

지대치 연결고정에 따른 편측성 후방연장 국소의치에서의 응력분포

원광대학교 치과대학 치과보철학교실

안희영 · 진태호

I. 서 론

치아와 조직에서 의치의 지지를 얻는 후방연장 국소의치는 치아지지 국소의치에서와 달리 기능시 가해지는 능력이 치아와 지지조직으로 분산된다. 또한 후방연장국소의치는 지지를 얻는 치아와 지지조직간의 조직학적 성질의 차이로 인하여 능력이 가해질 때 최후방 지대치를 중심으로한 회전축(full-crum line)이 형성되어 이를 축으로 의치상의 운동이 일어나게 된다. 이러한 후방연장 국소의치의 운동은 저작기능의 능률저하, 환자의 불편감을 야기시키는 등 의치의 예후를 불리하게 하는 조건이 될 뿐만 아니라 이에 따른 스트레스의 집중으로 인하여 지대치 또는 잔존 치조제의 건강을 해치는 결과를 초래하기 쉽다.

후방연장 국소의치의 문제점을 해결하기 위한 많은 연구가 있었다. 지대치에 집중되는 스트레스를 줄이기 위한 직접유지장치의 설계를 포함한 국소의치의 설계에 관한 연구로 Ben-Ur¹⁾ 등은 클래스프와 교합면 레스트의 위치에 따른 지대치의 레버효과에 대해 연구하였고 Pezzoli 등²⁾은 홀로그래피 연구에서 Akers 클래스프 유지 국소의치의 효과에 관하여 보고하였다. Morikawa 등³⁾은 RPI 클래스프 사용시의 치아의 움직임에 관하여 연구 보고하였다. Kotowicz 등⁴⁾은 후방연장 국소의치에서의 조합형 클래스프사용의 효과에 관하여 연구하였다.

또한 후방연장 국소의치를 위한 인상재와 인상 방법에 대한 연구⁵⁾와 stress-breaker에 관한 연구,⁶⁾

후방연장 국소의치에서의 연결 장치와 다른 구성요소의 설계에 관한 연구⁷⁾ 등이 있었다. Igarashi 등⁸⁾은 후방연장 국소의치에서는 유지장치의 설계보다 점막조직에서의 지지가 더 중요한 요소라고 하였다. 잔존 치조제의 지지를 위해 Linke 등⁹⁾과 Wang 등¹⁰⁾은 인상재의 종류에 따른 국소의치의 움직임에 대해 연구하였고 Leupold 등¹¹⁾은 개조모형 인상법을 사용하여 점막조직의 지지를 연구하였다.

후방연장 국소의치에서 지대치에 가해지는 응력을 분산시키기 위해 지대치와 인접한 치아를 서로 연결 고정(splinting)하여 지대치로 사용하여 왔는데 이러한 지대치 연결고정에 관한 연구로 Altay 등¹²⁾은 치관의 어태치먼트의 지대치 연결고정에 관하여, Siegel 등¹³⁾은 고정성 보철물의 연결고정에 관하여 연구하였다. Carlsson 등¹⁴⁾은 가철성 국소의치에서의 지대치 연결고정을 제안했으며 Kratochvil 등¹⁵⁾은 후방연장 국소의치에서 어태치먼트 유지 장치가 사용될 때 인접 지대치를 연결고정하는 방법이 중요한 요소임을 주장했다. Aydinlik 등¹⁶⁾은 후방연장 국소의치에서 치주적으로 약하고 움직임이 있는 지대치는 반드시 연결고정하기를 주장했다. 그러나 치주적으로 건강한 자연치아를 서로 연결고정하는 것에 관하여 많은 논란이 있다. 치아의 연결고정은 치주인대가 정상이며 치아의 동요가 없는 건강한 저작활동을 하는 환자에게는 적용되지 않으며 또한 지대치 연결고정은 건강한 자연치아의 삭제 및, 주위 치은 조직의 자극 등을 초래하므로 연결고정하는 치아의 수도 문제가 된다.

본 연구는 후방연장 국소의치에서 지대치의 연결 고정 방법이 지대치의 힘의 분산에 미치는 영향에 관하여 연구하고자 직접 유지장치의 설계와 지대치의 연결고정 방법을 달리하여 국소의치 기능시 지대치에 나타나는 응력의 분포를 스트레인 게이지 분석법을 이용하여 알아보하고자 하였다.

Ⅱ. 연구 재료 및 방법

1. 모형 제작

베이스 플레이트왁스를 사용하여 편측 부분 무치악 상태의 하악골을 만든 후 해부학적 치관과 치근의 형태를 갖춘 기성 레진 치아(B5-IO.4, Nissin Dental Products Inc., Japan)를 왁스 모형에 식립하고 우측 제1, 2, 3대구치 결손(Kennedy Cl II)의 부분 무치악 상태의 하악 모형을 제작하였다. 베이스 플레이트왁스 모형을 공업용 실리콘(KE-1300, Shin-Etsu Chemical Co. Ltd., Japan)으로 매몰한 후 실리콘 경화 후 왁스를 뜨거운 물로 제거하여 에폭시 모형을 위한 실리콘 몰드를 제작하였다. 레진 치아의 치근에는 공업용 실리콘(KE-1300, Shin-Etsu Chemical Co. Ltd., Japan)을 붓으로 코팅하여 약 0.3mm의 치주 인대를 재현하였는데, 레진 치아를 실리콘 음형에 정확히 재위치 시키고 에폭시 레진(MODRALIT-3K®, Dreve-Dentamid GMBH, Germany)을 실리콘 몰드에 부어 시험모형인 에폭시 모형을 제작하였다. 무치악 부분을 실리콘으로 2mm 두께로 코팅하여 치조점막을 재현하였다.

2. 국소의치 제작

우측 견치, 제1소구치, 제2소구치를 지대치로 형성하였는데 지대치는 견치부터 제2소구치까지 각기 다른 유지 장치의 설계에 맞는 형태의 각각 단일 금판을 제작하였다. 좌측 유치악부는 좌측 제1소구치의 근심 교합면에 교합면 레스트 시트를 형성하고 좌측 제1, 2대구치 사이에 엠브레저 클라스프를 위한 치아 형성을 하였다. 무치악부 국소의치의 직접 유지 장치로는 Akers 클라스프, RPI 클라스프, 가공선 클라스프를 사용하였다(Fig. 1).

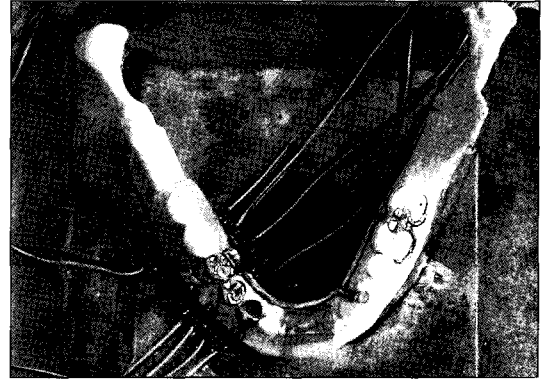


Fig. 1. Study model used in this study.

A. Akers 클라스프 유지 국소의치의 제작

우측 제2소구치의 원심에 원심면 레스트 시트를 형성한 지대치와 직접 유지 장치로 Akers 클라스프 유지 국소의치를 제작하였다. 유치악부는 좌측 제1소구치 근심에 교합면 레스트의 간접 유지 장치와 좌측 제1, 2대구치에 엠브레저 클라스프를 설계하였다.

B. RPI 클라스프 유지 국소의치의 제작

제2소구치 근심에 교합면 레스트 시트와 원심면에 유도면을 갖는 지대치와 직접 유지 장치로 지대치 협측에 I-bar 클라스프를 갖는 RPI 클라스프 유지 국소의치를 제작하였다.

C. 가공선 클라스프 유지 국소의치의 제작

제2소구치 원심에 교합면 레스트 시트를 형성한 지대치와 지대치의 협면에 가공선 클라스프, 설측에 캐스트 클라스프, 원심 교합면 레스트를 갖는 가공선 클라스프 유지 국소의치를 제작하였다.

3. 스트레인 게이지 부착

길이 1mm의 알루미늄형 단축 스트레인 게이지(KFG-1-120-C1-23, Kyowa Electronic Instruments, Japan)를 지대치 주위에 부착하였다. 우측 제2소구치의 협측과 설측의 치조골 상연에서 1mm 하부, 또한 치근단 하부와 원심 치근면에 평행하게 부착하였다. 제1소구치 주위는 협측과 설측의 치조골 상연에

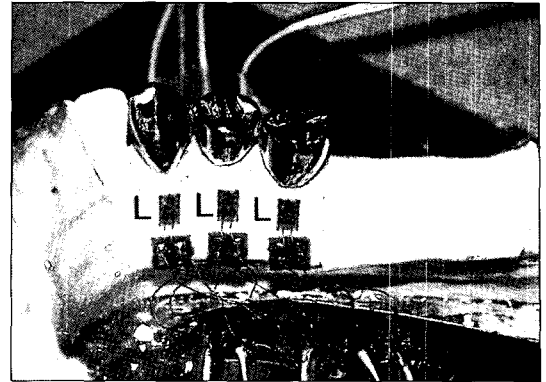
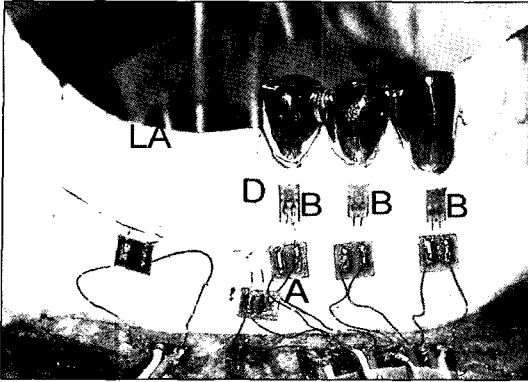


Fig. 2. Strain gages & measurement sites(buccal and lingual view).

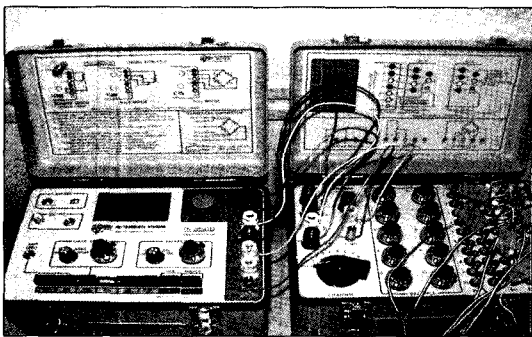


Fig. 3. Switch & Balance Unit & Strain Indicator (SB-10, Measurement Group Instruments Division, Raleigh, USA).

서 1mm 하부에 동일한 높이로 부착하였다. 견치는 협측과 설측의 치조골에 동일한 높이에 부착하였고 무치악 부위는 하중부위인 2대구치의 하방의 치조정에 부착하였다. 제2소구치의 원심 치근면에는 모형의 제2소구치의 원심 측면을 치근에 평행하게 절단, 블록을 떼어낸 후 스트레인 게이지를 부착한 다음 절단 모형을 다시 에폭시 레진을 사용하여 부착하였다. 마찬가지로 제2소구치 치근침 하부에 평행하게 절단 후 스트레인 게이지를 부착한 다음 같은 에폭시 레진으로 부착하였다(Fig. 2).

4. 스트레인 측정

정하중기를 이용하여 15kg의 정하중을 우측 제2대

구치의 중심외에 부여하였는데, 하중의 방향은 수직 하중과 협측으로 30°의 경사하중을 이용하였으며 스트레인 값 측정은 하중을 가한 후 1분이 경과한 후에 측정했다.

견치, 제1소구치, 제2소구치를 전혀 연결고정하지 않고 단일 금판으로 그대로 이용한 경우를 1군으로 하였고, 제1, 제2소구치만 연결고정한 경우를 2군으로, 제1, 제2소구치와 견치 모두를 연결고정한 경우를 3군으로 하였으며 각각의 경우를 5회 반복 실험하였다. 하중을 부여하기 전 잔류응력이 0에 가깝도록 충분한 시간적 간격을 주었다.

스트레인의 분석은 스트레인 게이지와 도선을 Switch & Balance Unit(SB-10, Measurement Group Instruments Division, Raleigh, USA)에 연결하고 측정된 스트레인 값은 Strain Indicator(P-3500, Measurement Group Instruments Division, Raleigh, USA)를 사용하여 분석하였다(Fig. 3).

5. 통계 처리

실험에서 얻어진 자료를 SPSS Version 10.0 (SPSS Inc., Chicago, USA) 프로그램을 사용하여 one-way ANOVA로 평균값과 표준편차를 구하였으며 각 군간, 또는 측정부위간의 유의한 차이를 알기 위하여 유의도 95%에서 Scheffe test를 시행하여 비교 분석하였다.

Ⅲ. 연구 성적

1. Akers 클라스프 유지 국소의치

지대치를 연결고정함에 따라 주 지대치인 제2소구치에서 스트레인의 감소가 나타났다. 이러한 스트레인의 감소는 유지 장치의 설계에 커다란 영향이 없었으며 수직하중과 경사하중에 따라 지대치의 협, 설측의 변화가 컸다. 수직, 경사하중 모두 다른 설계의 국소의치보다 제2소구치와 견치에 큰 스트레인이

나타났다(Table I). 수직하중 시 제2소구치의 원심치근면에서 인장 스트레인이 경사하중에서는 압축 스트레인으로 변화였다(Table II).

제1소구치의 스트레인은 2군과 3군에서 1군보다 증가하였으며 3군의 스트레인이 2군보다 줄어들었다. 견치의 경우 지대치를 연결고정함에 따라 스트레인이 증가하였다(Fig. 4). 수직하중에 비해 협측 경사하중에서는 지대치 협측의 스트레인이 커졌으며 설측의 스트레인은 감소하였다(Fig. 5).

Table I. Strain value in Akers clasp retained RPD with vertical load (unit: $\mu\epsilon$)

Group	site	PM2				PM1		C		LA
		B	L	D	A	B	L	B	L	
G1		-100.6 ^a	-713.4 ^a	82.2 ^a	203.2 ^a	14.2 ^c	-340.0 ^c	-19.2 ^c	-106.8 ^c	349.0 ^a
		(5.6)	(7.1)	(6.2)	(6.7)	(4.9)	(8.2)	(1.9)	(4.9)	(8.8)
G2		-79.6 ^b	-543.4 ^b	33.2 ^b	172.0 ^b	63.8 ^a	-526.6 ^a	21.6 ^b	-201.4 ^b	304.0 ^c
		(4.2)	(5.0)	(3.9)	(5.6)	(5.4)	(5.4)	(2.9)	(7.4)	(7.9)
G3		-75.0 ^b	-510.2 ^c	35.6 ^b	99.2 ^c	54.4 ^b	-482.4 ^b	83.4 ^a	-280.4 ^a	319.8 ^b
		(4.5)	(7.7)	(2.9)	(3.2)	(3.5)	(7.0)	(4.3)	(7.5)	(8.2)

■ PM2: second premolar, PM1: first premolar, C: canine, LA: loaded area

■ B: buccal, L: lingual, D: distal, A: apical

■ For comparisons between the groups, the mean with the same small letter are not statistically different at $p=0.05$ using Scheffe test

Table II. Strain value in Akers clasp retained RPD with oblique load (unit: $\mu\epsilon$)

Group	site	PM2				PM1		C		LA
		B	L	D	A	B	L	B	L	
G1		-412.8 ^a	-386.4 ^a	-252.2 ^a	263.4 ^a	-132.2 ^c	-272.8 ^b	-24.2 ^c	-172.4 ^c	405.2 ^a
		(7.5)	(10.8)	(5.8)	(4.8)	(3.1)	(12.2)	(1.5)	(3.9)	(11.2)
G2		-294.0 ^b	-301.4 ^b	-135.6 ^b	205.8 ^b	-272.8 ^a	-301.6 ^a	-63.2 ^b	-221.0 ^b	379.4 ^b
		(8.0)	(7.8)	(8.1)	(7.7)	(6.6)	(7.2)	(8.1)	(6.7)	(10.3)
G3		-267.8 ^c	-314.6 ^b	-121.4 ^c	155.2 ^c	-241.8 ^b	-263.4 ^b	-83.6 ^a	-241.4 ^a	315.4 ^c
		(8.9)	(7.1)	(5.9)	(5.5)	(5.9)	(4.5)	(3.4)	(13.1)	(7.5)

■ For comparisons between the groups, the mean with the same letter are not statistically different at $p=0.05$ using Scheffe test

2. RPI 클라스프 유지 국소의치

수직하중에서 RPI 클라스프 유지 국소의치는 제2 소구치의 원심 치근면의 스트레인 값이 협측의 스트레인보다 크게 나타났으며 다른 유지 장치의 국소의치에서는 협측과 설측의 스트레인이 크게 나타났다. 또한 1군에서 제2소구치 설측의 스트레인 값이 $-740.8\mu\epsilon$ 으로 가장 컸다. 수직하중에서는 RPI 클라스프 유지 국소의치에서만 제2소구치 원심 치근면에 압축 스트레인이 나타났으며 다른 설계의 국소의치에서는 인장 스트레인이 나타났다(Table III).

제2소구치 치근단은 수직하중의 인장 스트레인이

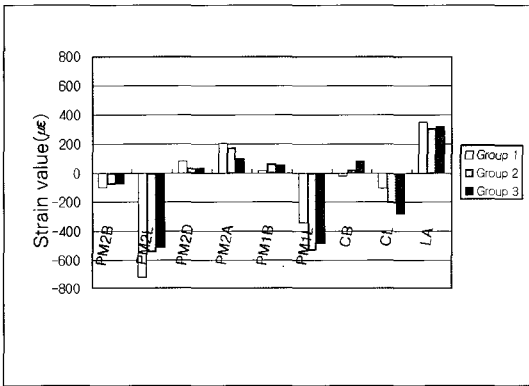


Fig. 4. Comparison of strain value in Akers clasp retained RPD(0°).

협측 경사하중에서 압축 스트레인으로 변화가 있었다. 경사하중에서 제2소구치 설측의 스트레인은 RPI 유지 국소의치에서만 2군에서 3군으로 변할 때 스트레인 감소가 있었으며 다른 설계의 국소의치는 증가하였다(Table IV).

하중 부위에서의 스트레인은 수직하중과 경사하중 모두 RPI 클라스프 유지 국소의치에서 다른 설계의 국소의치보다 크게 나타났다(Fig. 6). 경사하중의 경우 제1소구치와 제2소구치 협, 설측 스트레인 값이 2군과 3군에서 큰 차이를 보이지 않았다(Fig. 7).

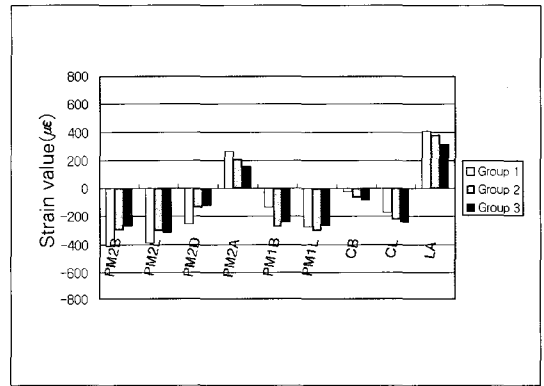


Fig. 5. Comparison of strain value in Akers clasp retained RPD(30°).

Table III. Strain value in RPI clasp retained RPD with vertical load (unit: $\mu\epsilon$)

Group	site	PM2				PM1		C		LA
		B	L	D	A	B	L	B	L	
G1		-63.2 ^a	-740.8 ^a	-102.6 ^a	93.2 ^a	-33.6 ^b	-263.4 ^c	-30.2 ^b	-55.6 ^c	584.6 ^a
		(6.4)	(6.9)	(5.1)	(2.2)	(4.0)	(4.0)	(2.4)	(3.3)	(7.6)
G2		-48.6 ^b	-534.0 ^b	-62.2 ^b	82.2 ^b	45.8 ^a	-338.4 ^a	11.4 ^c	-132.6 ^b	521.4 ^b
		(3.7)	(9.6)	(2.8)	(1.3)	(3.4)	(8.9)	(1.7)	(2.9)	(8.2)
G3		-38.2 ^c	-435.2 ^c	-44.4 ^c	76.4 ^c	26.8 ^c	-332.6 ^b	44.6 ^a	-180.2 ^a	528.2 ^b
		(2.6)	(4.0)	(1.8)	(1.9)	(1.9)	(4.2)	(4.2)	(6.1)	(7.4)

■ For comparisons between the groups, the mean with the same small letter are not statistically different at $p=0.05$ using Scheffe test

3. 가공선 클라스트 유지 국소의치

가공선 클라스트 유지 국소의치의 경우 다른 설계의 국소의치보다 전체적으로 모든 지대치에 작은 스트레인이 나타났으며 제2소구치 치근단의 스트레인 값은 1, 2, 3군에 따른 변화가 적었다(Table V). 제1소구치는 2군보다 3군에서 국소의치의 설계에 상관없이 스트레인 값이 감소했으며 견치의 값은 2군보다 3군에서 증가했다.

협측 경사하중에서는 모든 설계의 국소의치에서 지대치 설측의 스트레인 값이 수직하중보다 작게 나

타났으며 반면에 협측의 스트레인은 증가하였고 특히 2군과 3군에서 제1소구치의 협측에 큰 압축 스트레인이 나타났다(Table VI).

제2소구치 치근단 하부의 스트레인은 경사하중보다 수직하중에서 크게 나타났다(Fig. 8). 수직하중에서 인장 스트레인이 나타났던 제2소구치 원심에서 경사하중에서는 압축 스트레인이 나타났다. 경사하중의 경우 3군에서 제2소구치 주변은 협측을 제외하고 모든 면에서 2군보다 큰 스트레인이 나타났다(Fig. 9). 무치악 부분의 스트레인은 수직하중과 경사하중의 큰 차이가 없었다.

Table IV. Strain value in RPI clasp retained RPD with oblique load (unit: $\mu\epsilon$)

Group	site	PM2				PM1		C		LA
		B	L	D	A	B	L	B	L	
G1		-368.0 ^a	-244.6 ^a	-138.4 ^a	-32.6 ^a	-102.6 ^c	-117.4 ^b	-12.4 ^c	-54.0 ^b	745.8 ^a
		(4.9)	(6.7)	(4.2)	(1.8)	(3.9)	(8.4)	(1.7)	(5.3)	(10.1)
G2		-218.6 ^b	-186.6 ^b	-78.4 ^b	-22.4 ^b	-202.8 ^a	-167.4 ^a	23.8 ^b	-95.2 ^a	679.8 ^b
		(5.1)	(4.7)	(2.3)	(1.7)	(4.8)	(7.8)	(1.3)	(2.8)	(10.5)
G3		-212.4 ^b	-131.4 ^c	-65.2 ^c	-5.2 ^c	-180.0 ^b	-167.8 ^a	62.4 ^a	-97.0 ^a	616.2 ^c
		(4.7)	(3.2)	(4.8)	(1.3)	(6.9)	(5.5)	(4.7)	(2.9)	(7.7)

■ For comparisons between the groups, the mean with the same small letter are not statistically different at $p=0.05$ using Scheffe test

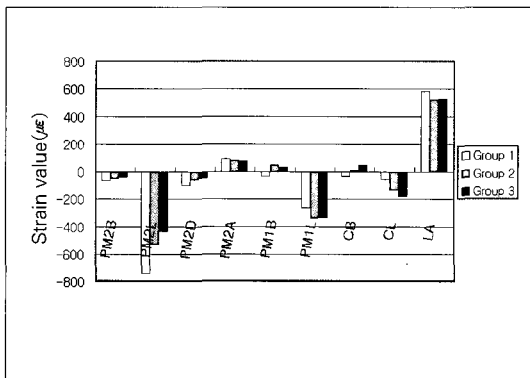


Fig. 6. Comparison of strain value in RPI clasp retained RPD(0°).

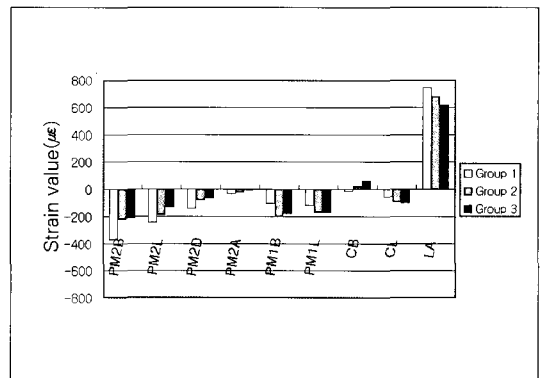


Fig. 7. Comparison of strain value in RPI clasp retained RPD(30°).

Table V. Strain value in wrought wire clasp retained RPD with vertical load (unit: $\mu\epsilon$)

Group	site	PM2				PM1		C		LA
		B	L	D	A	B	L	B	L	
G1		-79.8 ^a (3.0)	-636.8 ^a (16.3)	43.8 ^a (4.3)	90.8 ^a (1.5)	23.6 ^b (2.5)	-219.2 ^c (4.6)	-14.2 ^c (2.4)	-70.6 ^c (2.1)	545.2 ^a (10.0)
G2		-57.8 ^b (2.4)	-401.8 ^b (10.5)	13.0 ^b (2.6)	83.6 ^b (2.4)	34.6 ^a (4.7)	-415.0 ^a (7.3)	-23.6 ^b (1.1)	-148.0 ^b (8.8)	513.4 ^b (7.6)
G3		-22.0 ^c (2.2)	-395.8 ^b (6.7)	2.6 ^c (2.3)	84.6 ^b (3.4)	31.0 ^a (2.9)	-383.2 ^b (5.9)	-34.6 ^a (3.5)	-201.0 ^a (7.5)	487.2 ^c (7.9)

■ For comparisons between the groups, the mean with the same letter are not statistically different at $p=0.05$ using Scheffe test

Table VI. Strain value in wrought wire clasp retained RPD with oblique load (unit: $\mu\epsilon$)

Group	site	PM2				PM1		C		LA
		B	L	D	A	B	L	B	L	
G1		-422.2 ^a (6.5)	-236.8 ^a (7.2)	-139.8 ^a (6.2)	47.4 ^a (4.2)	-123.0 ^c (6.5)	-132.4 ^c (6.2)	-12.6 ^c (1.1)	-42.0 ^c (2.1)	586.2 ^a (11.8)
G2		-210.6 ^b (6.4)	-144.8 ^c (7.9)	-47.6 ^c (4.9)	23.0 ^b (1.6)	-298.2 ^a (6.9)	-203.6 ^a (6.7)	-36.8 ^b (3.7)	-91.4 ^b (4.5)	575.4 ^a (9.9)
G3		-156.2 ^c (4.2)	-174.8 ^b (5.3)	-73.8 ^b (3.4)	26.6 ^b (2.7)	-263.0 ^b (4.7)	-185.0 ^b (6.2)	-42.0 ^a (2.2)	-106.4 ^a (4.4)	502.0 ^b (10.5)

■ For comparisons between the groups, the mean with the same letter are not statistically different at $p=0.05$ using Scheffe test

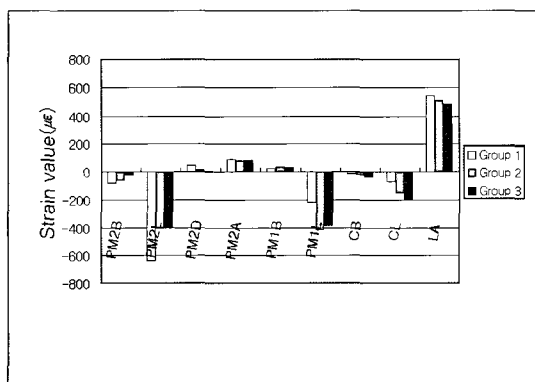


Fig. 8. Comparison of strain value in wrought wire clasp retained RPD(0°).

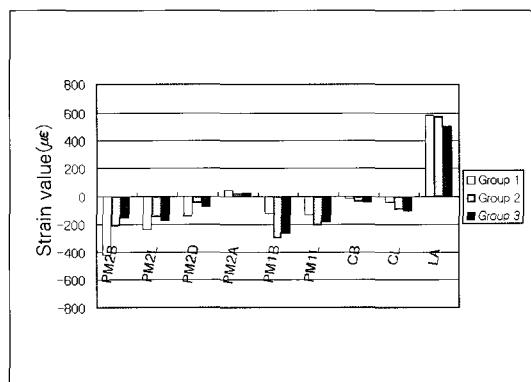


Fig. 9. Comparison of strain value in wrought wire clasp retained RPD(30°).

IV. 총괄 및 고찰

후방연장 가철성 국소의치에서 지대치에 전해지는 하중은 매우 중요하다. 이는 후방연장 국소의치의 기능시 지렛대효과(leverage effect)에 의해 발생하는 스트레스 대부분이 지대치에 불리한 수직의(off-vertical)방향으로 전달되기 때문이다. 후방연장 가철성 국소의치의 성공여부를 여러 가지 기준으로 판단할 수 있으나 그 중 지대치 또는 잔존치조제의 건강을 유지함이 아주 중요하다. 이러한 후방연장 가철성 국소의치에서의 성공적 치료를 위해 광범위하게 스트레스를 분산하여 지대치나 기타 구강조직의 건강을 유지하기 위한 많은 노력이 있어왔다.¹⁷⁾

후방연장 가철성 국소의치의 설계시 직접유지장치의 선택은 매우 중요하다. 직접유지장치는 그 기능을 충분히 나타내며 또한 지대치에 가해지는 힘이 치아 장축방향으로 전달될 수 있는 형태이어야 한다. Akers 클라스프는 견고하며 파지 효과가 좋으므로 건강한 지대치에 사용하는 것이 권장되어 왔다. 그러나 Pezzoli 등²⁾은 Akers 클라스프는 지대치의 원심 경사를 유발하며 잔존 치조제에 심한 변형을 나타냈다고 보고하였으며 따라서 Akers 클라스프 유지 국소의치는 지대치를 불리하게 함으로 후방연장 상태에서는 사용하지 말 것을 권장하였다.

본 연구에서는 Akers 클라스프 유지 국소의치에서 다른 유지 장치보다 지대치에 더 큰 스트레인이 나타났다. 특히 지대치가 연결고정되었을 때 RPI 클라스프와 가공선 클라스프 국소의치에서 스트레인 값이 안정적으로 감소하며 Akers 클라스프보다 작은 값을 나타내었다.

선학들의 연구에 의하면 RPI 클라스프형 국소의치가 환상형 클라스프보다 같은 조건에서 제 1지대치의 원심움직임을 적게 한다고 보고하였다.¹⁸⁾ I-bar 클라스프는 근심 교합면 레스트와 함께 치아의 최대 풍용부에 정확히 접촉할 때 지대치에 불리한 힘이나 토크를 유발하지 않는다. 전형적인 RPI 클라스프 유지 국소의치는 지대치에 가장 작은 토크를 유발한다.^{19,20)} Chou 등²¹⁾은 클라스프 유지 국소의치는 치관 내 어태치먼트보다 지대치에 적은 토크를 전한다고 보고하였다.

후방연장 가철성 국소의치의 스트레스 조절을 위해 생리적인 의치상과 완압장치(stress-breaker),

광범위한 스트레스 분산이 고려되어야 한다.²²⁾ 완압장치는 지대치의 토크를 줄이기 위해 후방연장 가철성 국소의치에 사용된다.

많은 유지력은 보다 작은 유지력보다 더 큰 힘을 지대치에 유발한다. 그러나 부가적인 교합면 레스트를 추가하거나 지대치를 연결고정하여 레스트나 연결고정 없이 작은 유지력을 갖는 것보다 작은 힘을 지대치에 줄 수 있다. 가장 균등하게 힘을 분산시키는 것은 작은 유지력과 지지용 레스트의 추가, 지대치 연결고정으로 이루어질 수 있다.²³⁾ 그러나 지대치의 연결고정은 건전한 치질을 삭제할 필요가 있고 또한 연결고정의 넓은 연결부위 때문에 구강위생을 간섭할 수 있으며²⁴⁾ 변연부가 치은을 침범했을 경우 유해한 치은 자극을 일으킬 수 있다.²⁵⁾ 그러므로 연결고정의 크기를 제한하는 것이 이런 불리함을 줄일 수 있다.

일반적으로 가철성 국소의치의 교합력에 의해 생긴 지대치의 스트레스의 감소는 연결고정의 크기에 직접 비례한다고 알려져 있다. 단일 지대치가 사용될 때 바람직하지 못한 수평력이 연결고정된 지대치보다 크게 나타날 수 있다. Itoh 등²⁶⁾은 치주 조직의 지지를 다르게 설정한 지대치의 응력분석에서 정상적인 지지를 받는 지대치에서는 연결고정의 크기에 응력 감소가 직접적으로 비례하지는 않는다고 하였다. 반면 치주 지지가 불량한 최후방 지대치가 견전한 다른 지대치와 연결고정되면 그 효과는 크다고 보고하였다.

자연치아를 연결고정하는 방법은 주로 치주적으로 문제가 발생한 환자의 치료 목적으로 이용된다. 진행성 치주염의 환자에서 연결고정의 목적은 치아 동요를 정상으로 만들거나 더 이상 동요가 증가하지 않도록 하고 환자가 편안한 기능을 하도록 구강 환경을 개선하는데 있다. 추가적으로 연결고정된 고정성 보철물은 다른 손실된 치아를 대체하는 효과도 있다.

본 연구에서는 편측 후방연장 결손시에 국소의치의 지대치를 연결고정함에 따라 지대치에 나타나는 응력을 분석하기 위해 스트레인 게이지를 사용하여 분석하였다. 지대치로 사용하는 견치의 협, 설측, 제 1소구치의 협, 설측과 주 지대치인 제 2소구치의 주면에 스트레인 게이지를 협측, 설측, 원심 치근면에 수직 방향, 또한 치근단 하부에 부착하고 15kg의 정

하중을 가하여 지대치 주변의 스트레인을 측정하였다. 협, 설측은 모형의 치조골 상연에서 하부 1mm에 부착하고 원심 치근면과 치근단 하부는 모형을 절단하고 스트레인 게이지를 부착한 다음 같은 재료의 레진으로 매몰하는 방법을 사용하였다.

· 협, 설측에 부착하는 스트레인 게이지와 매몰하는 스트레인 게이지의 스트레인 값을 비교하기 위하여 예비 실험을 통하여 표면에 부착한 스트레인 게이지와 매몰한 스트레인 게이지의 스트레인 값을 측정하여 서로 유사한 스트레인 값을 얻음으로 매몰하여 측정하는 스트레인 값의 신뢰성을 확보하였다.

제2소구치 주변의 스트레인 값에서는 수직하중에서 설측의 스트레인 값이 크게 나타났고 원심과 협측의 스트레인은 작게 나타났다. 이는 하악궁의 형태와 유지장치의 설계에 따른 차이로 보인다. 경사하중을 가했을 경우 유지장치의 설계에 관계없이 협측의 스트레인은 크게 늘었으며 설측의 스트레인은 감소하여 협측의 스트레인이 설측보다 크게 나타났다.

제2소구치의 원심 치근면의 스트레인은 수직하중보다 경사하중에서 더 크게 나타났고 협, 설측 스트레인보다 수직, 경사하중에서 모두 작게 나타났다. 제2소구치 치근단 하부의 스트레인은 Akers 클라스트프 국소의치에서 경사하중을 가했을 경우 수직하중보다 크게 나타났으며 다른 설계의 국소의치에서는 경사하중에서 작게 나타났다. 또한 절대적인 값도 Akers 클라스트프 국소의치에서 다른 설계의 국소의치보다 크게 나타났다.

En Charkawi²⁷⁾는 치관의 어태치먼트 국소의치에서 지대치에 나타나는 응력을 스트레인 게이지로 분석한 연구에서 연결고정된 지대치를 세 개에서 두 개로 줄일 때 스트레인의 증가율은 5%였으나 두 개에서 한 개로 줄일 때는 52%의 증가율을 보였다고 보고하였다. 또한 지대치 원심에서 스트레인이 협, 설측 스트레인보다 크게 나타났다고 보고하였다. 따라서 후방연장 무치악 상태에서 치관의 어태치먼트가 사용될 때는 적어도 두 개의 치아를 연결고정하는 것을 추천했다. 또한 어태치먼트에서 보상암의 사용은 어태치먼트에 의해 나타나는 힘을 줄이고 어태치먼트의 보상 작용을 증진시킬 수 있다고 하였다. Mizukawa와 Mega²⁸⁾는 swinglock 가철성 국소의치 환자 18명의 저작력 실험에서 swinglock 국소의치 장

착후의 개개 치아별 저작력이 swinglock 국소의치 철거후의 저작력보다 10~25%정도 높았다고 보고하였다. 이는 국소의치의 swinglock 유지장치가 잔존 지대치를 연결고정한 효과로 보인다. swinglock 어태치먼트는 부분 결손 치열에서 치아간 접촉의 역동적인 관계를 증진시킨다. 생리적인 힘이 지대치와 인공치에 가해질 때 swinglock 어태치먼트는 클라스트프와 금속 구조물을 거쳐서 스트레스를 다른 지대치와 치조골에 전달하고 분배할 수 있다. 따라서 swinglock 어태치먼트는 저작력과 같은 생리적인 스트레스를 견디는 능력을 증가시킬 수 있다고 주장하였다. Hochman 등²⁹⁾은 66명의 환자를 17년간 관찰한 연구에서 고정성 보철물과 가철성 보철물에서 지대치의 연결고정은 보철물의 수명을 길게 할 수 있다고 하였다. Shohet³⁰⁾은 각기 다른 유지장치로 지대치의 응력을 분석했다. 이 연구에서 단일 지대치에서 정밀형 어태치먼트가 반 정밀형 어태치먼트보다 더 큰 원심 응력을 나타냈으며 단일 지대치보다 두 개의 지대치에서 응력 감소가 10~35%였다. 또한 Picon과 Manderson³¹⁾은 두 개의 치아를 연결했을 때 15%~25% 범위 내에서 교합면 방향의 힘의 지지가 즉시 증가했다고 하였다.

Altay 등¹²⁾은 연결고정된 지대치의 움직임에 대한 연구에서 연결고정된 지대치는 근원심과 협설측 움직임이 상당부분 감소한 반면 지대치의 수직 움직임은 변화가 없었다고 보고하였다. Okazaki³²⁾는 지대치를 연결고정하면 응력을 효과적으로 분산시킬 수 있으며 지대치와 의치상의 움직임을 감소시킨다고 보고하였다.

본 연구에서는 1군보다 2군에서 수직, 경사하중 모두 제2소구치 원심의 스트레인은 약 58%, 설측의 스트레인은 약 29%의 감소를 보였다. 반면 협측의 스트레인은 수직하중에서 24%, 경사하중에서는 40%의 감소를 보여 수직하중과 경사하중의 차이를 보였다. 이는 하중의 방향에 따라 지대치가 움직이는 방향이 영향을 받은 것으로 보이며 지대치를 연결고정함으로써 제2소구치의 움직임이 경사하중에서 상당히 줄어든 것으로 생각된다.

제1소구치의 스트레인 값은 1군보다 2군에서 크게 늘고 3군일 때 2군 보다 줄어드는 양상을 보였다. 견치의 스트레인은 지대치를 연결고정함에 따라 점점 증가되었다.

본 연구에서는 후방연장 국소의치의 지대치를 연결고정하는 방법에 따라 지대치에 나타나는 응력을 국소의치의 설계를 달리하고 스트레인 게이지를 사용하여 알아보았다. 이번 연구에서는 편측성 치아 결손의 상태를 재현하였으며 향후 다른 형태의 치아 상실의 상태에서의 지대치에 대한 응력 분석과 어태치먼트 등 여러 유지장치의 설계에 따른 지대치와 치아 주위조직의 응력에 대한 분석도 필요하리라 사료된다.

V. 결 론

본 연구는 후방연장 국소의치에서 지대치의 연결고정에 따른 응력 분포에 관하여 연구하기 위하여 시행하였다. 편측 제1, 제2, 제3대구치가 결손된 형태의 에폭시 모형을 제작하고 견치, 제1, 제2소구치를 지대치로 하여 Akers 클라스포, RPI 클라스포 및 가공선 클라스포를 사용한 각각의 국소의치를 제작하였다. 지대치의 연결고정은 연결하지 않은 경우(1군), 두개의 소구치만 연결한 경우(2군), 세개의 지대치를 모두 연결한 경우(3군)로 하였으며 제2대구치의 중심와에 수직 및 30° 협측 경사의 15Kg 정하중을 부여한 후 Switch & Balance Unit(SB-10, Measurement Group Instruments Division, Raleigh, USA)와 Strain Indicator(P-3500, Measurement Group Instruments Division, Raleigh, USA)를 사용하여 연구 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 스트레인 값은 제2소구치의 설측에서 가장 크게 나타났다.
2. 유지장치의 설계에 관계없이 연결고정시 제2소구치 협, 설측에서의 스트레인 값은 감소하였다.
3. 지대치의 연결고정에 따라 하중부에서의 스트레인 값은 감소하는 경향을 보였다.
4. 제1소구치, 제2소구치를 연결고정한 경우(2군)와 견치, 제1소구치, 제2소구치를 연결고정한 경우(3군)간의 제2소구치에서의 스트레인 값은 유의한 차이가 없었다.
5. 제2소구치에서의 스트레인 값은 수직, 경사하중 모두 가공선 클라스포 유지 국소의치에서 가장 적게 나타났다.

참고문헌

1. Ben-Ur Z, Gorfil C, Shifman A. Designing clasps for the asymmetric distal extension removable partial denture. *Int J Prosthodont* 1996;9:374-78.
2. Pezzoli M, Appendino P, Calcagno L, Celasco M, Midica R. Load transmission evaluation by removable distal-extension partial dentures using holographic interferometry. *J Dent* 1993;21:312-6.
3. Morikawa M, Masumi S, Kido H, Toyoda S, Kozono Y, Chou TM. Analysis of abutment tooth movement utilizing mandibular kinesiography (MKG). Part 2. Effects of clasp design in unilateral free-end denture. *Dent Mater J* 1989;8:56-64.
4. Kotowicz WE, Fisher RL, Reed RA, Jaslow C. The combination clasp and the distal extension removable partial denture. *Dent Clin North Am* 1973;17:651-60.
5. Holmes JB. Influence of impression procedures and occlusal loading on partial denture movement. *J Prosthet Dent* 2001;86:335-41.
6. Levin B. Stressbreakers: A practical approach. *Dent Clin North Am* 1979;23:77-86.
7. Bickley RW. Combined splint-stress breaker removable partial denture. *J Prosthet Dent* 1969;21:509-12.
8. Igarashi Y, Ogata A, Kuroiwa A, Wang CH. Stress distribution and abutment tooth mobility of distal-extension removable partial dentures with different retainers: an in vivo study. *Journal of Oral Rehabilitation* 1999;26:111-6.
9. Linke BA, Nicholls JI, Faucher RR. Distortion analysis of stone casts made from impression materials. *J Prosthet Dent* 1985;54:794-802.
10. Wang HY, Lu YC, Shiau YY, Tsou D.

Vertical distortion in distal extension ridges and palatal area of casts made by different techniques. *J Prosthet Dent* 1996;75:302-8.

11. Leupold RJ, Kratochvil FJ. An altered cast-procedure to improve tissue support for removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1965;15:672-8.
12. Altay OT, Tsoika P, Preisket HW. Abutment teeth with extracoronar attachments: The effects of splinting on tooth movement. *Int J Prosthodont* 1990;3:441-8.
13. Siegel SC, Driscoll CF, Feldman S. Tooth stabilization and splinting before and after periodontal therapy with fixed partial dentures. *Dent Clin North Am* 1999;43:45-76.
14. Carlsson GE, Hedegard B, Koivumaa KK. Studies in partial prosthesis IV. Final result of a 4-year longitudinal investigation of dentogingivally supported partial dentures. *Acta Odontol Scand* 1965;23:443-69.
15. Kratochvil FJ, Thompson WD, Caputo AA. Photoelastic analysis of stress patterns on teeth and bone with attachment retainers for removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1981;46:21-8.
16. Aydinlik E, Dayangac B, Celik E. Effect of splinting on abutment tooth movement. *J Prosthet Dent* 1983;49:477-80.
17. Frechette A. Influence of partial denture design on distribution of forces on abutment teeth. *J Prosthet Dent* 1956;6:195-212.
18. Li M, Xiao M, Li H, Fu Q. Effects of clasp designs of Kennedy Class II RPD on the displacement of alveolar bone around the abutment tooth—an under load hologram study. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 2001;19:80-2.
19. Thompson WD, Kratochvil FJ, Caputo AA. Evaluation of photoelastic stress patterns produced by various designs of bilateral distal-extension removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1977;38:261-73.
20. Chou TM, Caputo AA, Moore DJ, Xiao B. Photoelastic analysis and comparison of force-transmission characteristics of intracoronar attachments with clasp distal-extension removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1989;62:313-9.
21. Chou TM, Eick JD, Moore DJ, Tira DE. Stereophotogrammetric analysis of abutment tooth movement in distal-extension removable partial dentures with intracoronar attachments and clasps. *J Prosthet Dent* 1991;66:343-9.
22. Steffel VL. Fundamental principles involved in partial denture design. *J Am Dent Assoc* 1951;42:534.
23. Berg T, Angelo A, Caputo. Load transfer by a maxillary distal-extension removable partial denture with cap and ring extracoronar attachments. *J Prosthet Dent* 1992;68:784-9.
24. Preiskel H. Precision retainers for free end saddle prostheses. *Br Dent J* 1969;127:462-8.
25. Silness J. Periodontal conditions in patients treated with dental bridges. The relationship between the location of crown margin and periodontal condition. *J Periodontol Res* 1970;5:225-9.
26. Itoh H, Caputo AA, Wylie R, Berg T. Effects of periodontal support and fixed splinting on load transfer by removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1998;79:465-71.
27. El Charkawi HG, El Wakad MT. The effect of splinting on load distribution of extracoronar attachment with distal extension prosthesis in vitro. *J Prosthet Dent*

- 1996;76:315-20.
28. Mizukawa K, Mega J. Swinglock removable partial denture and biting forces In partially edentulous patients. Comparison of individual biting forces with and without swinglock removable partial denture. *J Nihon Univ. Sch. Dent.* 1993;35:204-8.
 29. Hochman N, Yaffe A, Ehrlich J. Splinting: a retrospective 17-year follow-up study. *J Prosthet Dent.* 1992;67:600-2.
 30. Shohet H. Relative magnitudes of stress on abutment teeth with different retainers. *J Prosthet Dent* 1969;21:267-82.
 31. Picon DCA, Manderson RD. On the biomechanics of complete and partial dentures, in Bates JF, Neill DJ, Preiskel HW (eds): *Restoration of the Partially Dentate Mouth, Proceedings of the International Prosthodontic Symposium.* Chicago, Quintessence Publ Co, 1984:27-41.
 32. Okazaki M. Studies on retainer's effect on unilateral designs of mandibular unilateral distal extension dentures. *Nippon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi* 1990;34:40-53.

Reprint request to:

Tai-Ho Jin, D.D.S., M.S.D., Ph.D.
Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Wonkwang University
344-2, Shinyong-Dong, Iksan, 570-749, Korea
jin@wonkwang.ac.kr

ABSTRACT

EFFECTS OF ABUTMENT SPLINTING ON STRESS DISTRIBUTION IN UNILATERAL DISTAL EXTENSION RPD

Hee-Young Ahn, Tai-Ho Jin, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Wonkwang University

Statement of problem: In distal extension removable partial denture, the preservation of health of abutment teeth are very important, but they are always subjected to unfavorable stress.

Purpose: The purpose of this study was performed to investigate the effects of abutment splinting and design of direct retainer on the stress distribution of abutments in unilateral distal extension removable partial dentures.

Material and method: Abutments were splinted by different method. In group 1, abutment teeth were not splinted, in group 2, canine and 1st premolar were splinted, and in group 3, canine, 1st and 2nd premolars were all splinted. Three different types of direct retainer such as Akers clasp, RPI clasp, and wrought wire clasp were designed. Strain was measured with Switch & Balance Unit(SB-10, Measurement Group Instruments Division, Raleigh, USA) and Strain Indicator(P-3500, Measurement Group Instruments Division, Raleigh, USA). 15kg of vertical and oblique loads was applied at central fossa of missing 2nd molar area.

Results: The strain on lingual side of 2nd premolar was the greatest, and abutment splinting induced decrease of strain on buccolingual side of

2nd premolar. The strain of loaded area was decreased by abutment splinting and there was no statistical difference of strain between Group 2 and Group 3, and strain on 2nd premolar in wrought wire clasp was the least.

Conclusion: Within the limitations of this study, splinting of two distal abutment teeth is enough for stress distribution widely, and wrought wire clasp was more benefitable than others.

Key words : Strain gauge, Stress distribution, Distal extension