

직접유지장치 설계 변화에 따른 하악 후방연장 국소의치 지지조직의 광탄성 응력분석

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

이창호 · 김광남 · 장익태

목 차

- I. 서 론
- II. 연구재료 및 방법
- III. 연구성적
- IV. 총괄 및 고안
- V. 결 론
- 참고 문헌
- 영문 초록
- 사진 부도

I. 서 론

유리단 부분 무치악 환자에 대한 치료술식은 일반적으로 가철성 국소의치를 제작하여 시술 하는데 국소의치는 치근막으로 둘러싸인 지대치와 잔존치조점막에 의해 지지를 받고 있다¹⁾.

후방연장 국소의치를 장착한 환자가 저작기능을 할때 발생하는 교합압은 지대치의 치근막과 잔존치조제의 연조직의 탄력성 차이로 인하여 균일하게 지대치와 잔존치조점막에 전달되지 않고 지대치에 과도한 응력으로 작용될 수 있으므로 후방연장 국소의치 제작시 의치로부터 지대치에 전달되는 외력이 지대치의 적응한

계를 초과하지 않도록 설계하는 것이 기능회복은 물론, 국소의치의 예후에 매우 중요한 영향을 미친다.

국소의치를 장착한 환자에서 지대치 주위에 치은염이 발생될 수 있으며 지대치의 동요도가 증가되고 광범위한 골흡수등이 나타날 수 있다는 사실이 많은 연구를 통하여 보고되어 왔다^{2,3,4,5)}.

국소의치 지대치에 전달되는 응력은 직접적인 지대치 자체의 교합력과 국소의치 운동에 의해 간접적으로 발생되며, 간접적으로 발생하는 응력은 clasp를 통해 가능한한 지대치 장축 방향으로 유도시켜 지대치가 측방압을 받지 않도록 하여야 한다^{6,7)}.

후방연장 국소의치 설계시 의치에 가해지는 외력을 지대치와 잔존치조제에 효과적으로 분산시켜 지대치의 건강을 유지 하기 위한 많은 연구가 다양한 방법으로 진행되어 왔다.

McCracken⁸⁾, Holmes⁹⁾, Leupold¹⁰⁾등은 인상재료 및 인상채득 방법을 통해 지대치 건강을 유지하는 방법을 연구하였고, Levin¹¹⁾은 완압장치를 이용한 응력분산 방법을 소개하였으며, Hirschtritt¹²⁾, Nally¹³⁾, Cecconi^{14,15)}, Reitz^{16,17)}등은 연결장치의 변화를 통해 지대치를 보호하는 방법을 연구하였다.

또한 Applegate¹⁸⁾, Lee¹⁹⁾등은 의치상의 연장, Cecconi²⁰⁾, Maxfield²¹⁾, Taylor²²⁾등은 의치상의 적합도, Kratochvil²³⁾, Eick²⁴⁾등은 국소의치 구조체의 적합도등이 지대치에 미치는 영향에 관한 연구를 하였다.

직접유지장치가 국소의치 지대치에 미치는 운동양상 및 응력에 관한 연구는 가장 활발하게 진행이 되어 왔으면서도 어떤 유지장치가 지대치 예후에 좋은 영향을 주는가 하는 것은 아직까지 많은 논란의 대상이 되어오고 있다.

이 중 De Van²⁵⁾, McCracken²⁶⁾, Kratochvil²⁷⁾, Krol²⁸⁾, Kotowicz²⁹⁾등 많은 선학들은 어떤 clasp설계가 지대치 운동을 최소화 하는지를 집중연구해 왔으며, Kaires^{30,31)}, Shohet³²⁾, Nally¹³⁾, Clayton³³⁾, Cecconi^{34,35)}, Thompson³⁶⁾등은 직접유지장치 설계 및 그 효과에 대해 서로 상반된 견해들을 연구 보고한 바 있다.

직접유지장치의 설계시 고려할 점은 교합면 레스트의 위치, 유지부의 위치 및 필요한 유지량 그리고 clasp의 형태등이 매우 중요하다.

지대치나 clasp운동 및 동요를 직접 측정하는 방법으로는 strain gauge를 이용하는 법, stereophotogrammetry^{37,38,39)}, 비 접촉적 근접 변위 측정법⁴⁰⁾, 및 laser 측정법^{41,42,43,44)}이 응용되고 있으며, 응력분석 방법으로는 strain gauge를 응용하는 방법^{45,46,47,48,49,50)}, 광탄성 응력분석법 및 유한 요소법^{50,51,52)}등이 있다. Kratochvil^{53,23)}, Thompson³⁶⁾, Waren⁵⁴⁾, Berg⁵⁵⁾, Reitz^{16,17)}등은 광탄성 응력분석방법으로 많은 연구를 했으며, 국내에서도 많은 선학들이 strain gauge⁵⁶⁻⁶²⁾와 광탄성 응력분석⁶³⁻⁶⁷⁾을 통하여 국소의치 설계를 달리했을 때 지대치에 가해지는 응력을 분석하였다.

후방연장 국소의치의 경우 최후방 지대치에 직접유지장치로서 RPI(mesial rest, proximal guiding plate, I-bar) clasp를 사용했을 때 교합력을 효과적으로 분산시킬 수 있다고 많은 학자들에 의해 보고된 바 있으나 의치의 장착 철거가 환상형 직접유지장치 보다 어렵고 조직의 언더컷이 심한 경우 RPI clasp의 사용이 어려운 경우도 많이 지적되어 왔다.

Eliason⁶⁸⁾이 발표한 RPA(mesial rest, proximal guiding plate, Akers clasp) clasp는 이러한 RPI clasp의 문제점을 보완 할 수 있는 직접유지장치로 소개되어 사용되고 있다. 또한 Aviv⁷⁰⁾등은 좌·우측 잔존치조제의 길이가 서로 다른 비대칭적 후방연장 국소의치의 최후방 지대치에 직접 유지장치로서 RPI clasp를 사용했을 때 지대치에 class 1 lever의 힘을 작용시킬 수 있어 RPI clasp 대신 RPL(mesial rest, proximal guiding plate, modified T-bar clasp⁶⁹⁾) clasp가 유리하다고 보고하였다.

이에 본 연구는 후방연장 국소의치의 최후방 지대치에 직접유지장치로서, Akers, RPI, RPA, RPL clasp를 설계하여 3차원 광탄성 응력동결법에 의해 slice해석을 통하여 직접유지장치 설계 변화에 따른 지대치 지지조직 및 잔존치조제의 응력분포 상태를 비교한 결과 다음과 같은 몇가지 결과를 얻었기에 이를 보고하는 바이다.

II. 연구재료 및 방법

A. 연구재료

국소의치 적응 증례중 Kennedy Class II modification 1의 경우로 하악 좌측 제2소구치, 제1대구치 및 우측 제2소구치, 제1,2대구치가 결손된 증례와 Kennedy Class I의 경우로 하악 좌·우측 제1,2대구치 및 제2소구치가 결손된 증례를 연구대상으로 하였다.

B. 연구방법

1. 지대치 변형

편측성 후방연장 국소의치의 경우로 하악 좌측 제2소구치, 제1대구치 및 우측 제2소구치, 제1,2대구치가 결손된 Kennedy Class II modification 1 증례의 dentiform을 공업용 실리콘(KE 1300, Shin-Etsu Chemical Co., Japan)으로 음형을 제작하여 4개의 경석고 모형을 복제하였다. 그리고 Kennedy Class I

결손상태의 양측성 후방연장 국소의치의 경우로 만들기 위해 앞서 사용한 dentiform의 하악좌측 제2대구치를 제거하여 같은 방법으로 공업용 실리콘으로 음형을 제작하여 4개의 경석고 모형을 복제하여 총 8개의 모형을 제작하였다.

연구대상이 된 유리단축의 지대치는 모두 하악우측 제1소구치로 이에 사용된 직접유지장

치는 Akers(Fig. 1), RPI(Fig. 2), RPA(Fig. 3), RPL clasp(Fig. 4)였으며 편측성 후방연장 국소의치의 좌측 제1소구치 및 제2대구치에는 모두 Akers clasp를 사용하였고, 양측성 후방연장 국소의치의 좌측 제1소구치에는 연구대상이 된 직접유지장치와 동일한 직접유지장치를 각각 대칭적으로 사용하였다(Fig. 5, 6).

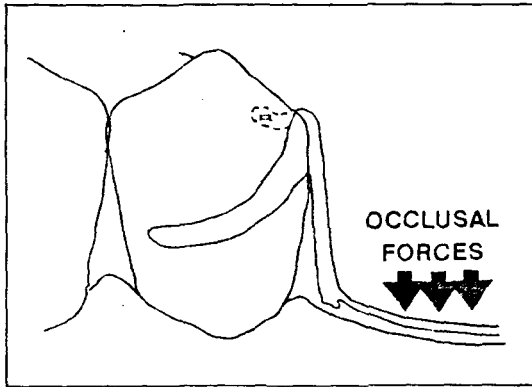


Fig. 1. Akers clasp.

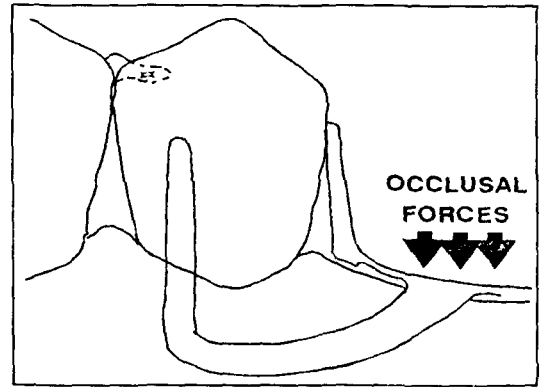


Fig. 2. RPI clasp.

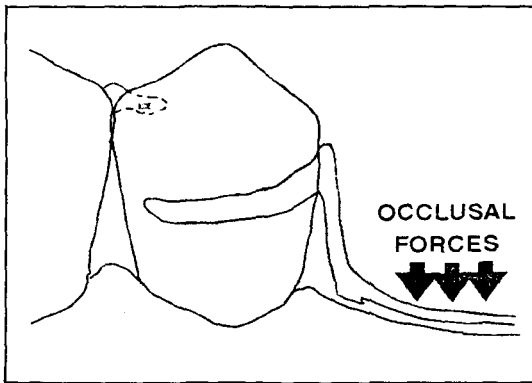


Fig. 3. RPA clasp.

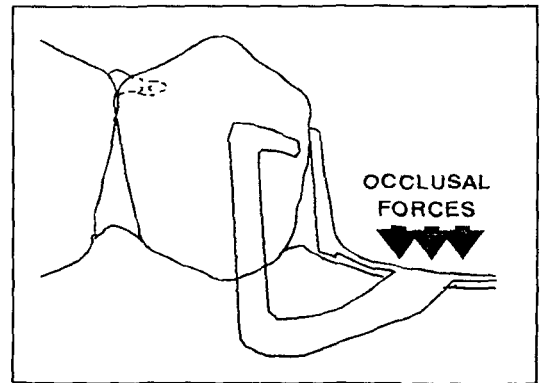


Fig. 4. RPL clasp.

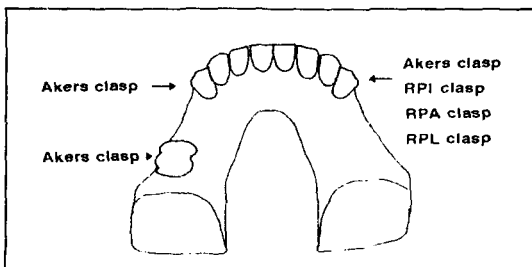


Fig. 5. Direct retainer in unilateral free end case.

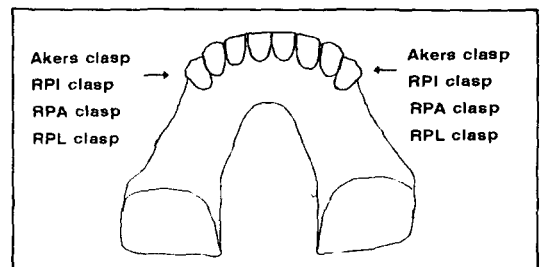


Fig. 6. Direct retainer in bilateral free end case.

복제된 8개의 경석고 모형을 surveying하면서 각각의 직접유지장치가 장착될 치아를 변형하였는데 Kennedy Class II modification 1의 좌측 제1소구치에는 Akers clasp를 장착시키기 위해 원심유도면, 원심교합면레스트 및 근심협부에 0.010 inch의 유지량과 설측파지부를 위한 ledge를 부여하였고, 좌측 제2대구치에는 근심유도면, 근심교합면레스트 및 원심협부에 0.010 inch의 유지량과 설측파지부를 위한 ledge를 부여하였다. 그리고 Kennedy Class I이나 Kennedy Class II modification 1의 제1소구치에는 Akers clasp의 경우에는 원심유도면, 원심교합면레스트 및 근심협부에 0.010 inch의 유지량과 설측파지부를 위한 ledge를 부여하였고, RPI clasp의 경우에는 근심교합면레스트, 원심유도면, 근심협측 치경부에 I-bar를 위한 0.010 inch의 유지량을 부여하였으며, RPA clasp의 경우에는 근심교합면레스트, 원심유도면, 근심협측에 환상형 유지부를 위한 0.010 inch의 유지량을 부여하였고, RPL clasp의 경우에는 근심교합면레스트, 원심유도면, 원심협측에 0.010 inch의 유지량을 부여하였다.

2. 광탄성 실험모형의 제작

지대치 변형이 완성된 우측 제1소구치와 인접치인 우측 견치의 음형을 치과용 실리콘 인상재로 제작하고 Dura-Lay resin을 주입하여 Wheeler⁸⁵⁾가 기술한 평균치아 크기의 치관 및 치근을 제작한 후 다시 공업용 실리콘으로 치아의 음형을 제작하였다. Araldite(CT-200, Cyba Geigy Ltd., Switzerland)와 경화제(HT-901, Cyba Geigy Ltd., Switzerland) 및 Silicate Dioxide(Junsei chemical Co., Ltd. Japan)를 중량비 10:3:1으로 계량하고, 응력동결로(Riken P-A type, Reiken Keiki Fine Instrument Co., Ltd., Japan)에서 연화한 Araldite에 경화제와 Silicate Dioxide를 첨가하여 용해시킨후 치아의 음형에 주입하고 온성주기에 따라(Fig. 7) 광탄성 물질로 된 치아를 제작하였다.

공업용 실리콘(KE 1402, Shin-Etsu chemi-

cal Co., Japan)으로 지대치 변형이 완성된 8개의 경석고 모형의 음형을 제작한 후 먼저 제작한 치아를 음형에 위치시킨 다음 다시 Araldite와 경화제를 중량비 10:3으로 계량하고 응력동결로에서 연화한 Araldite에 경화제를 첨가하여 용해시킨후 음형에 주입하고 온성주기에 따라(Fig. 7) 광탄성 실험모형을 완성하였다. 완성된 실험모형의 치아의 탄성계수(E)는 1.87kg/mm²이고 하악골의 탄성계수(E)는 1.22kg/mm²로 치아와 하악골 사이의 접촉면에서 광탄성 무늬가 구분되어 나타나도록 하였다.

3. 실험의치 제작 및 응력동결

완성된 광탄성 실험모형을 알지네이트 인상재로 인상채득하여 경석고로 주모형을 제작하였고 주모형의 복제, 매몰 및 주조 과정은 통법에 따라 시행하여 Co-Cr alloy로 8개의 국소의치 금속 주조체를 제작하였다.

각 구조물의 wax up을 규격화하기 위해 plastic pattern을 이용하였으며 잔존치조제의 접착의 탄력성을 재현하기 위해 2mm 두께의 baseplate wax 한점으로 relief 한 후 의치상을 금속상으로 제작하였다. 이때 일정한 넓이의 금속상을 제작하기 위해 putty type의 silicone index를 잔존치조제에 적합시켜 이용하였고(Fig. 8) 동일한 위치에 교합압을 적용할 수 있도록 silicone index를 치조골에 적합시킨후 유리단측 후방 13mm 지점 즉 제1대구치 중심과 부위에 구멍을 뚫어 일정한 위치의

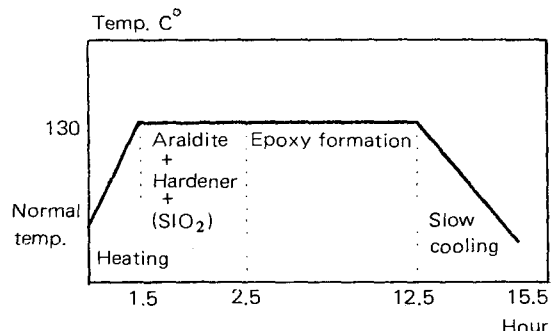


Fig. 7. Curing cycle in the stress freezing furnace.

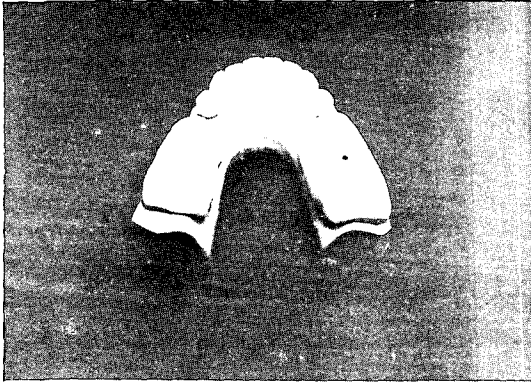


Fig. 8. Silicone index.

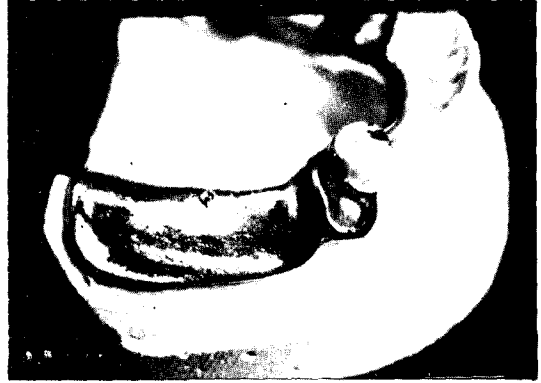


Fig. 9. Metal base with loading point.

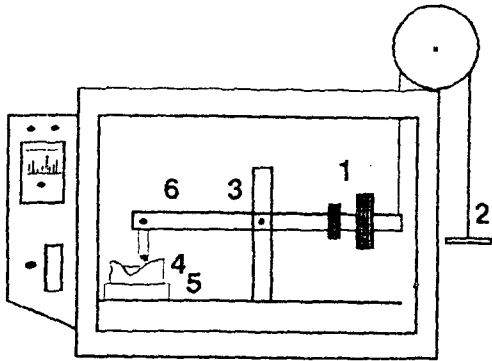


Fig. 10. Loading device in the stress freezing. balance weight (1), weight dish (2), fulcrum screw (3), sample (4), sample rest (5), horizontal lever (6).

하중점을 갖는 금속상을 제작하였다(Fig. 9).

완성된 주조체는 disclosing wax와 10배율 확대경으로 적합도 검사를 하였으며 polysulfide rubber base 인상재를 금속상 하부에 도포하고 난후 광탄성 모형에 적합시켜 연조직을 재현하였다. 이 모형을 하중장치(Fig. 10)에 위치시키고 미리 설정한 금속상의 하중점에 9 kg의 수직 하중을 가한채로 응력동결주기(Fig. 11)에 따라 응력을 동결시켰다.

4. 측정방법

금속의치를 실험모형에서 제거한 후 응력동결된 하악 모형을 광탄성 물질과 굴절율이 같은 α -Bromnaphthalene과 유동파라핀의 혼합액속에 넣고 광탄성 실험장치(Photoelasticity Experiment Appliance : PA-420, Riken

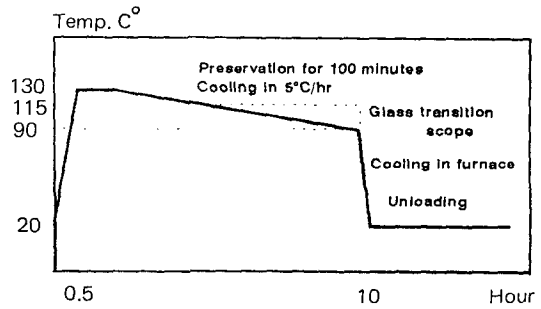


Fig. 11. Stress freezing cycle.

Keiki Fine Instrument Co., Japan)에 설치하여 등색선을 조사분석하였다.

먼저 근원심 방향에서 사진촬영 및 인화하여 무늬 차수를 관찰하고 난 후 제 1 소구치와 견치를 중심으로 약 6mm두께로 협설 방향으로 절단하여 절단면이 활면이 되도록 sand paper로 연마한 후 같은 방법으로 무늬차수를 관찰하였다.

관찰은 육안 및 광학 확대기(Optical Comparator : Sc Herr Tumi Co., U.S.A.)로 하였고 Fig. 12에서와 같은 측정점을 잡아 각 무늬차수를 측정하였으며(Table 1, Table 2), $\sigma = N / \alpha T$ [N : 무늬차수, T : 시편두께, α : 광탄성감도(0.92)]의 공식을 이용하여 지대치 치근 주위에 발생하는 최대압축응력을 계산하였다(Table 3, Table 4). 그리고 측정점에서의 응력값을 도표로 나타내 비교 관찰하였다(Fig. 21 - Fig. 24).

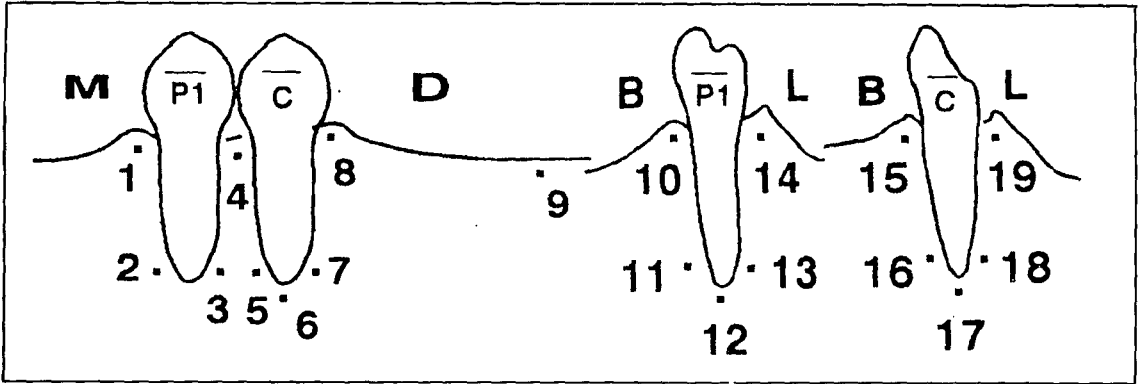


Fig. 12. Measuring points.

M: mesial, D: distal, B: buccal, L: lingual P₁: lower 1st premolar, C: lower canine.

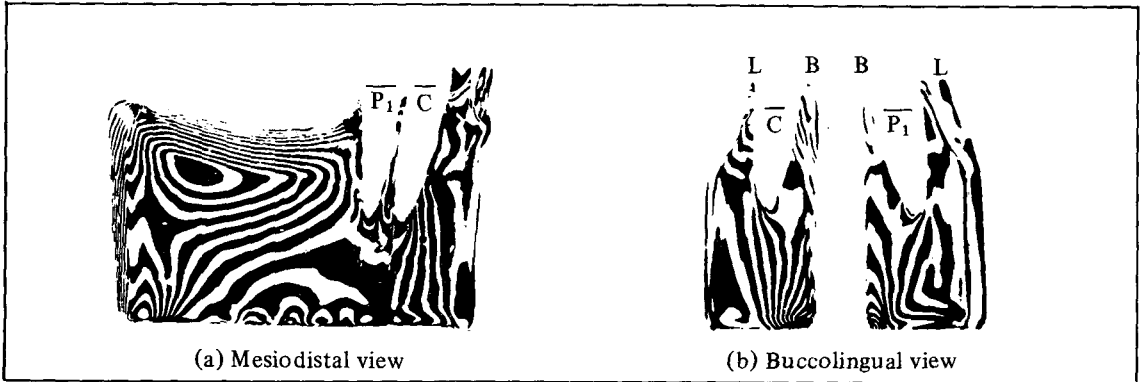


Fig. 13. Photoelastic stress distribution: Akers clasp in bilateral free end case.

III. 실험성적

Transmission polariscope를 이용해 관찰한 근원심평면과 협설평면에 나타난 isochromatic fringe pattern은 사진부도와 같다 (사진부도 1-8).

무늬차수를 관찰한 결과는 다음과 같다.

1) 실험모형 1-Akers clasp in bilateral free end case

제 1 소구치 근심치조정에 5차, 원심치조정에 11차, 협측치조정에 1차, 설측치조정에 1.5차의 무늬가 나타났고 잔존치조제 후방에 14차의 무늬가 나타났다(Fig. 13).

2) 실험모형 2-RPI clasp in bilateral free end case

제 1 소구치 근심치조정에 6.5차, 원심치조정에 6차의 무늬가 나타났으며 이것은 Akers clasp의 원심측 치조정에 나타난 11차의 무늬차수와 비교하면 RPI clasp는 지대치의 원심방향으로 힘을 발생하지 않는 것으로 생각된다. 협측치조정에 2.5차, 설측치조정에 1차의 무늬가 나타났으며 치근단 주위에 응력이 비교적 고르게 분포하였고 잔존치조제에서는 14차의 무늬가 나타나 넓고 고르게 분산되었다(Fig. 14).

3) 실험모형 3-RPA clasp in bilateral free end case

제 1 소구치 근심치조정에 6차, 원심치조정에

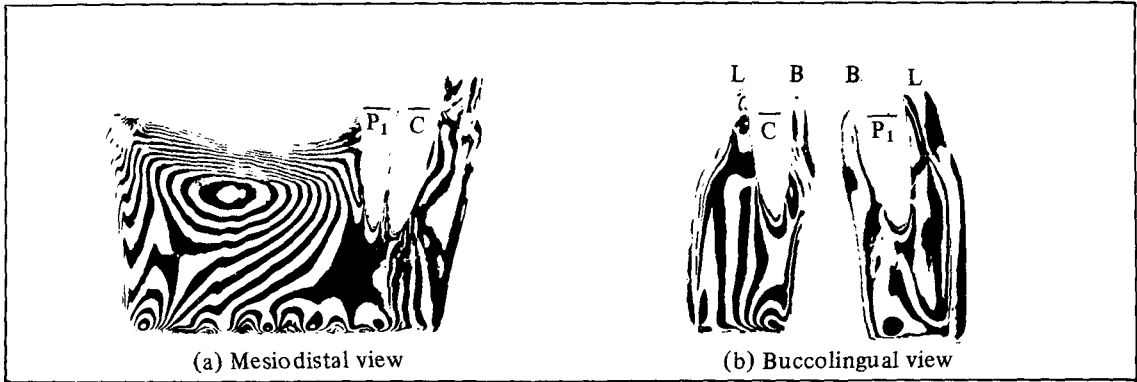


Fig. 14. Photoelastic stress distribution: RPI clasp in bilateral free end case.

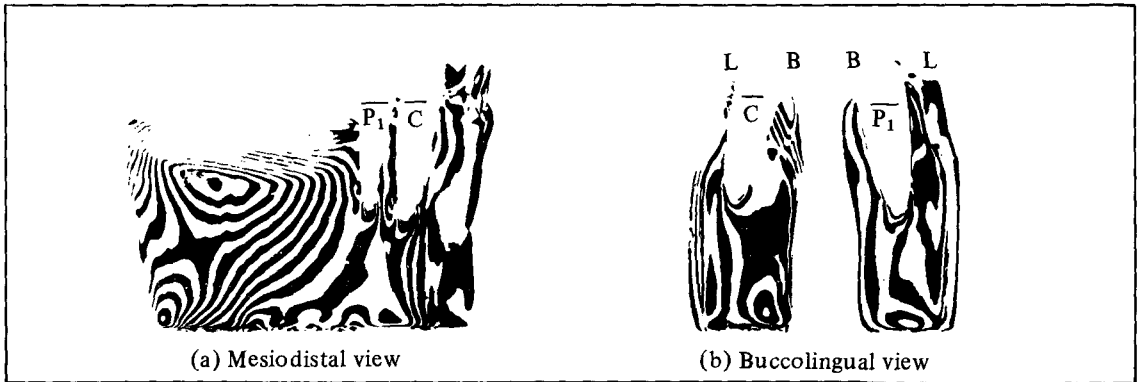


Fig. 15. Photoelastic stress distribution: RPA clasp in bilateral free end case.

7.5차의 무늬가 나타났으며 RPI clasp와 비슷하게 치근단 부위에 12차, 협측 치조정에 1.5차, 설측치조정에 1차의 무늬가 나타났고 잔존치조제에서는 14차의 무늬가 나타났다(Fig. 15).

4) 실험모형 4-RPL clasp in bilateral free end case

제 1 소구치 근심치조정에 6.5차의 무늬가 나타났으나 원심치조정에는 9차의 무늬가 나타나 약간의 원심방향의 힘이 발생한 것으로 보이며 협측치조정에 1차, 설측치조정에 3.5차의 무늬가 나타나 설측에 훨씬 높은 응력이 발생했다. 지대치 치근단과 잔존치조제에는 11차와 14차의 무늬가 RPI clasp와 비슷하게 분포되었다(Fig. 16).

5) 실험모형 5-Akers clasp in unilateral free end case

제 1 소구치 근심치조정에 6.5차, 원심치조정에 10.5차의 무늬가 나타났으며 협측치조정에 1차, 설측치조정에 0차의 무늬가 나타났고 치근단에는 11차, 잔존치조제에는 14차의 무늬가 나타났다(Fig. 17).

6) 실험모형 6-RPI clasp in unilateral free end case

bilateral case와 달리 근심치조정에 7.5차, 원심치조정에 11차의 무늬가 나타났으며 협측치조정에 1.5차, 설측치조정에 0차의 무늬가 나타났다. 치근단에는 bilateral case보다 많은 13차, 잔존치조제에는 14차의 무늬가 나타났다(Fig. 18).

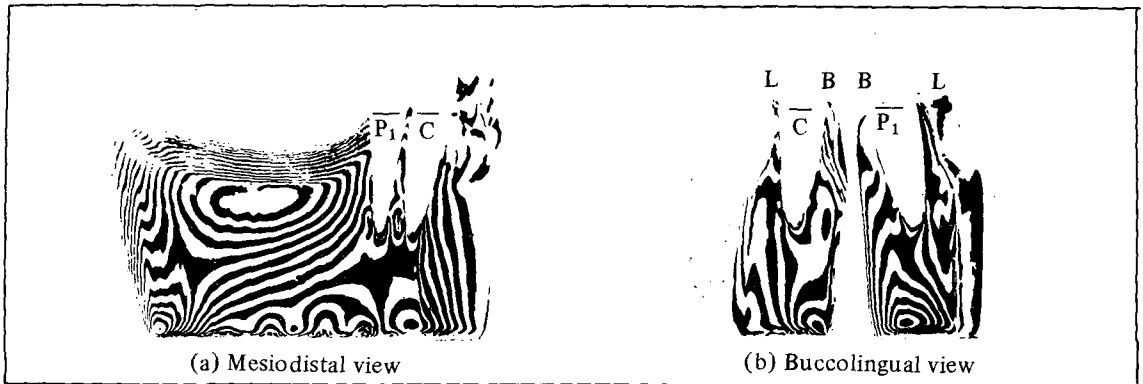


Fig. 16. Photoelastic stress distribution: RPL clasp in bilateral free end case.

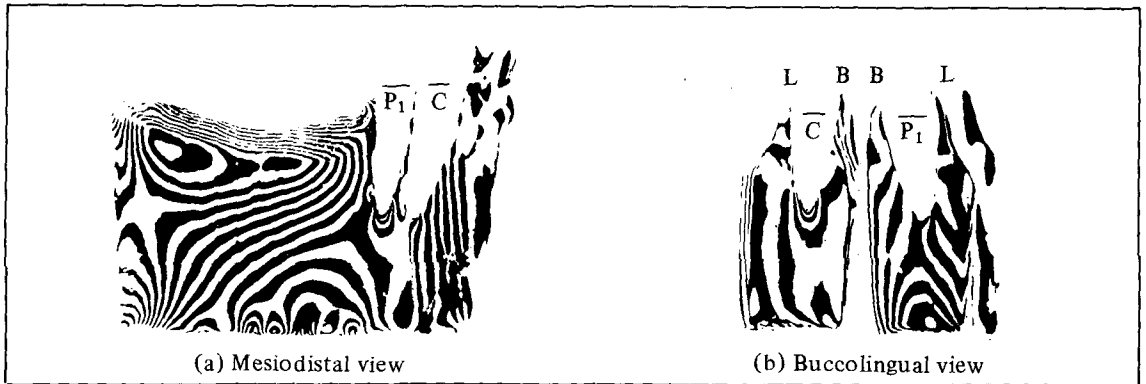


Fig. 17. Photoelastic stress distribution: Akers clasp in unilateral free end case.

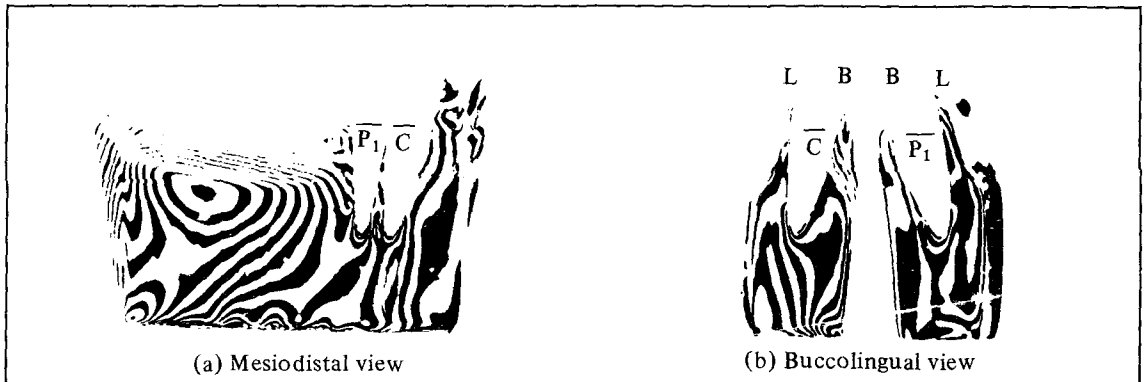


Fig. 18. Photoelastic stress distribution: RPI clasp in unilateral free end case.

7) 실험모형 7-RPA clasp in unilateral free end case

제 1 소구치의 근심치조정에 나타난 4.5차의 무늬보다 훨씬 많은 10차의 무늬가 원심치조정

에 나타났으며 협측치조정에 0차, 설측치조정에 2차, 치근단 및 잔존치조제에는 12.5차와 14차의 무늬가 발생했다(Fig. 19).

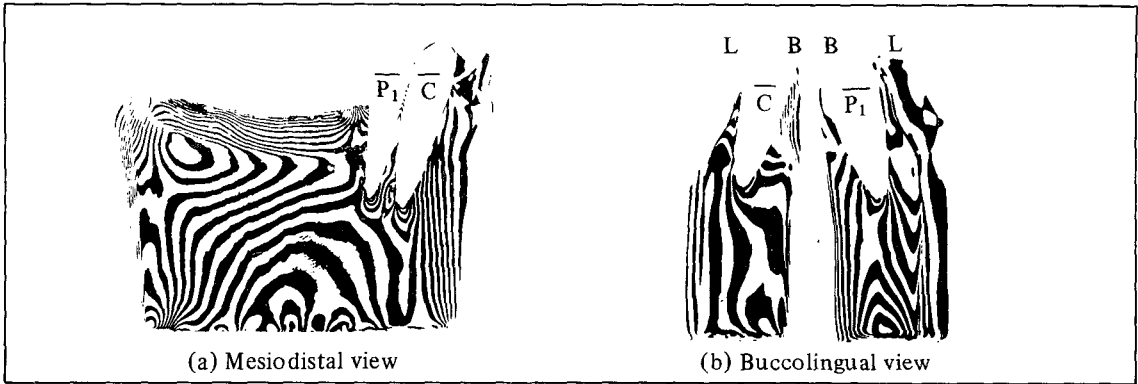


Fig. 19. Photoelastic stress distribution: RPA clasp in unilateral free end case.

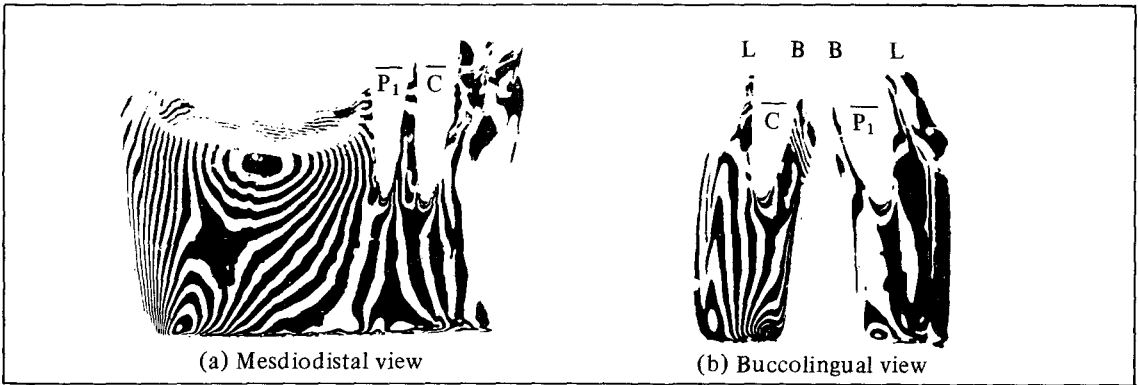


Fig. 20. Photoelastic stress distribution: RPL clasp in unilateral free end case.

8) 실험모형 8-RPL clasp in unilateral free end case

제 1 소구치 근심치조정에 6차, 원심치조정에 10.5차의 무늬가 나타났으나 협측치조정에 0.5 차, 설측치조정에 0차의 무늬가 나타나 협설측에서는 비교적 안정된 응력분포를 보였다. 치근단 및 잔존치조제에는 13차, 14차의 무늬가 나타났다(Fig. 20)

clasp에 따른 각 측정점에서의 압축응력을 비교한 도표를 보면 양측성 후방연장 국소의 치의 경우에는 지대치의 원심치조정에서는 Akers clasp가 가장 크고 RPL, RPA, RPI clasp의 순이었으며 지대치의 근심치조정에서는 Akers clasp가 가장 작고 RPI, RPA, RPL clasp는 유사하게 나타나 Akers clasp가 가장 불리하며 RPI clasp가 가장 유리하게 나타났

다(Fig. 21). 지대치의 설측 및 협측치조정에서는 Akers, RPI, RPA clasp는 비교적 비슷한 크기의 응력분포를 보였으나 RPL clasp의 경우에는 설측치조정이 협측치조정 보다 크게 나타나 가장 불리하였다(Fig. 22). 편측성 후방연장 국소의 치의 경우에는 Akers, RPI, RPA, RPL clasp의 경우 모두 근심치조정보다 원심치조정에 높은 응력상태를 보였으며 지대치 치근단에서 양측성 후방연장 국소의 치 보다 높은 응력상태를 보였다(Fig. 23). 협설측에서는 RPI clasp가 설측치조정보다 협측치조정에 약간 높은 응력을 보였고 RPL clasp가 가장 안정된 응력을 보였다(Fig. 24).

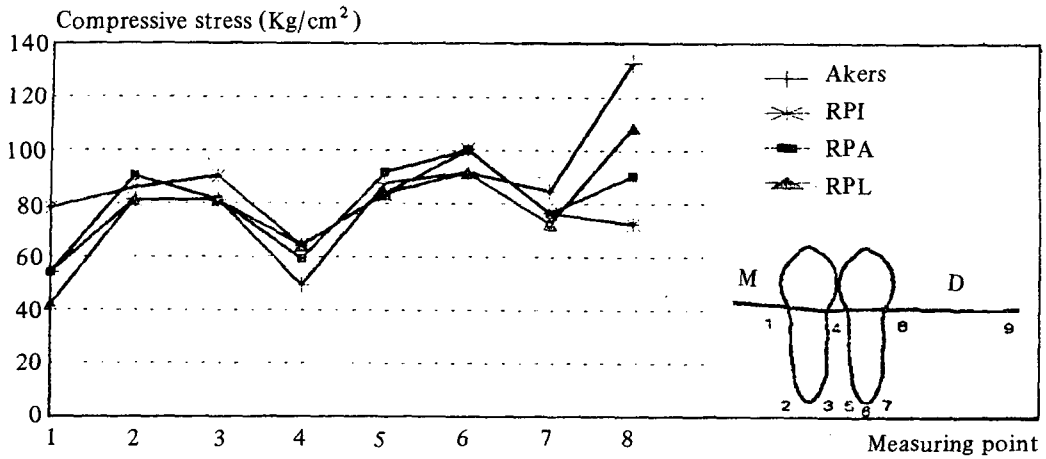


Fig. 21. Compressive stress in mesiodistal direction. (Bilateral free end case)

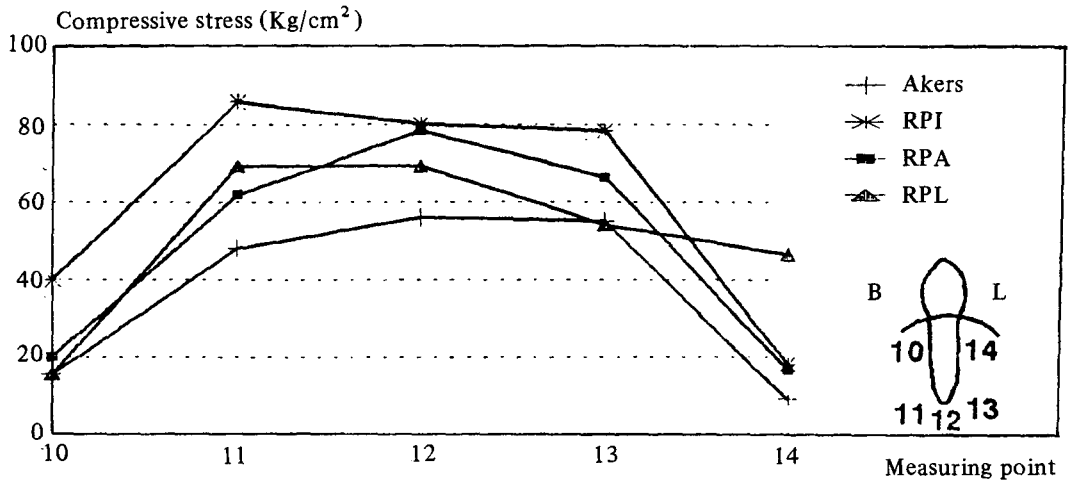


Fig. 22. Compressive stress in buccolingual direction. (Bilateral free end case)

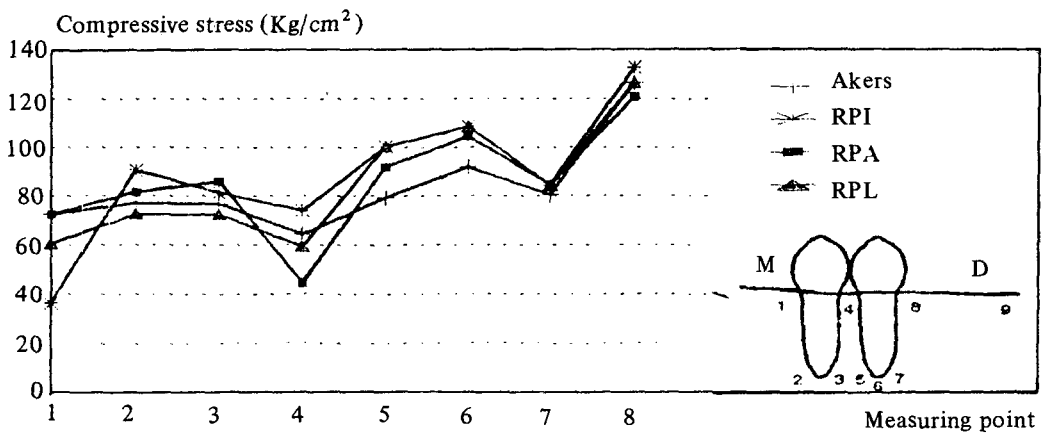


Fig. 23. Compressive stress in mesiodistal direction. (Unilateral free end case)

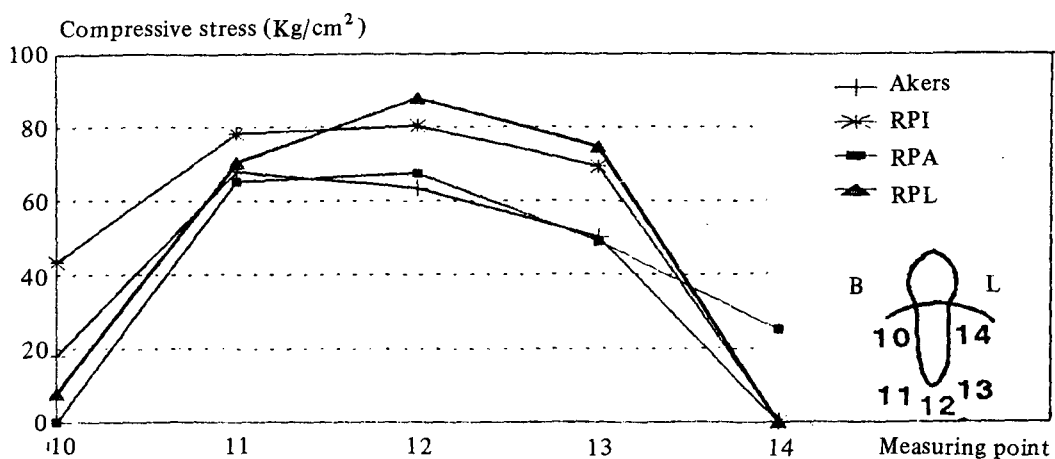


Fig. 24. Compressive stress in buccolingual direction. (Unilateral free end case)

Table 1. Fringe order in photoelastic analysis (Mesiodistal view)

Measuring point										
Direct retainer		1	2	3	4	5	6	7	8	9
Bilateral	Akers	4.5	9	9	5	10.5	11	10.5	11	14
	RPI	6.5	9.5	10	6.5	10	12	9.5	6	14
	RPA	4.5	10	9	6	11	12	9.5	7.5	14
	RPL	3.5	9	9	6.5	10	11	9	9	14
Unilateral	Akers	6	8.5	8.5	6.5	9.5	11	10	10.5	14
	RPI	3	10	9	7.5	12	13	10.5	11	14
	RPA	6	9	9.5	4.5	11	12.5	10.5	10	14
	RPL	5	8	8	6	12	13	10.5	10.5	14

Table 2. Fringe order in photoelastic analysis (Buccolingual view)

Measuring point											
Direct retainer		10	11	12	13	14	15	16	17	18	19
Bilateral	Akers	1	4.5	5.5	5.5	1.5	1.5	3.5	3.5	3	1.5
	RPI	2.5	7.5	7	6	1	1.5	3.5	3.5	2	1.5
	RPA	1.5	5	6	5	1	1	4	3.5	3	0.5
	RPL	1	5.5	6	4	3.5	2.5	5.5	5	3	2
Unilateral	Akers	1	5.5	5.5	4	0	1.5	3.5	3	3	2
	RPI	1.5	6.5	7	5.5	0	1	6	4.5	3	2.5
	RPA	0	6	6	4.5	2	1.5	2.5	3.5	3	1.5
	RPL	0.5	5.5	6.5	5.5	0	1.5	3.5	3.5	2.5	0.5

Table 3. Compressive stress in photoelastic analysis (Kg/cm²) (Mesiodistal view)

Measuring point									
Direct retainer		1	2	3	4	5	6	7	8
Bilateral	Akers	54.3	81.5	81.5	49.4	87.7	91.9	84.5	132.8
	RPI	78.5	86.0	90.5	64.2	83.6	100.3	76.4	72.4
	RPA	54.3	90.5	81.5	59.2	91.9	100.3	76.4	90.5
	RPL	42.2	81.5	81.5	64.2	83.9	91.9	72.4	108.6
Unilateral	Akers	72.4	76.9	76.9	64.2	79.4	91.9	80.5	126.7
	RPI	36.2	90.5	81.5	74.1	100.3	108.6	84.5	132.8
	RPA	72.4	81.5	86.0	44.4	91.9	104.5	84.5	120.7
	RPL	60.3	72.4	72.4	59.2	100.3	108.6	84.5	126.7

Table 4. Compressive stress in photoelastic analysis (Kg/cm²) (Buccolingual view)

Measuring point											
Direct retainer		10	11	12	13	14	15	16	17	18	19
Bilateral	Akers	15.5	48.0	56.0	55.0	9.0	23.0	34.0	36.2	31.0	25.0
	RPI	40.0	85.8	80.0	78.4	18.1	25.0	44.0	40.0	20.0	15.0
	RPA	20.0	61.9	78.4	66.4	16.7	12.1	35.2	32.6	25.1	2.0
	RPL	15.5	69.4	69.4	54.0	46.5	48.0	59.0	40.0	27.1	20.0
Unilateral	Akers	18.0	68.0	63.4	50.0	0	17.1	30.4	25.0	23.5	18.9
	RPI	43.4	78.3	80.4	69.4	0	13.6	58.2	49.2	34.5	12.8
	RPA	0	65.2	67.5	48.9	25.0	20.0	29.8	35.2	32.0	13.8
	RPL	7.7	70.3	88.0	74.7	0	24.7	33.0	31.4	23.7	7.0

IV. 총괄 및 고안

Kennedy의 분류 I급 또는 II급형의 국소의 치의 잔존치조제에 작용된 힘은 최후방 지대치의 교합면레스트를 연결하는 가상의 축을 중심으로 회전운동을 일으키며, 가해진 저작압과 의치의 운동으로 일어나는 측방압에 의해 지대치 치근막과 잔존치조제점막의 변형을 초래하므로 국소의치 설계시 이러한 힘들이 교합면레스트, 인접유도면, 직접유지장치를 통해 적절히 지대치와 그 주위조직에 분산시킬 수 있도록 하여야 한다^{27,71,72,73}).

후방연장 국소의치 설계시 의치상에 가해지는 외력을 지대치와 잔존치조제점에 효율적으

로 분산시켜 지대치를 보호하려는 다양한 연구가 있었으며 특히 직접유지장치가 국소의치 지대치에 미치는 응력에 관한 연구가 많았다.

응력분석 방법으로는 strain gauge를 이용하는 법^{21,45,46,47,48,49}), 광탄성 응력분석법^{16,17,23,36,54,55}) 및 유한 요소법^{50,51,52})등을 많이 이용해 왔는데 광탄성 응력분석법은 여타 탄성 실험에서는 피 실험체의 한 점 한 점의 측정값을 얻는 것과는 달리, 기하학적 구조에 발생된 시편 전체의 내부 응력 분포를 동시에 관찰하여 응력특성을 평가하는데 유용한 방법으로 1935년 Zak에 의하여 처음으로 치의학적 분야에 응용된 이후 보철학 분야에서도 2차원 광탄성 응력분석법에 의한 연구와 3차원 광탄성 응

력분석법에 의한 연구가 시행되어 왔다.

후방연장 국소의치에 어떤 clasp를 설계할 것인가는 clasp의 탄력성과 지대치에 가해지는 외력에 근거하여 주로 결정되어져 왔다. Akers clasp는 견고하며, 파지효과도 좋고 비교적 외력을 지대치에 직접 전달할 수 있으므로 건강한 지대치에 적당한 clasp로 권장되어 왔고, bar clasp는 탄력성이 좋으므로 약한 지대치에 주로 사용되어져 왔다.

Applegate⁷⁴⁾는 후방연장 국소의치에서 연합 유지장치(협측가공선 arm과 설측 주조 arm)가 좋다고 하였으며, McCracken⁷⁵⁾은 4가지 유형의 직접유지장치가 사용되어질 수 있다고 주장하였고, Swenson⁷⁷⁾은 원심 및 근심협면의 유지부와 근심교합면레스트를 가지는 backaction clasp를 주장하였으나 교합력이 적용될 때 파지부가 치은쪽으로 이동하면서 지대치에 발생한 협측응력을 협측압은 탄력성이 커서 이를 저항하지 못하게 된다는 반론도 제기되었었다. 또한 Henderson⁷⁶⁾은 후방연장 국소의치에 5가지의 직접유지장치가 사용될 수 있다고 하였다.

원심교합면레스트와 가공선 clasp를 가지는 연합유지장치는 완압 작용을 가지므로 많은 학자들에 의해 권장되어 왔으며, Applegate⁷⁸⁾는 가공선 clasp의 경우 유지부가 둥근 단면을 가지므로 어느 방향으로나 탄력성을 나타내고 치아와의 접촉단면을 작게 적용할 수 있어 지대치에 가해지는 외력을 가장 효과적으로 막을 수 있는 설계라고 주장하였으나 Clayton³³⁾은 가공선 clasp가 같은 길이의 주조 clasp보다 탄력성이 적고, 지대치에 더 큰 응력을 발생시킨다고 반론을 제기하였다.

Kratochvil²⁷⁾은 RPI clasp가 치아의 피개정도를 줄이면서 지대치에 가해지는 응력을 감소시킬 수 있다고 강조하고 후방연장 국소의치에서 수직적인 저작압이 가해질 때 I-bar와 인접면 판은 지대치로부터 이탈되면서 응력을 감소시킬 수 있다고 주장하였다.

Kratochvil²³⁾과 Krol²⁸⁾은 후방연장 국소의치 하에서 근심교합면레스트를 가진 직접유지장치는 지대치를 근심으로 미는 외력을 발생시킨

다고 보고하였으나 Cecconi³⁵⁾는 직접유지장치 설계에 따른 지대치 운동방향에는 차이가 없다고 하였으며, Browning^{37,39)}도 RPI clasp와 가공선 clasp간에 운동방향의 차이는 없다고 하였다. 이러한 상반된 견해들 가운데 유리단측 최후방지대치에 설계되는 교합면레스트의 근원심 위치에 따른 지대치 운동의 연구가 관심의 초점이 되어 왔다.

Kratochvil²⁷⁾과 Krol²⁸⁾은 근심교합면레스트의 경우 회전점이 원심교합면레스트보다 전방에 위치하게 되어 힘의 방향이 의치상 하부의 각 부위에서 점막표면에 거의 수직에 가깝게 되므로 연조직의 지지를 증가시킨다고 하였으며 최후방 지대치를 근심으로 경사지게 하는 힘이 발생하여 인접치아로부터 지지와 안정을 기대할 수 있다고 주장하였다.

Thompson³⁶⁾과 Pezzoli^{79,80)}은 직접유지장치에 대한 광탄성 실험에서 근심교합면레스트가 원심교합면레스트보다 응력분포 양상이 양호하다고 보고하였고 Ko⁸¹⁾는 근심 또는 원심교합면레스트를 설계한 후방연장 국소의치의 실험에서 근심교합면레스트의 경우가 잔존치조제상에 더욱 균등하게 응력을 분산시킨다는 사실을 보고하였다. 원심교합면레스트의 경우 지대치는 후방으로 경사되는 양상을 보이며, 지대치의 동요도 증가와 치조골상실로 인한 의치의 동요로 결과적으로는 교합의 부조화를 야기한다는 이론에 반해 Stewart⁸²⁾는 원심교합면레스트를 권장하였고, Goodkind⁸³⁾는 임상실험에서 근심교합면레스트인 경우는 더 큰 지대치운동을 보였다고 했으며, Cecconi³⁴⁾는 4가지의 다른 clasp설계를 통한 실험에서 근심교합면레스트를 가진 I-bar가 원심교합면레스트보다 더 큰 치아운동을 보였다고 보고하였다.

Kratochvil²³⁾은 그 이유로서 인접면판의 physiologic relief가 없었기 때문인 것으로 설명하였으며, Kotowicz²⁸⁾는 이를 위해 원심교합면레스트를 사용하는 후방연장 국소의치의 경우 원심 유도면판의 생략을 권장하였다. 그러나 Cecconi⁸⁴⁾는 국소의치에 부하를 가할 때 나타나는 외력은 주로 교합면 레스트를 통해 지대치에 가해지며 레스트의 위치에 관계없이

지대치 운동의 차이는 없었다고 보고하였다.

임상적으로 많이 사용되고 있는 RPI clasp는 의치상에 수직적인 교합압이 가해질 때 I-bar와 인접면판이 지대치로부터 이탈되어 지대치에 회전압력을 가하지 않. 수직적인 힘으로 전달되어 응력분산이 유리하며 치아의 피개 정도를 줄여 심미적으로 우수하고 근심 마이너 콘넥터는 인접면판과 함께 보상작용을 하므로 설측암의 설계를 생략할 수 있어 하악치아와 같이 설측에 survey line이 높게 존재할때도 사용할 수 있는 장점이 있다. 그러나 조직의 언더컷의 양이 과도할 때는 사용이 불가능하며 의치의 철거시 지대치에서 직접유지장치를 이탈시키기가 환상형 직접유지장치 보다 어려운 단점이 있다.

본 실험에서 RPI clasp의 응력분포 상태를 보면 양측성 후방연장 국소의치 경우에 지대치의 근심측 및 원심측 치조정에 비슷한 크기의 응력분포를 보였으며 잔존치조제에는 넓고 고르게 분산되어 나타났다. 이에 반해 Akers clasp의 경우에는 지대치의 원심측 치조정이 근심측 치조정 보다 훨씬 높은 응력분포를 나타내었는데 이것은 RPI clasp가 교합압을 좀 더 유리한 수직방향으로의 힘으로 전달시키나 Akers clasp는 지대치를 원심측으로 회전시키는 수평력을 발생한다는 Thompson³⁶⁾의 연구결과와 일치하였다.

Eliason⁶⁸⁾은 RPI clasp의 근심교합면테스트와 인접면판은 동일하고 I-bar 대신 인접면판의 상부에서 시작되는 환상형 clasp를 사용하는 RPA clasp를 소개하여 RPI clasp의 문제점을 보완할 수가 있다고 하였고 RPA clasp는 교합압이 의치상에 수직으로 작용할때 Akers arm과 인접면판이 RPI clasp와 같이 지대치에서 이탈된다고 주장하였다.

본 실험에서 RPA clasp는 양측성 후방연장 국소의치 경우에 지대치의 근심측 치조정과 원심측 치조정에 비슷한 크기의 응력분포를 보였으며 협측치조정과 설측치조정에서도 비슷한 크기의 응력을 보였다. 그리고 잔존치조제에는 응력이 넓고 고르게 분산되어 나타난 것으로 보아 RPA clasp도 RPI clasp와 같이 교합압

을 유리한 수직방향의 힘으로 전달시킨다는 Eliason⁶⁸⁾의 주장과 일치하였다. Aviv⁶⁹⁾등이 소개한 RPL clasp는 RPI, RPA clasp와 같이 근심교합면테스트, 인접면판은 같으나 I-bar 대신 금속주조체로 부터 시작되어 치아의 최대 풍옹부까지 수직으로 올라가 치아의 원심협측 언더컷에 유지부가 위치하는 L-bar로 구성되어 의치상에 교합압이 가해질때 의치상이 조직 방향으로 운동함에 따라 유지부가 지대치에서 수직방향으로 이탈된다고 하였다.

본 실험에서 RPL clasp는 양측성 후방연장 국소의치의 경우에 지대치 근심측 치조정보다 원심측 치조정이 약간 높은 응력을 보였으나 그 차이는 Akers clasp의 경우와 같이 크지 않았으며 협설측에서는 협측보다 설측이 높은 높은 응력분포를 나타내었다. 이것은 Aviv⁶⁹⁾가 RPL clasp도 RPI clasp처럼 의치상에 교합압이 가해질때 의치상이 조직방향으로 운동함에 따라 유지부가 지대치에서 이탈되어 지대치의 측방압을 가하지 않는다고 보고한 것과 약간의 차이를 나타내었다. 즉 협측보다 설측이 높은 응력분포를 나타낸 것으로 보아 설측 방향으로의 힘이 작용된다는 것을 유추할 수 있어 의치상에 교합압이 가해질 때 RPL clasp의 유지부의 첨단은 지대치에서 이탈되지만 첨단을 제외한 나머지 부분의 유지부가 설측으로 힘을 가하는 것으로 사료된다. 그러나 잔존치조제에서는 RPI, RPA clasp와 같이 응력이 집중되지 않고 넓고 고르게 분산되어 나타났다.

또한 Aviv⁷⁰⁾는 좌·우측 잔존치조제의 길이가 같은 대칭적 양측성 후방연장 국소의치의 경우에는 의치상의 장축은 회전축과 수직이 되어 교합압은 잔존치조제의 장축과 평행하게 의치상이 운동하도록 하지만 좌·우측 잔존치조제의 길이가 서로 다른 비대칭적 후방연장 국소의치의 경우에는 회전축이 잔존치조제와 수직이 되지 않으므로 그 결과에 따른 힘의 vector는 의치상이 운동함에 따라 잔존치조제의 길이가 긴쪽에서는 협측에서 설측으로 향해지고 잔존치조제의 길이가 짧은 쪽에서는 설측에서 협측으로 향하게 된다고 하였다. 따라서

대칭적 양측성 후방연장 국소의치의 경우에는 RPI clasp의 I-bar는 지대치의 협설측 방향의 최대풍용부 보다 약간 근심쪽에 위치하여 교합압이 의치상에 가해질 때 지대치에서 이탈하지만 좌·우측 잔존치조제의 길이가 서로 다른 비대칭적 후방연장 국소의치의 경우에는 회전축이 I-bar보다 후방에 위치할 수 있어 치아에 class 1 lever의 힘을 발생할 수 있으므로 I-bar 대신에 L-bar를 사용하여 치아에 유리한 class 2 lever의 힘으로 변환시킬 수 있어 지대치를 보호할 수 있다고 하였다.

본 실험에서 응력분포는 좌·우측 잔존치조제의 길이가 다른 편측성 후방연장 국소의치의 경우 양측성 후방연장 국소의치와 달리 Akers, RPI, RPA, RPL clasp 모두 지대치의 원심측 치조정이 근심측 치조정보다 높은 응력분포를 나타내었다. 협설측 방향에서는 RPI, Akers clasp 경우에는 협측이 설측보다 약간 높은 응력을 나타내었고, 반대로 RPA clasp는 설측이 협측보다 약간 높은 응력을 나타내었으며 RPL clasp가 가장 안정적인 응력분포를 나타내었다. 이 결과는 Aviv⁷⁰⁾가 주장한 좌·우측 잔존치조제의 길이가 서로다른 비대칭적 후방연장 국소의치의 경우에 RPI clasp가 class 1 lever의 힘을 지대치에 발생할 수 있어 I-bar 대신에 L-bar를 사용하여 치아에 유리한 class 2 lever의 힘으로 작용할 수 있다는 주장과 어느정도 일치하였으나 근심측 치조정보다 원심측 치조정이 높은 응력분포를 보이는 것으로 보아 원심측으로 지대치에 힘이 가해지는 것으로 생각된다. 또한 지대치 치근단 주위의 응력분포는 편측성인 경우가 양측성인 경우보다 크게 나타났는데 이것은 편측성인 경우에 반대측 제1소구치와 제1대구치가 의치를 좀더 안정시켜 양측성인 경우보다 지대치에 수직적으로 힘이 작용된다고 사료된다.

지대치 치근단 부위에 발생한 주된 응력은 clasp의 종류에 관계없이 비슷한 크기로 나타났는데 (Table 3, Table 4) 이 결과는 지대치에 전달되는 힘이 주로 레스트를 통하여 전달된다고 한 Cecconi⁸⁴⁾의 보고와 일치하며 지대

치가 받는 힘은 레스트를 통한 힘에 주로 영향을 받는 것으로 사료된다. 그리고 하중을 가한 의치상의 직하방 부위에는 응력이 집중되지 않았는데 이는 치조점막이 의치상과 밀접하게 접촉하도록 실험조건을 부여함으로써 점막의 탄력에 의한 응력이 고르게 분산된 것으로 사료된다.

이상에서 보는 바와같이 직접유지장치의 형태, 기능, 유지력을 얻는 방법들에 따라 지대치 지지조직과 잔존치조제의 응력분포 양상이 다르게 나타났으며, clasp의 적합도, 의치상의 적합도, 교합등에 의해서도 크게 영향을 받을 것으로 사료된다.

V. 결 론

저자는 국소의치에 응용되는 직접유지장치 중 Akers, RPI, RPA, RPL clasp를 양측성 후방연장 국소의치와 편측성 후방연장 국소의치의 최후방 지대치에 설계하여 9kg의 수직하중을 가해 3차원 광탄성 응력동결법으로 slice 해석을 통하여 직접유지장치 설계 변화에 따른 지대치 지지조직 및 잔존치조제의 응력분포 상태를 비교하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 양측성 후방연장 국소의치의 경우에 RPI clasp는 근심치조정 및 원심치조정에서 비슷한 응력분포를 보였으나 Akers clasp는 원심치조정에서 보다 많은 응력분포를 보였다.
2. 양측성 후방연장 국소의치의 경우에 RPA, RPL clasp는 근심치조정과 원심치조정에서 RPI clasp와 비슷하게 응력분포를 나타내었으나 RPL clasp는 협측치조정에서 RPI, RPA clasp보다 높은 응력분포를 나타내었다.
3. Akers clasp는 잔존치조제의 후방에 응력집중이 크게 나타났으나 RPI, RPA, RPL clasp는 잔존치조제에 넓고 고르게 응력이 분산되었다.
4. 편측성 후방연장 국소의치가 양측성 후방연장 국소의치보다 지대치 치근주위에 응력 집중이 크게 나타났다.

REFERENCES

1. Henderson D. Steffel V.L.: McCracken's removable partial prosthodontics. ed 6. St. Louis, 1981, The CV Mosby Co., pp. 97-100, 477.
2. The academy of denture prosthetics: Principles, concepts and practices in prosthodontics - 1967, J.P.D. 19:180, 1968.
3. Fenner, W., Gerber, A., and Muhlemann, H.R.: Tooth mobility changes during treatment with partial denture prosthesis. J.P.D. 6:520, 1956.
4. Anderson, J., and Lammie, G.: A clinical survey of partial denture. Br. Dent. J., 92:59, 1952.
5. 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.P.D. 33: 529, 1975.
6. Ramfjord, S., and ASH, M.: Occlusion, ed. 1, Philadelphia and London, 1966, W.B. Saunders Company, pp. 84-92, 125.
7. Beyron, H.: Characteristics of functionally optimal occlusion and principles of occlusal rehabilitation. J.A.D.A. 48:648, 1954.
8. McCracken, W.L.: A comparison of tooth-borne and tooth-tissue-borne removable partial dentures. J.P.D. 3:378, 1953.
9. Holmes, J.B.: Influence of impression procedures and occlusal loading on partial denture movement. J.P.D. 15:474, 1965.
10. Leupold, R.J., and Kratochvil, F.J.: An altered-cast procedure to improve tissue support for removable dentures. J.P.D. 15:672, 1965.
11. Levin, B.: Stressbreakers; A practical approach. Dent. Clin. N. Am. 23:77, 1979.
12. Hirschtritt, E.: Removable partial dentures with stress-broken extension bases. J.P.D. 7:318, 1957.
13. Nally, J.N.: Method of handling abutment teeth in Class I partial dentures J.P.D. 30:561, 1973.
14. Cecconi, B.T.: Lingual bar design, J.P.D. 29:635, 1973.
15. Cecconi, B.T., and Kaiser, G.: Stressbreakers and the removable partial denture. J.P.D. 34:145, 1975.
16. Reitz, P.V., Sanders, J.L., and Caputo, A.A.: A photoelastic study of split palatal major connector. J.P.D. 51:19, 1984.
17. Reitz, P.V., and Caputo, A.A.: A photoelastic study of stress distribution by a mandibular split major connector. J.P.D. 54:220, 1985.
18. Applegate, O.C.: The partial denture base. J.P.D. 5:638, 1955.
19. Lee, R.E.: Mucostatics. Dent. Clin. N. Am. 24:81, 1980.
20. Cecconi, B.T., Asgar, K., and Dootz, E.: Fit of the removable partial denture base and its effect on abutment tooth movement. J.P.D. 25:515, 1971.
21. Maxfield, J.B., Nicholls, J.I., and Smith, D.E.: The measurement of force transmitted to abutment teeth of removable partial dentures. J.P.D. 41:134, 1979.
22. Taylor, K.T., Pflughoeft, F.A., and McGivney, G.P.: Effect of two clasping assemblies on arch integrity as modified by base adaptation. J.P.D. 47:120, 1982.
23. Kratochvil, F.J., and Caputo, A.A.: Photoelastic analysis of pressure on teeth and bone supporting removable partial dentures. J.P.D. 32:52, 1974.
24. 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.P.D.* 57:66, 1987.
25. DeVan, M.M.: Preserving natural teeth through the use of clasps, *J.P.D.* 5:208, 1955.
 26. McCracken, W.L.: Contemporary partial denture designs. *J.P.D.* 8:71, 1958.
 27. Kratochvil, F.J.: Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth. *J.P.D.* 13:114, 1963.
 28. Krol, A.J.: Clasp design for extension base RPD. *J.P.D.* 29:408, 1973.
 29. Kotowicz, W.E., Fisher, R.L., Reed, R.A., and Jaslow, C.: The combination clasp and the distal extension removable partial denture. *Dent. Clin. N. Am.* 17:651, 1973.
 30. Kaires, A.K.: Effect of partial denture design on bilateral force distribution. *J.P.D.* 6:526, 1956.
 31. Kaires, A.K.: Effect of partial denture design on bilateral force distribution. *J.P.D.* 6:373, 1956.
 32. Shohet, H.: Relative magnitude of stress on abutment teeth with different retainers. *J.P.D.* 21:267, 1969.
 33. Clayton, J.A., and Jaslow, C.: A measurement of clasp forces on teeth with different clasp design on abutment tooth movement. *J.P.D.* 25:21, 1971.
 34. Cecconi, B.T.: Asgar, K., and Dootz, E.: The effect of partial denture clasp design on abutment tooth movement. *J.P.D.* 25:44, 1971.
 35. Cecconi, B.T.: Effect of rest design on transmission of forces to abutment teeth. *J.P.D.* 32:141, 1974.
 36. Thompson, W.D., Kratochvil, F.J., and Caputo, A.A.: Evaluation of photoelastic stress patterns produced by various designs of bilateral distal extension removable partial dentures. *J.P.D.* 34:261, 1977.
 37. Browning, J.D., Meadors, L.W., and Eick, J.D.: Movement of three removable partial denture clasp assemblies under occlusal loading. *J.P.D.* 55:69, 1986.
 38. Browning, J.D., Jameson, W.E., Stewart, C.D., McGarrah, H.E., and Eick, J.D.: Effect of positional loading of three removable partial denture clasp assemblies on movement of abutment teeth. *J.P.D.* 55:347, 1986.
 39. Browning, J.D., Eick, J.D., and McGarrah, H.E.: Abutment tooth movement measured in vivo by using stereophotogrammetry. *J.P.D.* 57:323, 1987.
 40. Bazirgan, M., and Bates, J.F.: Preliminary study of a method of measuring RPD abutment tooth movement in vitro and in vivo. *J.P.D.* 56:204, 1986.
 41. Burstone, C.J., Pryputniewicz, R.J., and Bowely, W.W.: Holographic measurement of tooth mobility in three dimensions. *J. Perio. Res.* 13:283, 1978.
 42. Young, T.M., and Altschuler, B.R.: Laser holography in dentistry. *J.P.D.* 38:216, 1977.
 43. 임순호 : 유리단 국소의치의 clasp 설계가 지대치 운동에 미치는 영향. 대한치과보철학회지 : Vol.25, No.1, 1987.
 44. 이종엽 : 유리단 국소의치의 지대치 운동에 관한 생체학적 연구. 대한치과보철학회지 : Vol.28, No.1, 1990.
 45. Frechette, A.R.: The influence of partial denture design on distribution of force to abutment teeth. *J.P.D.* 6:195, 1956.
 46. Kaires, A.K.: A study of partial denture design and masticatory pressures in a mandibular bilateral distal extension case. *J.P.D.* 8:340, 1958.

47. Metty, C.: Obtaining efficient soft tissue support for the partial denture base. *J.A.-D.A.*, 56:679, 1958.
48. McCartney, J.W.: Motion vector analysis of an abutment for a distal extension removable partial denture: A pilot study. *J.P.D.*, 43:15, 1980.
49. 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.P.D.*, 41:511, 1979.
50. Wright, Mech, and Yettram: Reactive force distributions for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutment, *J.P.D.*, 42:411, 1979.
51. Craig, R.G., and Farah, J.W.: Stress from loading distal extension removable partial denture. *J.P.D.*, 39:274, 1978.
52. Takahashi, N., Ketagami, T., and Komori, T.: Analysis of stress on a fixed partial denture with a blade-vent implant abutment. *J.P.D.*, 40:186, 1978.
53. Kratochvil, F.J., Thompson, W.D., and Caputo, A.A.: Photoelastic analysis of stress patterns on the teeth and bone with attachment retainers for removable partial dentures. *J.P.D.*, 46:21, 1981.
54. Warren, A.B., and Caputo, A.A.: Load transfer to alveolar bone as influenced by abutment designs for tooth-supported dentures, *J.P.D.*, 33:137, 1975.
55. Berg, T., and Caputo, A.A.: Anterior rests for maxillary removable partial denture, *J.P.D.*, 39:139, 1978.
56. 권명대 : Occlusal rest의 형태가 지대치 운동에 미치는 영향에 관한 실험적 연구. 대한치과의사협회지, 제41권 제 2호, 1976.
57. 김명동 : 유리단 국부의치에서 지대치에 미치는 수직 압력에 관한 실험적 연구.
58. 부삼환 : stress에 관한 연구. 최신의학, 제 16권 제 4 호, 1973.
59. 엄영배 : Occlusal rest의 설치에 따라 지대치와 상하조직에 가해지는 stress의 분포에 관한 연구. 대한치과보철학회지, 제12권 제 1 호, 1974.
60. 이병태 : Clasp의 변형에 따른 유지가 지대치 운동에 미치는 영향에 관한 실험적 연구. 대한치과의사협회지, 제14권 제 1 호, 1976.
61. 이선국 : 간접 유지장치가 치아운동에 미치는 영향에 관한 연구. 월간 치과연구, 제 2 권 제 3 호, 1977.
62. 이호용 : Clasp형태의 변형에 따라 지대치에 가해지는 수평압력에 관한 연구. 대한치과의사협회지, 제 2 권 제 3 호, 1977.
63. 윤성일 : 양측성 유리단 국소의치의 설계변화에 따른 광탄성 응력 분석에 관한 연구. 대한치과의사협회지, 23(1) : 45, 1985.
64. 조혜원 : 정밀부착성 유지장치에 따른 양측성 유리단 국소의치의 광탄성 응력분석. 서울대학교치대논문집, 9(1) : 115, 1985.
65. 이희경 : 유리단 국소의치에 지대치 원심면의 유도면 설계 변화에 따른 지대치 주위 조직에 발생하는 응력분석. 경북치대논문집, 제 6 권 제 3 호, 1989.
66. 강승중 : 간접 유지장치 설계변화에 따른 하악 유리단 국소의치의 광탄성 응력분석. 대한치과보철학회지 Vol.28, No 2, 1990.
67. 한동후 : 지대치 유지장치 설계에 따른 가철성의치 하부조직에 가해지는 응력에 관한 광탄성학적 연구. 대한치과의사협회지, 25 : 155-170, 1987.
68. Eliason, C.M.: RPA clasp design for distal-extension removable partial dentures. *J.P.D.* 49:25, 1983.
69. Boucher, L.J., Renner, R.P.: Treatment of partial edentulous patients. St. Louis, 1982, The CV Mosby Co., pp.26.
70. Aviv, I., Ben-Ur, Z., Cardash, H.S.: An analysis of rotational movement of asym-

- metrical distal-extension removable partial dentures. *J.P.D.* 61:211, 1989.
71. Hindels, G.W.: Stress analysis in distal extension partial dentures. *J.P.D.* 7:197, 1957.
 72. Kramer, H.M.: Impression technique for removable partial denture. *J.P.D.* 11:84, 1961.
 73. Schwalm, C.A., Smith, D.E., Erickson, J.D.: A clinical study of patients 1 to 2 years after placement of removable partial denture. *J.P.D.* 38:380, 1977.
 74. Applegate, D.C.: *Essentials of Removable Partial Denture Prosthesis*. Philadelphia, W.B. Saunders Company, P.63, 1954.
 75. McCracken, W.L.: *Partial Denture Construction*. St. Louis. The C.V. Mosby Company, P.176, 1960.
 76. Henderson, D., Steffel, V.L.: *McCracken's Removable Partial Prosthodontics*, St. Louis, The C.V. Mosby Company, P.75, 1973.
 77. Swenson, M.G., and Terkla, L.G.: *Partial Dentures*, St. Louis, The C.V. Mosby Company, 1955.
 78. Applegate, O.C.: *Essentials of RPD Prosthesis*. 3rd ed. Philadelphia and London, W.B. Saunders Co., 1965.
 79. Pezzoli, M., Highton, R., Caputo, A.A., and Matyas, J.: Magnetizable abutment crowns for distal extension removable partial dentures. *J.P.D.* 55:475, 1986.
 80. Pezzoli, M., Rossetis, M., and Galderale, P.M.: Evaluation of load transmission by distal - extension removable partial dentures by using reflection photoelasticity. *J.P.D.* 56:329, 1986.
 81. Ko, S.H., McDowell, G.C. and Kotowicz, W.E.: Photoelastic stress analysis of mandibular removable partial dentures with mesial and distal occlusal rests. *J.P.D.* 56:454, 1986.
 82. Stewart, K.L., Rudd, K.D., and Kuebker, W.A.: *Clinical removable prosthodontics*. p.370 St. Louis, C.V. Mosby Co., 1983.
 83. Goodking, R.J.: The effect of removable partial denture on abutment mobility; A clinical study. *J.P.D.* 30:139, 1973.
 84. Cecconi, B.T., Asgar, K., and Dootz, E.: Clasp assembly modifications and their effect on abutment movement. *J.P.D.* 27:160, 1972.
 85. Wheeler, R.C.: *Dental anatomy, Physiology and occlusion*, 5th ed., W.B. Saunders Co., Philadelphia, 1974, PP. 184-184, 216-227.
 86. Z. Ben-Ur, I. Aviv, H.S. Cardash: A modified direct retainer design for distal-extension removable partial dentures. *J.P.D.* 60:342, 1988.

PHOTOELASTIC STRESS ANALYSIS ON THE SUPPORTING TISSUE OF MANDIBULAR DISTAL EXTENSION REMOVABLE PARTIAL DENTURE WITH VARIOUS DESIGN OF DIRECT RETAINERS

Chang - Ho Lee, Kwang - Nam Kim, Ik - Tae Chang

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University

The purpose of this study was to evaluate the stress distribution developed in supporting structures by distal extension removable partial denture with 4-types of direct retainer. The direct retainers examined were Akers clasp, RPI clasp, RPA clasp and RPL clasp in bilateral & unilateral free end case. 3-dimensional photoelastic stress analysis was used to record the isochromatic fringe patterns and to calculate the compressive stress at measuring points.

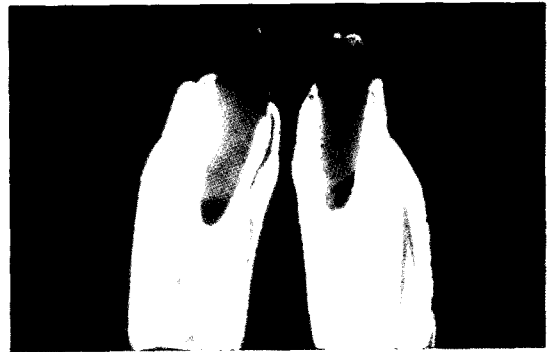
The results were as follows.

1. In bilateral free end case, RPI clasp exhibited the similar stress distribution on distal and mesial alveolar crest but Akers clasp exhibited higher stress concentration on distal alveolar crest than mesial alveolar crest.
2. In bilateral free end case, RPA clasp and RPL clasp exhibited the similar stress distribution on distal and mesial alveolar crest and RPL clasp exhibited higher stress concentration on buccal alveolar crest than lingual alveolar crest.
3. Akers clasp produced high stress concentration on residual alveolar ridge distally, but RPI clasp, RPA clasp and RPL clasp produced even stress distribution on residual alveolar ridge.
4. Removable partial denture in unilateral free end case exerted higher stress on abutment tooth root apex than bilateral distal extension removable partial denture.

PHOTOELASTIC STRESS DISTRIBUTION ①



(a) Mesiodistal view



(b) Buccolingual view

Fig. 1. Photoelastic stress distribution: Akers clasp in bilateral free end case.



(a) Mesiodistal view



(b) Buccolingual view

Fig. 2. Photoelastic stress distribution: RPI clasp in bilateral free end case.

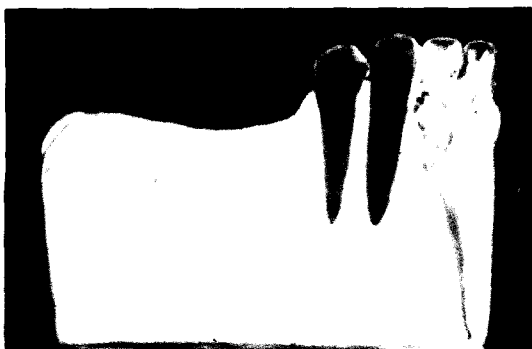


(a) Mesiodistal view



(b) Buccolingual view

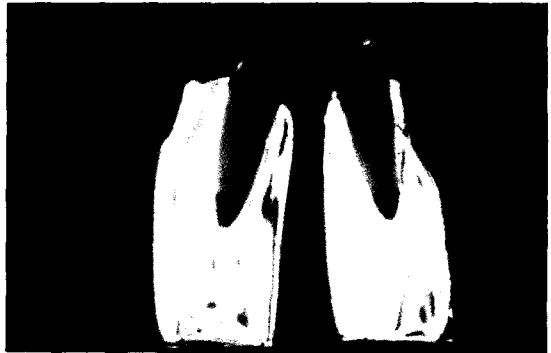
Fig. 3. Photoelastic stress distribution: RPA clasp in bilateral free end case.



PHOTOELASTIC STRESS DISTRIBUTION ②



(a) Mesiodistal view



(b) Buccolingual view

Fig. 5. Photoelastic stress distribution: Akers clasp in unilateral free end case.



(a) Mesiodistal view



(b) Buccolingual view

Fig. 6. Photoelastic stress distribution: RPI clasp in unilateral free end case.



(a) Mesiodistal view



(b) Buccolingual view

Fig. 7. Photoelastic stress distribution: RPA clasp in unilateral free end case.



(a) Mesiodistal view



(b) Buccolingual view