

수종의 클래스프의 언더커트에 따른 인장력에 관한 연구

단국대학교 치과대학 보철학 교실

김봉환 · 임주환 · 조인호

I. 서 론

국소의치가 안착되어 있는 조직으로부터 빠져 나오려는 작용을 방지하기 위하여 지대치에 장착하는 국소의치 장치의 일부를 직접 유지 장치라고 하며, 대별하여 정밀 접촉형 유지장치를 사용하는 치관내 직접 유지장치와 일반적인 클래스프를 사용하는 치관의 직접 유지 장치로 나눌 수 있다^{1,24)}. 심미적으로 우수한 치관내 직접 유지장치에 비하여 일반적으로 많이 사용하는 치관의 직접 유지장치에는 원주형, 바형(bar type), 그리고 두가지의 조합형을 포함하는 주조 클래스프와 wrought wire 클래스프, 그리고 주조 클래스프와 wrought wire 클래스프의 조합형을 들 수 있다²⁴⁾.

클래스프 선택의 기본적인 원칙은 지대치와 후방 연장 연조직에 대하여 최대한의 유지력을 발휘하고^{17,32)}, 동시에 지대치에 대하여 최소한의 부하를 가함으로써 국소의치에 가해지는 회전력이나 측방력에 의한 지대치를 비롯한 잔존치의 수명에 해를 끼치지 않도록 해야 한다^{3,24,32,40)}.

적절하게 디자인한 클래스프의 요구 조건으로는^{24,32)} 조직부 방향의 운동을 충분히 막아서 저작압을 끌고루 분산 시키는 지지(support), 의치의 측방운동을 방지하여 의치의 안정(stabilization)을 도모하는 파지(bracing), 의치가

제자리에서 상방으로 이탈하려는 운동을 막아주는 유지(retention), 유지부가 지대치에 가하는 힘에 대하는 보상(reciprocation), 지대치를 최소한 180도 이상 감싸야 하는 encirclement, 의치가 안정된 위치에 있을 때 클래스프는 지대치에 아무런 힘도 가하지 않아야 하는 수동성(passivity) 등을 들 수 있다.

국소의치의 탈락을 방지하는 클래스프의 유지능력을 결정하는 요소로는 유지부가 장착될 지대치면의 언더커트량이 중요하며, 이외에도 언더커트 아래로 들어간 유지부의 길이, 클래스프 암(arm)의 유연성(flexibility), 유지부가 지대치면의 언더커트 부위와 얼마나 정확하게 접촉되는지 여부²⁾ 등이 포함된다.

또한 유지를 전달하는 클래스프 암의 유연성^{21,24)}은 길이가 길수록, 직경이 가늘수록 증가하며, 단면 형태에 따라서 즉, 원형이 반원형보다 우수하고, 재료나 금속구조에 따라서도 차이를 보이며, 유지부의 외형에 따라서 즉, 균일하게 tapered 한 것⁷⁾이 우수한 유연성을 보인다.

본 논문에서는 임상에서 흔히 이용되는 세가지 깊이(0.01, 0.02, 0.03 인치)의 언더커트를 상악 제 1소구치와 제 2대구치에 각각 surveyed crown을 제작하여 형성한 후, 세가지의 클래스프 즉, 원형의 주조, 반원형의 주조, wrought wire 클래스프들이 이탈할 때 요구되는 인장력을 측정함으로써, 동일한 클래스프가 언더커

트량이 변화할 때의 인장력의 변화 양상, 같은 언더컷트하에서 각각의 클래스프에 요구되는 인장력의 차이, 또한 동일한 언더컷트에서 클래스프의 길이의 차이(소구치와 대구치간의 시편들의 비교)에 따른 인장력의 변화 양상 등을 비교 연구하고자 하였으며, 실험 결과 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

II. 이 론

많은 치과의사들이 후방 연장 국소의치의 지대치에 원주형 주조 클래스프 대신에 wrought wire 클래스프를 사용하였는데, 이는 wrought wire 클래스프의 유연성이 우수하여 지대치에 과도한 외력이 전달되는 것을 방지할 수 있다고 믿었기 때문이다³⁾. Morris 등⁴⁰⁾과 Brudvik과 Morris⁸⁾는 클래스프의 유연성을 알아보기 위하여 긴장-이완 순환(stress-relaxation cycling)법을 이용하여 견고성을 비교하였으며, 그 후 Morris 등⁴¹⁾은 원주형 주조 클래스프의 유연성이 클래스프의 직경-폭의 비율에 영향을 받는다고 보고하였다. 1983년에 Frank 등²¹⁾은 여러가지 Ni-Cr합금과 Co-Cr합금으로 만든 주조 클래스프와 wrought wire 클래스프의 한 방향으로의 변위법(single-displacement method)을 이용하여 19-게이지 혹은 20-게이지의 주조 원형 클래스프의 유연성이 18-게이지 wrought wire 클래스프의 유연성과 비슷하다고 보고하였다. 이를 따라 Nelson 등⁴⁴⁾은 후방 연장 국소의치에서 RPA 클래스프에 cast round 클래스프를 적용하여 유연성을 증가시킴으로써 최후방 지대치에 가해지는 염력(torque)을 성공적으로 분산시켰다고 보고하였다.

Wrought wire 클래스프는 때때로 제한적으로 사용되는데²²⁾ 특히 두개의 지대치 사이의 공간이 협소한 경우나, 납착 부위(soldering joint)가 클래스프의 작용점에 가까운 경우에는 클래스프의 유연성이 40%까지도 감소하므로써 파절 위험성이 높아진다고 보고 되었다. 주조 클래스프의 경우 wrought wire 클래스프에 비하여 임상적 접합도(fitness)가 뛰어나 클래스프의 이탈을 방지하는 힘이 크게 작용한다⁴⁴⁾. Round

클래스프의 경우에 wrought wire 클래스프와 유연성이 비슷하고, half round 클래스프와는 접합도가 비슷하여 연약한 지대치를 포함하는 후방 연장 국소 의치에서 간혹 사용되며²⁴⁾, 지대치에 가해지는 염력을 감소시키는 역할을 하게된다³⁾.

1973년에 Krol³²⁾은 후방 연장 국소의치에서 RPI 클래스프가 가장 이상적이라고 주장하였으나, 최근의 논문에서 Curtis 등¹⁶⁾은 단면이 반원형인 주조 원주형 클래스프가 임상 의들로 부터 가장 많이 사용되고 있다고 보고하였다. 이러한 선호 경향은 코발트-크롬 합금의 I-bar 클래스프가 약 1년정도의 짧은 기간 동안에 임상적인 접합성이 현저히 저하되어 지대치와 클래스프사이에 공극이 생기는 반면에, 원주형 주조 클래스프의 경우에는 그 임상적인 접합도가 성공적으로 지속된다는 사실에서 기인하고 있다.

클래스프의 유연성을 결정하는 요소로는 클래스프 암(arm)의 길이, 직경, 단면 형태, 합금 재료 및 외형 등을 들 수 있다^{24, 39)}. 최근에 Yuasa 등⁴⁷⁾은 클래스프의 형태(두께와 폭경)의 변화와 클래스프의 유연성의 변화와의 관계에 관하여 유한 요소법을 이용하여 연구하므로써 클래스프의 유지력을 결정하는데 유용한 공식을 소개하였다.

특별히 약한 후방 지대치에서는 최대한의 유연성과 조절성(adjustability)을 갖는 클래스프가 요구되는데, 이런 경우에는 wrought wire retentive arm과 cast reciprocal arm의 조합형이 유용하다고^{24, 39)} 알려져 있다.

후방 연장 국소의치에서 의치의 지지는 의치상이 접촉되는 연조직과 잔존 자연치에서 부분적으로 나누어 분담하게 된다⁶⁾. 가끔 의치에 가해지는 외력이 지대치가 부담할 수 있는 능력외로 가해지게 되면 그 치아는 동요되기 마련이다. 이런 점을 해결하기 위한 여러가지 노력이 강구되었는데, 인상재의 개발과 인상 채득 방법의 개선^{26, 34, 37)}이나, stress-breaker의 방법으로 hinges³⁶⁾의 사용, 주연결 장치나 보조 연결 장치의 설계 변화²⁵⁾, 다른 성분의 변화⁵⁾를 피하는 방법 등이 추천 되었다. 그리고 다른 시

각으로 의치상의 면적을 넓게하거나²⁾ 제한 시키는 법³⁾, 여러가지 교합면의 설계를 변형 시키는 법^{4, 15, 28, 35)} 등이 소개되었다. 이러한 노력들의 근본적인 논점은 의치의 기능 중에 지대치의 움직임 최소화하고자 하는데^{17, 29-31, 38)} 집중되었다. 많은 연구 노력들은 지대치의 움직임을 최소화 하는 방법을 클래스프의 설계를 달리 함으로써 이루고자 하였다^{9, 10, 13, 18, 23, 27, 43, 45, 46)}. 이러한 치아의 움직임을 측정하는 방법으로는 여러 가지가 사용되었는데 구강내의 환경을 정확하게 재현할 수 없는 방법의 실험 결과는 결론에 일관성이 부족하거나, 반론의 여지가 많았다. 1986년 Browning 등⁶⁾은 의치가 구강내에서 기능 운동을 하는 것을 재현하기 위하여 3차원적인 운동 방향을 측정하여 클래스프의 설계가 후방 연장 의치상에 인접한 지대치의 운동 방향에는 영향을 주지 않았으나, 운동량에는 영향을 미쳤다고 보고하였다. 과거의 논문에서는 RPI 클래스프나 wrought wire 클래스프가 후방 occlusal rest를 포함하는 원주형 주조 클래스프보다 지대치의 움직임에 영향을 덜 미친다고 알려져 왔으나, 최근에는 이 움직임의 차이에는 통계학적으로 유의차가 없는 것으로 알려지고 있다¹¹⁾. 그러므로 rest가 근심측이나 원심측의 어느 부위에 위치하느냐 하는 위치의 변화보다는 의치에 가해지는 기능적인 힘의 방향과 의치를 지지하는 치조제의 형태가 지대치의 건강에 더 영향을 끼친다고 하였다^{10-12, 14, 20, 44)}.

III. 실험재료 및 방법

1. 실험재료

본 실험에서는 상악 우측 제 2 소구치와 제 1 대구치를 받거하여 무치악의 상태를 재현한 상악 Dentiform D91DP-500B (Trimunt Corp., Kyoto, Japan)을 준비하여 무치악 부분을 재현하고, Vera Bond® (Aalba Dent Inc., Concord, CA, USA)를 사용하여 surveyed 전부 금관과 주조 클래스프를 table 1과 같이 제작한 후 Instron 4206 (Instron Corp., Canton, Mass., USA)를 이용하여 인장력을 측정하였다.

2. 주모형과 작업모형의 제작

준비한 dentiform상에서 제1 소구치와 제 2 대구치에 surveyed 금관을 제작하기 위하여 삭제하고, Silascon® (Dow Corning, USA) putty의 base와 catalyst를 동량 혼합하여 putty 인상 채득 후 injection type을 제조 회사의 지시대로 혼합, 복제하여 3개의 주모형과 3개의 작업 모형을 제작하였다.

3. Surveyed 금관의 제작

3개의 작업 모형에서 제 1 소구치와 제 2 대구치에 wax up을 실시하고, 이 때 surveyer를 이용하여 소구치는 근심 협면에, 대구치는 원심 협면에 각각 0.01, 0.02, 0.03 인치의 언더컷트를 갖도록 제작한 다음(Figure 1), 통법에 따라

Table 1. Experimental groups and numbers of specimens

Tooth position	Undercut	Clasp type	Number	Subtotal	Total
1st premolar (resin teeth)	0.01 inch	R. H. W.	3	9	18
	0.02 inch	R. H. W.	3		
	0.03 inch	R. H. W.	3		
2nd molar (resin teeth)	0.01 inch	R. H. W.	3	9	
	0.02 inch	R. H. W.	3		
	0.03 inch	R. H. W.	3		

R(round clasp), H(half round clasp), W(wrought wire clasp)

매물 주조하여 surveyed 전부 금관을 제작하고 인산아연 시멘트를 이용하여 각각 주모형에 영구 접착하였다.

4. Tripod 작업 및 매몰재 모형의 제작

주모형을 수직적 삽입로를 갖도록 서베이한 후 모형의 하단부에 수직 홈을 파서 Tripod를 삽입하였다(Figure 2). 각각의 주모형을 Silascon® 인상재를 이용하여 복제하여 매몰재 모형을 만들기 위한 작업 모형을 제작하였다. 각각의 작업 모형에서 block out을 시행하고, 지대치의 협설측에 ledge를 형성하여 클래스프 암의 길이를 일정하게 하고, 소구치의 근심 협설측 능각, 대구치의 원심 협설측 능각에 엑스로 retentive, reciprocal arm의 끝부분 위치의 기준점을 만들었다. 각 주모형을 가역성 수성 교질 인상재 (Agar)로 복제하여 매몰재 모형을 만들었다.

5. 클래스프의 제작

각 언더커트별로 wrought wire 클래스프의 reciprocal arm과 원형의 주조 클래스프, 반원형의 주조 클래스프를 각각 wax up하고(Figure 3), 인장력 측정을 용이하게 하기 위하여 클래스프의 proximal plate 부위에 왁스를 연장하여 돌기를 만들고, surveyer를 이용하여 수평면에 수직이 되도록 고리를 형성하였다(Figure 4). 완성된 납형을 매물, 주조하여 클래스프를 제작하였다. Wrought wire 클래스프의 경우 주조된 reciprocal arm과 연결되는 부위에서 wrought wire를 지대치에 맞도록 구부러 납착하여 완성하였다(Figure 5).

6. 핀을 이용한 시편 제작

연마후 완성된 클래스프를 주모형의 지대치에 안착 시킨 후, surveyer를 이용하여 고리의 반대측 모형 바닥에 구멍을 뚫고 직경 3mm의 핀을 접착 시킨 후 모형으로부터 절단하여 인장력 측정을 위한 시편을 만들었다(Figure 6).

7. 인장력 측정

Instron 4206 (Instron Corp., Canton, Mass. Figure 7)을 이용하여 각 시편의 고리와 핀을 고정하고(Figure 8), cross-head speed 5 mm/min 로 각 클래스프 별로 6회씩 인장력을 측정한 다음 결과를 컴퓨터로 출력하였다.

8. 통계 처리

각 클래스프별로 측정된 인장력 측정치 사이의 상관관계를 알아보기 위하여 SPSS V 5.02 for Win(SPSS Inc., USA)를 사용하였다. 각 측정값들이 정규 분포를 이루는지 검사하기 위하여 K-S test (Kolmogorov-Smirnov Goodness of fit test)를 시행하였고, ANOVA test, one-way ANOVA test, T-test, multiple range test (Duncan test)를 통하여 각 인자들간의 유의성을 분석하였다.

IV. 실험 결과

본 실험에서 측정된 각 클래스프별 인장력의 평균값과 표준편차에 대한 ANOVA test의 결과는 다음의 Table 2와 같이 나타났다.

Table 3에서 보면 0.01 인치의 언더커트에서 치아의 위치와 클래스프 형태에 따른 인장력의 결과로써 소구치와 대구치 모두 round 클래스프, half 8round 클래스프, wrought wire 클래스프의 순으로 인장력이 감소하였다. 반면에 Table 4와 Table 5에서 보는 바와 같이 0.02, 0.03 인치의 언더커트의 경우에는 소구치에서는 0.01 인치의 경우와 마찬가지로 round 클래스프가 가장 큰 인장력을 나타내었지만, 대구치의 경우에는 round 클래스프보다 half round 클래스프가 더 큰 인장력을 나타내었고, wrought wire 클래스프의 경우에는 마찬가지로 가장 작은 인장력 수치를 나타내었다.

Table 6, 7은 소구치와 대구치에서 언더커트의 차이에 따라 각각의 클래스프에서 나타나는 인장력 수치를 보여주며 언더커트량이 클수록 인장력이 크게 나타났다.

Table 2. Results of ANOVA test for tensile load

Source of Variation	Sum of Variation	DF	Mean Square	F	Sig. of F
Main Effect	14.956	5	2.990	116.290	0.000
Teeth Position	3.943	1	3.943	153.335	0.000
Clasp Type	1.125	2	0.563	21.882	0.000
Undercut	9.882	2	4.941	192.175	0.000
2-Way Interaction	0.757	8	0.095	3.682	0.000
Position Type	0.077	2	0.038	1.493	0.000
Position Undercut	0.495	2	0.248	9.635	0.000
Type Undercut	0.185	4	0.046	1.799	0.000
3-Way Interaction	0.231	4	0.058	2.250	0.000
Position Type Undercut	0.231	4	0.058	2.250	0.000
Explained	15.939	17	0.938		
Residual	2.314	90	0.026	36.465	
Total	18.253	107	0.017		0.000

Table 3. Tensile load based on the tooth positions-clasp types in 0.01 inch undercut

Tooth position – Clasp type	Tensile load(kg)
1st premolar – round	0.7924 ± 0.0979
– half round	0.7787 ± 0.0981
– wrought wire	0.6540 ± 0.0719
2nd molar – round	1.5449 ± 0.2711
– half round	1.3222 ± 0.2557
– wrought wire	1.0429 ± 0.2199

Data are Mean ± Standard Deviation of the mean (N=6)

Table 4. Tensile load based on the tooth positions-clasp types in 0.02 inch undercut

Tooth position – Clasp type	Tensile load(kg)
1st premolar – round	1.2289 ± 0.1008
– half round	1.1921 ± 0.1409
– wrought wire	0.9952 ± 0.1409
2nd molar – round	1.5142 ± 0.2033
– half round	1.6484 ± 0.1889
– wrought wire	1.3047 ± 0.1297

Data are Mean ± Standard Deviation of the mean (N=6)

Table 5. Tensile load based on the tooth positions-clasp types in 0.03 inch undercut

Tooth position – Clasp type	Tensile load(kg)
1st premolar – round	1.7096 ± 0.0650
– half round	1.6705 ± 0.1636
– wrought wire	1.5430 ± 0.1973
2nd molar – round	1.8434 ± 0.1228
– half round	1.9993 ± 0.1193
– wrought wire	1.7835 ± 0.0980

Data are Mean ± Standard Deviation of the mean (N=6)

Table 6. Tensile load according to the undercut and clasp type in 1st premolar

Tooth position	Type of clasp and tensile load(kg)			
	Undercut (inch)	Round	Half round	Wrought wire
1st premolar	0.03	1.7906 ± 0.0660	1.6705 ± 0.1636	1.5430 ± 0.1973
	0.02	1.2289 ± 0.1008	1.1921 ± 0.1409	0.9952 ± 0.1363
	0.01	0.7924 ± 0.0979	0.7787 ± 0.0981	0.6540 ± 0.0719

Data are Mean ± Standard Deviation of the mean (N=6)

Table 7. Tensile load according to the undercut and clasp type in 2nd molar

Tooth position	Type of clasp and tensile load(kg)			
	Undercut (inch)	Round	Half round	Wrought wire
2st molar	0.03	1.4346 ± 0.1228	1.9993 ± 0.1193	1.7835 ± 0.0980
	0.02	1.5142 ± 0.2033	1.6484 ± 0.1889	1.3047 ± 0.1297
	0.01	1.5449 ± 0.2711	1.3222 ± 0.2557	1.0429 ± 0.2199

Data are Mean ± Standard Deviation of the mean (N=6)

Table 8. Results of one way ANOVA test for tensile load according to undercuts

Source	D.F.	Sum of Squares	Mean Squares	F Ratio	F Prob.
Between Groups	5	1.6260	0.8130	9.4895	0.0022
Within Groups	15	1.2851	0.0857		
Total	17	2.9110			

Table 8과 9는 언더컷트에 따른 인장력의 one way ANOVA test 와 mutiple range test의 결과로서 언더컷트의 변화에 따라 나타나는 인장력의 차이에는 유의성이 있음을 보였다($P < 0.05$).

Table 10과 11에서는 클래스프의 형태에 따른 인장력의 ANOVA test와 multiple range test의 결과로서 wrought wire 클래스프는 round 클래스프나 half round 클래스프와 같은 주조 클래스프와 유의성있는 차이를 보였다($p < 0.05$).

Table 12는 치아에 따른 인장력의 차이에 관한 T-test의 결과로써 소구치와 대구치 사이에는 유의성 있는 차이가 있음을 보였다($p < 0.05$).

Table 13, 14, 15는 소구치와 대구치에서 클래스프의 형태에 따른 인장력의 one way ANOVA test와 multiple range test를 시행한 결과로서 소구치에서는 클래스프의 형태에 따른 차이에 유의성이 없었으며, 대구치에서는 wrought wire 클래스프가 다른 두 종류의 주조 클래스프와 유의차가 있음을 나타내었다($p < 0.05$).

Table 16, 17, 18, 19는 소구치와 대구치에서 각각 언더컷트의 차이에 따른 인장력에 대한 one way ANOVA test와 multiple range test의 결과로써 치아에 관계없이 각 언더컷트 사이에는 유의차가 있음을 나타내었다($p < 0.05$).

Table 9. Mean(M), standard deviation (SD) and results of multiple range test for tensile load according to undercuts (Duncan Test)

M± SD	0.01 inch 1.0225± 0.3496	0.02 inch 1.3639± 0.3321	0.03 inch 1.7581± 0.1565
0.01 inch			
0.02 inch	*		
0.03 inch	*	*	

$p < 0.05$

Table 10. Results of one way ANOVA test for tensile load according to clasp types

Source	D.F.	Sum of Squares	Mean Squares	F Ratio	F Prob.
Between Groups	5	0.1874	0.0937	0.5690	0.0000
Within Groups	15	2.4694	0.1646		
Total	17	2.6568			

Table 11. Mean(M), standard deviation (SD) and results of multiple range test for tensile load according to clasp types (Duncan Test)

M± SD	Round 1.4389± 0.3784	Half round 1.4352± 0.4294	Wrought wire 1.2207± 0.4078
Round			
Half round			
Wrought wire	*	*	

$p < 0.05$

Table 12. Results of independent T-test for tensile load according to tooth positions

Tensile load	Mean	SD	P-values
1st premolar	1.0717	0.361	0.0442
2nd molar	1.5336	0.341	0.0442

Table 13. Results of one way ANOVA test for tensile load according to clasp types in 1st premolar

Source	D.F.	Sum of Squares	Mean Squares	F Ratio	F Prob.
Between Groups	2	0.0555	0.0278	0.1364	0.8751
Within Groups	6	1.2216	0.2036		
Total	8	1.2771			

Table 14. Results of one way ANOVA test for tensile load according to clasp types in 2nd molar

Source	D.F.	Sum of Squares	Mean Squares	F Ratio	F Prob.
Between Groups	2	0.8825	0.4412	113.3661	0.0000
Within Groups	6	0.0234	0.0039		
Total	8	0.9058			

Table 15. Mean(M), standard deviation (SD) and results of multiple range test for tensile load according to clasp types in 2nd molar (Duncan Test)

M± SD	Round	Half round	Wrought wire
	1.8473± 0.4555	1.8010± 0.0650	1.1611± 0.0424
Round			
Half round			
Wrought wire	*	*	

p<0.05

Table 16. Results of one way ANOVA test for tensile load according to undercuts in 1st premolar

Source	D.F.	Sum of Squares	Mean Squares	F Ratio	F Prob.
Between Groups	2	1.2187	0.6093	62.4390	0.0001
Within Groups	6	0.0586	0.0098		
Total	8	1.2772			

Table 17. Mean(M), standard deviation (SD) and results of multiple range test for tensile load according to undercuts in 1st premolar (Duncan Test)

M± SD	0.01 inch 0.7417± 0.0763	0.02 inch 1.1390± 0.1260	0.03 inch 1.6410± 0.0871
0.01 inch			
0.02 inch	*		
0.03 inch	*	*	

p<0.05

Table 18. Results of one way ANOVA test for tensile load according to undercuts in 2nd molar

Source	D.F.	Sum of Squares	Mean Squares	F Ratio	F Prob.
Between Groups	2	0.6120	0.3060	19.4661	0.0024
Within Groups	6	0.0943	0.0157		
Total	8	0.7063			

Table 19. Mean(M), standard deviation (SD) and results of Multiple range test for tensile load according to undercuts in 2nd molar (Duncan Test)

M± SD	0.01 inch 1.1267± 0.1682	0.02 inch 1.5558± 0.0804	0.03 inch 1.8754± 0.1114
0.01 inch			
0.02 inch	*		
0.03 inch	*	*	

p<0.05

V. 총괄 및 고안

의치에 가해지는 외력은 세 성분, 즉 방사상의 방향, 치축 방향, 그리고 클래스프 압의 방향을 갖는데, 클래스프의 유지부가 지대치의 언더컷 트로부터 이탈하려는 작용을 하는데 가장 큰 영향을 주는 힘의 성분이 방사상으로 분산되는 힘의 방향이다^{11,12,47)}. 이 힘은 클래스프의 유연성과 밀접한 관계를 갖는다. 클래스프의 유연성은 길이, 단면 형태, 직경, 사용한 재료 등에 영향을 받는다고^{22,24,40)} 알려져 있다. 본 실험에서 round 클래스프와 half round 클래스프와의 차이는 통계학적으로 유의차가 없었다. 따라서

앞의 두가지 인자는 다른 인자를 제한한 경우에 클래스프의 유연성, 즉 인장력에 별다른 영향을 주지 않는다고 볼 수 있다. 최근에는 클래스프의 형태의 두께와 폭경을 변화 시키므로써 클래스프의 유연성의 변화를 알아 볼 수 있는 공식이 소개되었는데⁴⁷⁾, 이 연구에서 클래스프 끝부분의 변위 정도는 두께와 폭경에 반비례한다고 하였다. 따라서 치과의사와 치과 기공사는 클래스프의 폭경을 약간 변화시키므로써 클래스프 유지부의 변위를 조절할 수 있다.

본 연구에서는 한가지 클래스프에 대하여 여섯 차례씩 측정을 하였는데 이것은 임상적으로 의치를 사용하는 환자들이 하루에도 수

차례씩 탈착하는 상황을 모방한 것이다. 순번에 따라서 측정값의 차이는 약간 존재 하였으나, 각 측정값은 정규분포를 이루고 있음을 확인 하였다.

대구치와 소구치를 비교할 때 대구치에서 클래스프의 종류에 관계없이 더 큰 인장력을 보임으로써 클래스프의 길이의 변화가 단면 형태의 차이에 무관하게 유의차를 보였는 바, 이것은 클래스프의 길이가 길수록 유연성이 증가하므로써 작은 인장력이 나타날 것이라는 예상을 벗어난 결과이며, Mona³⁹⁾의 연구에서와 같이 치아가 상대적으로 크기 때문에 클래스프와 치면의 마찰력이 증가함으로써 나타난 결과로 사료된다. 이 결과에 관하여는 보다 많은 시편을 가지고 지속적인 연구를 해야할 것으로 생각된다.

Wrought wire 클래스프는 지대치의 협면에서 근심측 1/3부위에 언더커트가 존재할 경우에 의치의 유지를 위하여 자주 사용되는데 조절성 (adjustability)이 좋고, 수정이나 보수가 가능하다는 장점¹⁾이 있는 반면, 기공 작업시에 정확한 접합(fitness)이 부적절 할 수 있고 장기간 사용후에는 변형이 잘 일어나거나 파절이 되기 쉽다는 단점도 있다²²⁾. Wrought wire 클래스프가 자주 사용되는 이유 중의 하나가 유연성이 좋기 때문인데, 부적절하게 사용하는 경우에는 유연성의 저하는 물론이고 파절의 위험도 있는 것²²⁾으로 알려져있다. 본 연구에서도 주조 클래스프에 비하여 wrought wire 클래스프의 인장력이 작게 나타나 유연성의 차이가 있음이 나타났다.

적절한 굵기의 wrought wire 클래스프를 선택하는 기준으로 지대치의 치주 조직의 건강도, 요구되는 보상력의 정도, 클래스프 압의 길이, 의치에 필요한 유지의 정도 등을 생각할 수 있으며, 건강한 자연치인 견치에서는 18-게이지 (직경 0.04 인치)도 사용이 가능하고, 소구치나 대구치에서는 대체로 19- 게이지, 20-게이지의 사용을 많이 한다²³⁾. 18-게이지의 wrought wire 클래스프와 19, 20게이지의 주조 원형 클래스프의 유연성은 서로 비슷한 것으로 알려져 있다²¹⁾.

만일 지대치의 언더커트가 협면의 중앙부에 위치하고 있을 때에는 주조한 I-바 클래스프를 사용하는데 치아와의 접촉을 적게하여 우식증의 발생을 줄일 수 있으며²²⁾, 심미적으로도 우수하고, 후방 연장 의치가 기능중에 지대치에 외력의 전달을 줄일 수 있는 장점을 갖는다. I-바 클래스프는 wrought wire 클래스프에 비하여 의치가 상방으로 들리는 작용에 대한 저항력이 크다¹⁹⁾.

본 연구에서 주조 클래스프의 경우 wrought wire 클래스프에 비하여 임상적 접합도가 뛰어나 클래스프의 이탈을 방지하는 힘이 크게 작용하였다. round 클래스프의 경우에 wrought wire 클래스프와 유연성은 비슷하고²¹⁾, half round 클래스프와 접합도가 비슷하여 연약한 지대치를 포함하는 후방 연장 국소 의치에서 간혹 사용된다^{24,44)}.

최근에는 후방 연장 국소의치의 증례에서 임상 치과의사들이 half round 원주형 주조 클래스프를 RPI 클래스프보다 많이 사용하는 것으로 조사되었다³²⁾. 이러한 변화는 I-bar 클래스프보다 원주형 주조 클래스프가 인상적인 접합도에서 우수하기 때문이다. 후방 연장 국소의치에서 RPA 클래스프에 주조 클래스프이면서 유연성이 wrought wire 클래스프에 근사한 cast round clasp를 적용하여 유연성을 증가시킴으로써 최후방 지대치에 가해지는 염력을 성공적으로 분산시킨 증례도 있다⁴⁴⁾. 또한 치주 조직이 약하여 지지가 연약한 후방 지대치에서는 최대한의 유연성으로 지대치에 외력을 덜 주어야하며 훌륭한 접합성을 갖는 클래스프가 요구되는데, 이런 경우에는 wrought wire retentive arm과 cast reciprocal arm의 조합형이 좋다고 알려져 있다^{24,28)}.

지대치의 운동 방향과 운동량에 관한 연구에서 클래스프의 설계를 달리 했을때 운동 방향보다 운동량에 영향을 미친다는 보고가 있었다⁶⁾. 원심측에 레스트를 갖는 몇몇 클래스프의 경우 wrought wire 클래스프나 I-바 클래스프 등을 사용한 국소의치에 비하여 조금 더 움직여 결과적으로 지대치도 많이 움직였으나, 치근단 방향에서의 운동량에는 별다른 영향을 주지

않는 것으로 보고하였다.

과거에는 RPI 클래스프나 wrought wire 클래스프가 원주형 주조 클래스프보다 지대치의 움직임에 영향을 덜 끼친다고 알려져 왔으나, 최근에 Chou 등¹¹⁾은 RPI 근심 레스트형의 국소의치와 정밀 접착형 국소의치, 원주형 주조 클래스프의 국소의치 등이 교합력을 받아 기능적인 운동을 하는 중에 지대치의 운동을 stereophotogrammetric 분석법을 이용한 3 차원적으로 측정함으로써 이 움직임의 차이에는 통계학적으로 유의차가 없는 것으로 보고하였다. 그러므로 rest를 근심축이나 원심축 중에 어느 부위에 위치시킬 것인가 하는 설계상의 문제보다는, 의치에 가해지는 기능적인 힘의 방향과 의치를 지지하는 치조제의 형태가 지대치의 건강에 더 영향을 끼친다고 할 수 있다^{10, 12, 14, 21)}.

본 연구에서 언더커트의 증가에 따라 인장력이 크게 나타났는데, 이는 당연히 예상한 결과였다. 하지만 임상적으로 더 큰 유지를 얻고자 언더커트의 양을 너무 크게 하면 클래스프는 탄성한계를 지나쳐 영구 변형을 일으키게 된다. Wrought wire 클래스프를 보다 깊은 언더커트에 적용할 수 있는 것은 그것의 탄성한계 수치가 높기 때문이다. 하지만 유연성이 우수하다는 것이 반드시 탄성한계 수치가 높다는 것을 의미하는 것은 아니다²¹⁾. 결국 언더커트의 양을 결정할때 클래스프의 형태도 고려해야 하겠지만, 국소의치에 적절한 유지정도와 지대치가 얼마만큼의 외력을 견딜 수 있을 것인가를 고려해야 한다.

VI. 결 론

국소의치에서 클래스프는 적절한 유지를 얻으면서 잔존치에는 최소한의 부하를 가해야 한다. 본 연구는 임상에서 흔히 사용되는 두 종류의 주조 클래스프와 wrought wire 클래스프의 인장력을 비교하기 위하여 상악 dentiform상의 제 1소구치와 제 2 대구치에 각각 0.01, 0.02, 0.03 인치의 언더커트를 갖는 surveyed 전부 금관을 제작 접착하고, 각각에 round 클래스프, half round 클래스프, wrought wire

클래스프를 제작 장착하여 이상의 클래스프들이 지대치로부터 이탈할 때 요구되는 인장력을 Instron을 이용하여 측정하였다.

이 측정값들의 통계적인 비교 분석은 ANOVA와 Duncan 다중 비교 검정을 함으로써 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 클래스프 형태에 따른 인장력은 wrought wire, half round, round type 클래스프의 순으로 증가하였고, wrought wire 클래스프는 다른 두 종류와 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$).
2. 언더커트 양에 따른 인장력은 0.01, 0.02, 0.03 인치의 순으로 증가하였으며 서로 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$).
3. 소구치와 대구치에서의 인장력은 대구치에서 더 크게 나타났으며 서로 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$).
4. 클래스프 형태에 따른 인장력 측정시 소구치에서는 서로 유의한 차이가 없었으나, 대구치의 경우 주조 클래스프와 wrought wire 클래스프 사이에 서로 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$).

이상의 결과로 보아 round 클래스프와 half round 클래스프 사이에는 인장력에 차이가 없는 것으로 사료되며, 대구치에서는 지대치의 건강도를 잘 판단하여 주조 클래스프와 wrought wire 클래스프를 선택적으로 적용하여야 할 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. 김광남 : 국소의치학. 9판, 명성 인쇄사, p. 49, 1992.
2. Applegate OC : The partial denture base. J Prosthet Dent. 5 : 638, 1955.
3. Applegate OC : Essentials of Removable Partial Denture Prosthesis. Philadelphia, 1995, W.B. Saunders Co., p 164.
4. Becker CM : Lingualized occlusion for removable prosthodontics. J Prosthet Dent.

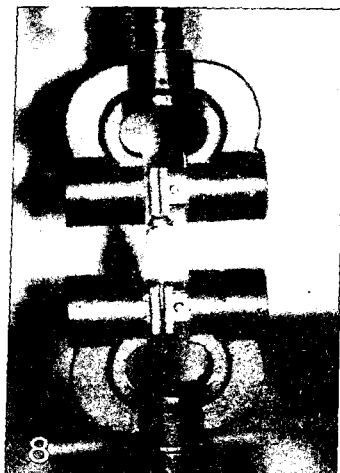
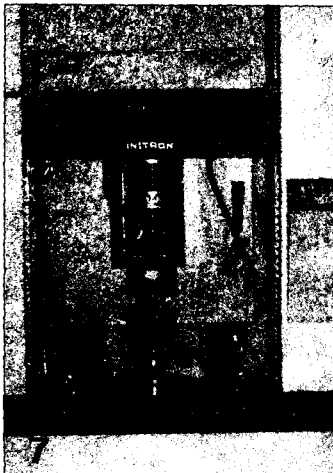
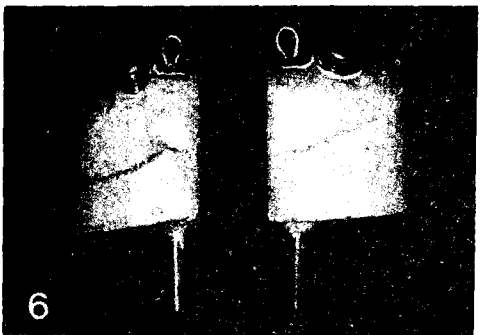
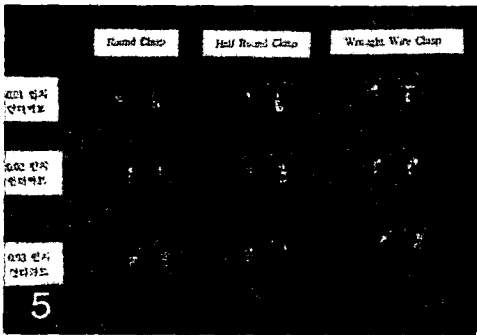
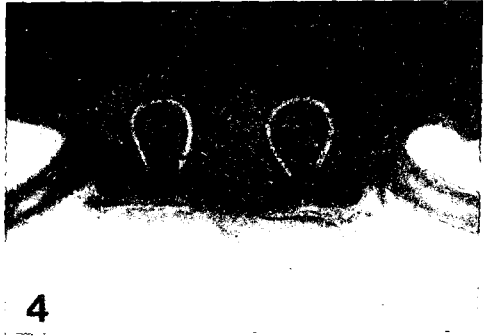
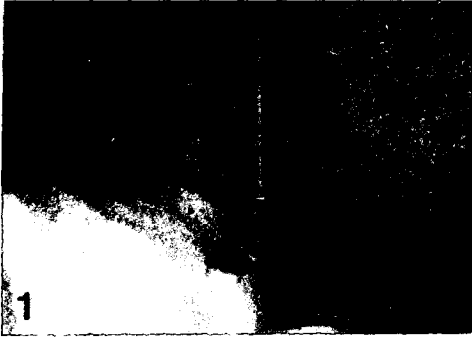
- 38 : 602, 1977.
5. Bickley RW : Combined splint stress breaker removable partial denture. *J Prosthet Dent.* 21 : 509, 1969.
 6. Browning JD, Meadors LW, Eick JD : Movement of three removable partial denture clasp assemblies under occlusal loading. *J Prosthet Dent.* 55 : 69, 1986.
 7. Brudvik JS, Wormley JH : Construction techniques for wrought wire retention clasp arms as related to clasp flexibility. *J Prosthet Dent.* 30 : 769, 1973.
 8. Brudvik JS, Morris HF : Stress-relaxation testing Part III : Influence of wire alloys, gauges, and lengths on clasp behavior. *J Prosthet Dent.* 46 : 374, 1981.
 9. Cecconi BT, Asgar K, Dootz E : The effect of partial denture clasp design on abutment tooth movement. *J Prosthet Dent.* 25 : 44, 1971.
 10. Cecconi B, Asgar K, Dootz E : Clasp assembly modifications and their effect on abutment tooth movement. *J Prosthet Dent.* 27 : 160, 1972
 11. Chou TM, Eick JD, Moore DJ, Tird DE : Stereophotogrammetric analysis of abutment tooth movement in distal extension removable partial dentures with intracoronal attachments and clasps. *J Prosthet Dent.* 66 : 343, 1991.
 12. Chou T, Caputo AA, Moore DJ, Xiao B, Sakumura JS : Photoelastic analysis and comparison of force transmission characteristics of intracoronal attachments with clasp distal extension RPDs. *J Prosthet Dent.* 62 : 313, 1989.
 13. Clayton JA, Jaslow C : A measurement of clasp forces on teeth. *J Prosthet Dent.* 25 : 21, 1971.
 14. Clayton JA, Jaslow C : A measurement of clasp forces on teeth. *J Prosthet Dent.* 25 : 21, 1971.
 15. Colman AJ : Occlusal requirements for removable partial dentures. *J Prosthet Dent.* 17 : 155, 1967.
 16. Curtis DA, Curtis TA, Wagnild GW, Finzen FC : Incidence of various classes of removable partial dentures. *J Prosthet Dent.* 67 : 664, 1992.
 17. DeVan MM : Preserving natural teeth through the use of clasps. *J Prosthet Dent.* 7 : 208, 1955.
 18. Fenner W, Gerber A, Muhlemann HR : Tooth mobility changes during treatment with partial denture prosthesis. *J Prosthet Dent.* 6 : 520, 1956.
 19. Frank RP, Nicholls JI : An investigation of the effectiveness of indirect retainers. *J Prosthet Dent.* 38 : 494, 1977.
 20. Frank RP, Nicholls JI : A study of the flexibility of wrought wire clasps. *J Prosthet Dent.* 45 : 259, 1981.
 21. Frank RP, Brudvik JS, Nicholls JI : A comparison of the flexibility of wrought wire and cast circumferential clasps. *J Prosthet Dent.* 49 : 1471, 1983.
 22. Frank RP : Direct retainers for distal extension removable partial denture. *J Prosthet Dent.* 56 : 562, 1986.
 23. Frechette AR : The influence of partial denture design on distribution of force to abutment teeth. *J Prosthet Dent.* 6 : 195, 1956.
 24. Henderson D, McGivney GP, Castelberry D : McCracken's removable partial prosthodontics. 7th ed. St Louis : CV Mosby Co. pp 76, 1985.
 25. Hirschtritt E : Removable partial dentures with stress-broken extension bases. *J Prosthet Dent.* 7 : 318, 1957.
 26. Holmes JB : Influence of impression procedures and occlusal loading on partial denture movement. *J Prosthet Dent.* 15 : 474, 1965.

27. Kaires AK : Effect of partial denture design on unilateral force distribution. *J Prosthet Dent.* 6 : 1526, 1956.
28. Kaires AK : Partial denture design and its relation to force distribution and masticatory performance. *J Prosthet Dent.* 6 : 683, 1956.
29. Kotowicz WE, Fischer RL, Reed RA, Jascow : The combination clasp and the distal extension removable partial denture. *Dent Clin North Am.* 17 : 651, 1973.
30. Kratochvil FJ : Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth. *J Prosthet Dent.* 13 : 114, 1963.
31. Krol AJ : RPI clasp retainer and its modifications. *Dent Clin North Am.* 17 : 631, 1973.
32. Krol AJ : Clasp design for extension base partial dentures. *J Prosthet Dent.* 29 : 408, 1973.
33. Lee RE : Mucostatics. *Dent Clin North Am.* 24 : 181, 1980.
34. Leupold RJ, Kratochvil FJ : AN altered cast-procedure to improve tissue support for removable partial dentures. *J Prosthet Dent.* 15 : 672, 1965.
35. Levin B : A review of artificial posterior tooth forms including a preliminary report on a new posterior tooth. *J Prosthet Dent.* 38 : 3, 1977.
36. Levin B : Stressbreakers : A practical approach. *Dent Clin North Am* 23 : 77, 1979
37. McCracken WL : A comparison of tooth-borne and tooth-tissue-borne removable partial dentures. *J Prosthet Dent.* 3 : 378, 1953.
38. McCracken WL : Contemporary partial denture designs. *J Prosthet Dent.* 8 : 76, 1958.
39. Mona KM : Measurement (in vitro) of the amount of force required to dislodge specific clasps from different depth of undercut. *J Prosthet Dent.* 74 : 258, 1995.
40. Morris HF, Asgar K, Tillitson E : Stress-relaxation testing Part I : A new approach to the testing of removable partial denture alloys, wrought wires, and clasp behavior. *J Prosthet Dent.* 46 : 133 1981.
41. Morris HF, Asgar K, Brudvik JS, Winkler S : Stress-relaxation testing Part IV : Clasp pattern dimensions and their influence on clasp behavior. *J Prosthet Dent.* 49 : 374, 1983.
42. Morse PK : Guidelines for reporting statistical results in the *J Prosthet Dent.* 54 : 607, 1985.
43. Nally JN : Methods of handling abutment teeth in class I partial dentures. *J Prosthet Dent.* 30 : 1561, 1973.
44. Nelson DR, Conten AS, Kelly TW : The cast round RPA clasp. *J Prosthet Dent.* 54 : 307, 1985.
45. Shohet H : Relative magnitude of stress on abutment teeth with different retainers. *J Prosthet Dent.* 21 : 267, 1969.
46. 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.
47. Yuasa A, Sato Y, Ohkawa S, Nagasawa T, Tsuru H : Finite element analysis of the relationship between clasp dimensions and flexibility. *J Dent Res.* 69 : 1664, 1990.

논문 사진 부도

- Figure 1. Full contour wax-up crown
- Figure 2. Cast was surveyed and scored vertical groove
- Figure 3. Wax-up of the clasp with refractory cast
- Figure 4. Wax-up of projection and loop
- Figure 5. Finished clasp specimens
- Figure 6. Sectioned piece of working cast model with clasp
- Figure 7. Instron 4206
- Figure 8. Specimen in Instron instrument under tensile load

논문사진부도



Abstract

A STUDY OF THE TENSILE LOAD OF SEVERAL CLASPS ACCORDING TO VARIOUS UNDERCUT AREA

Boong-Hwan Kim, Ju-Hwan Lim, In-Ho Cho

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University

A fundamental principle in clasp selection for a specific abutment is the reduction of the transmission of excessive forces to the abutment tooth. Those forces include tilting, tipping, and stress on the abutment tooth. The flexibility of a clasp was believed to directly affect the reduction of such forces. Opinions have been expressed concerning the proper type of clasp to be used to prevent stress on periodontium. In order to evaluate and compare the various designs of a clasp system, it is necessary to measure these forces.

This study compared the average measurements of forces required to dislodge three kinds of circumferential clasps having different amount of undercuts : the first with a round retentive arm, the second with a half round retentive arm, the third with a wrought wire retentive arm under tensile load. Three commonly used undercuts(0.01, 0.02, 0.03 inch) were created on nine cast crowns, premolars and molars. The test was run six times for a same clasp. The means of tensile load required to dislodge each of the different clasps were compared statistically using the ANOVA test and multiple range test (Duncan test).

The results were as follows.

1. The amount of tensile load of the wrought wire clasp was significantly different from the cast round or half round clasp ($p < 0.05$).
2. The more amount of the undercut, the more tensile load was needed to dislodge the clasps. There were significant differences among them ($p < 0.05$).
3. The molar showed higher tensile load than the premolar, and there was significant difference ($p < 0.05$).
4. The means of tensile load according to clasp types showed significant differences at the molar between wrought wire clasp and cast clasp ($p < 0.05$), but did not at the premolar.