

유리단 국소의치의 지대치 운동에 관한 생체학적 연구

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

이종엽 · 김광남 · 장익태

- 목 차 -

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

I. 서 론

유리단 부분 무치악 환자에 대한 가장 보편적인 회복방법은 가철성 국소의치를 시술하는 것이며, 이 유리단 국소의치는 지대치와 잔존 치조점막이라는 상이한 두 구조에 의해 지지되고, 치근막과 치조점막의 탄력성 차이로 인해 교합압이 지대치에 응력으로 작용될 수 있기 때문에 지대치의 건강유지는 국소의치 예후에 매우 중요한 영향을 미친다.

국소의치로부터 지대치에 전달되는 외력이 지대치의 적응한계를 초월하게 되면, 지대치의 동요도 증가 및 치주조직의 변화를 초래할 수 있게 되므로 유리단 국소의치 제작시 기능회복은 물론, 이들 잔존 치아의 치조점막을 유지, 보존할 수 있도록 설계하는 것이 매우 중요하다^{1,2,3,4,5,6)}.

국소의치 지대치에 전달되는 응력은 지대치 자체의 교합력과 국소의치 운동에 의해 발생되며, 국소의치 운동에 의한 응력은 clasp를 통

해 지대치에 전달되므로 그 방향성은 중요하며 가능한 지대치 장축방향으로 유도시켜야 한다^{7,8,9,10)}.

유리단 국소의치 설계시 의치상에 가해지는 외력을 지대치와 잔존 치조점막에 효율적으로 분산시켜 지대치를 보호하기 위한 방법으로 여러항목에 걸쳐 다양한 연구가 있었으며, 특히 직접 유지장치가 국소의치 지대치에 미치는 응력에 관한 연구가 많았다. 이 중 De Van¹¹⁾, Kotowicz¹²⁾, Kratochvil¹³⁾, Krol¹⁴⁾, McCracken¹⁵⁾등 많은 선학들은 어떤 clasp 설계가 지대치 운동을 가장 최소화 하는지를 집중 연구해 왔으며, Cecconi^{16,17)}, Clayton¹⁸⁾, Karies^{19,20)}, Shohet²¹⁾, Thompson²²⁾, Nally²³⁾ 등은 직접유지장치 설계 및 그 효과에 대해 서로 상반된 견해들을 연구 보고한 바 있다.

응력분석 방법으로는 strain gauge^{24,25,26,27, 18,28,29,30,31)}와 광탄성 응력 분석법 및 유한요소법^{32,33,34)}등을 많이 이용해 왔다. 특히 광탄성 응력분석으로는 Kratochvil^{35,36)}, Thompson²²⁾, Waren³⁷⁾, Berg³⁸⁾, Reitz^{39,40)}등의 연구가 있었으며, 국내에서도 strain gauge⁴¹⁻⁴⁷⁾와 광탄성 응력분석^{48,49)}을 통하여 국소의치 설계를 달리했을 때 지대치에 가해지는 응력을 분석한 연구가 많이 있었다.

지대치나 clasp의 운동 및 동요를 직접 측정하는 방법으로는 strain gauge를 많이 사용했으나, 이것은 측정시 지대치에 가해지는 불필요한 외력으로 인해 정확한 결과를 얻을 수 없는 것이 단점이며, 최근에는 대상 지대치에 측정기구를 접촉시키지 않는 방법으로 stereopho-

togrammetry^{50,51,52)} 및 laser측정법^{53,54)}이 응용되고 있다.

이 방법들에 의한 지대치나 국소의치 구성요소들의 운동이나 동요에 대한 연구는 대개 실험모형에서 행하여졌으며, 실험모형은 생체실험보다 여러 조건들을 조절하기 쉬우나 구강악계의 생리적 요소를 그대로 재현해 내기는 어렵기때문에 생체에서의 결과로 해석하기에는 가끔 모순점이 발견된다. 그러므로 이상적인 측정방법은 측정할 치아에 외력을 주지 않고 구강내 장치를 쉽게 할 수 있도록 충분히 작아야 하며, 저작 상태에서도 측정이 가능한 생체 실험 방법이어야 한다⁵⁵⁾.

Laser (Light Amplification of Stimulated Emission of Radiation)는 유도방출에 의한 광증폭을 의미하며, 이 빛이 갖는 특성은 가간섭성(coherence), 단색성(monochromaticity), 지향성(directionality), 고휘도성(brightness)이다^{56,57)}. 즉, laser광은 대단히 밝은 가는 선이며, 단일색으로 구성된 빛으로 시간적으로나 공간적으로 다른 광원보다 규칙성이 월등히 우수하며, 에너지 출력도 높고 인체에 해롭지 않다는 장점을 가져서 생체운동의 계측에 적합하다⁵⁸⁾.

Laser 광을 이용한 계측은 1960년대 Maiman⁵⁹⁾에 의해 실제 이용되기 시작했고, Prokhorov와 Townes⁶⁰⁾등에 의한 gas laser의 개발로 측정대상물에 접촉없이 미세한 변이를 계측할 수 있게 되었으며, 그 방법으로는 Moire technique, Holographic method, Laser reflexion technique 등이 있다. Moire technique은 Abramson이 물체의 변형을 계측 시도한 후 발전된 방법으로 생체실험에는 부적합하며, Holographic method의 치과분야 응용은 1972년 Wictorin⁶¹⁾의 금납착 부위의 변형에 대한 연구와 Wedendal⁶²⁾등의 교합력에 따른 보철물의 변형 및 치아이동에 관한 연구가 있었고 1980년에 이르러서는 Burstone, Pryputniewicz등에 의해 활발한 연구가 진행되어 왔다^{63,64,65,66,67)}.

Laser reflexion technique은 1974년 Hans Ryden^{68,69,70,71)}등이 개발한 이래 특히, 치주과 영역에서 치아이동의 정밀측정에 응용된 적이

있다.

본 연구는 laser reflexion method을 이용한 생체실험을 통하여 유리단 국소의치의 clasp설계에 따른 지대치 운동의 방향 및 그 크기를 구강 내에서 직접 측정, 비교한 결과 다음과 같은 몇가지 결과를 얻었기에 이를 보고하는 바이다.

II. 연구대상 및 방법

피검자는 상악 우측 제1대구치, 제2대구치, 제2소구치 및 좌측 제1대구치, 제2소구치가 결손된 상악부분 무치악 환자(Kennedy class II, Modification I)을 선택하였다.

대합치열은 자연치아였으며, 잔존치아의 치주상태는 임상적으로 건강하고, 지대치의 방사선소견 및 구강 청결상태는 양호하였다.

1. 지대치 변형

치질 표면에 대한 laser광의 반사도를 증대시키기 위하여 유리단측 최후방 지대치에 고도로 연마된 금판을 제작하고 원심 유도면, 근원심 교합면 레스트, 근원심협면과 협면 치경부의 1/3중간에 각각 0.010인치의 유지부를 형성하였다. 좌측 지대치에는 Akers clasp을 장착하도록 제1소구치에는 원심유도면, 원심교합면 레스트 및 근심협면에 0.010인치의 유지부를, 제2대구치에는 근심유도면, 근심교합면 레스트 및 원심협면에 0.010인치의 유지부를 각각 형성하였다(Fig. 1).

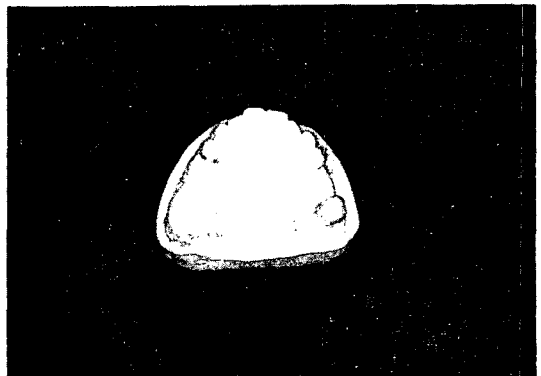


Fig. 1. Master cast of the patient.

2. 국소의치 제작

개인용 인상 tray에 silicon고무 인상재를 이용한 기능 인상 채득 후 경석고로 주작업모형을 제작하였으며, 주작업모형의 복제, 매몰 및 주조과정은 통법으로 시행하였다. 각 구조물의 wax up을 규격화하기 위해 plastic pattern을 이용하였으며, 의치상은 온성 과정의 오차를 배제하기 위하여 금속상으로 제작하였다.

국소의치 금속주조체의 적합도 조절은 silicon 인상재를 이용하여 복제한 4개의 부 작업 모형에서 disclosing solution(Belle de St. Claire. U.S.A.)과 10배율 확대경 하에서 실시했다.

연구 대상이 된 유리단 측의 직접 유지장치

는 No.A : 협측 bar유지부와 원심교합면 레스트 및 설측파지부를 가진 Roach clasp, No.B : 협측 가공선 유지부와(18 gauge Ticonium wire, Ticonium Co. U.S.A.) 원심 교합면 레스트 및 설측파지부를 가진 combination clasp, No. C : 협측 I bar와 근심교합면 레스트 및 원심 인접면관을 가진 RPI clasp와 No.D : 협측 환상형 유지부와 원심교합면 레스트 및 설측파지부를 가진 Akers clasp였다.

좌측 지대치에는 Akers clasp가 장착되도록 하고, 주 연결장치는 anteroposterior palatal strap(closed horse-shoe)으로 설계하였다 (Fig. 2-6).



Fig. 2. Four identical partial dentures except the clasp design.



Fig. 4. Partial denture framework with combination clasp.



Fig. 3. Partial denture framework with Roach clasp.

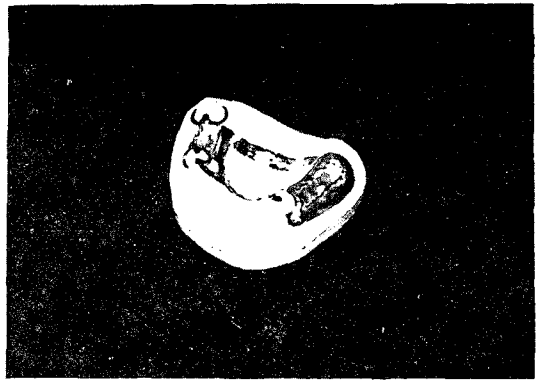


Fig. 5. Partial denture framework with RPI clasp.

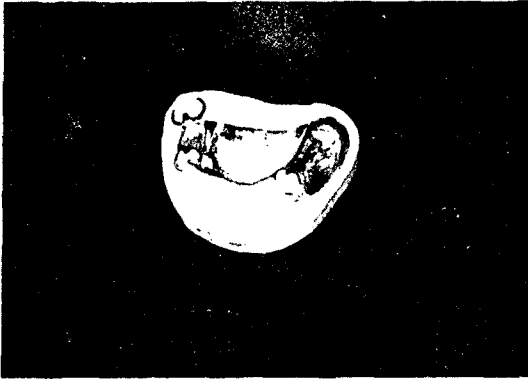


Fig. 6. Partial denture framework with Akers clasp.

3. Loading platform의 제작 및 설치

동일한 위치에 교합압을 적용할 수 있게 유리단 측 최후방 지대치 후방 13mm 지점에 소와를 형성하도록 resin block을 만든 후 이를 silicon 인상재 (Silaplast DETAX Co. West Germany)로 mold를 만들어 동일한 4개의 loading platform을 direct resin으로 제작하였다. 이 중 한 개의 resin block을 교합면에 wax로 수평 고정시켰으며, 경석고 index를 제작한 후, 이 index하에 위치된 loading platform을 금속상에 각각 납착시키고, 자가온성 레진으로 보강하여 각 국소의치의 금속의치상에서 같은 위치에 loading platform을 설치하였다 (Fig. 7).

가능한 교합면에 수직이고, 균일한 힘을 줄



Fig. 7. Partial denture framework with loading platform

수 있게 stainless steel ball을 교합력계 (Jaw Force Transducer)의 압력면판에 direct resin으로 부착하였으며, 이를 loading platform의 소와에 물린 상태로 교합압을 주면서 지대치의 운동을 연구하였다.

4. Laser 반사 계측법

1) Laser 반사 계측장치

- Optic table (400×1,000mm)
- He-Ne gas Laser
Uniphase Model 1101-P. U.S.A.
Output power : 4mW
Spatial Mode : TEM00
Beam diameter : 0.7mm
Beam divergency : <1.7mrad
Wave length : 6328 Å
- Optic lens
Diameter : 50mm
Focal distance : 400mm
- X-Y stage
- Coordinate screen : 200×300mm
- Cammera : Yashica dental eye
- Bite plate stand : specially designed

2) 계측 장치의 배열 (Fig. 8-9)

· Bite plate stand : 계측하는 동안 피검자가 편안한 위치를 유지할 수 있게 수평면에 15°의 경사를 부여한 bite plate stand를 lock screw를 이용하여 optic table에 고정하였다.

· Bite impression의 부착 : 국소의치를 장착한 후 자가온성 레진으로 bite를 채득하였으며, 측정 지대치 및 주조체가 닿는 부위는 운동에 방해되지 않게 삭제한 후 구멍이 뚫린 bite stand fork에 다시 자가온성 레진으로 견고하게 부착하였다.

· Laser beam 및 optic outfit : 계측할 지대치 금관 표면에 2μm 정도까지 laser beam을 focusing할 수 있도록 400mm 떨어진 곳에 X-Y stage를 고정하고 여기에 부착된 positive lens를 laser beam이 통과할 수 있도록 설치 고정하였다.

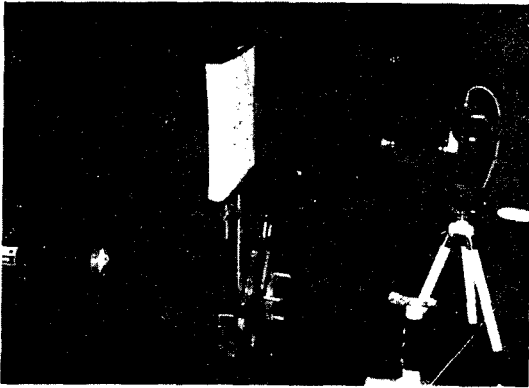


Fig. 8-a. Setting of the equipment for the laser reflexion method.

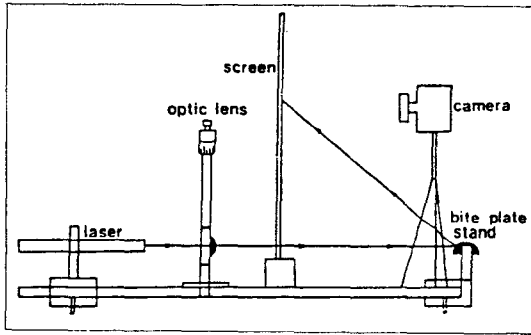


Fig. 8-b. Diagram of laser reflexion method.



Fig. 9. The bite plate stand

· Co-ordinate screen 및 camera : 모눈종이를 부착한 screen을 지대치 금관으로부터 400mm되는 지점에 수직으로 고정하고, 지대치 금관에서 반사된 상의 변화를 screen에 담을 수 있도록 조정하였으며, 전면에 설치된 사진기로 지대치 운동 전후의 변위된 상을 촬영

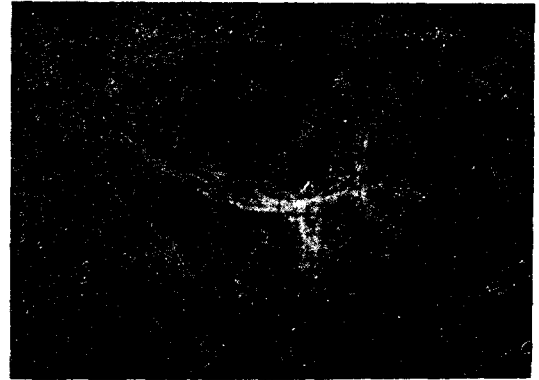


Fig. 10-a. Laser reflexion pattern before the tooth movement.

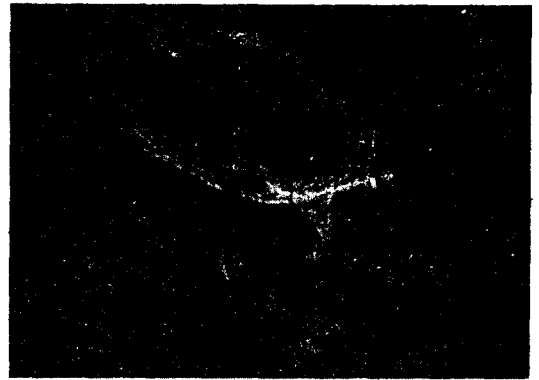


Fig. 10-b. Laser reflexion pattern after the tooth movement.

한 후 현상하여 상의 이동을 지대치의 운동으로 환산 분석하였다(Fig. 10-a, 10-b).

3) 계측원리

A위치에서 laser beam은 지대치 표면에 y 의 입사각으로 만나 y 의 반사각으로 screen에 반사상을 나타낸다. 지대치가 A에서 B로 운동할 때의 각도를 x 라 하면 입사각은 $x+y$ 가 되고 입사점은 A와 다른 곳에서 일어난다. 그러나 입사점의 차이는 beam의 직경보다 매우 작고, x 각도 작으므로 무시될 수 있다. 입사각 및 반사각은 $x+y$ 이고 치아의 위치가 x 만큼 변화하면 반사된 beam은 $2x$ 만큼 변화한다. 치아와 screen간의 거리를 적절히 선택하여 screen에 반사된 beam의 각도 변화를 측정할 수 있고, 치아운동은 이를 이용, angle geome-

try로 산출될 수 있다(Fig. 11, 12).

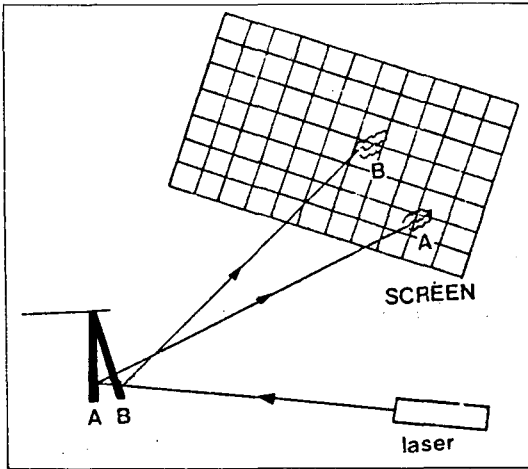


Fig. 11. General Outline.

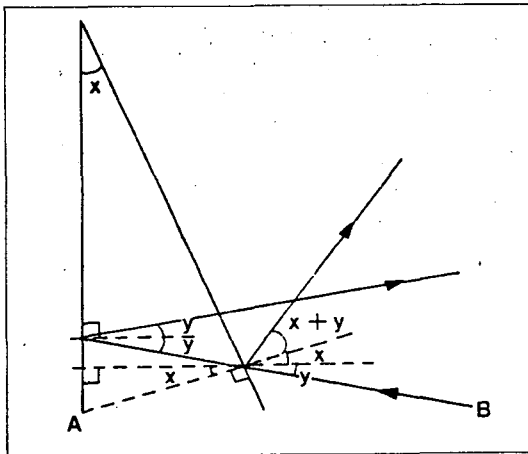


Fig. 12. Angle seametry.

Table 1. Relations between different locations of fulcrum and theoretical sensitivity of movement

Distance (mm)	Sensitivity $\mu\text{m}/\text{div.}$
11	11.1
12	12.1
13	13.2
14	14.2
15	15.2
16	16.2
17	17.2
18	18.2
19	19.2

지대치와 screen간의 거리를 500mm로 할때 screen 상에 1mm의 수직이동은 지대치 수평운동의 0.058° 에 해당하며 만일 지대치의 교합면 정상과 fulcrum간의 거리를 15mm로 하면 지대치 교합면 정상의 수평운동은 0.0152mm 에 해당하게 된다(Fig. 13, 14), (Table 1).

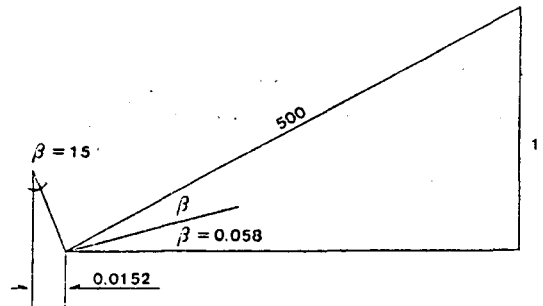
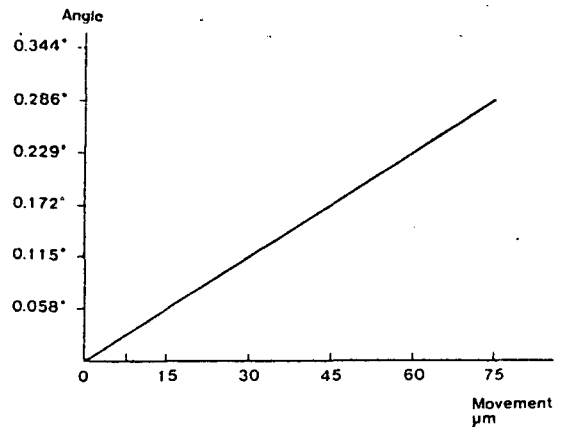


Fig. 13. Path of the beam in the prototype as used for the theoretical evaluation. The distance from the incisal edge of the tooth to the screen was 500mm and the division in the coordinate system 1mm. The angle β was the angle of movement of the tooth. According to the calculated position of the fulcrum of the tooth, a movement of 1mm vertically on the screen corresponds to a horizontal movement of the incisor edge of 0.0152mm .



the distance from the fulcrum of the tooth to the incisal edge: 15mm

Fig. 14. Relations between theoretical tooth movement and tooth movement angle.

5. 지대치 운동의 계측 및 분석

1) Repositioning test

피검자가 bite impression에 얼마나 정확히 계속 reposition 할 수 있는가, 저작압을 주면서 지대치 운동을 계측할 경우에 발생 가능한 impression plate 및 stand의 bending movement가 laser 반사상에 어떤 영향을 미치는가를 알아보기 위해 국소의치 구조물과 접촉되지 않는 견치의 순면을 이용하였으며, 5분 간격으로 충분히 긴장을 풀면서 10회 반복 촬영한 후 maximum force ($12 \pm 2\text{Kg}$)을 주기 전후의 반사상을 분석하여 견치의 순설측 및 근원심 운동을 관찰하였다. 이때 견치의 tip은 bite impression에 접촉되지 않도록 하고, 견치순면의 특징적인 reflexion pattern을 이용하였다.

2) 국소의치 clasp 설계에 따른 지대치 운동의 방향 및 크기 측정

Clasp 설계가 다른 4종의 국소의치를 장착한 후 유리단의 일정부위에 5분 간격으로 각각 10회 저작압을 주면서 screen 상의 수직이동으로 지대치의 근원심 및 협설방향으로의 변위를 계측하였다.

저작압은 교합력계 (Nihon Koh Den Kogyo Co. LTD)를 이용 (Fig. 15), 실험 대상의 중간 및 최대 교합력을 10회 측정하고, 그 평균치를 실험 시의 순간 저작압으로 이용하였다. Medium ($5 \pm 2\text{Kg}$), Maximum ($12 \pm 2\text{Kg}$)

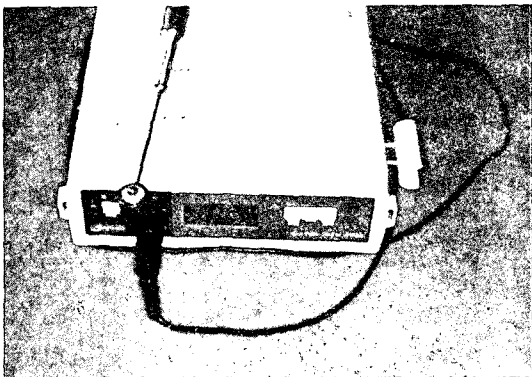


Fig. 15. Jaw force transducer.

측정치는 치아 운동시 fulcrum 위치에 따른 절대적 크기 변화를 보상하기 위해 지대치 운동 각도를 이용했고, 통계적 유의성 조사는 medium force/maximum force 간의 평균치 검정을 위해 paired sample t-test를 하였으며, Duncan's multiple range test를 실시하여 지대치 운동에 미치는 clasp 설계간의 차이를 비교 조사하였다.

III. 연구성적

I. Repositioning test

1) 협설측 위치에서 bite impression에 피검자가 계속 reposition할 수 있는 정도는 (Fig. 16)

a. 저작압을 주지 않는 상태에서 5회는 동일 부위에 위치하였으며, 모든 경우에서 $30\mu\text{m}$ 이내에 reposition이 가능하였다.

b. 국소의치 유리단에 최대 저작압을 주는 상태에서는 10회 중 4회는 동일부위에, $15\mu\text{m}$ 이내에 총 9회 reposition이 가능했으며, $30\mu\text{m}$ 를 벗어난 경우는 없었다.

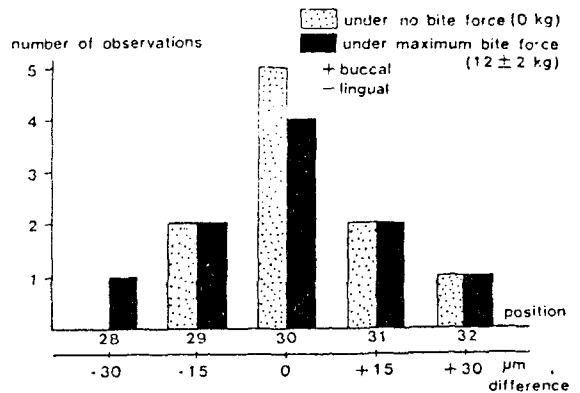


Fig. 16. Diagram of differences in bucco-lingual position of the reflected pattern after repositioning 10 times.

2) 근원심 위치에서 bite impression에 피검자가 계속 reposition할 수 있는 정도는(Fig. 17)

a. 저작압을 주지 않는 상태에서 5회는 동일 부위에 위치하였으며, 모든 경우에서 15 μm 이내에 reposition하였다.

b. 최대 저작압을 준 상태에서는 5회는 동일 부위에, 모든 경우에서 15 μm 이내에 reposition하였다.

2. 국소의치 clasp 설계에 따른 지대치 운동 방향

본 실험에 적용된 Roach clasp, combination clasp, Akers clasp, RPI clasp 모두 저작압의 크기에 관계없이 원심협측 운동을 보였다(Fig. 18).

3. 국소의치 clasp 설계에 따른 지대치 운동의 크기

1) 각 clasp 설계에 따른 지대치의 협설 및 근원심 운동은 Table 2 및 Fig. 19와 같으며, medium bite force와 maximum bite force간의 평균차 검정을 위한 paired sample t-test를 한 결과 95% 신뢰수준에서 Akers clasp의

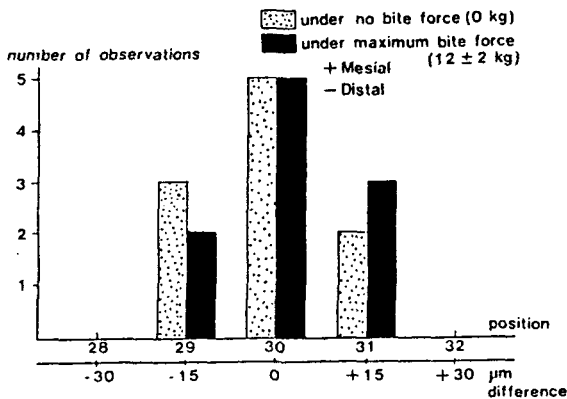


Fig. 17. Diagram of differences in mesio-distal position of the reflected pattern after repositioning 10 times.

근원심 운동의 경우 medium bite force와 maximum bite force의 평균차는 유의성이 없었으며, 그 외의 경우에는 모두 다른 운동을 보였다.

2) 협설 및 근원심 방향에서 bite force에 따른 각 clasp design 간의 평균차를 95% 유의수준에서 비교해 본 결과

a. 지대치의 협설측 운동에서 medium 및 maximum bite force하의 clasp design간 평균차는 모두 유의성이 없었다.

b. 지대치의 근원심 운동은 medium bite force하에서 Roach clasp, combination clasp 및 RPI clasp간에 평균차는 유의성이 없었으나 RPI clasp보다는 Akers clasp가, combination clasp보다는 Akers clasp가 더 큰 지대치 운동량을 보였다. Maximum bite force하에서는 Akers clasp가 RPI clasp보다 큰 지대치 운동량을 보이나, 그 외 clasp들 간에는 차이가 없었다(Table 3).

Clasp design	Load on	
	Medium 5 \pm 2 kg	Maximum 12 \pm 2 kg
A		
B		
C		
D		

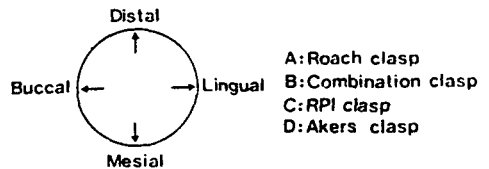


Fig. 18. Resulting movement of upper right first premolar to loading of removable partial denture.

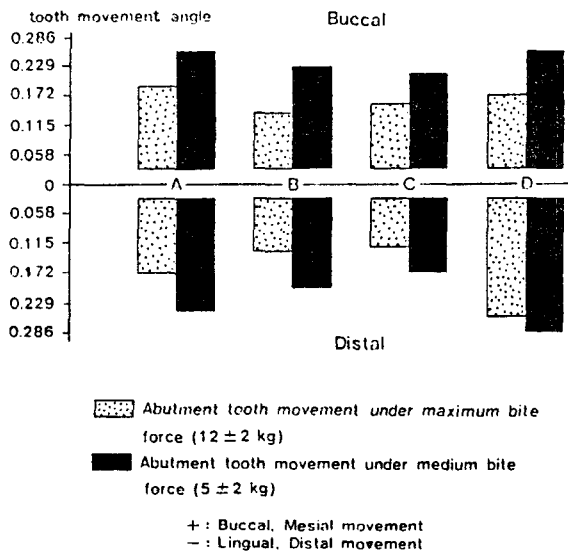


Fig. 19. Average magnitude of abutment tooth movement angle after the castings were loaded.

Table 2. Abutment tooth movement angle with four Clasp designs under Medium/Maximum bite force

Direction	Clasp design /Load	Mean (°)	t value
Bucco-Lingual	A Med.	0.177 ± 0.091	-5.27*
	A Max.	0.258 ± 0.082	
	B Med.	0.132 ± 0.066	-4.28*
	B Max.	0.229 ± 0.097	
Mesio-Distal	C Med.	0.166 ± 0.106	-4.73*
	C Max.	0.224 ± 0.102	
	D Med.	0.172 ± 0.137	-3.67*
	D Max.	0.241 ± 0.162	
Bucco-Lingual	A Med.	-0.178 ± 0.099	-3.84*
	A Max.	-0.235 ± 0.102	
	B Med.	-0.132 ± 0.108	-4.82*
	B Max.	-0.201 ± 0.098	
Mesio-Distal	C Med.	-0.126 ± 0.093	-3.85*
	C Max.	-0.178 ± 0.106	
	D Med.	-0.254 ± 0.136	-1.17
	D Max.	-0.302 ± 0.178	

Note: * significant different ($\alpha < 0.05$)

A : Roach clasp
 B : Combination clasp
 C : RPI clasp
 D : Akers clasp

Medium : 5 ± 2kg
 Maximum : 12 ± 2kg

Buccal + Lingual -
 Mesial + Distal -

Table 3. Test results on comparison among castings for each direction-load combination
 Duncan's Multiple Range Test ($p < 0.05$)

Direction	Load	order			
		1 (lowest)	2	3	4 (highest)
Bucco-Lingual	Medium	B	C	D	A
	Maximum	C	B	D	A
Mesio-Distal	Medium	C	B	A	D
	Maximum	C	B	A	D

Clasp design A : Roach clasp C : RPI clasp
 B : Combination clasp D : Akers clasp

Note: Any means underscored by the same line are not significantly different ($p > 0.05$)
 Any means not underscored by the same line are significantly different ($p < 0.05$)

IV. 총괄 및 고안

국소의치 응력분석에 관한 연구는 Mühlemann^{72,73}이 dial gauge를 이용하여 국소의치 지대치의 동요도를 처음 연구한 이래^{24,25,74,75,76} 기계적 또는 전기적 strain gauge를 이용한 방법^{22,32-35,40}, 광탄성 응력 분석법, 유한 요소법등을 이용하여 그동안 활발한 연구가 있었으며, 국내에서도 광탄성 응력 분석법^{48,49}과 strain gauge를 이용한 방법⁴¹⁻⁴⁷을 통해 국소의치에 가해지는 응력을 연구 보고한 바 있다.

최근에는 치아에 직접 접촉하지 않는 방법으로 laser method^{53,54}, stereophotogramme try^{50,51,52}등이 발표되었으며, 측정시 연구 대상물에 부하를 주지 않고, 저작 운동시 구강 내에 위치하여 방해하지 않을 정도로 충분히 작은 측정기구인 비접촉적 근접 변위 측정법도 발표된 바 있다⁵⁵.

이들 연구 결과를 토대로 가철성 국소의치의 설계에 많은 정보를 얻을 수 있을 지라도 구강 내 상태와 동일하지 않은 실험모형에서 얻은 결과라면 이는 항상 생체에서의 결과와 같다고 볼 수는 없을 것이다.

Laser는 유도 방출에 의한 광증폭을 의미하며, 이 빛이 갖는 특성은 단색성, 응집성, 고휘도성, 평행성을 갖추고 있다. 즉 간단히 말해서 먼곳까지 가늘게 직진하는 성질이 있다^{56,57}.

Laser 광을 이용한 계측은 gas laser의 개발⁶⁰로 측정 대상물에 접촉없이 미세한 변이를 계측할 수 있게 되었으며, 임상적으로 50 μ m 까지 측정 가능한 방법으로 계속 연구되어져 왔고, 치아의 운동 및 동요도를 측정할 수 있는 새로운 가능성을 갖게 되었다.

Laser 광을 이용한 운동 및 동요도를 계측하는 방법으로는 Moire technique, Holographic method, Laser reflexion method 등이 있으며, Moire technique은 치아의 불룩한 협측면과 치아에 직접 무광택 백색을 painting 해야 한다는 기술상의 문제점 등으로 임상적인 계측 방법으로는 바람직하지 못하다⁶⁸.

Holographic method는 1965년 Powell과 Stetson이 holographic interferometry를 계측 방법으로 처음 이용한 이래 치과 분야에는 1970년 치아의 이동 및 동요도에 대하여 응용되기 시작하였으며^{68,69,77}, 본격적으로는 1980년대에 들어와서 치아 이동시 center of resistance와 center of rotation을 찾기 위한 시도등으로 응용되었고^{63,64,65,78,79}, 최근에는 교정학에서 많이 이용되고 있다.

Holography를 이용한 연구의 장점은 작은 변형을 가시적이며 입체적으로 관찰 가능하고, 실제 구조물을 대상으로 외력의 이동 방향 및 변이를 직접 측정할 수 있다.

이 방법은 정밀도가 0.3-30 μ m로 매우 높아서 실험모형 연구에서는 만족할만한 결과를 얻을 수 있으나 환자의 악골을 impression에 정확히 제 위치시키기가 어렵고, 생체에서 치아의 hologram을 얻기 위해서는 고출력의 laser와 짧은 노출시간을 줄 수 있는 장비가 필요하므로 임상적으로 사용하기에는 적당치 못하다.

Laser reflexion method는 1974년 Hans Ryden^{68,69,70,71}등이 개발한 이래 특히, 치주과 영역에서 치아 이동의 정밀 측정에 많이 이용되고 있는 것으로 그 장점은 장비가 간단하고 저렴하며, 저출력의 laser를 사용하므로 인체에 무해하고, 약 50 μ m 이내의 정밀도를 가지면서 치아에 특별한 reference point 없이도 지문과 같은 specific reflexion pattern을 얻을 수 있기 때문에 임상적으로 적용하기에 가장 적절한 방법으로 사료된다.

Laser reflexion method로 치아의 이동을 정확히 측정하기 위해서는 치아의 회전 중심이 어디에 위치하는가를 알아야 한다.

치아의 수평 운동시 회전 중심에 대한 이론으로 Oppenheim⁸⁰은 light force 로 tipping movement가 있을 때는 치근단 부위에 위치하고, 외력이 증가할수록 점차 치근 위로 올라와서 존재한다고 했으며, Hauple과 Lang⁸¹, Gottlieb와 Orban⁸², Schwartz⁸³는 회전 중심이 치근의 변연 부위에, Bauer와 Lang⁸⁴, Reichborn-Kjennerud⁸⁵은 치근의 중앙보다 약간 상방

에, Johnson⁸⁶⁾, Goldman⁸⁷⁾, Stuteville⁸⁸⁾은 치근단과 치근중양부 사이의 어느 점에 위치한다고 했다.

이처럼 fulcrum의 정확한 위치를 계산하기는 힘들지만, 대개 치근의 중양부와 이보다 약간 치근단 쪽에 위치한다고 받아 들여지고 있다.

Repositioning test에서는 그 정도를 μm 로 표현하기 위해서 치근의 중양부에 회전 중심이 있는 것으로 가정하여 계산하였으며, fulcrum의 위치에 따른 치아 운동의 이론적인 결과치는 Table 1과 같고, 회전 중심을 교두정으로부터 15mm에 위치한다고 했을 때 치아운동 각도와 치아의 실제 운동거리에 대한 이론적인 상관관계는 Fig. 14와 같다.

본 연구에서는 회전중심에 관계없이 치아운동의 상대적인 비교 및 평가만을 하기 위해 치아운동에 따른 치축 운동각도의 변화를 측정하였으며, 그 각도를 치아운동 각도라고 명명하였고, 지대치의 수직운동은 본 연구에서 측정 곤란하여 reflexion pattern의 수직이동을 분석, 지대치의 협설 및 근원심 운동을 조사하였다.

가철성 국소의치 장착전후의 지대치에 미치는 strain에 대한 연구에서 Dykema⁸⁹⁾, Boucher⁹⁰⁾, Henderson⁹¹⁾, Stewart⁹²⁾ 등은 국소의치 clasp 적합도의 중요성을 강조하였으며, Gay⁹³⁾는 가철성 국소의치 제작 시 일어나는 오차를 보상키 위해서는 custom-fitting의 필요성을 제창한 바 있다.

그 조절 방법으로는 chloroform에 녹인 rouge를 사용하는 방법, disclosing wax 사용법, 이들을 확대경 하에서 실시하는 방법등 여러 방법이 있으며, Thompson⁹⁴⁾ 등은 지대치에 대한 가철성 국소의치 구조체의 적합도를 조절하는 것은 지대치에 가해지는 외력의 방향에 중요한 영향을 미치며, Browning⁹⁵⁾ 등도 적합도의 조절에 따른 지대치 운동의 방향 및 크기에 변화가 있다는 것을 강조한 바 있다.

본 실험에서는 적합도에 따른 strain을 최소화하고 실험결과에 미치는 영향을 없애기 위해 각 실험대상 국소의치를 disclosing solution

(Belle de St. Claire. U.S.A.)를 이용, neutral, unstrained state로 안착시켰으며, 이렇게 조절된 국소의치를 장착한 상태로 저작압을 주지 않은 경우와 저작압을 준 경우를 비교하여 repositioning test를 실시하였다.

Laser 측정법을 이용한 repositioning test는 holographic method을 이용, 석고로 채득한 bite에 상악모형을 reposition해 본 결과 $5\mu\text{m}$ 의 정확성을 가진 재현성을 보였으며⁶⁸⁾, 1975년 Hans Ryden⁶⁹⁾이 자기가 직접 고안한 impression plate에 bite를 채득한 후 repositioning test를 5분 간격으로 10회 실시해 본 결과 $100\mu\text{m}$ 이내에서 재현성을 얻을 수 있었고, 1975년의 실험에서는⁷⁰⁾ 모두 $20\mu\text{m}$ 이내의 재현성을 얻을 수 있었다.

이들 repositioning의 정확성은 bite stand를 optic table에 얼마나 정확히 고정할 수 있는가, 치아의 bite를 얼마나 정확히 채득할 수 있는가, 얼마나 이완된 상태로 편안하게 환자가 reposition에 임할 수 있는가에 달려있다.

그러므로 본 실험에서는 이들 bite stand를 수평면에 15° 경사되게 특별히 설계하였고, 그 고정 장치의 강도를 보강하기 위해 수회 수정 반복제작하였다.

그 결과 최대 교합압($12 \pm 2\text{Kg}$) 하에서도 상악 치아들이 bite impression에 $30\mu\text{m}$ 이내의 정확한 reposition을 얻을 수 있었기에 $30\mu\text{m}$ 이내의 치아이동을 측정하기에는 임상적으로 충분히 가치있는 방법으로 판명되었다.

국소의치 설계시 의치상에 가해지는 외력을 지대치와 잔존 치조점막에 효율적으로 분산시켜 지대치를 보호하는 방법으로 여러 항목에 걸쳐 다양한 연구가 있었으며, 그 중 유리단 국소의치의 최후방 지대치에 어떤 clasp를 설계하는 것이 지대치에 가해지는 응력을 최소화할 것인가에 대해 가장 높은 관심의 대상이 되어왔고, 그 설계 및 효과에 대해서는 서로 상반된 견해들을 연구 보고하고 있다.

유리단 국소의치에 어떤 clasp를 설계할 것인가는 clasp의 탄력성과 지대치에 가해지는 외력에 근거하여 주로 결정되어져 왔다. Akers clasp는 견고하며, bracing effect도 좋

고 비교적 외력을 지대치에 직접 전달할 수 있으므로 건강한 지대치에 적당한 clasp로 권장되었고, bar clasp는 탄력성이 좋으므로 약한 지대치에 주로 사용되어져 왔다. 그러나 Applegate⁹⁶⁾에 의하면 주조 bar clasp는 반원형상의 형태로 인한 탄력성 부족으로 지대치에 응력을 많이 주므로 유리단 국소의치의 clasp로 사용될때는 완압장치와 같이 사용할 것을 권장하였으며, McCracken⁹⁷⁾은 유리단 국소의치에서 bar clasp의 사용을 경고하면서 그 경고성때문에 원심 rest와 원심 undercut을 사용해야 하는 경우에만 적용될 수 있다고 주장하였다.

Swenson과 Terkla⁹⁸⁾는 두 개의 지대치에 레스트를 설계하고, 유지장치는 원심 및 근심 협면의 유지부와 근심 교합면 레스트를 가지는 back action clasp를 주장하였으나, 교합력이 적용될 때 bracing arm이 치은쪽으로 이동하면서 일어나는 지대치의 협측응력을 buccal arm은 탄력성이 커서 이를 저항하지 못하게 된다는 반론도 제기되었었다.

원심 레스트와 가공선 clasp를 가지는 combination clasp는 완압작용을 가지므로 많은 학자들에 의해 권장되어 왔으며, Applegate⁹⁶⁾는 가공선 clasp의 경우 동근 단면을 가진 유지부를 가지므로 어느 방향으로나 탄력성을 나타내고 치아와의 접촉단면을 작게 적용할 수 있어서 지대치에 가해지는 외력을 가장 효과적으로 막을 수 있는 설계라고 주장하였다. 그러나 Fenner⁷⁴⁾등의 임상연구에서는 이런 주장에 의문을 제기하였으며, Clayton과 Jaslow¹⁸⁾등은 가공선 clasp가 같은 길이의 주조 bar clasp보다 탄력성이 적고, 지대치에 더 큰 응력을 발생시킨다고 반론을 제기하였다. Kratochvil¹³⁾은 RPI clasp가 치아의 피개정도를 줄이면서 지대치에 가해지는 응력을 감소시킬 수 있다고 강조하고 유리단 국소의치에서 수직적인 저작압이 가해질 때 I bar와 인접면 판은 지대치로부터 이탈되면서 응력을 감소시키며, 근심 minor connector는 인접면판과 함께 reciprocation을 제공하여 lingual arm을 생략할 수 있다고 주장하였다.

Krol¹⁴⁾, Thompson²²⁾, McCartney²⁹⁾, Taylor⁹⁹⁾도 이런 주장을 지지하는 연구를 발표한 바 있으나, Cecconi¹⁶⁾는 RPI clasp가 다른 clasp보다 오히려 더 큰 지대치 운동을 보였다고 주장하였다.

본 연구의 결과로는 지대치 운동의 크기에 있어서 협설측은 큰 차이가 없었으며, 최대 교합력 하에서 근원심 운동의 경우 RPI가 Akers clasp보다는 우수한 것으로 나타났으나, RPI, combination, Roach clasp 간에는 우수성을 비교해 낼 수 없었다(Table 3).

지대치 운동방향에 대한 연구로 Glickmann¹⁰⁰⁾에 의하면, 치아는 치축방향으로의 외력에 저항력이 크므로 치근단 방향의 운동은 임상적으로 큰 문제가 없으나, Akers clasp와 combination clasp의 경우에는 수평력에 대한 저항도가 지대치 건강에 큰 영향을 미친다고 발표하였으며, Nally²³⁾ Taylor⁹⁹⁾는 유리단 국소의치에서 지대치의 원심운동을, Clayton¹⁸⁾은 가공선 clasp의 경우 지대치의 원심설측 운동을, 주조 bar clasp의 경우 근심설측 운동을 관찰하였다.

Kratochvil¹³⁾, Krol¹⁴⁾은 유리단 국소의치 하에서 근심 레스트를 가진 직접 유지장치는 지대치를 근심으로 미는 외력을 발생시킨다고 보고한 바 있으나, Cecconi¹⁶⁾는 clasp arm의 설계가 지대치 운동의 크기 및 방향에 미치는 영향을 연구한 결과 clasp 설계에 따른 지대치 운동방향에는 차이가 없었으며, Browning^{50,52)}도 RPI clasp와 가공선 clasp간에 운동방향의 차이는 없었으며, 모두 근심설측 운동을 관찰하였다.

본 실험에서는 다소 크기의 차이는 있으나, 지대치의 원심운동이라는 점에서 Nally, Taylor와 일치된 결과를 보였으며, Cecconi, Browning등의 결과에서처럼 clasp 설계의 유형에 따른 지대치 운동 방향의 차이는 볼 수 없었다. 이 연구결과를 볼 때 지대치 운동 방향은 레스트의 위치보다는 저작압의 방향이나 지지조직의 외형에 의해 더 큰 영향을 받는 것으로 사료된다.

Browning⁵²⁾의 연구발표에 의하면 지대치 운

동은 저작압이 약하게 적용될 때 대부분 다 일어나며, 이는 잔존 치조제의 연조직이 기능 시 다른 형태로 먼저 변화하기 때문으로 보고된 바 있다. 본 연구에서는 Akers clasp의 근원심 운동 경우에 medium bite force 하에서 지대치 운동의 초기 완성이 있는 것으로 보이나, 그 외의 Roach, combination, RPI clasp에서는 교합력의 증가에 따라 지대치의 운동도 증가하였으므로 (Table 2) 교합력이 커질수록 더 불리한 결과를 초래할 수 있다고 추정된다.

이러한 상반된 견해들 가운데 유리단측 최후방 지대치에 설계되는 교합면 레스트의 근원심 위치에 따른 지대치 운동의 연구가 관심의 초점이 되어왔다.

근심레스트는 유리단 국소의치의 지대치에 가해지는 응력을 줄일 수 있으며, 의치상 전면 에 걸쳐 교합력이 치조점막에 거의 수직으로 작용케 하므로 원심레스트보다 지지를 쉽게 얻을 수 있다고 Kratochvil¹³⁾ 등이 주장했으며, Zach¹⁰¹⁾는 근심 레스트가 간접유지 효과와 인접면판의 역할까지 할 수 있음을 강조하였다. 이렇게 원심 레스트의 경우 지대치는 후방으로 tipping되는 양상을 보이며, 치아의 동요도 증가, 치조골 상실, 의치의 동요, 결과적으로 교합의 부조화를 야기한다는 이론에 반해 Stewart⁹²⁾ 등은 원심 교합면 레스트를 권장하였다. Goodkind⁷⁵⁾는 임상실험에서 근심 레스트인 경우 더 큰 지대치 운동을 보였다고 했으며, Cecconi¹⁶⁾ 등은 4가지 다른 clasp 설계를 통한 실험에서 근심 레스트를 가진 I-bar가 원심 레스트보다 더 큰 치아운동을 보였다고 보고하였다.

Kratochvil과 Caputo³⁶⁾는 그 이유로서 인접면판의 physiologic relief가 없었기 때문인 것으로 설명하였으며, Kotowicz¹²⁾는 이를 위해 원심 레스트를 사용하는 유리단 국소의치의 경우 원심 유도면판의 생략을 권장하였다. 그러나, Cecconi 등¹⁰²⁾은 국소의치에 부하를 가할 때 나타나는 외력은 주로 교합면 레스트를 통해 지대치에 가해지며 레스트의 위치에 관계없이 지대치 운동의 차이는 없었다고 보고하였다.

본 연구의 결과를 보면 (Table 3) RPI,

combination, Roach clasp간의 우수성을 평가할 수 없는 것으로 보아 응력이 지대치에 미치는 영향으로 clasp의 설계자체보다는 다른 요인들인 clasp assembly의 적합도, 의치상의 적합도, 지지조직의 피개면적, 교합등에 의해 더 크게 좌우되는 것으로 사료된다.

V. 결 론

Laser reflexion method을 이용한 생체실험을 통하여 유리단 국소의치의 clasp 설계 (Roach clasp, combination clasp, RPI clasp, Akers clasp)에 따른 지대치 운동의 방향 및 그 크기를 측정, 비교한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Clasp 설계에 따른 지대치의 협설측 운동 차이는 없었으며, 가장 유리한 clasp 설계를 지정할 수 없었다.
2. Clasp 설계에 따른 지대치 운동방향에는 차이를 보이지 않았으며, 모두 원심협측으로 운동하였다.
3. Akers clasp가 RPI clasp보다 지대치를 더 크게 원심 운동시켰으나, RPI, Roach, combination clasp들 간의 차이는 없었다.
4. 본 연구에 사용된 장치 및 방법은 생체실험에 적용하기에 신뢰성이 있는 것으로 판단되었다.

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. Ramfjord, S., and Ash, M.: Occlusion, ed. 1, Philadelphia and London, 1966, W.B. Saunders Company, pp. 84-92, 125.
 8. Beyron, H.: Characteristics of functionally optimal occlusion and principles of occlusal rehabilitation, *J.A.D.A.* 48:648, 1954.
 9. Boy, H.: Twelve periodontal studies, Toronto, 1940, University of Toronto Press.
 10. Brientner, C.: Alteration of occlusal relations induced by experimental procedures. *Amer. J. Orthodont.* 29:277, 1943.
 11. DeVan, M.M.: Preserving natural teeth through the use of clasps, *J.P.D.* 5:208, 1955.
 12. 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.
 13. Kratochvil, F.J.: Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth. *J.P.D.* 13:114, 1963.
 14. Krol, A.J.: Clasp design for extension-base RPD. *J.P.D.* 29:408, 1973.
 15. McCracken, W.L.: Contemporary partial denture designs. *J.P.D.* 8:71, 1958.
 16. 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.
 17. Cecconi, B.T.: Effect of rest design on transmission of forces to abutment teeth. *J.P.D.* 32:141, 1974.
 18. 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.
 19. Kaires, A.K.: Effect of partial denture design on unilateral force distribution, *J.P.D.* 6:526, 1956.
 20. Kaires, A.K.: Effect of partial denture design on bilateral force distribution. *J.P.D.* 6:373, 1956.
 21. Shoheit, H.: Relative magnitude of stress on abutment teeth with different retainers. *J.P.D.* 21:267, 1969.
 22. 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.
 23. Nally, J.N.: Method of handling abutment teeth in Class I partial dentures, *J.P.D.* 30: 561, 1973.
 24. Frechette, A.R.: The influence of partial denture design on distribution of force to abutment teeth. *J.P.D.* 6:195, 1956.
 25. 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.
26. Metty, C.: Obtaining efficient soft tissue support for the partial denture base. *J.A.D.A.*, 56:679, 1958.
 27. Holes, J.B.: Influence of impression procedures and occlusal loading of partial denture movement, *J.P.D.*, 15:474, 1965.
 28. Christidou, L., Osborne, J., and Chamaerlain, J.: The effects of partial denture design on the mobility of abutment teeth. *Br. Dent. J.* 135:9, 1973.
 29. 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.
 30. 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.
 31. 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.
 32. 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.
 33. Craig, R.G., and Farah, J.W.: Stress from loading distal extension removable partial denture. *J.P.D.* 39:274, 1978.
 34. 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.
 35. 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.
 36. 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.
 37. 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.
 38. Berg, T., and Caputo, A.A.: Anterior rests for maxillary removable partial denture, *J.P.D.*, 39:139, 1978.
 39. Reitz, P.V., Sanders, J.L., and Caputo, A.A.: A photoelastic study of split palatal major connector. *J.P.D.* 51:19, 1984.
 40. Reitz, P.V., and Caputo, A.A.: A photoelastic study of stress distribution by a mandibular split major connector. *J.P.D.* 54:220, 1986.
 41. 관명대 : Occlusal rest의 형태가 지대치 운동에 미치는 영향에 관한 실험적 연구. 대한치과의사협회지, 제14권 제2호, 1976.
 42. 김명동 : 유리단 국부의치에서 지대치에 미치는 수직 압력에 관한 실험적 연구. 대한치과의사협회지, 제4권 제2호, 1976.
 43. 부삼환 : 국부의치에 있어서 지대치에 가해지는 stress에 관한 연구. 최신의학, 제16권 제4호, 1973.
 44. 엄영배 : Occlusal rest의 설치에 따라 지대치와 상하조직에 가해지는 stress의 분포에 관한 연구. 대한치과보철학회지, 제12권 제1호, 1974.
 45. 이병태 : Clasp의 변형에 따른 유지가 지대치 운동에 미치는 영향에 관한 실험적 연구. 대한치과의사협회지, 제14권 제1호, 1976.
 46. 이선국 : 간접 유지장치가 치아운동에 미치는 영향에 관한 연구. 월간 치과연구, 제2권 제3호, 1977.
 47. 이호용 : Clasp 형태의 변형에 따라 지대

- 치에 가해지는 수평압력에 관한 연구. 대한치과의사협회지, 제2권 제3호, 1977
48. 윤성일 : 양측성 유리단 국소의치의 설계변화에 따른 광탄성 응력 분석에 관한 연구. 대한치과의사협회지, 23(1) : 45, 1985.
 49. 조혜원 : 정밀부착성 유지장치에 따른 양측성 국소의치의 광탄성 응력분석. 서울대학교치대논문집, 9(1) : 115, 1985.
 50. 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.
 51. 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.
 52. Browning, J.D., Eick, J.D., and MaGarrah, H.E.: Abutment tooth movement measured in vivo by using stereophotogrammetry. J.P.D. 57:323, 1987.
 53. Burstone, C.J., Pryputniewicz, R.J., and Bowley, W.W.: Holographic measurement of tooth mobility in three dimensions. J. Perio. Res. 13:282, 1978.
 54. Young, T.M., and Altschuler, B.R.: Laser holography in dentistry. J.P.D. 38:216, 1977.
 55. Bazirgan, M., and Dates, J.F.: Preliminary study of a method of measuring RPD abutment tooth movement in vitro and in vivo. J.P.D. 56:204, 1986.
 56. Orazio Svelto: Principles of Lasers, Plenumpress, New York, 1982.
 57. 오명, 강민호 : 레이저 응용. 청문각, 1987.
 58. Tengroth, B.: Personal communication, 1977.
 59. Maiman, T.H.: Optical and microwave-optic experiments in ruby. *Phy. Rev. Lett.*, 4(11):564, 1960.
 60. Towns, C.H.: Infrared lasers. *Advances in Quantum Electronics*. p. 3-12, Columbia University Press, 1961.
 61. Wictorin, L., Bjelkhagen, H., Abramson, N.: Holographic investigation of elastic deformation of defective gold solder joints. *Acta Odont. Scand.* 30:659-670, 1972.
 62. Wedendal, P.R. and Bjelkhagen, H.I.: Dynamics of human teeth in function by means of double pulsed holography: An experimental investigation, *Appl. Opt.*, 13:2481-2485, 1974.
 63. Burstone, C.J., Pryputniewicz, R.J., and Bowley, W.W.: Holographic measurement of tooth mobility in three dimensions, *J. Periodon. Res.*, 13:283-294, 1978.
 64. Burstone, C.J., and Pryputniewicz, R.J.: Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces, *Am. J. Orthod.*, 77:396-409, 1980.
 65. Burstone, C.J., Every, T.W., Pryputniewicz, R.J.: Holographic measurement of incisor extrusion, *Am. J. Orthod.*, 82:1-9, 1982. Bowley, W.W.: Determination of arbitrary tooth displacements, *J. Dent. Res.*, 57:663-674, 1978.
 66. Pryputniewicz, R.J., Burstone, C.J. and Bowley, W.W.: Determination of arbitrary tooth displacements, *J. Dent. Res.*, 57:663-674, 1978.
 67. Pryputniewicz, R.J., Burstone, C.J.: The effect of time and force magnitude on orthodontic tooth movement, *J. Dent. Res.*, 58:1754-1764, 1979.
 68. Ryden, H. Bjeikhagen, H., and Soder., P.O.: The use of laser beams for measuring tooth mobility and tooth movements. An in vitro study. *J. Periodontol* 45:285, 1974.

69. Ryden, H., Bjelkhagen, H., and Soder, P.O.: The use of laser beams for measuring tooth mobility and tooth movements. *J Periodontol* 46:421, 1975.
70. Ryden, H., Bjelkhagen, H., and Sandstrom, U.: A laser instrument for measuring tooth movements. *J Periodontol* 50:265, 1979.
71. Ryden, H.: The Laser Reflexion Method. Measurements of Tooth Movements. Thesis, Karolinska Institutet, Stockholm 1980.
72. Mühlemann, H.R.: Periodontometry, a method measuring tooth mobility. *Oral Surg*. 1220, 1951.
73. Mühlemann, H.R.: Tooth Mobility I. The measuring method, initial and secondary tooth mobility. *J. Periodontol.* 25:22, 1954.
74. Fenner, W., Gerber, A., and Mühlemann, H.R.: Tooth mobility changes during treatment with partial denture prosthesis. *J.P.D.* 6:520, 1956.
75. Goodkind, R.J.: The effect of removable partial denture on abutment mobility; A clinical study. *J.P.D.* 30:139, 1973.
76. Goto, T.: Changes in abutment tooth mobility by wearing partial dentures. *Bull. Tokyo Med. Dent. Univ.* 17:329, 1970.
77. Christiansen, R., and Burstone, C.J.: Centers of rotation within the poeriodontal space, *Am. J. Orthod.*, 55:353-369, 1969.
78. Dermaut, L.R.: Experimental determination of the center of the upper first molar in a macerated dry human skull submitted to horizontal head gear traction, *Am. J. Orthod.*, 90:29-36, 1986.
79. Dermaut, R.L. Vanden Bulcke M.: Evluation of instrusive mechanics of the type "segmented arch" on a macerated human skull using the laser reflection technique and holographic interferometry, *Am. J. Orthod.*, 89:251-63, 1986.
80. Oppenheim, A.: Die Veränderungen der Gewebe ins besonders Knockens bei Verschiebung der Zähne. *Z Stomat* 26:40, 1928.
81. Häupl, K., and Lang, F.J.: Die Marginale Parodontitis. Berlin, Herman Messer, 1927.
82. Gottlieb, B., and Orban, B.: Die Veränderungen der Gewebe bei übermässiger Beanspruchung der Zähne, Thieme. Leipzig, 1931.
83. Schwartz, A.M.: Über die Bewegungbelasteter Zähme. *Z Stomat* 26:40, 1928.
84. Bauer, G., and Lang, F.J.: Über das Wandern der Zähne. *Vjschr Zhk* 44:321, 1928.
85. Reichborn-Kjennerud, I.: Marginale Parodontiter. Goteborg, 1948.
86. Johnson, A.L., Appléton, J.L., and Rittershofen, L.S.: Tissue changes involved in tooth movement. *J Orth Oral Surg* 12: 889, 1926.
87. Goldman, H.M., and Cohen, D.W.: *Periodontal Therapy.* ed 4. St. Louis, C.V. Mosby Co., 1968.
88. Stuteville, U.H.: A summary review of tissue change incidental to tooth movement. *Angle Orthod* 8:3, 1938.
89. Dykema, R.W., Cunningham, D.M., and Jhonson, J.F.: *Modern practice in removable prosthodontics.* p. 262 Philadelphia, W.B. Saunders Co., 1969.
90. Boucher, L.J., and Renner, R.P.: *Treatment of partially edentulous patients.* p. 170 S. Louis, C.V. Mosby Co., 1982.
91. 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.
92. Stewart, K.L., Rudd, K.D., and Kuebker, W.A.: *Clinical removable prosthodontics.* p. 370 St. Louis, C.V. Mosby Co., 1983.

93. Gay, W.D.: Laboratory procedure for fitting removable partial denture frameworks. *J.P.D.* 40:227, 1978.
94. 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* 38:261, 1977.
95. 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.
96. Applegate, O.C.: *Essentials of RPD prosthesis*. 3rd ed. Philadelphia and London, W.B. Saunders Co., 1965.
97. McCracken, W.L.: *Partial Denture Construction*, ed. 3, St. Louis, 1969, The C.V. Mosby Company.
98. Swenson, M.G., and Terkla, L.G.: *Partial Dentures*, St. Louis, 1955, The C.V. Mosby Company.
99. 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.
100. Glickiman, I., Roeber, F.W., Brion, M., and Pameijer, J.H.: Photoelastic analysis of internal stress in the periodontium created by occlusal forces. *J. Periodontol.* 41:30, 1970.
101. Zach GA Advantages of mesial rests for removable partial dentures. *J.P.D.* 1975; 33:32-5.
102. Cecconi, B.T., Asgar, K., and Dootz, E.: Clasp assembly modifications and their effect on abutment movement. *J.P.D.* 27:160, 1972.

— Abstract —

IN VIVO STUDY ON ABUTMENT TOOTH MOVEMENT FOR DISTAL EXTENSION REMOVABLE PARTIAL DENTURES

Jong-Yeop Lee, D.D.S., M.S.D., Kwang-Nam Kim, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Ik Tae Chang, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University

The laser reflexion method is a new technique which permits precise contactless measurement and observation of tooth mobility as well as tooth movement.

The purposes of this study were to clarify the reliability of the laser reflexion method in clinical application and to measure the abutment tooth movement according to clasp design.

This study was designed to determine

- 1) How much a bending movement of the impression plate stand affects the position of the reflexion pattern and how precise the patient bites into plate
- 2) Which clasp design causes greater movement of the abutment tooth.

Under medium and maximum bite forces, tests were performed on central loading position which was 13mm distal to terminal abutment tooth of distal extension removable partial denture.

The movement in the mesiodistal and buccolingual directions was measured.

The Duncan's New Multiple-Range test was used to compare the means for the four castings under each direction-load combination; and the paired sample t-test was for medium and maximum bite forces.

From this experiment, the following results were obtained.

1. The Roach clasp, the combination clasp, the RPI clasp, and the Akers clasp did not significantly differ in their effects on buccolingual movement of the abutment tooth.
2. The direction of abutment tooth movement was not significantly altered by clasp design and all abutment tooth movements were oriented distobuccally.
3. Under medium bite force, the Akers clasp caused greater distal movement of the abutment tooth than did the combination clasp and the RPI clasp. Under maximum bite force, the Akers clasp caused greater distal movement of the abutment tooth than did the RPI clasp.
4. The testing apparatus and procedures used in this study (laser reflexion method) proved to be reliable in clinical application.