

## 유리단 국소의치의 Clasp설계가 지대치 운동에 미치는 영향

서울대학교 치과대학 보철학교실

임순호 · 장익태

— Abstract —

### THE EFFECT OF CLASP DESIGN ON ABUTMENT TOOTH MOVEMENT FOR DISTAL EXTENSION REMOVABLE PARTIAL DENTURE

Soon Ho Yim, D.D.S., M.S.D., Ik Tai Chang, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

*Dept. of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University.*

The purpose of this study was to clarify the effect of clasp design on abutment tooth adjacent to a distal extension base under the influence by the location of functional loading.

The RPI clasp, the Akers clasp and the combination clasp were selected for evaluation.

Tests were performed at 10Kg, 20Kg, 30Kg loads on the buccal, central, lingual, mesial and distal positions of loading platform of each mandibular distal extension partial denture.

The laser reflexion method was used for three dimensional measurement of abutment movement, which is possible to measure precisely without contact.

The movement in the mesiodistal (X), buccolingual (Y), and occlusoapical (Z) directions and the rotational movement (R) were measured, and in addition, the total movement (SV) as expressed by the three dimensional summation vector independent of direction was calculated. The data were analyzed using Student t-test,  $p < .05$ .

The following results were obtained from this study;

1. Clasp design did not generally affect the direction of abutment tooth movement except the movement in an undesirable occlusal direction in case of the Akers clasp and the combination clasp.
2. The greater the load on the prosthesis, the greater was the abutment tooth movement, and the direction of abutment tooth movement was affected by positional loading.

3. Each prosthesis was dislodged from the test base under the small amount of load in the distal load position, and the buccal loading showed the greatest abutment tooth movement under the maximum load.
4. RPI clasp was evaluated as the most favorable design.

- 목 차 -

- I. 서 론
  - II. 연구재료 및 방법
  - III. 연구성적
  - IV. 총괄 및 고찰
  - V. 결 론
- 참고문헌

I. 서 론

유리단 국소의치는 치근막으로 포위된 치아와 탄력있는 점막 조직에서 지지를 받으므로 의치상에 가해지는 외력에 의하여 지대치에 응력이 발생되고 치주조직의 파괴를 유발시킬 수 있다.

국소의치를 장착한 환자에서 지대치의 동요도가 증가되고 치주조직의 변화를 초래할 수 있다는 사실은 많은 연구를 통하여 보고되어 왔다<sup>1)</sup>. Fenner 등<sup>2)</sup>은 국소의치 환자에서 칠개월간 관찰하여 급진적 또는 점진적인 지대치 동요가 나타났다고 보고했으며, 또 다른 연구<sup>3,4,5,6)</sup>에서는 국소의치가 지대치에 유해한 외력을 가하고 치주 질환 이환율을 높인다고 발표한 바 있다.

국소의치에 가해지는 외력을 지대치와 잔존치조직에 효율적으로 분산시키고 지대치의 건강을 유지하기 위한 많은 연구가 이루어져 왔다. Holmes<sup>7)</sup>, Leupold 등<sup>8)</sup>, McCracken<sup>9)</sup>은 인상재료와 인상기법에 의하여 그 방안을 제시했고 Levin<sup>10)</sup>은 원압장치를 이용한 응력분산 방법을 소개했으며 Cecconi 등<sup>11,12)</sup>, Hirschtritt<sup>13)</sup>, Nally<sup>14)</sup>, Reitz<sup>15,16)</sup>는 국소의치 설계시 연결장치의 변화를 통해서 지대치를 보호하는 방법을 연구하였다.

또 Applegate<sup>17)</sup>, Lee<sup>18)</sup>는 의치상의 연장, Cecconi 등<sup>19)</sup>, Maxfield 등<sup>20)</sup>, Taylor 등<sup>21)</sup>은 의치상의 적합도, Becker<sup>22)</sup>, Colman<sup>23)</sup>, Kaires<sup>24)</sup>, Levin<sup>25)</sup>은 교합면의 설계, Plotnick<sup>5)</sup>은 대합치의 양상, Kratochvil 등<sup>26)</sup>, Eick 등<sup>27)</sup>은 국소의치 구조체의 적합도에 따른 응력분석 방법에 관해 연구한 바 있다.

Cecconi<sup>28,29)</sup>, Clayton 등<sup>30)</sup>, Kaires<sup>31,32)</sup>, Shohet<sup>33)</sup>, Thompson 등<sup>34)</sup>의 연구에서는 어떤 clasp 설계가 지대치 운동을 가장 최소로 유발하는가에 관하여 보고하였다. 직접유지장치의 설계시 고려할 점은 교합면 레스트의 위치, 유지부의 위치, clasp의 접근방향등 매우 다양하며 그만큼 각 구성성분에 대한 상반된 견해들이 연구 보고되고 있다.

국소의치의 응력분석에 관한 연구는 Mühlermann<sup>35,36)</sup>이 dial gauge를 이용한 이래 기계적 또는 전기적 strain gauge를 응용한 방법<sup>2,37-40)</sup>으로 시작되어서 Kratochvil 등<sup>41)</sup>, Thompson 등<sup>34)</sup>, White<sup>42)</sup>에 의한 광탄성 응력분석과 Craig 등<sup>43)</sup>, Takahashi 등<sup>44)</sup>에 의한 유한요소법으로 이어져 오고 있다. 국내에서도 strain gauge를 이용한 방법<sup>45-51)</sup>과 광탄성 응력분석<sup>52,53)</sup>을 통하여 국소의치에 가해지는 응력의 양상을 연구한 바 있다.

지대치의 동요나 운동을 직접 기록하는 방법으로 strain gauge를 많이 이용했으나 그 동안의 연구에서는 대부분 측정기구가 치아에 접촉되어야 하므로 여러개를 작은 치아에 장치하여야 할 경우 설치에 어려움이 많았고, 지대치에 불필요한 외력이 작용되어서 정확한 결과를 얻는데는 미흡하였다. 최근에는 측정하고자 하는 대상 지대치에 측정기구가 접촉하지 않는 방법으로 stereophotogrammetry<sup>54,55,56)</sup>, 비접촉적 근접 변위 측정법<sup>57)</sup> 및 laser 측정법<sup>58,59)</sup>이 응용되고 있다.

Laser beam의 이용은 1960년대의 개발이래로 산

업과 생물공학 분야에 이용되고 있으며 최근 치의학 분야에서도 치료 및 연구에 응용되고 있다. laser beam은 특히 정밀한 측정에 유용한 특성을 지니고 있는데 순수한 하나의 주파수를 가진 성질 즉 단색성, 빛이 일정한 거리를 진행하여도 퍼지지 않는 방향성, 위상의 차이에 의해 명암의 호를 발생시키는 가간섭성, 에너지 집중도 및 고휘도성 등의 성질과 인체에 해롭지 않은 장점을 가져서 생체운동의 측정에 적절하다.

본 연구는 laser 측정법을 이용하여 유리단 국소의 치에서 작용기전이 상이한 RPI clasp, Akers clasp 및 combination clasp를 적용한 국소의치에서 교합력 부하의 위치에 따른 지대치 운동 양상을 삼차원적으로 분석한 결과 지대치 예후와 국소의치 설계에 대한 다소의 지견을 얻었기에 그 결과를 보고하는 바이다.

## II. 연구 재료 및 방법

### 1. 실험 모형의 제작

하악 좌측 제2소구치, 제1대구치 및 우측 제1소구치, 제2대구치가 결손된 유리단 국소의치 적응증례(Kennedy Class II, Mod. 1)의 dentiform에서 잔존치의 교합면과 결손부 치조제를 포함한 치과용 경석고 index를 채득하여 앞으로 실험 모형에 지대치들을 위치시키는데 이용되도록 했다.

Silicone 인상재(Optosil, Xantopren, Bayer Dental Co., Japan)를 이용하여 dentiform을 복제, 음형을 제작한 후, 대상 지대치인 하악 우측 제2소구치, 좌측 제1소구치 및 좌측 제2대구치의 ivoryine 치아를 dentiform으로부터 제거하여 치근의 해부학적 형태<sup>60)</sup>에 따라 자가온성 레진으로 치근단을 형성하였다.

각 지대치의 치근 주위에 32 gauge sheet wax(대동 화학공업사 제품) 두 장을 둘러 약 0.4mm의 치근막 두께를 형성한 뒤 치관부를 silicone 인상체의 제 위치에 삽입한 후에 교정용 투명 레진(Ortho Jet Acrylic, Lang Dental Mfg. Co., U.S.A.)을 주입하여 온성시켰다.

완성된 모형에서 지대치를 제거하고 받치와 내의 sheet wax를 제거한 후 모형의 잔존 치조제 부위를 2mm 제거하여 점막조직의 두께를 확보했다. 이미

제작된 경석고 index에 지대치를 고정하고, 실험 모형의 잔존 치조제 및 지대치 받치와 부위에 silicone rubber(Exaflex, injection type, G.C. Dental Co., Japan)를 주입한 후 index를 모형의 잔존치 교합면에 밀착시켜 silicone이 경화될 때 까지 유지시켰다. 이상으로 점막조직과 치근막이 silicone으로 묘사된 실험모형을 완성하였다(Fig. 1).

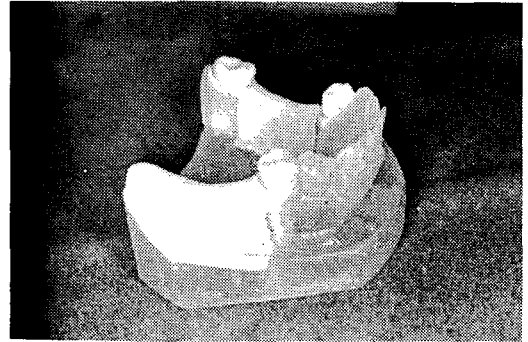


Fig. 1. Test model with silicone sockets and ridges.

### 2. 지대치 변형

우측 제2소구치에 원심 유도면, 근원심 교합면 레스트위치, 근심 협부와 협측 치경부의 1/3 중앙에 각각 0.010 inch의 유지량을 부여한 지대치 굽관(surveyed crown)을 제작, 장착시켰다. 좌측 지대치에는 Akers clasp를 장착 시키기 위해서 제1소구치에는 원심 유도면, 원심 교합면 레스트위치 및 근심 협부에 0.010 inch의 유지량을, 제2대구치에는 근심 유도면, 근심 교합면 레스트위치 및 원심 협부에 0.010 inch의 유지량을 각각 형성하였다.

### 3. 국소의치의 제작

Cr-Co합금(Regalloy, Dentsply Co., U.S.A.)으로 국소의치 금속 구조체를 제작했으며 clasp의 설계를 제외하고는 동일한 형태의 세계의 국소의치를 제작하였다(Fig. 2).

연구 대상이 된 유리단측의 직접 유지장치는 협측 I-bar와 근심 교합면 레스트 및 원심 인접면 판을 가진 RPI clasp(Fig. 3), 협측 환상형 유지부와 원심 교합면 레스트 및 설측 파지부를 가진 Akers clasp(Fig. 4), 그리고 협측 가공선 유지부(18gauge

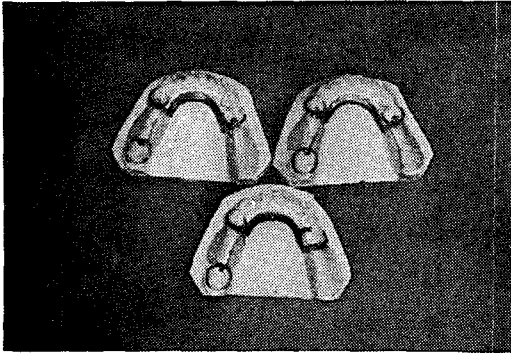


Fig. 2. Waxing-up for three identical partial dentures except the clasp design on right side.

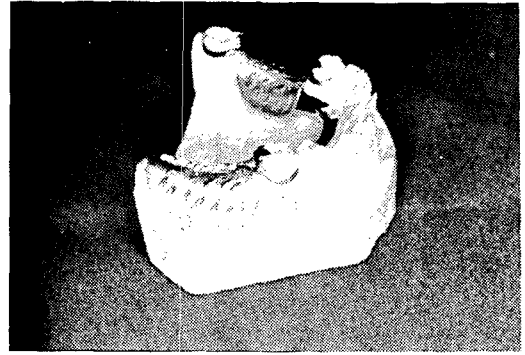


Fig. 5. Partial denture framework with combination clasp.

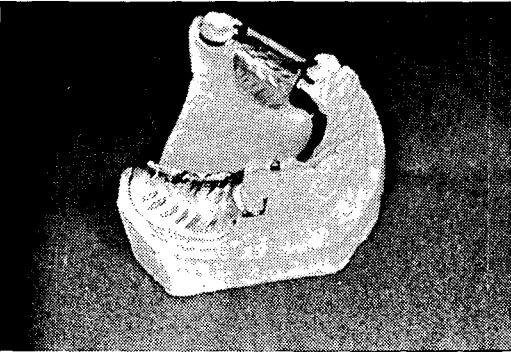


Fig. 3. Partial denture framework with RPI clasp.

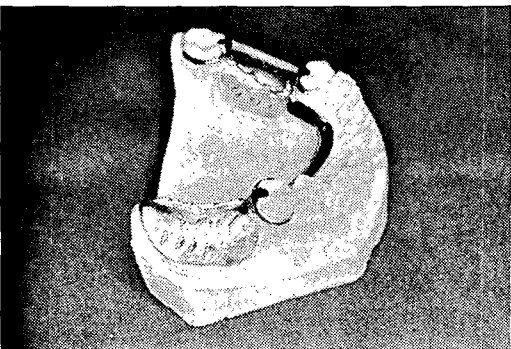


Fig. 4. Partial denture framework with Akers clasp.

Ticonium Wire, Ticonium Co., U.S.A.)와 원심 교합면 레스트 및 설측 파지부를 가진 combination

clasp(Fig. 5)였다. 좌측 지대치에는 Akers clasp가 장착되도록 하였고 주연결장치는 lingual bar로 설계하였다.

지대치 변형 후 인상, 주 모형 제작, 복제, 매몰 및 주조과정은 통법으로 시행하였으며 의치상은 온성과정의 오차를 배제하기 위하여 금속상으로 제작하였다. 가능한 한 같은 조건의 국소의치를 제작하기 위해 전 제작과정에 저자와 한명의 기공사만이 참여하였고 주조체는 disclosing wax와 4배율 확대경 하에서 적합검사를 시행하였다.

#### 4. Loading platform의 제작

Loading platform은 부하의 위치를 설정하고 부하를 가할때 변형되지 않도록 Regalloy 주조체(12×18×1mm)에 N.C. 방전가공기(M-25K, Mitsubishi Co., Japan)를 이용하여 정확한 간격과 길이로 중앙부, 협측, 설측, 원심 및 근심에 5개의 소와를 형성하였다.

각 국소의치의 금속 의치상에서 같은 위치에 loading platform을 위치시키기 위하여 의치상의 교합면에 wax로 수평 고정시키고 경석고 index를 제작한 후, index하에서 위치된 loading platform을 금속상에 납착시키고 자가온성 레진으로 보강했다. Instron 부하시 안정되도록 실험모형의 하부에 0.75 inch 두께의 철판을 부착, 고정시켰다(Fig. 6).

#### 5. Laser 측정법에 의한 지대치 운동의 분석

1) Instron Testing Machine(No. 1127, Instron Co., U.S.A.)상에서 5kg의 부하로 국소의치를 모

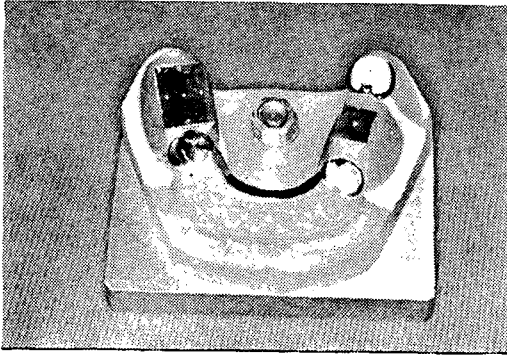


Fig. 6. Test partial denture with loading platform on the simulated model ready for loading.

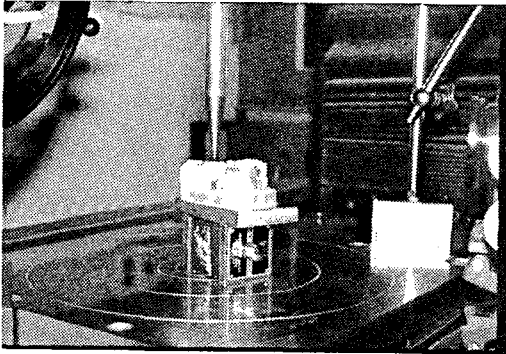


Fig. 7. Test partial denture being loaded on Instron tester.

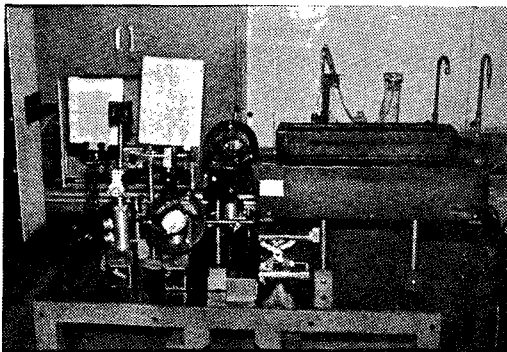


Fig. 8. Equipment used in laser measurement.

형에 장착시키고 각 국소의치에서 중앙부, 협측, 설측, 근심 및 원심부에 분당 0.5mm의 crosshead rate로 10kg, 20kg, 30kg의 하중을 가하면서 laser 측정

법을 이용하여 지대치 운동을 기록하였다. 한 실험은 순서를 바꿔가며 각각 3회씩 시행하였다(Fig. 7)

2) Laser 측정장치(Fig. 8)

- 2 Helium neon gas lasers (05-LLR-805, Melles-Griot Co., U.S.A.)

wave length            6328 Å  
power                    2 mA  
beam diameter         0.7 mm

- Optic outfit  
positive lenses  
silvered mirrors

- Coordinate screens and cameras

3) 측정 방법(The laser reflexion method)

두개의 laser beam을 positive lens와 silvered mirror를 이용하여 두개 방향에서 지대치 금관의 협측 교두정상 부위에 직각이 되도록 장치하였고 반사된 beam을 두개 screen에 조사되도록 하였다. screen에는 방안지를 부착시켜 의치상에 부하를 가

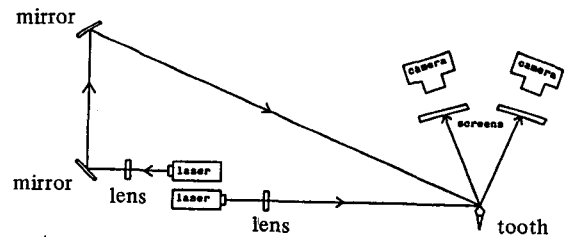


Fig. 9. Schematic representation of laser measurement system (The laser reflexion method).



Fig. 10. Setting of equipment for the laser reflexion method.

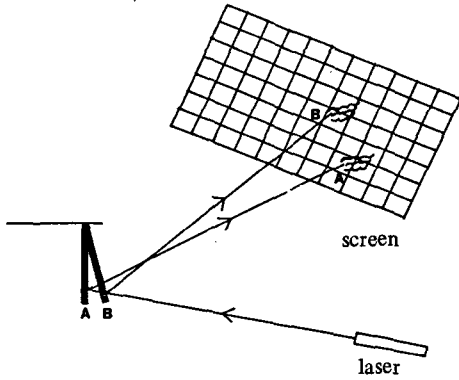


Fig. 11-a. The laser reflexion method.

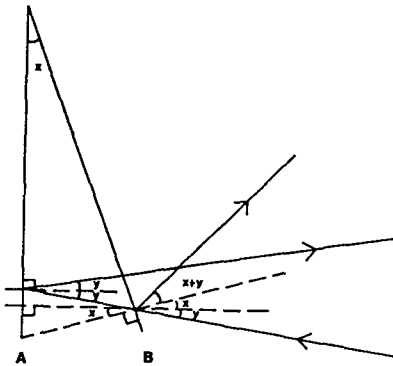


Fig. 11-b. Angle geometry (The laser reflexion method)

할때 지대치의 위치가 변하는 상을 측정할수 있도록 하였으며 각 screen 전면에 사진기를 위치시켜서 변화하는 영상을 촬영한 후에 현상 확대하여 beam의 이동거리를 측정하였다(Fig. 9, 10).

#### 4) 분석 방법<sup>61,62)</sup>

치아가 A위치에서 B로 이동할때 반사된 상도 이동하며 이 이동거리를 screen상에서 직접 판독한다(Fig. 11a). laser beam은 지대치 표면에 y의 입사각으로 만나 y의 반사각으로 반사되어 screen에 반사상이 조사된다(Fig. 11b). A에서 B로 치아가 이동할때 각도를 x라 하면 입사각은 x+y가 되고 beam은 치아표면에서 A와는 다른 곳에 입사된다. 그러나 입사점의 차이는 beam의 직경보다 매우 작고 x각도 작으므로 무시될수 있다. 입사각이 x+y 이므로 반사각도 x+y이고 치아의 위치가 x만큼 변화하면 반사된 beam은 2x만큼 변화된다는 계산이 성립된다. 치아와 screen사이의 거리를 적절히 선택

함으로써 screen에서 반사된 beam의 각도 변화가 측정될 수 있고 치아 이동은 angle geometry로 산출될수 있다.

계측된 측정치를 computer(PC-AT, Trigen 286, IBM Co., U.S.A.)에 입력시켜서 근원심 방향으로의 지대치 운동(X), 협설 방향으로의 지대치 운동(Y), 교합면치근단 방향으로의 지대치 운동(Z), 방향에 관계없이 이동한 거리의 삼차원 vector의 합(Summation Vector,  $SV = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$ ), 그리고 지대치 자체의 회전도(Rotation)를 산출했으며 동시에 Student t-test를 시행하여(SPSS program<sup>63,64)</sup>) 통계적 유의성을 조사하였다( $p < .05$ ).

### III. 연구 성적

#### 1. 부하의 증가에 따른 지대치 운동(Table 1, 2, 3)

##### 가. 운동의 방향

지대치 운동의 방향은 부하가 증가할때 변화하지 않았다.

1) 근원심 방향의 운동(X)은 3개 국소의치의 부하위치에 관계없이 원심을 향한 양상을 나타내었다.

2) 협설 방향의 운동(Y)은 협측 및 근심 부하시에는 협측으로, 설측 및 원심 부하시에는 설측으로 나타났다. 다만 중앙부 부하시에는 아주 작은 양이긴하나 설측을 향한 운동을 보였다.

3) 교합면치근단 방향의 운동(Z)은 다른 방향의 운동과는 달리 국소의치들 간에 뚜렷한 차이를 보였다. 즉, RPI clasp에서는 치근단 방향의 운동을 보였으나, Akers clasp와 combination clasp에서는 한 가지 예외(Akers clasp, 협측부하)를 제외하고 모두 교합면 방향의 운동을 나타내었다.

4) 회전 운동은 RPI clasp에서는 주로 근심 방향을, Akers clasp와 combination clasp에서는 주로 원심 방향을 나타내었다. 회전 운동에 있어서도 세개 국소의치 공히 협측 부하시에는 근심으로, 설측 부하시에는 원심을 향하여 회전하는 것이 관찰되었다.

##### 나. 운동의 크기

1) 지대치 운동의 크기는 부하가 10kg, 20kg, 30kg으로 증가할때 모두가 커졌다. 다만 RPI clasp-

**Table 1.** Abutment tooth movement for RPI clasp as function of load position (Mean  $\pm$  SD)

LOAD POSITION		X			Y			Z			Rotation**
		Mesio-Distal*	Linguo-Buccal*	Occluso-Apical*	Mesio-Distal*	Linguo-Buccal*	Occluso-Apical*	Mesio-Distal*	Linguo-Buccal*	Occluso-Apical*	
Buccal	10 Kg	-0.0633 $\pm$ 0.0233	-0.0500 $\pm$ 0.0185	-0.0950 $\pm$ 0.0312	0.1263 $\pm$ 0.0304	11.33 $\pm$ 2.84					
	20	-0.1070 $\pm$ 0.0120	-0.0727 $\pm$ 0.0215	-0.1240 $\pm$ 0.0250	0.1797 $\pm$ 0.0302	13.23 $\pm$ 4.34					
	30	-0.1470 $\pm$ 0.0183	-0.2380 $\pm$ 0.0000	-0.2890 $\pm$ 0.0376	0.4030 $\pm$ 0.0310	15.13 $\pm$ 7.14					
Central	10	-0.0353 $\pm$ 0.0429	0.0100 $\pm$ 0.0118	-0.0621 $\pm$ 0.0120	0.0790 $\pm$ 0.0245	8.13 $\pm$ 2.91					
	20	-0.0713 $\pm$ 0.0544	0.0077 $\pm$ 0.0133	-0.0990 $\pm$ 0.0000	0.1287 $\pm$ 0.0265	8.13 $\pm$ 2.91					
	30	-0.0753 $\pm$ 0.0561	0.0157 $\pm$ 0.0064	-0.1407 $\pm$ 0.0144	0.1667 $\pm$ 0.0138	10.40 $\pm$ 1.64					
Lingual	10	-0.0080 $\pm$ 0.0139	0.0143 $\pm$ 0.0768	-0.0867 $\pm$ 0.0125	0.1407 $\pm$ 0.0662	-6.27 $\pm$ 0.98					
	20	-0.0200 $\pm$ 0.0250	0.1653 $\pm$ 0.0729	-0.1980 $\pm$ 0.0000	0.2640 $\pm$ 0.0445	-8.13 $\pm$ 0.64					
	30	-0.0320 $\pm$ 0.0250	0.2297 $\pm$ 0.0555	-0.3137 $\pm$ 0.0144	0.3930 $\pm$ 0.0295	-9.43 $\pm$ 1.62					
Mesial	10	-0.0560 $\pm$ 0.0183	-0.0683 $\pm$ 0.0255	-0.1023 $\pm$ 0.0607	0.1377 $\pm$ 0.0637	16.87 $\pm$ 5.65					
	20	-0.0680 $\pm$ 0.0139	-0.0880 $\pm$ 0.0183	-0.1390 $\pm$ 0.0069	0.1878 $\pm$ 0.0140	21.57 $\pm$ 1.62					
	30	-0.0880 $\pm$ 0.0069	-0.1080 $\pm$ 0.0120	-0.2263 $\pm$ 0.0266	0.2717 $\pm$ 0.0208	32.77 $\pm$ 1.62					
Distal	10	-0.0470 $\pm$ 0.0120	0.0837 $\pm$ 0.0405	-0.0447 $\pm$ 0.0283	0.1117 $\pm$ 0.0274	14.93 $\pm$ 9.00					
	20	-0.0667 $\pm$ 0.0297	0.1573 $\pm$ 0.0681	-0.0897 $\pm$ 0.0255	0.1963 $\pm$ 0.0638	39.20 $\pm$ 7.41					
	30	-	-	-	-	-					

\* Data reported in millimeters.

\*\* Data of rotation reported in minutes (1/60 degree).

Vertical bar indicates values not significantly different (t-test,  $p < .05$ ).

Positive values indicate mesial, lingual, occlusal movement.

**Table 2.** Abutment tooth movement for Akers clasp as function of load position (Mean  $\pm$  SD)

LOAD POSITION	X			Y		Z		Summation Vector*	Rotation**
	Mesio-Distal*	Linguo-Buccal*	Occluso-Apical*						
Buccal	10 Kg	-0.0950 $\pm$ 0.0240	-0.1343 $\pm$ 0.0133	-0.0520 $\pm$ 0.0069	0.1727 $\pm$ 0.0059	17.47 $\pm$ 3.18			
	20	-0.1383 $\pm$ 0.0064	-0.2297 $\pm$ 0.0494	-0.1280 $\pm$ 0.0604	0.2997 $\pm$ 0.0617	30.33 $\pm$ 9.94			
	30	-0.2570 $\pm$ 0.0250	-0.5843 $\pm$ 0.0075	-0.3207 $\pm$ 0.0371	0.7150 $\pm$ 0.0312	54.17 $\pm$ 5.73			
Central	10	-0.0680 $\pm$ 0.0183	0.0400 $\pm$ 0.0554	0.0117 $\pm$ 0.0202	0.0923 $\pm$ 0.0249	-25.50 $\pm$ 1.56			
	20	-0.1120 $\pm$ 0.0139	0.0960 $\pm$ 0.0416	0.0463 $\pm$ 0.0306	0.1593 $\pm$ 0.0220	-32.50 $\pm$ 1.56			
	30	-0.1480 $\pm$ 0.0069	0.1120 $\pm$ 0.0139	0.0617 $\pm$ 0.0371	0.1983 $\pm$ 0.0047	-39.53 $\pm$ 2.65			
Lingual	10	-0.0080 $\pm$ 0.0069	0.1360 $\pm$ 0.0277	0.1230 $\pm$ 0.0069	0.1843 $\pm$ 0.0193	-40.00 $\pm$ 1.56			
	20	-0.0320 $\pm$ 0.0183	0.3177 $\pm$ 0.0514	0.1943 $\pm$ 0.0244	0.3630 $\pm$ 0.0347	-53.67 $\pm$ 4.18			
	30	-0.0360 $\pm$ 0.0120	0.3287 $\pm$ 0.0352	0.2660 $\pm$ 0.0302	0.4260 $\pm$ 0.0108	-74.57 $\pm$ 4.17			
Mesial	10	-0.1550 $\pm$ 0.0319	-0.2523 $\pm$ 0.0372	0.0080 $\pm$ 0.0069	0.2973 $\pm$ 0.0267	-8.03 $\pm$ 2.65			
	20	-0.2607 $\pm$ 0.0144	-0.3257 $\pm$ 0.0283	0.0117 $\pm$ 0.0115	0.4176 $\pm$ 0.0186	-13.40 $\pm$ 2.70			
	30	-0.4480 $\pm$ 0.0376	-0.4480 $\pm$ 0.0376	0.0157 $\pm$ 0.0064	0.6460 $\pm$ 0.0398	-25.00 $\pm$ 1.56			
Distal	10	-0.0650 $\pm$ 0.0069	0.0930 $\pm$ 0.0183	0.0267 $\pm$ 0.0178	0.1183 $\pm$ 0.0109	-20.97 $\pm$ 2.65			
	20	—	—	—	—	—			
	30	—	—	—	—	—			

\* Data reported in millimeters.

\*\* Data of rotation reported in minutes (1/60 degree).

Vertical bar indicates values not significantly different (t-test,  $p < .05$ ).

Positive values indicate mesial, lingual, occlusal movement.



**Table 3.** Abutment tooth movement for Combination clasp as function of load position (Mean  $\pm$  SD)

LOAD POSITION		X			Y			Z		
		Mesio-Distal*	Linguo-Buccal*	Occluso-Apical*	Summation Vector*	Rotation**				
Buccal	10 Kg	-0.0767 $\pm$ 0.0188	-0.1780 $\pm$ 0.0156	0.0460 $\pm$ 0.0230	0.2010 $\pm$ 0.0078	21.17 $\pm$ 4.56				
	20	-0.1410 $\pm$ 0.0069	-0.2983 $\pm$ 0.0144	0.0613 $\pm$ 0.0226	0.3363 $\pm$ 0.0090	67.00 $\pm$ 23.97				
	30	-0.2220 $\pm$ 0.0069	-0.7983 $\pm$ 0.0421	0.0997 $\pm$ 0.0351	0.8350 $\pm$ 0.0410	113.70 $\pm$ 5.30				
Central	10	0.0000 $\pm$ 0.0000	0.0323 $\pm$ 0.0144	0.0543 $\pm$ 0.0271	0.0640 $\pm$ 0.0274	-6.23 $\pm$ 3.06				
	20	-0.0080 $\pm$ 0.0069	0.0810 $\pm$ 0.0139	0.0700 $\pm$ 0.0230	0.1080 $\pm$ 0.0236	-10.67 $\pm$ 2.65				
	30	-0.0610 $\pm$ 0.0208	0.1907 $\pm$ 0.0254	0.0930 $\pm$ 0.0230	0.2183 $\pm$ 0.0225	-19.60 $\pm$ 3.12				
Lingual	10	-0.0160 $\pm$ 0.0069	0.2033 $\pm$ 0.0144	0.0547 $\pm$ 0.0133	0.2117 $\pm$ 0.0129	-27.70 $\pm$ 1.56				
	20	-0.0570 $\pm$ 0.0183	0.3500 $\pm$ 0.0139	0.0777 $\pm$ 0.0133	0.3637 $\pm$ 0.0148	-49.97 $\pm$ 10.80				
	30	-0.0570 $\pm$ 0.0183	0.4723 $\pm$ 0.0144	0.1363 $\pm$ 0.0178	0.5123 $\pm$ 0.0131	-94.93 $\pm$ 7.74				
Mesial	10	-0.1200 $\pm$ 0.0069	-0.1737 $\pm$ 0.0656	0.0663 $\pm$ 0.0241	0.2247 $\pm$ 0.0501	-14.17 $\pm$ 7.68				
	20	-0.1490 $\pm$ 0.0250	-0.5050 $\pm$ 0.0376	0.1007 $\pm$ 0.0133	0.5367 $\pm$ 0.0404	-17.73 $\pm$ 4.07				
	30	-0.2317 $\pm$ 0.0283	-0.7367 $\pm$ 0.0382	0.1357 $\pm$ 0.0244	0.7847 $\pm$ 0.0391	-20.43 $\pm$ 1.56				
Distal	10	-0.0563 $\pm$ 0.0144	0.0323 $\pm$ 0.0352	0.0460 $\pm$ 0.0230	0.0863 $\pm$ 0.0190	-23.87 $\pm$ 4.56				
	20	-0.0970 $\pm$ 0.0416	0.1533 $\pm$ 0.0768	0.1040 $\pm$ 0.0115	0.2130 $\pm$ 0.0728	-30.93 $\pm$ 4.07				
	30									

\* Data reported in millimeters.

\*\* Data of rotation reported in minutes (1/60 degree).

Vertical bar indicates values not significantly different (t-test,  $p < .05$ ).  
Positive values indicate mesial, lingual, occlusal movement.

**Table 4.** Comparison of load positions in abutment tooth movement under 10Kg load (Mean  $\pm$  SD)

CLASP	LOAD	X		Y		Z		Summation Vector	Rotation
		Mesio-Distal		Linguo-Buccal		Ocluso-Apical			
RPI	Buccal	-0.0633 $\pm$ 0.0133		-0.0500 $\pm$ 0.0185		-0.0950 $\pm$ 0.0312		0.1263 $\pm$ 0.0304	11.33 $\pm$ 2.84
	Central	-0.0353 $\pm$ 0.0429		0.0100 $\pm$ 0.0118		-0.0620 $\pm$ 0.0250		0.0790 $\pm$ 0.0245	8.13 $\pm$ 2.91
	Lingual	-0.0080 $\pm$ 0.0139		0.1043 $\pm$ 0.0768		-0.0867 $\pm$ 0.0125		0.1407 $\pm$ 0.0662	-6.27 $\pm$ 0.98
	Mesial	-0.0560 $\pm$ 0.0183		-0.0683 $\pm$ 0.0255		-0.1023 $\pm$ 0.0607		0.1377 $\pm$ 0.0637	16.87 $\pm$ 5.65
	Distal	-0.0470 $\pm$ 0.0120		0.0837 $\pm$ 0.0405		-0.0447 $\pm$ 0.0283		0.1117 $\pm$ 0.0274	14.93 $\pm$ 9.00
AKERS	Buccal	-0.0950 $\pm$ 0.0240		-0.1343 $\pm$ 0.0133		-0.0520 $\pm$ 0.0069		0.1727 $\pm$ 0.0059	17.47 $\pm$ 3.18
	Central	-0.0680 $\pm$ 0.0183		0.0400 $\pm$ 0.0554		0.0117 $\pm$ 0.0202		0.0923 $\pm$ 0.0249	-25.50 $\pm$ 1.56
	Lingual	-0.0080 $\pm$ 0.0069		0.1360 $\pm$ 0.0277		0.1230 $\pm$ 0.0069		0.1843 $\pm$ 0.0193	-40.00 $\pm$ 1.56
	Mesial	-0.1550 $\pm$ 0.0139		-0.2523 $\pm$ 0.0372		0.0080 $\pm$ 0.0069		0.2973 $\pm$ 0.0267	-8.03 $\pm$ 2.65
	Distal	-0.0650 $\pm$ 0.0069		0.0930 $\pm$ 0.0183		0.0267 $\pm$ 0.0178		0.1183 $\pm$ 0.0109	-20.97 $\pm$ 2.65
COMBINATION	Buccal	-0.0767 $\pm$ 0.0188		-0.1780 $\pm$ 0.0156		0.0460 $\pm$ 0.0230		0.2010 $\pm$ 0.0078	21.17 $\pm$ 4.56
	Central	0.0000 $\pm$ 0.0000		0.0323 $\pm$ 0.0144		0.0543 $\pm$ 0.0271		0.0640 $\pm$ 0.0274	-6.23 $\pm$ 3.06
	Lingual	-0.0160 $\pm$ 0.0069		0.2033 $\pm$ 0.0144		0.0547 $\pm$ 0.0133		0.2117 $\pm$ 0.0129	-27.70 $\pm$ 1.56
	Mesial	-0.1200 $\pm$ 0.0069		-0.1737 $\pm$ 0.0656		0.0663 $\pm$ 0.0241		0.2247 $\pm$ 0.0501	-14.17 $\pm$ 7.68
	Distal	-0.0563 $\pm$ 0.0144		0.0323 $\pm$ 0.0352		0.0460 $\pm$ 0.0230		0.0863 $\pm$ 0.0190	-23.87 $\pm$ 4.56

\* Data of X, Y, Z and S.V. reported in millimeters. Data of rotation reported in minutes.

Positive values indicate mesial, lingual or occlusal movement.

**Table 5.** Comparison of load positions in abutment tooth movement under 20Kg load (Mean  $\pm$  SD)

CLASP	LOAD	X		Y		Z		Summation Vector	Rotation
		Mesio-Distal	Linguo-Buccal	Occluso-Apical					
RPI	Buccal	-0.1070 $\pm$ 0.0120	-0.0727 $\pm$ 0.0215	-0.1240 $\pm$ 0.0250	0.1797 $\pm$ 0.0302	13.23 $\pm$ 4.34			
	Central	-0.0713 $\pm$ 0.0544	0.0077 $\pm$ 0.0133	-0.0990 $\pm$ 0.0000	0.1287 $\pm$ 0.0265	8.13 $\pm$ 2.91			
	Lingual	-0.0200 $\pm$ 0.0250	0.1653 $\pm$ 0.0729	-0.1980 $\pm$ 0.0000	0.2640 $\pm$ 0.0445	-8.13 $\pm$ 0.64			
	Mesial	-0.0680 $\pm$ 0.0139	-0.0880 $\pm$ 0.0183	-0.1390 $\pm$ 0.0069	0.1787 $\pm$ 0.0140	21.57 $\pm$ 1.62			
	Distal	-0.0667 $\pm$ 0.0297	0.1573 $\pm$ 0.0681	-0.0897 $\pm$ 0.0255	0.1963 $\pm$ 0.0638	39.20 $\pm$ 7.41			
AKERS	Buccal	-0.1383 $\pm$ 0.0064	-0.2297 $\pm$ 0.0494	-0.1280 $\pm$ 0.0604	0.2997 $\pm$ 0.0617	30.33 $\pm$ 9.94			
	Central	-0.1120 $\pm$ 0.0139	0.0960 $\pm$ 0.0416	0.0463 $\pm$ 0.0306	0.1593 $\pm$ 0.0220	-32.50 $\pm$ 1.56			
	Lingual	-0.0320 $\pm$ 0.0183	0.3177 $\pm$ 0.0514	0.1943 $\pm$ 0.0244	0.3630 $\pm$ 0.0347	-53.67 $\pm$ 4.18			
	Mesial	-0.2607 $\pm$ 0.0144	-0.3257 $\pm$ 0.0283	0.0117 $\pm$ 0.0115	0.4176 $\pm$ 0.0186	-13.40 $\pm$ 2.70			
	Distal	-	-	-	-	-			
COMBINATION	Buccal	-0.1410 $\pm$ 0.0069	-0.2983 $\pm$ 0.0144	0.0613 $\pm$ 0.0266	0.3363 $\pm$ 0.0090	67.00 $\pm$ 23.97			
	Central	-0.0080 $\pm$ 0.0069	0.0810 $\pm$ 0.0139	0.0700 $\pm$ 0.0230	0.1080 $\pm$ 0.0236	-10.67 $\pm$ 2.65			
	Lingual	-0.0570 $\pm$ 0.0183	0.3500 $\pm$ 0.0139	0.0777 $\pm$ 0.0133	0.3637 $\pm$ 0.0148	-49.97 $\pm$ 10.80			
	Mesial	-0.1490 $\pm$ 0.0250	-0.5050 $\pm$ 0.0376	0.1007 $\pm$ 0.0133	0.5367 $\pm$ 0.0404	-17.73 $\pm$ 4.07			
	Distal	-0.0970 $\pm$ 0.0416	0.1533 $\pm$ 0.0768	0.1040 $\pm$ 0.0115	0.2130 $\pm$ 0.0728	-30.93 $\pm$ 4.07			

\*Data of X, Y, Z and S.V. reported in millimeters. Data of rotation reported in minutes.  
Positive values indicate mesial, lingual or occlusal movement.

**Table 6.** Comparison of load positions in abutment tooth movement under 30Kg load (Mean  $\pm$  SD)

CLASP	LOAD	X		Y		Z		Summation Vector	Rotation
		Mesio-Distal	Linguo-Buccal	Occluso-Apical	Summation Vector				
RPI	Buccal	-0.1470 $\pm$ 0.0183	-0.2380 $\pm$ 0.0000	-0.2890 $\pm$ 0.0376	0.4030 $\pm$ 0.0310	15.13 $\pm$ 7.14			
	Central	-0.0753 $\pm$ 0.0561	0.0157 $\pm$ 0.0064	-0.1407 $\pm$ 0.0144	0.1667 $\pm$ 0.0138	10.43 $\pm$ 1.64			
	Lingual	-0.0320 $\pm$ 0.0250	0.2297 $\pm$ 0.0555	-0.3137 $\pm$ 0.0144	0.3930 $\pm$ 0.0295	-9.43 $\pm$ 1.62			
	Mesial	-0.0880 $\pm$ 0.0069	-0.1080 $\pm$ 0.0120	-0.2263 $\pm$ 0.0226	0.2717 $\pm$ 0.0208	32.77 $\pm$ 1.62			
	Distal	-	-	-	-	-			
AKERS	Buccal	-0.2570 $\pm$ 0.0250	-0.5843 $\pm$ 0.0075	-0.3207 $\pm$ 0.0370	0.7150 $\pm$ 0.0312	54.17 $\pm$ 5.73			
	Central	-0.1480 $\pm$ 0.0069	0.1220 $\pm$ 0.0139	0.0617 $\pm$ 0.0371	0.1983 $\pm$ 0.0047	-39.53 $\pm$ 2.65			
	Lingual	-0.0360 $\pm$ 0.0120	0.3287 $\pm$ 0.0352	0.2660 $\pm$ 0.0302	0.4260 $\pm$ 0.0108	-74.57 $\pm$ 4.17			
	Mesial	-0.4480 $\pm$ 0.0376	-0.4480 $\pm$ 0.0376	0.0157 $\pm$ 0.0064	0.6460 $\pm$ 0.0398	-25.00 $\pm$ 1.56			
	Distal	-	-	-	-	-			
COMBINATION	Buccal	-0.2220 $\pm$ 0.0069	-0.7938 $\pm$ 0.0421	0.0997 $\pm$ 0.0351	0.8350 $\pm$ 0.0410	113.70 $\pm$ 5.30			
	Central	-0.0610 $\pm$ 0.0208	0.1907 $\pm$ 0.0254	0.0930 $\pm$ 0.0230	0.2183 $\pm$ 0.0225	-19.60 $\pm$ 3.12			
	Lingual	-0.0570 $\pm$ 0.0183	0.4723 $\pm$ 0.0144	0.1363 $\pm$ 0.0178	0.5123 $\pm$ 0.0131	-94.63 $\pm$ 7.74			
	Mesial	-0.2317 $\pm$ 0.0283	-0.7367 $\pm$ 0.0382	0.1357 $\pm$ 0.0244	0.7847 $\pm$ 0.0728	-20.40 $\pm$ 1.56			
	Distal	-	-	-	-	-			

\*Data of X, Y, Z and S.V. reported in millimeters. Data of rotation reported in minutes.  
Positive values indicate mesial, lingual or occlusal movement.

**Table 7.** Comparison of 3 clasps in abutment tooth movement under maximum load (Mean  $\pm$  SD)

LOAD	CLASP	X			Y		Z		Summation Vector	Rotation
		Mesio-Distal	Linguo-Buccal	Occluso-Apical	Mesio-Distal	Linguo-Buccal	Occluso-Apical			
Buccal (30 Kg)	RPI	-0.1470 $\pm$ 0.0183	-0.2380 $\pm$ 0.0000	-0.2890 $\pm$ 0.0376	-0.2380 $\pm$ 0.0000	-0.2890 $\pm$ 0.0376	0.4030 $\pm$ 0.0310	15.13 $\pm$ 7.14		
	AKERS	-0.2570 $\pm$ 0.0250	-0.5843 $\pm$ 0.0075	-0.3207 $\pm$ 0.0371	-0.5843 $\pm$ 0.0075	-0.3207 $\pm$ 0.0371	0.7150 $\pm$ 0.0312	54.17 $\pm$ 5.73		
	COMBINATION	-0.2220 $\pm$ 0.0069	-0.7938 $\pm$ 0.0421	0.0997 $\pm$ 0.0351	-0.7938 $\pm$ 0.0421	0.0997 $\pm$ 0.0351	0.8350 $\pm$ 0.0410	113.70 $\pm$ 5.30		
Central (30 Kg)	RPI	-0.0753 $\pm$ 0.0561	0.0157 $\pm$ 0.0064	-0.1407 $\pm$ 0.0144	0.0157 $\pm$ 0.0064	-0.1407 $\pm$ 0.0144	0.1667 $\pm$ 0.0138	10.40 $\pm$ 1.64		
	AKERS	-0.1480 $\pm$ 0.0069	0.1120 $\pm$ 0.0139	0.0617 $\pm$ 0.0371	0.1120 $\pm$ 0.0139	0.0617 $\pm$ 0.0371	0.1983 $\pm$ 0.0047	-39.53 $\pm$ 2.65		
	COMBINATION	-0.0610 $\pm$ 0.0208	0.1907 $\pm$ 0.0254	0.0930 $\pm$ 0.0230	0.1907 $\pm$ 0.0254	0.0930 $\pm$ 0.0230	0.2183 $\pm$ 0.0225	-19.60 $\pm$ 3.12		
Lingual (30 Kg)	RPI	-0.0320 $\pm$ 0.0250	0.2297 $\pm$ 0.0555	-0.3137 $\pm$ 0.0144	0.2297 $\pm$ 0.0555	-0.3137 $\pm$ 0.0144	0.3930 $\pm$ 0.0295	-9.43 $\pm$ 1.62		
	AKERS	-0.0360 $\pm$ 0.0120	-0.3287 $\pm$ 0.0352	0.2660 $\pm$ 0.0302	-0.3287 $\pm$ 0.0352	0.2660 $\pm$ 0.0302	0.4260 $\pm$ 0.0108	-74.57 $\pm$ 4.17		
	COMBINATION	-0.0570 $\pm$ 0.0183	0.4723 $\pm$ 0.0144	0.1363 $\pm$ 0.0178	0.4723 $\pm$ 0.0144	0.1363 $\pm$ 0.0178	0.5123 $\pm$ 0.0131	-94.63 $\pm$ 7.74		
Mesial (30 Kg)	RPI	-0.0880 $\pm$ 0.0069	-0.1080 $\pm$ 0.0120	-0.2263 $\pm$ 0.0266	-0.1080 $\pm$ 0.0120	-0.2263 $\pm$ 0.0266	0.2717 $\pm$ 0.0208	32.77 $\pm$ 1.62		
	AKERS	-0.4480 $\pm$ 0.0376	-0.4480 $\pm$ 0.0376	0.0157 $\pm$ 0.0064	-0.4480 $\pm$ 0.0376	0.0157 $\pm$ 0.0064	0.6460 $\pm$ 0.0398	-25.00 $\pm$ 1.56		
	COMBINATION	-0.2317 $\pm$ 0.0283	-0.7367 $\pm$ 0.0382	0.1357 $\pm$ 0.0244	-0.7367 $\pm$ 0.0382	0.1357 $\pm$ 0.0244	0.7847 $\pm$ 0.0728	-20.43 $\pm$ 1.56		
Distal (10 Kg)	RPI	-0.0470 $\pm$ 0.0120	0.0837 $\pm$ 0.0405	-0.0447 $\pm$ 0.0283	0.0837 $\pm$ 0.0405	-0.0447 $\pm$ 0.0283	0.1117 $\pm$ 0.0274	14.93 $\pm$ 9.00		
	AKERS	-0.0650 $\pm$ 0.0069	0.0930 $\pm$ 0.0183	0.0267 $\pm$ 0.0178	0.0930 $\pm$ 0.0183	0.0267 $\pm$ 0.0178	0.1183 $\pm$ 0.0109	-20.97 $\pm$ 2.65		
	COMBINATION	-0.0563 $\pm$ 0.0144	0.0323 $\pm$ 0.0352	0.0460 $\pm$ 0.0230	0.0323 $\pm$ 0.0352	0.0460 $\pm$ 0.0230	0.0863 $\pm$ 0.0190	-23.87 $\pm$ 4.56		

\* Data of X, Y, Z and S.V. reported in millimeters. Data of rotation reported in minutes.

Positive values indicate mesial, lingual or occlusal movement.

**Table 8.** Order of clasp according to magnitude of abutment tooth movement under maximum load

MOVEMENT	LOAD	ORDER of CLASP		
		Increased movement →		
X (Mesio-Distal)	Buccal	<u>R</u>	<u>W</u>	<u>A</u>
	Central	<u>W</u>	<u>R</u>	<u>A</u>
	Lingual	<u>R</u>	<u>A</u>	<u>W</u>
	Mesial	<u>R</u>	<u>W</u>	<u>A</u>
	Distal	<u>R</u>	<u>W</u>	<u>A</u>
Y (Linguo-Buccal)	Buccal	<u>R</u>	<u>A</u>	<u>W</u>
	Central	<u>R</u>	<u>A</u>	<u>W</u>
	Lingual	<u>R</u>	<u>A</u>	<u>W</u>
	Mesial	<u>R</u>	<u>A</u>	<u>W</u>
	Distal	<u>W</u>	<u>R</u>	<u>A</u>
Z (Occluso-Apical)	Buccal	<u>W(+)</u>	<u>R(-)</u>	<u>A(-)</u>
	Central	<u>W(+)</u>	<u>A(+)</u>	<u>R(-)</u>
	Lingual	<u>W(+)</u>	<u>A(+)</u>	<u>R(-)</u>
	Mesial	<u>A(+)</u>	<u>W(+)</u>	<u>R(-)</u>
	Distal	<u>A(+)</u>	<u>R(-)</u>	<u>W(+)</u>
Summation Vector	Buccal	<u>R</u>	<u>A</u>	<u>W</u>
	Central	<u>R</u>	<u>A</u>	<u>W</u>
	Lingual	<u>R</u>	<u>A</u>	<u>W</u>
	Mesial	<u>R</u>	<u>A</u>	<u>W</u>
	Distal	<u>W</u>	<u>R</u>	<u>A</u>
Rotation	Buccal	<u>R</u>	<u>A</u>	<u>W</u>
	Central	<u>R(+)</u>	<u>W(-)</u>	<u>A(-)</u>
	Lingual	<u>R</u>	<u>A</u>	<u>W</u>
	Mesial	<u>W(-)</u>	<u>A(-)</u>	<u>R(+)</u>
	Distal	<u>R(+)</u>	<u>A(-)</u>	<u>W(-)</u>

\* Horizontal bar indicates values not significantly different (t-test,  $p < .05$ ).

\* R: RPI clasp, A: Akers clasp,

W: Combination clasp with wrought wire

중앙부 부하-협설 방향에서만 예외를 보였으며 부하가 증가하면서 나타난 지대치 운동의 증가폭은 10

kg에서 20kg사이 보다는 20kg부터 30kg사이에서 통계적 유의성을 보이는 경우가 많았다.

2) 원심에 부하를 가한 경우 10kg이 넘어서면 의치가 탈락하여 더 이상의 측정이 불가능 했는데 RPI clasp에서는 25kg, Akers clasp에서는 18kg, combination clasp에서는 22kg의 부하시 각각 탈락했다. 이 경우는 측정 가능한 것만 기록하였다.

3) 지대치 운동 방향(X, Y, Z)간의 비교에서 RPI clasp는 교합면치근단 방향, Akers clasp와 combination clasp는 협설 방향이 가장 큰 운동을 보였다. 이 양상은 부하가 커질수록 더욱 뚜렷하게 측정되었다.

4) 회전 운동과 총 운동량에서는 RPI clasp보다 Akers clasp와 combination clasp에서 부하 증가에 다른 지대치 운동 증가가 더욱 유의성있게 관찰되었다.

## 2. 부하의 위치에 따른 지대치 운동(Table 4, 5, 6)

### 가. 근원심 방향(X)

설측 부하와 중앙부 부하시에 최소의 운동량을, 협측 부하와 근심 부하시에 최대의 운동량을 보였다.

### 나. 협설 방향(Y)

중앙부에서 최소의 운동량을 보였으며, 최대 운동량은 설측 및 근심 부하시에(10kg, 20kg)와 협측 부하시에(30kg)에서 관찰되었다.

### 다. 교합면치근단 방향(Z)

설측 부하시에 최대 운동량을 보이는 경우가 많았다

### 라. 총 운동량(SV)

중앙부 부하시에 최소의 운동량을 보였으며, 10 kg, 20kg에서는 설측 및 근심 부하시에 30kg에서는 협측 부하시에 최대의 운동을 나타내었다.

### 마. 회전 운동(R)

다양한 양상을 보였으나, 대체로 중심부 및 근심 부하시에 적게 나타나고 설측 부하시에 크게 나타났

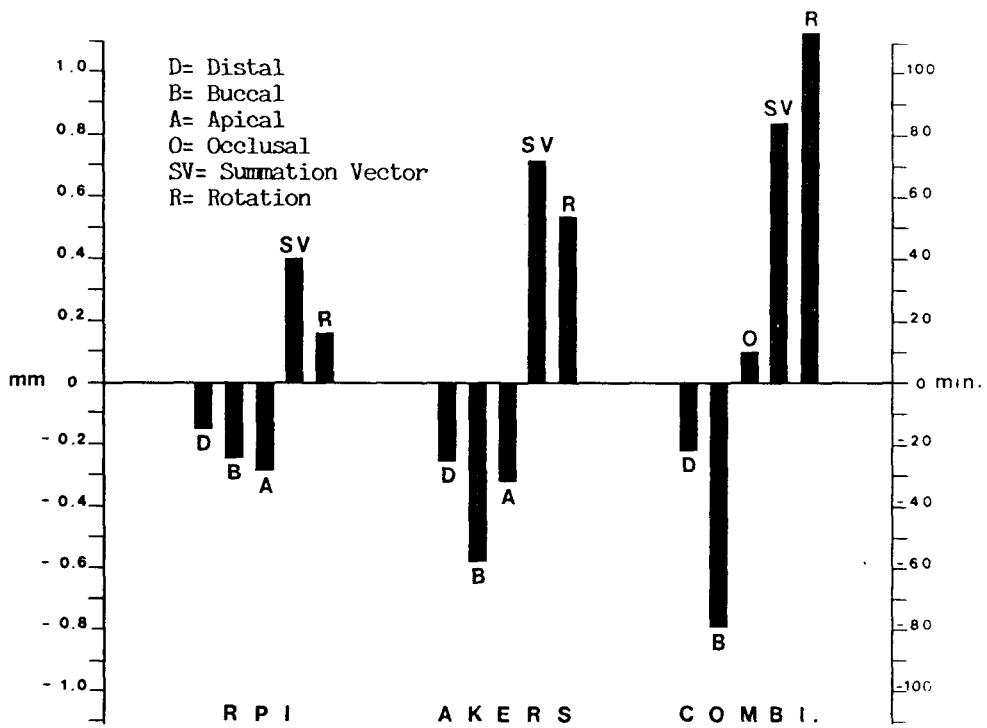


Fig. 12. Abutment tooth movement for each clasp under 30Kg buccal loading.

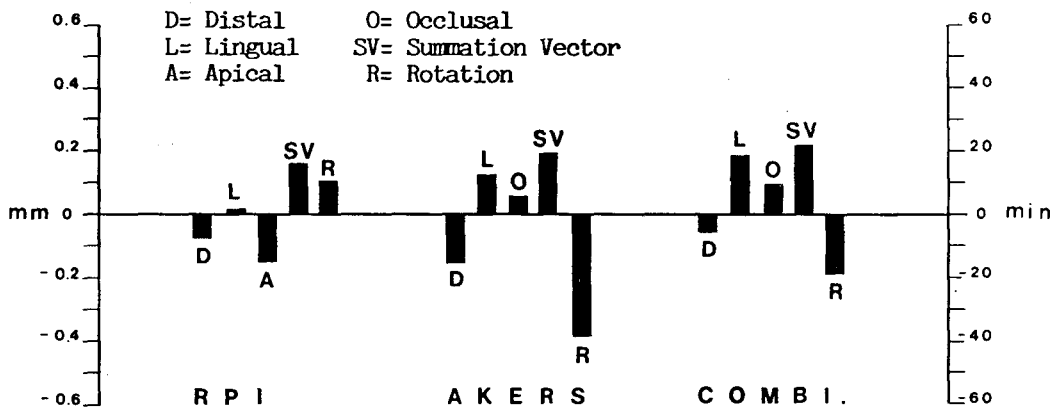


Fig. 13. Abutment tooth movement for each clasp under 30Kg central loading.

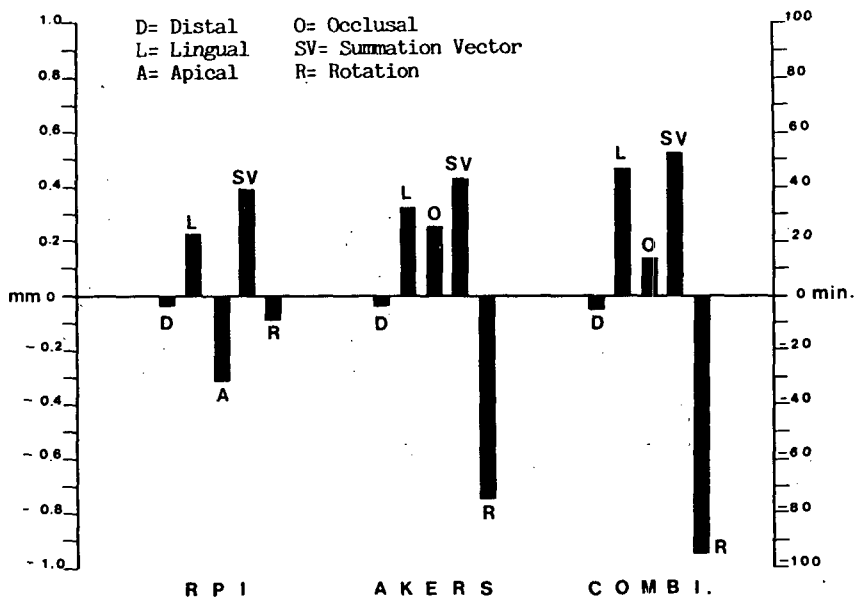


Fig. 14. Abutment tooth movement for each clasp under 30Kg lingual loading.

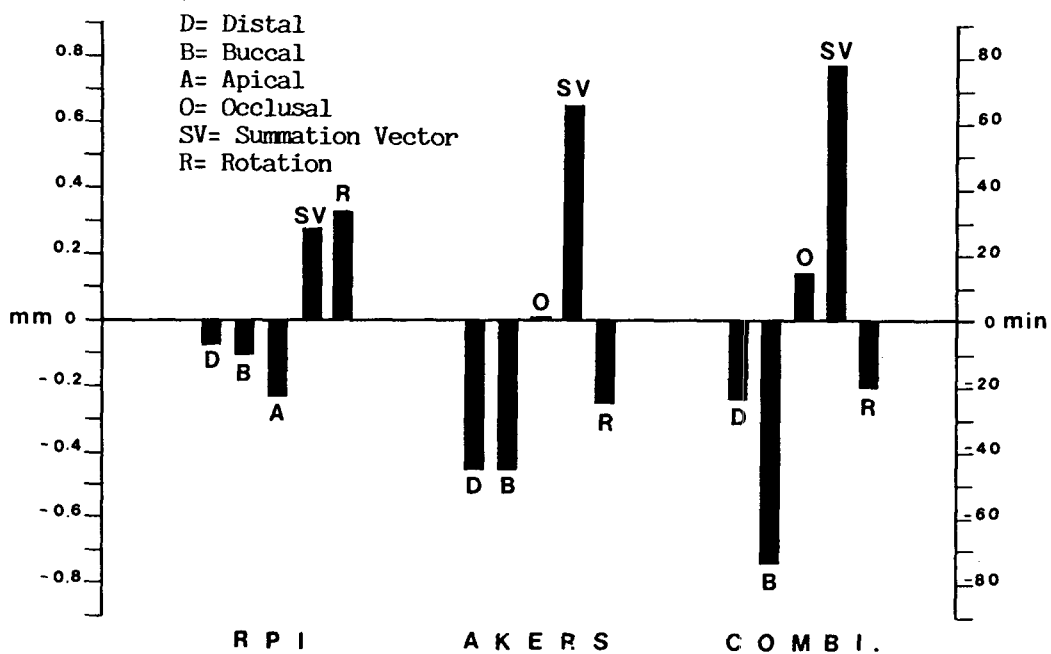


Fig. 15. Abutment tooth movement for each clasp under 30Kg mesial loading.



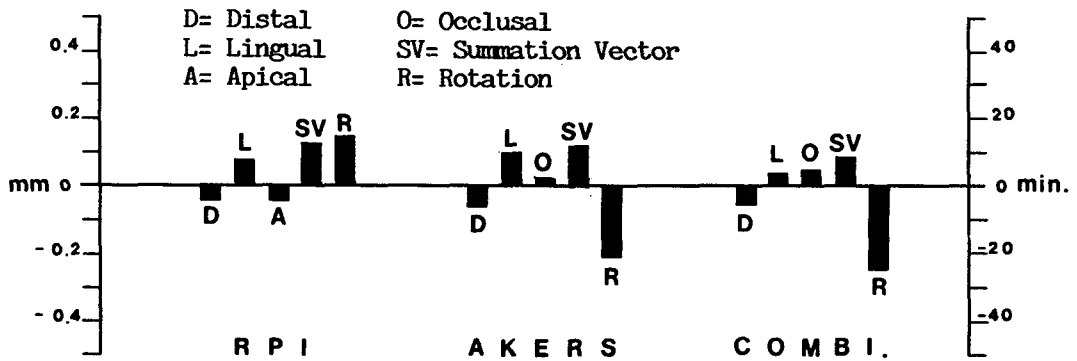


Fig. 16. Abutment tooth movement for each clasp under 10Kg distal loading.

다.

### 3. 최대 부하(30kg)에서 국소의치간의 지대치 운동 비교(Table 7, 8 및 Fig. 12-16)

#### 가. 근원심 방향(X)

중상부를 제외한 모든 부하 위치에서 RPI clasp가 가장 적은 운동량을 보였으며, Akers clasp가 가장 큰 운동량을 보였다.

#### 나. 협설 방향(Y)

원심 부하의 경우만 제외하고 RPI clasp에서 가장 적은 운동량을, combination clasp에서 가장 큰 운동량을 나타내었다.

#### 다. 교합면치근단 방향(Z)

운동량의 절대치는 RPI clasp가 가장 컸으나, Akers clasp와 combination clasp경우와는 달리 치근단 방향의 운동이 관찰되었다.

#### 라. 총 운동량(SV)

어떤 부하 위치에서도 RPI가 최소의 운동량을 보

였으며, Akers clasp, combination clasp의 순으로 운동량이 커졌다.

#### 마. 회전 운동(R)

회전도에 있어서도 RPI clasp가 가장 적은 운동을 보였으며 방향이 다른 두 clasp와 반대인 근심 부하시에만 큰 절대량을 보였다.

## IV. 총괄 및 고찰

지대치에 가해지는 바람직하지 않은 응력을 감소 시킴으로서 지대치의 건강을 증진시키려는 노력으로 국소의치 지지조직 및 지대치에 가해지는 응력을 분석하고 국소의치의 설계를 변화시켜 실험모형 및 생체 내에서 지대치 운동양상을 관찰한 연구가 오래 전부터 계속되고 있으나 아직까지 많은 논란의 대상이 되어오고 있다. 그 중에서도 어떤 유지장치가 지대치 예후에 좋은 영향을 주는가 하는것은 직접 지대치에 접촉되는 구성요소이므로 높은 관심의 대상이 되어왔다.

1955년 De Van<sup>65</sup>이 clasp설계에 대하여 이론적으로 분석한 것을 효시로 Frechette<sup>37</sup>, Kaires<sup>31</sup>, Weinberg<sup>66</sup>등이 물리적 측정장치를 이용하여 지대치 운동을 기록하기 시작하였다.

그후 Clayton등<sup>30</sup>은 strain gauge측정법을 이용하

여 주조 bar clasp와 가공선 clasp를 비교 연구했으며 Cecconi등<sup>28,67)</sup>은 dial gauge를 통한 연구에서 clasp arm 자체 보다는 전체적인 clasp assembly의 설계가 지대치 동요에 중요한 영향을 미친다고 주장하였다.

Electric transducer의 이용이 도입된 후 Christidou등<sup>68)</sup>은 실험모형 및 인체 내에서 지대치 운동을 비교 관찰하였으며, 그 후 epoxy resin 모형에 매몰된 지대치에 외력을 가하여 응력을 광탄성 분석하는 방법이 Kratochvil등<sup>26)</sup>, Thompson등<sup>34)</sup>에 의해 시행되었다.

또 Craig등<sup>43)</sup>은 국소의치 응력분석에 유한요소법을 이용하였고 최근에 Young등<sup>59)</sup>이 이 분야에 laser holography를 이용하는 새로운 방법을 제시하였다.

Laser 측정기법은 치아 동요도 뿐 아니라 치아의 운동을 측정하는데 새로운 가능성을 부여하고 있다. 1960년대에 Maimann<sup>69)</sup>에 의해 소개된 laser의 실제 응용방법과 Townes<sup>70)</sup>에 의한 gas laser의 개발로 실험대상에 직접 접촉하지 않은 상태에서 변위를 측정하는 것이 가능해졌다. Moiré technique, holography 및 laser reflexion method의 세가지 laser 측정법이 치의학 분야에 응용될 수 있는데 그중 laser reflexion method<sup>61,62,71)</sup>는 장비가 간편하고 기법이 용이하여 앞으로 임상적용이 매우 촉망된다.

본 실험에서 새개 국소의치의 clasp 설계 사이에 부하 위치에 따른 지대치 운동 방향은 큰 차이를 보이지 않았다. 다만 교합면치근단 방향에서 RPI clasp가 치근단 방향으로 운동한 반면 Akers clasp와 combination clasp에서는 대부분 교합면을 향한 운동을 나타냈다(Table 1, 2, 3). 이는 원심 레스트를 가지고 근심에 유지부를 두는 clasp에서 볼수있는 pump-handle 효과<sup>72)</sup>에 기인한 것으로 사료된다. Cecconi등<sup>28)</sup>의 연구에서는 clasp 형태를 변형시켜 지대치 운동을 관찰한 결과 clasp 설계 유형에 따른 지대치 운동 방향에는 차이가 없었다고 보고하였고 Browning등<sup>54,56)</sup>의 연구에서는 RPI clasp와 가공선 clasp 사이에 운동 방향의 차이가 없으며 모두가 치근단 방향의 운동을 보였다고 발표한 바 있다. 그러나 그들의 다른 연구<sup>55)</sup>에서는 combination clasp의 경우 교합면 방향의 운동이 관찰되어 본 연구의 결과와 일치하였다.

임상적으로 지대치의 원심 이동은 악궁의 일체성을 파괴하고 지대치의 수명을 단축시킨다. 본 실험에서 근원심 방향의 치아 운동은 각 국소의치의 모든 부하 위치에서 원심 방향으로 측정되었다(Table 1, 2, 3). 이 양상은 예상되지 않았던 것으로, 유리단 국소의치에서 RPI clasp나 backaction clasp같이 근심 레스트를 가진 직접 유지 장치가 지대치를 근심으로 미는 외력을 발생시킨다는 이론은 Cecconi<sup>12,74)</sup>, Kratochvil<sup>73)</sup>, Krol<sup>72)</sup>의 생체 및 실험실 연구에서 관찰된 바 있다. 이에 반해서 Nally<sup>14)</sup>, Taylor<sup>21)</sup>는 유리단 국소의치 하에서 지대치가 원심으로 이동하는 것을 관찰하였으며 이동 정도는 원심 레스트를 가진 환상형 clasp에서 운동폭이 가장 크며 근심에 레스트를 가진 설계에서 가장 적은 운동을 보인다고 보고했다. 이는 다소 운동폭의 차이는 있으나 본 연구의 결과와 일치하였다.

지대치 운동방향(X, Y, Z)으로 보아 RPI clasp에서는 교합면치근단 방향의 운동이, Akers clasp와 combination clasp에서는 협설 방향의 운동이 가장 크게 측정되었다(Table 1, 2, 3). Glickmann<sup>75)</sup>에 의하면 치아는 측방압보다 치축 방향의 외력에 훨씬 저항력이 크기 때문에 치근단 방향의 운동은 임상적으로 큰 문제를 유발하지 않으나 Akers clasp와 combination clasp 경우에는 수평력에 대한 저항도가 지대치 건강에 영향을 미칠것으로 보인다.

지대치 운동의 크기는 부하의 증가에 따라 커졌는데 이 증가폭은 RPI clasp에서 가장 작아 교합력이 증가할때 비교적 지대치가 안정될 수 있는 것으로 보였다. 그리고 통계적으로 분석한 결과 많은 경우에서 10kg부터 20kg사이 보다는 20kg부터 30kg사이의 증가폭이 유의하게 나타났다. 이것으로 보아 초기 교합력보다 최대 교합력에 가까와 질수록 지대치에 가해지는 응력이 커져 더 불리한 결과를 유발할수 있다고 추정할 수 있다(Table 1, 2, 3).

Cecconi등<sup>74)</sup>은 의치상에 가해지는 부하의 크기와 위치에 따라 의치상 및 지대치의 운동양상이 달라진다고 발표했으며 Browning등<sup>55)</sup>, Clayton등<sup>30)</sup>, Hofmann<sup>76)</sup>, Matsumoto등<sup>77)</sup>의 연구에서도 부하의 위치에 따라 지대치운동에 영향이 있다고 보고하였다. 본 실험에서는 원심 부하를 가했을때 모든 국소의치가 초기부하에서 탈락하여 가장 나쁜 결과를 보여 주었으며, 중앙부 부하시에 지대치 운동이 가장

적고 협축 및 설축 부하에서 일반적으로 큰 운동을 보였다(Table 4, 5, 6). 이 결과를 토대로 국소의치의 인공치 배열시 여러가지 고려할 점이 있음을 알 수 있었다. 여러 연구<sup>22,23,78-81)</sup>에서 국소의치 제작시 교합형성의 중요성 및 권장사항이 발표된 바 있다. Kaires<sup>24,40)</sup>는 지지조직에 기능을 분산시키는 국소의치의 역할을 분석한 실험에서 국소의치의 설계와 저작능률 사이에는 관찰되는 큰 관계가 없으나 교합면의 크기를 줄였을 때 가해지는 외력이 감소했고 지대치에 오는 응력도 감소했다고 보고하였다. Christidou<sup>등<sup>88)</sup></sup>은 최후방 지대치로부터 먼 곳에 외력을 가할수록 지대치 동요가 커진다는 사실을 확인하였다.

본 연구 결과를 토대로 볼 때 지대치가 위약한 환자의 경우에 저작능률을 높이기 위해 제2대구치를 반드시 배열해야 하는가에 의문을 갖게했다. 또한 협설축 부하에서 큰 지대치 운동이 야기되므로 국소의치의 인공치를 잔존 치조제 정상을 따라 배열하는 것이 유리함을 보여주었으며 자연치군에 대항되는 경우 협축 교두에 작업축 교합 접촉을 이뤄주는 것이 바람직한가의 의문을 제기하였다. 본 실험에서 유리단의 반대측 의치상에도 부하를 가해 유리단측 최후방 지대치의 운동양상을 관찰하려 했으나 부하가 최대로 증가하여도 지대치 운동이 거의 관찰되지 않았다.

국소의치 환자에서 지대치에 가해지는 측방압력은 치아의 경사 운동 외에도 회전 운동을 야기할 수 있다. 회전 운동은 clasp가 기능력 하에서 지대치를 파지한 채 움직이는 양상과 관계되는데 RPI clasp에서는 의치상에 수직력이 발현될 때 clasp유지부에 근심 레스트를 중심으로 undercut 하부로 움직이며 원심 유도면과 함께 근심을 향한 vector를 나타낸다.<sup>72)</sup> 본 연구에서 지대치의 회전 운동은 RPI clasp에서는 주로 근심 방향을 보였으며 Akers clasp와 combination clasp에서는 주로 원심을 향하여 나타났고 세개 국소의치에서 모두 협설축 부하의 경우가 가장 큰 회전도를 보였다(Table 4, 5, 6).

이상의 양상을 종합하여 고찰해 볼 때 최대 부하를 유리단 의치상에 가한 경우 지대치 운동의 방향과 크기에서 모두 RPI clasp가 가장 유리한 결과를 보였다(Table 7, 8). 교합면치근단 방향의 운동과 회전 운동에서 RPI clasp에 의한 운동량의 절대치가

다소 크게 나타난 경우도 있으나 이 경우 RPI clasp가 임상적으로 유리한 운동방향을 보이므로 절대량으로만 비교 할 수는 없다. 원심부에 10kg의 하중을 가한 경우에서도 약간의 예외를 보였으나 초기 부하에서만의 현상이었으며 부하가 증가할 때 국소의치가 탈락한 순서는 Akers clasp가 가장 먼저였고 combination clasp, RPI clasp의 순서였다.

Clasp설계에 관하여 많은 연구가 이루어졌으나 가장 치열한 논란의 대상이 되어왔다. Tebrock<sup>등<sup>82)</sup></sup>은 RPI clasp, Akers clasp 및 combination clasp를 설계한 국소의치를 환자에 장착시켜 관찰한 결과 국소의치 장착에 의해 지대치 동요는 증가되지만 clasp 설계 사이에는 차이가 없었다고 보고했다.

이에 반해 Applegate<sup>83)</sup>, Kotowicz<sup>등<sup>84)</sup></sup>, McCracken<sup>85)</sup>은 유리단 국소의치에서 가공선 clasp를 이용한 combination clasp가 등근 단면을 가진 유지부분을 가지므로 어느 방향으로나 탄력성을 나타내며 치아와의 접촉단면이 작게 적용할 수 있어서 지대치에 가해지는 외력을 가장 효과적으로 막을 수 있는 설계라고 권장했다. 그러나 Fenner<sup>등<sup>2)</sup></sup>은 이런 주장에 대해 의문을 제기했으며 Clayton<sup>등<sup>30)</sup></sup>은 가공선 clasp가 같은 길이의 주조 bar clasp보다 탄력성이 적고 지대치에 더 큰 응력을 발생시킨다고 반박했다. Bate<sup>86)</sup>는 가공선을 사용할 경우 귀금속 합금을 이용하여야 충분한 효과를 얻을 수 있다고 발표한 바 있다.

Kratochvil<sup>73)</sup>, Krol<sup>72)</sup>은 RPI clasp의 장점을 강조하여 I-bar는 유리단 의치상에 수직력이 발생할 때 국소의치의 인접면판 부위와 함께 지대치에서 이탈하므로 지대치에 가해지는 응력을 감소시키고 특히 근심 레스트는 원심 레스트에서 보이는 지대치를 들어올리는 힘을 방지한다고 주장했다. Thompson<sup>34)</sup>도 이런 주장을 지지하는 연구 결과를 보고하였으며 McCartney<sup>87)</sup>, Taylor<sup>21)</sup>, 엄<sup>48)</sup>, 윤<sup>52)</sup>, 이<sup>49)</sup>의 연구에서도 같은 결론을 얻은 바 있다. 이에 반해 Cecconi<sup>28)</sup>는 RPI clasp가 다른 clasp설계에서 보다 오히려 더 큰 지대치 운동을 보였다고 주장하였다.

이러한 상반된 주장들 가운데 관심의 초점이 된 설계는 유지부 자체보다 교합면레스트의 위치에 관한 것이다. Cecconi<sup>67)</sup>는 국소의치에 부하를 가할 때 나타나는 외력은 주로 교합면 레스트를 통해 지대치에 가해진다고 하였다. 그의 몇 연구<sup>29,67)</sup>에서는 교

합면 레스트의 위치에 따른 지대치 운동의 차이가 없다고 보고했고 Christidou등<sup>68)</sup>도 이러한 결과를 발표했으나 Maxfield등<sup>20)</sup>은 원심 레스트가 더 우수하다고 주장했고 Kratochvil<sup>73)</sup>, McCartney<sup>87)</sup>, Nally<sup>14)</sup>, Thompson등<sup>34)</sup>은 근심 레스트가 지대치에 가해지는 응력의 분산에 유리하다고 발표하였다. 특히 Henderson등<sup>88)</sup>은 근심에 이중 레스트를 설치하는 것이 유리하다고 하였다.

본 연구의 결과로는 지대치 운동 방향과 크기등 전체적으로 RPI clasp가 우수한 것으로 나타났으며 Akers clasp와 combination clasp사이에는 부위에 따른 차이는 있으나 전반적인 우수성을 판정할수 없었다. 다만 지대치 총 운동량에서 Akers clasp가 combination clasp보다 다소 적게 나타났다(Fig. 12, 13, 14, 15, 16).

RPI clasp와 다른 두개 clasp의 설계간에는 유지부의 작용 기전과 교합면 레스트의 위치, 파지부 등이 모두 다르므로 전체적인 설계의 차이가 인정되나, Akers clasp와 combination clasp는 같은 교합면 레스트와 설측 파지부를 가지므로 협측의 유지부에 다소의 차이가 있다고 추정되었다. 특히 가공된 clasp는 이론상 외력에 대한 분산능력이 더 큰 것으로 알려져있으나 비 귀금속 사용시 충분한 효과를 볼수 없다는 점과 가공과정에서의 정확성 문제가 그 효과에 큰 영향을 주는것으로 생각된다. 국소의치의 적합도가 지대치 예후에 많은 영향을 준다는 것은 많은 연구<sup>27,89,90,91,92)</sup>를 통해서도 보고된 바 있다.

본 연구에서 나타난 바와같은 유리단 국소의치는 지대치에 큰 외력을 전달하므로 최후방 지대치는 적어도 두개 이상을 splinting<sup>33,93)</sup>하여 응력을 분산시킬 필요가 있으며 주의깊게 계획되고 설계, 제작된 국소의치를 통해 지대치 운동을 효과적으로 줄일수 있다고 사료된다.

## V. 결 론

저자는 유리단 국소의치에서 RPI clasp, Akers clasp 및 combination clasp의 설계가 교합력 부하 위치에 따라 지대치 운동에 미치는 영향을 삼차원적으로 규명하고자 laser 측정법을 이용하여 연구한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 지대치 운동 방향은 clasp 설계에 따라 큰 차

이를 보이지 않았으나 Akers clasp 및 combination clasp에서는 지대치에 유해한 교합면 방향의 운동을 보였다.

2. 부하량이 증가함에 따라 지대치 운동은 증가했으며 부하의 위치는 지대치 운동 방향에 영향을 주었다

3. 원심측 부하의 경우 적은 부하에서 국소의치가 탈락했으며 최대 하중(30kg)으로 외력을 가한 경우 협측 부하에 의해 지대치 운동이 가장 컸다.

4. RPI clasp가 가장 유리한 설계로 평가되었다.

(본 논문을 작성하는데 시종 지도편달 해주신 장익태 교수님께 깊이 감사드리며, 격려와 조언을 주신 보철학 교실의 교수님들께도 감사드립니다. 또한 실험에 도움을 주신 한국과학 기술원의 김선호 박사님과 김상혁 선생님, 그리고 컴퓨터 사용을 위해 협조해주신 한국과학기술대학 이흥규 교수님께도 사의를 포함합니다.)

## REFERENCES

1. The Academy of Denture Prosthetics: Principles, concepts and practices in prosthodontics—1967. J.P.D. 19:180, 1968.
2. Fenner, W., Gerber, A., and Mühlemann, H.R.: Tooth mobility changes during treatment with partial denture prosthesis. J.P.D. 6:520, 1956.
3. Anderson, J., and Lammie, G.: A clinical survey of partial denture. Br. Dent. J. 92:59, 1952.
4. Carlsson, G.E., Hedegard, B., and Koivumaa, K.D.: Studies in partial denture prosthesis. IV. Final result of four-year longitudinal investigation on dentogingivally supported partial dentures. Acta. Odontol. Scand. 23: 353, 1969.
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. Seeman, S.: A study of the relationship between periodontal disease and the wearing of partial dentures. *Aust. Dent. J.* 8:206, 1963.
  7. Holmes, J.B.: Influence of impression procedures and occlusal loading on partial denture movement. *J.P.D.* 15:474, 1965.
  8. Leupold, R.J., and Kratochvil, F.J.: An altered-cast procedure to improve tissue support for removable dentures. *J.P.D.* 15:672, 1965.
  9. McCracken, W.L.: A comparison of tooth-borne and tooth-tissue-borne removable partial dentures. *J.P.D.* 3:378, 1953.
  10. Levin, B.: Stressbreakers; A practical approach. *Dent. Clin. N. Am.* 23:77, 1979.
  11. Cecconi, B.T.: Lingual bar design, *J.P.D.* 29:635, 1973.
  12. Cecconi, B.T., and Kaiser, G.: Stressbreakers and the removable partial denture. *J.P.D.* 34:145, 1975.
  13. Hirschtritt, E.: Removable partial dentures with stress-broken extension bases. *J.P.D.* 7:318, 1957.
  14. Nally, J.N.: Method of handling abutment teeth in Class I partial dentures. *J.P.D.* 30:561, 1973.
  15. Reitz, P.V., Sanders, J.L., and Caputo, A.A.: A photoelastic study of split palatal major connector. *J.P.D.* 51:19, 1984.
  16. 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.
  17. Applegate, O.C.: The partial denture base. *J.P.D.* 5:638, 1955.
  18. Lee, R.E.: Mucostatics. *Dent. Clin. N. Am.* 24:81, 1980.
  19. 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.
  20. 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.
  21. Taylor, D.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.
  22. Becker, C.M.: Lingualized occlusion for removable prosthodontics. *J.P.D.* 38:602, 1977.
  23. Colman, A.J.: Occlusal requirements for removable partial dentures. *J.P.D.* 17:155, 1967.
  24. Kaires, A.K.: Partial denture design and its relation to force distribution and masticatory performance. *J.P.D.* 6:683, 1956.
  25. Levin, B.: A review of artificial posterior tooth forms including a preliminary report on a new posterior tooth. *J.P.D.* 38:3, 1977.
  26. 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.
  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.P.D.* 57:66, 1987.
  28. 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.
  29. Cecconi, B.T.: Effect of rest design on transmission of forces to abutment teeth. *J.P.D.* 32:141, 1974.

30. 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.
31. Kaires, A.K.: Effect of partial denture design on unilateral force distribution. J.P.D. 6:526, 1956.
32. Kaires, A.K.: Effect of partial denture design on bilateral force distribution. J.P.D. 6:373, 1956.
33. Shohet, H.: Relative magnitude of stress on abutment teeth with different retainers. J.P.D. 21:267, 1969.
34. 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.
35. Mühlemann, H.R.: Periodontometry, a method measuring tooth mobility. Oral Surg. 4:1220, 1951.
36. Mühlemann, H.R.: Tooth Mobility I. The measuring method, initial and secondary tooth mobility. J. Periodontol. 25:22, 1954.
37. Frechette, A.R.: The influence of partial denture design on distribution of force to abutment teeth. J.P.D. 6:195, 1956.
38. Goodkind, R.J.: The effect of removable partial denture on abutment mobility; A clinical study. J.P.D. 30:139, 1973.
39. Goto, T.: Changes in abutment tooth mobility by wearing partial dentures. Bull. Tokyo Med. Dent. Univ. 17:329, 1970.
40. 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.
41. 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.
42. White, J.T.: Visualization of stress and strain related to removable partial denture abutment. J.P.D. 40:143, 1978.
43. Craig, R.G., and Farah, J.W.: Stress from loading distal extension removable partial denture. J.P.D. 39:274, 1978.
44. Takahashi, N., Kitagami, T., and Komori, T.: Analysis of stress on a fixed partial denture with a blade-vent implant abutment. J.P.D. 40:186, 1978.
45. 권명대: Occlusal rest의 형태가 지대치 운동에 미치는 영향에 관한 실험적 연구. 대한치과의사 협회지, 제14권 제2호, 1976.
46. 김명동: 유리단 국부의치에서 지대치에 미치는 수직 압력에 관한 실험적 연구. 대한치과의사 협회지, 제14권 제2호, 1976.
47. 부삼환: 국부의치에 있어서 지대치에 가해지는 Stress에 관한 연구. 최신의학, 제16권 제4호 1973.
48. 엄영배: Occlusal rest의 설치에 따라 지대치와 상하조직에 가해지는 Stress의 분포에 관한 연구. 대한치과보철학회지, 제12권 제1호, 1974.
49. 이병태: Clasp의 변형에 따른 유지가 지대치 운동에 미치는 영향에 관한 실험적 연구. 대한치과의사협회지, 제14권 제1호, 1976.
50. 이선국: 간접 유지장치가 치아운동에 미치는 영향에 관한 연구. 월간 치과연구, 제2권 제3호, 1977.
51. 이호용: Clasp형태의 변형에 따라 지대치에 가해지는 수평압력에 관한 연구. 대한치과의사협회지, 제11권 제12호, 1973.
52. 윤성일: 양측성 유리단 국소의치의 설계 변화에 따른 광탄성 응력 분석에 관한 연구. 대한치과의사협회지, 23(1): 45, 1985.
53. 조혜원: 정밀부착형 유지장치에 따른 양측성 유리단 국소의치의 광탄성 응력 분석. 서울대학교 치대논문집, 9(1): 115, 1985.

54. 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.
55. 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.
56. 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.
57. 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.
58. Burstone, C.J., Pryputniewicz, R.J., and Bowley, W.W.: Holographic measurement of tooth mobility in three dimensions. *J. Perio. Res.* 13:283, 1978.
59. Young, T.M., and Altschuler, B.R.: Laser holography in dentistry. *J.P.D.* 38:216, 1977.
60. Wheeler, R.C.: Dental anatomy, physiology and occlusion. p 216 5th ed. Philadelphia, W.B. Saunders Co., 1974.
61. Rydén, H., Bjelkhagen, H., and Söder, P.: The use of laser beams for measuring tooth mobility and tooth movement; An in vitro study. *J. Periodontol.* 45:283, 1974.
62. Rydén, H., Bjelkhagen, H., and Söder, P.: The use of laser beams for measuring tooth mobility and tooth movements. *J. Periodontol.* 46:421, 1975.
63. Afifi, A.A.: Statistical method (A computer oriented approach). 2nd ed. New York, Academic Press, 1979.
64. Norusis, M.J.: SPSS/RCT. SPSS Inc., Chicago, 1986.
65. DeVan, M.M.: Preserving natural teeth through the use of clasps. *J.P.D.* 5:208, 1955.
66. Weinberg, L.A.: Lateral forces in relation to the denture base and clasp design. *J.P.D.* 6:785, 1956.
67. Cecconi, B.T., Asgar, K., and Dootz, E.: Clasp assembly modifications and their effect on abutment tooth movement. *J.P.D.* 27:160, 1972.
68. Christidou, L., Osborne, J., and Chamberlain, J.: The effects of partial denture design on the mobility of abutment teeth. *Br. Dent. J.* 135:9, 1973.
69. Maiman, T.H.: Optical and microwave-optic experiments in ruby. *Phy. Rev. Lett.*, 4(11): 564, 1960.
70. Townes, C.H.: Infrared lasers. *Advances in Quantum Electronics*. p 3-12, Columbia University Press, 1961.
71. Rydén, H., Bjelkhagen, H., and Sandström, U.: A laser instruments for measuring tooth movements. *J. Periodontol.* 50:265, 1979.
72. Krol, A.J.: Clasp design for extension-base RPD. *J.P.D.* 29:408, 1973.
73. Kratochvil, F.J.: Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth. *J.P.D.* 13:114, 1963.
74. Cecconi, B.T., Asgar, K., and Dootz, E.: RPD abutment tooth movements affected by inclination of the residual ridges and type of loading. *J.P.D.* 25:375, 1971.
75. Glickman, I., Roeber, F.W., Brion, M., and Pameijer, J.H.: Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. *J. Periodontol.* 41:30, 1970.
76. Hofman, V.: Abutment teeth kinematics and denture support. *Dtsch. Zahnaerztl. Z.*

- 22:1315, 1967.
77. Matsumoto, M., and Goto, T.: Lateral force distribution in partial denture design. *J.P.D.* 24:359, 1970.
  78. Henderson, D.: Occlusion in removable partial prosthodontics. *J.P.D.* 27: 151, 1972.
  79. Lindblom, G.: Balanced occlusion with partial restorations. *Int. Dent. J.* 1: 84, 1951.
  80. McCracken, W.L.: Occlusion in partial denture prosthesis. *Dent. Clin. N. Am.* 6: 109, 1962.
  81. Stewart, K.L., Rudd, K.D., and Kuebker, W.A.: *Clinical removable prosthodontics.* p. 370 St. Louis, C.V. Mosby Co., 1983.
  82. 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.
  83. Applegate, O.C.: *Essentials of RPD prosthesis.* 3rd ed. Philadelphia and London, W.B. Saunders Co., 1965.
  84. 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.
  85. McCracken, W.L.: Contemporary partial denture designs. *J.P.D.* 8: 71, 1958.
  86. Bates, J.F.: Retention of partial dentures. *Br. Dent. J.* 149: 171, 1980.
  87. 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.
  88. Henderson, D., and Steffel, V.L.: *McCracken's Partial Denture Construction: Principles and techniques.* p. 79 5th ed. St. Louis, C.V. Mosby Co., 1966.
  89. Boucher, L.J., and Renner, R.P.: Treatment of partially edentulous patients. p. 170 St. Louis, C.V. Mosby Co., 1982.
  90. Dykema, R.W., Cunningham, D.M., and Johnson, J.F.: *Modern practice in removable prosthodontics.* p. 262 Philadelphia, W.B. Saunders Co., 1969.
  91. Gay, W.D.: Laboratory procedure for fitting removable partial denture frameworks. *J.P.D.* 40: 227, 1978.
  92. Henderson, D., McGivney, G., and Castleberry, R.: *McCracken's removable partial prosthodontics.* p. 311 St. Louis, C.V. Mosby Co., 1985.
  93. Swenson, M.G., and Terkla, L.G.: *Partial Dentures.* St. Louis, C.V. Mosby Co., 1955.
-