직접유지장치, mini-Dalbo attachment, telescope retainer인 4종류의 편측성으로 설계된 국소의치를 제작하고, 또한 일반적인 양측성으로 설계된 국소의치를 제작하여 제1대구치 부위에 약 16kg의 편측 수직 집중하중을 가한 후 이차원적인 반사형 광탄성 응력 측정법으로 응력 분석을 한 결과 다음

과 같은 결론을 얻었다.

참 고 문 헌

1. 양측성으로 설계된 cross-arch lingual bar를 사용한 일반적인 국소의치가 편측성으로 설계된 국소의치들 보다 잔존치조제 및 지대치 주위 골조직에서 가장 양호한 응력분포 양상을 보였다.
2. Bar형 직접유지장치를 사용한 편측성으로 설계된 국소의치가 cross-arch lingual bar를 사용한 양측성으로 설계된 일반적인 국소의치와 유사한 응력분포 양상을 나타냈으나 지대치 주위 골조직에서는 약간 더 높은 응력집중을 나타냈다.
3. 편측성으로 설계된 국소의치에서, bar형 직접유지장치가 환형 직접유지장치 보다 잔존치조제 및 지대치 주위 골조직에서 응력분포 양상이 더 양호하게 나타났다.
4. 편측성으로 설계된 국소의치에서, mini-Dalbo attachment가 다른 직접유지 장치에 비해 잔존치조제 부위에서는 비교적 높은 응력집중이 나타났고, 지대치 주위 골조직에는 가장 낮은 응력집중이 나타났다.
5. 편측성으로 설계된 국소의치에서, telescope retainer가 다른 직접유지장치에 비해 잔존치조제 부위에는 균일한 응력분포 양상을 보이나, 최후방 지대치의 치근단에는 가장 높은 응력집중이 나타났다.
6. 편측성으로 설계된 국소의치에서, telescope retainer와 환형 직접유지장치가 bar형 직접유지장치 및 mini-Dalbo attachment에 비해 잔존치조제 부위보다 지대치 주위 골조직에서 약간 더 높은 응력집중이 나타났다.
7. 강 승중, 계기성 : “간접유지장치 설계변화에 따른 하악 유리단 국소의치의 광탄성 응력 분석”, 「대한치과보철학회지」, Vol. 28, No.2., 183, 1990.
8. 계 기성 : 「가철성 국소의치학」, 창해사, 1990.
9. 권 혁문 : 「Precision attachment」, 신우사, 1989.
10. 김 형일 : “광탄성 응력분석 개요”, 「부산치대 논문집」, 제5권, 1호., 87, 1988.
11. 연 규석 : 「Partial denture의 설계와 임상예」, 한림각, 1986.
12. 윤 성일 : “양측성 유리단 국소의치의 설계변화에 따른 광탄성 응력분석에 관한 연구”, 「대한치과의사협회지」, 제23권, 제1호., 45, 1985.
13. 이 병태 : “Clasp의 변형에 따른 유지가 지대치 운동에 미치는 영향에 관한 실험적 연구”, 「대한치과의사협회지」, 14:147, 1976.
14. 이 호용 : “Clasp 형태의 변화에 따라 지대치에 가해지는 수평압력에 관한 연구”, 「대한치과의사협회지」, 제11권, 제12호., 811, 1970.
15. 임 순호, 장 익태 : “유리단 국소의치 clasp 설계가 지대치 운동에 미치는 영향”, 「대한치과보철학회지」, 25:17, 1987.
16. 조 규중, 김 유, 김 택 : “차체 body 용접 결합부위 광탄성적 응력에 대한 연구”, 「아세아 기보」, 6:53, 1990.
17. 조 혜원 : “정밀 부착형 유지장치에 따른 양측성 유리단 국소의치의 광탄성 응력분석”, 「대한치과보철학회지」, Vol.23, No. 1., 97, 1985.
- 18.金子一芳 : 「Partial denture 임상 100증

- 레], 군자 출판사, 1990.
13. Harada, K.: 「Attachment의 임상과 설계」, 유림사, 1991.
 14. Sekine, H.: 「국부상악치의 설계」, 한림각, 1988.
 15. Timoshenko, S.P. and Goodier, J.N.(문태섭, 박영조, 정태형 역): 「탄성론」, 서울, 기문당, 1986.
 16. Applegate, O.C.: Essentials of removable partial denture Prosthesis, 3rd ed., W.B. Saunders Co., Philadelphia, 1966.
 17. Aydinlik, E., Dayangac, B. and Celik, E.: "Effect of splinting on abutment tooth movement", J. Prosthet. Dent., 49:477, 1983.
 18. Baker, J.L. and Goodkind, R.J.: Theory and practice of precision attachment removable partial dentures, ed. 1, St. Louis, Mosby, 1981, pp. 18, 190.
 19. Boucher, L.J. and Renner, R.P.: Treatment of partially edentulous patients, St. Louis, C.V. Mosby Co., 1982, p.170.
 20. Bulletin 1B-228: Isochromatic fringe characteristics, photoelastics division, Measurements group, Inc., U.S.A.
 21. 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.
 22. Browning, J.D., Stewart, C.D., Eick, J. D. and McGarran, H.E.: "Abutment tooth movement related to fit of a removable partial denture", J. Prosthet. Dent., 57:66, 1987.
 23. Browning, J.D., Measders, L.W. and Eick, J.D.: "Movement of the three removable partial denture clasp assemblies under occlusal loading", J. Prosthet. Dent., 55:69, 1986.
 24. Browning, J.D., Eick, J.D. and McGarran, H.E.: "Abutment tooth movement measures in vivo by using stereophotogrammetry", J. Prosthet. Dent., 57:823, 1987.
 25. Cecconi, B.R., Kaiser, G. and Rahe, A. : "Stress breakers and the removable partial denture", J. prosthet. Dent., 34:145, 1975.
 26. 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.
 27. Clayton, J.A. and Jaslow, C.A.: "Measurement of clasp force on teeth", J. Prosthet. Dent., 25:21, 1971.
 28. Caputo, A.A. and Standlee, J.P.: Biomechanics in clinical dentistry, Chicago, Quintessence Publishing Co. Inc., 1987.
 29. Craig, R.G.: Restorative dental materials, 7th ed., St. Louis, C.V. Mosby Co., 1985.
 30. Demer, W.J.: "An analysis of mesial rest I-bar clasp design", J. Prosthet. Dent., 36:243, 1976.
 31. Donahue, T.J.: "Factors that augment

- the role of direct retainers in mandibular distal extension removable parital dentures", J. Prosthet. Dent., 60:696, 1988.
32. Dykema, R.W., Cunningham, D.M. and Jhonson, J.F.: Modern practice in removable prosthodontics, Philadelphia, W.B. Saunders Co., 1969, p.262.
 33. 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., 53:77, 1985.
 34. 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.
 35. Frechette, A.R.: "Partial denture planning with special reference to stress distribution", J. Prosthet. Dent., 1:710, 1951.
 36. Frechette, A.R.: "The influence of partial denture design on distribution of force to abutment teeth", J. Prosthet. Dent., 6:195, 1956.
 37. Frocht, M.M.: Photoelasticity Vol. I, New York, John Willey & Sons, Inc., 1962.
 38. Gay, W.D.: "Laboratory procedure for fitting removable partial denture frameworks", J. Prosthet. Dent., 40:227, 1978.
 39. Henderson, D. and Steffel, V.L: McCra cken's Patial Denture Construction : Principles and techniques, 5th ed. St. Louis, C.V. Mosby Co., 1966, p.79.
 40. Hindels, G.W.: "Load distribution in extension saddle partial dentures", J. Prosthet. Dent., 2:92, 1952.
 41. Hindels, G.W.: "Stress analysis in distal extension partial dentures", J. Prosthet. Dent., 7:197, 1957.
 42. Kaires, A.K.: "Effect of partialdenture design on bilateral force distribution", J. Prosthet. Dent., 6:373, 1956.
 43. Kaires, A.K.: "Effect of partialdenture design on unilateral force distribution", J. Prosthet. Dent., 6:526, 1956.
 44. Ko, S.H., McDowell, G.C. and Kotowicz, W.E.: "Photoelastic stress analysis of mandibular removable partial dentures with mesial and distal occlusal rest", J. Prosthet. Dent., 56:454, 1986.
 45. Koerber, K.H.: "Das konometer-ein Geraet zur rationalen Herstellung von Konuskonen", Z W R. 79:595, 1970. cited by (No. 50).
 46. Kratochvil, E.J. and Caputo, A.A.: "Photoelastic analysis of pressure of teeth and bone supporting removable partial dentures", J. Prosthet. Dent., 32:52, 1974.
 47. 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.
 48. Kratochvil, J.F., Thompson, W.D. and Caputo, A.A.: "Photoelastic analysis of stress patterns on teeth and bone with

- attachment retainers for removable partial dentures", J. Prosthet. Dent., 46:21, 1981.
49. Krol, A.J.: "Clasp design for extension base removable partial dentues", J. Prosthet. Dent., 29:408, 1973.
50. Langer, A.: "Telescope retainers and their clinical application", J. Prosthet. Dent., 44:516, 1980.
51. Langer, A.: "Telescope retainer for removable partial dentues", J. Prosthet. Dent., 45:37, 1981.
52. Masahiko Kuroda : Konuskrone, 유림사, 1989.
53. McCracken, W.L.: "Contemporary partial denture design", J. Prosthet. Dent., 8:71, 1958.
54. Menetrey, J.P. and Nally, J.N.: "Etude comparative surdivers types de crochets et la courone telescopique dans les prothesesdes classes I et II de Kennedy", Schweiz Monatschr Zahnheilk, 76:571,1966. cited by (No. 51).
55. Mensor, M.C.: "The rationale of resilient hinge-action stress-breakers", J. Prosthet. Dent., 20:204, 1968.
56. 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.
57. Nally, N.N.: "Methods of handling abutment teeth in class I partial dentures", J. prosthet. Dent., 30:561, 1973.
58. Pezzoli, M., Rossetto, M. and Calderale, P.M.: "Evaluation of load transmission by distal extension removable partial dentures by using reflection photoelasticity", J. Prosthet. Dent., 56:330, 1986.
59. Preiskel, H.W.: Precision attachment in dentistry, ed. 3, St. Louis, Mosby., 1979, pp. 66.
60. Schweitzer, J.M., Schwitzer, R.D. and Schweitzer, J.: "The telescoped complete denture: A research report at the clinical level", J. Prosthet. Dent., 26:357, 1971.
61. Sharry, T.J.: "Principles, concepts, and practice in Prosthodontics", J. Prosthet. Dent., 37:204, 1977.
62. Shohet, H.: "Relative magnitudes of stress on abutment teeth with different retainer", J. Prosthet. Dent., 21:267, 1969.
63. Starr, B.W.: "Removable bidge-work porcelain cap-crown", Dent. Cos., 28:17, 209, 497, 1886. cited by (No. 52).
64. Stewart, K.L., Rudd, K.D. and Kuebker, W.A.: Clinical Removable Prosthodontics, St. Louis, C.V. Mosby Co., 1983, p. 370.
65. Stratton, R.J. and Wiebelt, F.J.: An atlas of removable partial denture design, Quintessence publishing Co. Inc., 1988.
66. Taylor, D.T., Pflughoeft, F.A. and McGivney, G.P.: "Effect of two clasping assemblies on arch integrity as modified by base adaptation", J. Prosthet. Dent., 47:120, 1982.
67. 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, 1979.
68. Thompson, W.D., Kratochvil, F.J. and Caputo, A.A.: "Evaluation of photoelastic stress pattern produced by various design of bilateral distal-extension removable partial dentures", J. Prosthet. Dent., 38:261, 1977.
69. Wheeler, R.C.: Dental anatomy, physiology, and occlusion, 6th ed., W.B. Saunders Co., 1984.
70. White, J.T.: "Visualization of stress and strain related to removable partial denture abutment", J. prosthet. Dent., 40:143, 1978.

A PHOTOELASTIC STRESS ANALYSIS IN MANDIBULAR DISTAL EXTENSION REMOVABLE PARTIAL DENTURE DESIGNED UNILATERALLY WITH DIFFERENT DIRECT RETAINERS

Hong - Suk Son, D. D. S., Kee - Sung Kay, D. D. S., M. S. D., Ph. D.

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Chosun University

The purpose of this study was to analyze the magnitude and distribution of stress using a photoelastic model from a unilateral distal extension removable partial dentures with five kinds of the direct retainers, that is, the bilaterally designed bar clasp of the cross-arch lingual bar and the unilaterally designed bar clasp, circumferential clasp, mini-Dalbo attachment, and telescope retainer.

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

A unilateral vertical load of about 16Kg was applied on the first molar and the stress pattern of the photoelastic model under each condition was analyzed by the reflective circular polariscope.

The following results were obtained:

1. The conventional removable partial denture with the bilaterally cross arch lingual bar produced the most favorable stress distribution on the residual ridge and supporting structure of abutment teeth than the unilaterally designed removable partial dentures.
2. The unilaterally designed removable partial denture with the bar clasp produced the stress distribution on the residual ridge, except slightly higher stress concentration on the supporting structure of the abutment teeth, similar to the conventional removable partial denture with the bilaterally designed cross arch lingual bar.
3. On the unilaterally designed removable partial dentures, the bar clasp produced greater stress distribution on the residual ridge and supporting structure of the abutment teeth than the circumferential clasp.

4. On the unilaterally designed removable partial dentures, the mimi-Dalbo attachment produced relatively higher stress concentration on the residual ridge, but produced lesser stress concentration on the supporting structure of the abutment teeth than the other direct retainers.
5. On the unilaterally designed removable partial dentures, the telescope retainer produced uniform stress distribution on the residual ridge, but produced higher stress concentration at the root apex of the terminal abutment tooth than the other direct retainers.
6. On the unilaterally designed removable partial dentures, the circumferential clasp and telescope retainer produced slightly higher stress concentration on the residual ridge and supporting structure of the abutment teeth than the bar clasp and mini-Dalbo attachment.