

전기성형술로 제작된 외관의 유지력에 내관의 축면경사도와 표면적이 미치는 영향

부산대학교 치과대학 보철학교실

강완근 · 임장섭 · 전영찬 · 정창모 · 정희찬

I. 서 론

이중관 유지 장치를 이용한 국소의치는 고정성, 가철성 보철물의 혼성 형태로 예후가 의심스러운 소수 지대치에 효과적으로 적용되고,¹⁾ 지대치에 유해한 힘을 감소시키고, 횡단 치열궁 안정이 가능하며, 구강 위생 관리가 쉬운 장점을 가지고 있다.²⁾ 또한, 이 중관 유지 장치는 기능성이 우수하고, 장착감이 좋아 부분 무치악 환자에서 일상적 활용 빈도가 증가하고 있는 추세이다. 하지만, lost-wax 기법을 이용해 이중관 유지 장치를 제작하는 경우, 기공과정이 까다롭고 복잡하여 적절한 유지를 위한 적합을 얻기 어렵고, 유지력 조정 시 많은 시간이 필요하다.³⁾ 아울러, 내관과 외관이 귀금속 합금으로 제작된 경우에는 장기간 사용 시 유지력이 저하될 수 있고,⁴⁾ 비 귀금속 합금으로 제작된 경우에는 과도한 주조 수축으로 인한 불량한 적합도로 인해 유지력에 불리한 영향을 미칠 수 있다.

이중관 시스템은 유지력 발현 양상에 따라 몇 가지 종류로 나뉜다.^{5,6)} 0도로 milling된 내관 형태를 가지는 telescope crown은 내, 외관사이의 마찰력으로 유지된다. 그러나 이러한 telescope system은 주조 시 외관의 수축과 팽창에 따른 내, 외관의 가능한 적합 허용 오차 범위가 9 μm 정도로 상당히 작아 제작이 매우 어렵다.⁷⁾ Konus crown은 telescope crown의 단점을 보완하기 위해 고안된 것으로 주조 시 외관의

수축과 팽창에 따른 크기 변화를 내관의 축면경사도로 보상하는 형태로써 외관이 내관에 완전히 장착될 때 발생하는 wedge action으로 유지력이 발현된다. 따라서 konus crown을 이용한 이중관 국소의치의 유지력은 내관의 축면경사도에 의해 주로 영향을 받고, Korber는 귀금속 합금을 사용할 경우 내관의 축면경사도를 6°로 추천하고 있다.⁸⁾ Hybrid crown은 부가적인 attachment를 사용함으로써 유지력을 얻는 형태이고, 제작 과정이 까다롭고 복잡한 단점이 있다.

최근에는 이러한 이중관 유지 장치의 문제점들을 개선하기 위해 전기성형술로 외관을 제작하는 방법이 이용되고 있다. 전기성형술은 전기적 에너지를 이용하여 순도 99.9%의 순금을 균일한 두께로 전극 위에 침착시키는 방법이다.⁹⁾ 초기의 전기성형술은 정확하고 마모 저항성을 갖는 다이를 제작하는 데 이용되었고, 전기성형술을 이용한 구강 내 보철물은 1961년 Rogers¹⁰⁾에 의해 inlay matrix로 소개되었다. 이후 독성이 없는 전해질 용액이 개발되고¹¹⁾ 몇몇 회사에서 소형화되고 조작이 간편하며, 더 값싼 장비들을 개발하면서 전기성형술은 점차 사용이 증가되고 있는 상황이다.¹²⁾ 전기성형술을 이용해 제작되는 이중관 유지 장치의 외관은 직접법으로 내관 상에 균일한 두께로 제작될 수 있고,⁹⁾ 납형의 제작, 매몰, 주조과정을 생략함으로써 정확한 변연 적합성¹³⁻¹⁵⁾과 우수한 내면 적합도를 보이며,¹⁶⁾ 유지력 조절을 위한

내면의 부가적인 조정이 필요 없는 장점을 가지고 있다.¹⁷⁾ 또한 전기성형술로 제작되는 이중관 유지 장치는 내, 외관의 정밀한 적합을 기초로 한 adhesion과 내, 외관사이에 개재되는 타액의 접착력, 의치 제거 시 발생되는 음압 그리고 내, 외관사이의 마찰력 등이 유지력 작용 기전으로 설명되어 왔다.^{16,18)} 따라서 내관의 축면경사도보다는 내관의 표면적이 유지력에 큰 영향을 줄 것이라고 추정되어 왔으나, 이에 대한 연구는 미흡한 실정이다.

따라서 본 연구에서는 전기성형술로 제작된 외관의 유지력에 영향을 주는 요소를 알아보고자 축면경사도와 표면적을 달리한 내관을 제작하고, 전기성형술을 이용해 내관 상에서 직접 외관을 제작한 후, 만능시험기를 이용해 인공타액의 개재 여부에 따른 유지력을 측정해 본 결과 다소의 지견을 얻었기에 이를 보고하는 바이다.

Ⅱ. 연구재료 및 방법

1. 시편 제작

1) 내관의 제작

성인의 평균적인 소구치 크기를 기준¹⁹⁾으로 티타늄 block을 milling하여 내관의 축면경사도가 0°, 2°, 4°, 6°이며 표면적이 동일한 금속 내관(Standard group:S0, S2, S4, S6)을 제작하였다(Fig. 1). 이 때 축면경사도 차이에 따른 표면적의 변화를 보상하기 위해 그림 2의 공식을 이용해 높이를 변화시켜 표면적을 동일하게 유지하고자 하였다.

Double group인 D0군, D2군, D4군, D6군을 각각 S0군, S2군, S4군, S6군에서 밑면의 직경을 증가시켜 표면적을 2배로 제작하였다. 각 group 당 8개씩 총 64개의 티타늄 내관을 제작하였다(Table I).

2) 전기성형술을 이용한 외관의 제작

금속 내관에 동선을 연결한 후, 전도성 silver lacquer을 airbrush pistol(Helioform®, C. Hafner, Germany)을 이용해 적용한 후, 전류가 통하는지 여부를 확인하였다. 적정비율의 골드용액(ecolyt SG100, Gramm Technik, Germany)과 activator(activator SG100, Gramm Technik, Germany)

를 혼합하여 비커에 담은 후 동선이 연결된 내관을 전기성형장비(GAMMAT free, Gramm Technik, Germany)에 장착하여 0.2 mm 두께의 전기성형 외관을 제작하였다. 전기성형된 외관을 50% 질산에 담구어 내면의 silver lacquer를 제거하고 변연 부위만을 마무리하여 외관을 완성하였다.

3) 3차 구조물의 제작

만능시험기(Tinius Olsen 1000, Tinius Olsen, USA)를 이용한 유지력 측정시 전기성형 외관의 변형을 방지하고 만능시험기의 장축과 시편의 장축을 일치시키고자 전기성형 외관 위에 균일한 두께로 납형을 형성한 후, 비귀금속 합금(Rexillium® III, Jeneric®/Pentronh® Inc., USA)으로 주조하여 3차 구조물을 제작하였다. 이 후 3차 구조물의 내면과 전기성형술로 제작된 외관의 표면을 50 μm의 Al₂O₃로 모래 분사하고, resin cement(Superbond C&B, Sun Medical Co., Japan)를 이용하여 접착하였다.

2. 유지력 측정

인공타액(Taliva®, Halim Pharm. Co., Korea)을 금속 내관의 표면과 전기성형 외관의 내면에 충분히 spray한 후, 금속 내관과 전기성형 외관을 5 kg의 하중²⁰⁾으로 연결하고, 3차 구조물의 유지형태를 이용해 50 kg load-cell이 장착된 만능시험기의 상부에 부착하였다. 연결된 내, 외관의 장축과 만능시험기의 장축 방향을 평행하게 일치시키기 위해 금속 내관의

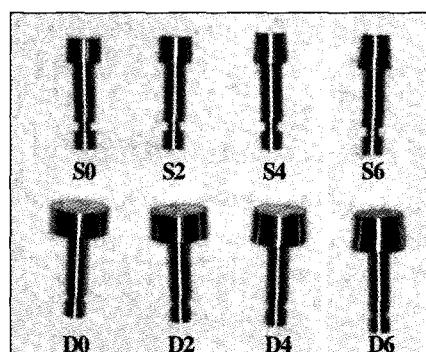
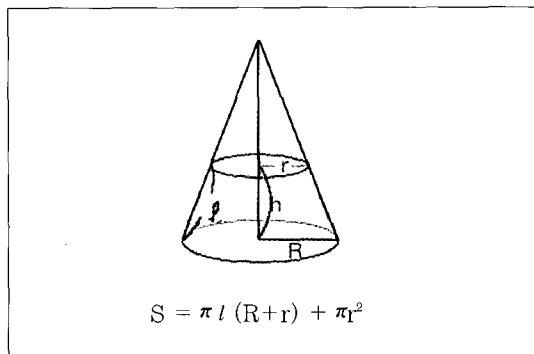
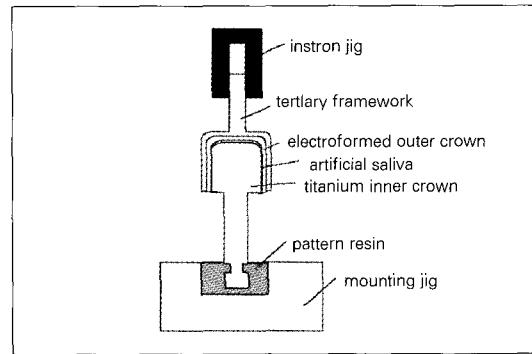


Fig. 1. Milled titanium inner crowns.

Table I. Dimensions of the experimental groups

Group	Taper	Surface area(mm^2)	n
Standard group			
S0	0°	64π	8
S2	2°	64π	8
S4	4°	64π	8
S6	6°	64π	8
Double group			
D0	0°	128π	8
D2	2°	128π	8
D4	4°	128π	8
D6	6°	128π	8

**Fig. 2.** The surface area(S) of the specimen.**Fig. 3.** Diagram of retention test set-up on universal testing machine.

하부 유지형태를 pattern resin(GC Corporation, Japan)을 이용하여 만능시험기 하부의 mounting jig에 고정하였다(Fig. 3). Cross-head speed는 만능시험기의 최대 속도인 66.67mm/sec로 설정하고, 반복 삽입 철거 시의 유지력 변화에 따른 오차를 방지하고자 유지력은 각 시편 당 1회씩 측정하였다. 이 후 인공타액 개재 여부에 따른 유지력의 변화를 관찰하고자 내관과 외관을 충분히 건조시킨 뒤 동일한 조건으로 같은 실험을 시행하였다.

III. 연구성적

인공타액의 개재 여부에 따른 각 실험군의 유지력 평균값과 표준 편차는 Table II, Fig. 4와 같다.

축면경사도에 따른 유지력 차이를 검정하기 위해 일원분산분석을 시행한 결과 유의한 차이가 있었으며(Table III), Duncan 다중범위검정법을 시행하여 사후 검정한 결과는 Table IV와 같다.

인공타액 개재 시 축면경사도에 따른 유지력은 표준면적 S군에서 S0군($1.01\text{kgf} \pm 0.19$), S2군($0.57\text{kgf} \pm 0.12$), S4군($0.39\text{kgf} \pm 0.08$), S6군($0.18\text{kgf} \pm 0.09$)의 순서로 작게 나타났고, 각 실험군 간에 유의한 차이가 있었으며($P < .05$), 표면적이 2배인 D군에서 유지력은 D0군($0.90\text{kgf} \pm 0.18$), D2군($0.57\text{kgf} \pm 0.11$), D4군($0.38\text{kgf} \pm 0.10$), D6군($0.19\text{kgf} \pm 0.07$)의 순서로 작게 나타났고, 각 실험군 간에 유의한 차이가 있었다($P < .05$). 인공타액 부재 시 축면경사도에 따른 유지력은 표준면적 S군에서 S0군

($0.88 \text{kgf} \pm 0.10$), S2군($0.52 \text{kgf} \pm 0.11$), S4군($0.36 \text{kgf} \pm 0.08$), S6군($0.15 \text{kgf} \pm 0.05$)의 순서로 작

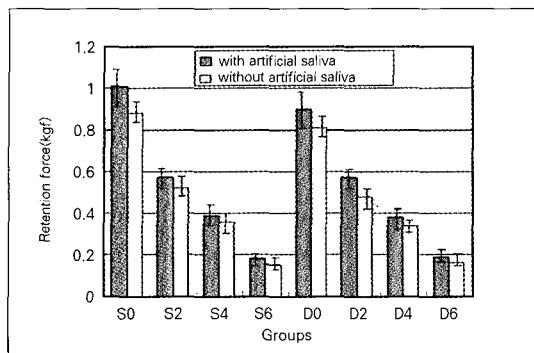


Fig. 4. Retentive force values of the experimental groups.

게 나타났고, 각 실험군 간에 유의한 차이가 있었으며($P<0.05$), 표면적이 2배인 D군에서 유지력은 D0군($0.81 \text{kgf} \pm 0.10$), D2군($0.48 \text{kgf} \pm 0.10$), D4군($0.34 \text{kgf} \pm 0.07$), D6군($0.16 \text{kgf} \pm 0.06$)의 순서로 작게 나타났고, 각 실험군 간에 유의한 차이가 있었다($P<0.05$).

표면적에 따른 유지력 비교에서는 축면경사도가 동일할 경우, 표준면적 S군과 표면적이 2배인 D군 간 유의한 차이를 나타내지 않았다($P>0.05$).

인공타액의 개재 여부에 따른 유지력의 차이를 t-test로 검정한 결과는 Table V와 같으며, 8개군 모두에서 인공타액 개재 시와 부재 시에 유의한 차이를 나타내지 않았다($P>0.05$).

Table II. Mean and SD values of retentive force of the experimental groups (Unit : kgf)

Group	With artificial saliva		Without artificial saliva	
	Mean	SD	Mean	SD
S0	1.01	0.19	0.88	0.10
S2	0.57	0.12	0.52	0.11
S4	0.39	0.08	0.36	0.08
S6	0.18	0.06	0.15	0.05
D0	0.90	0.18	0.81	0.10
D2	0.57	0.11	0.48	0.10
D4	0.38	0.10	0.34	0.07
D6	0.19	0.07	0.16	0.06

Table III. The results of one-way ANOVA test in each group

	Source	df	Sum of squares	Mean square	F value	Pr > F
S group (with saliva)	Material	3	2.991	0.997	64.250	<.0001
	Error	28	0.435	0.016		
	Corrected total	31	3.426			
D group (with saliva)	Material	3	2.183	0.728	50.199	<.0001
	Error	28	0.406	0.014		
	Corrected total	31	2.589			
S group (without saliva)	Material	3	2.279	0.760	98.857	<.0001
	Error	28	0.215	0.008		
	Corrected total	31	2.494			
D group (without saliva)	Material	3	1.820	0.607	80.910	<.0001
	Error	28	0.210	0.007		
	Corrected total	31	2.030			

Table IV. Duncan's multiple range test

Group	With artificial saliva	Without artificial saliva
S0	A	A
S2	B	B
S4	C	C
S6	D	D
D0	A	A
D2	B	B
D4	C	C
D6	D	D

Same letters in same column indicate no statistical differences ($P > 0.05$).

Table V. The results of t-test for presence of artificial saliva

Group	T-value	Pr > t
S0	1.757	0.101
S2	0.885	0.391
S4	0.795	0.440
S6	1.205	0.248
D0	1.208	0.247
D2	1.662	0.119
D4	1.052	0.311
D6	0.942	0.362

IV. 총괄 및 고찰

이중관을 이용한 국소의치는 기능성이 우수하고, 장착감이 좋으며, 예후가 양호하여 부분 무치약 환자에 있어서 임상적 활용 빈도가 증가하고 있다.

이중관 유지 장치를 이용한 국소의치의 성공적인 치료를 위해서는 의치의 지지, 안정, 유지 등 다양한 요소들을 이해해야 한다. 이 때 유지력은 의치의 착탈 시 뿐만 아니라, 저작, 연하, 대화 등과 같은 구강 기능 시의 상태를 고려하여 결정되어야 하고, 외관 제작 시 최적의 유지력을 제공하기 위해서는 유지력에 영향을 미치는 요소를 이해해야 한다. 여기에는 내관의 축면경사도와 표면적, 교합력, 구강 내 타액의 점조도, 환자의 의치 제거 속도 그리고 내, 외관 사이의 간격, 잔존치의 위치 및 수, 의치의 제거 방향 등이 포함된다.

Kö rber^{7,8)}는 귀금속 합금으로 제작한 외관의 유지

력과 관련해 단일 외관의 유지력이 평균 700 g으로 유지되는 것이 가장 적절하고, 500 g이하의 경우에는 의치의 유지에 불충분하며, 1000 g이상의 경우 치주조직에 손상을 가한다고 하였으며, 적절한 내관의 축면경사도로 5°에서 8°를 추천하였다. 그리고, Bates²¹⁾와 Caldwell²²⁾은 음식물의 점착성과 의치 유지력에 관한 연구에서 아크릴릭 레진 치아를 가진 하악 후방 연장 국소의치로 점착성이 있는 음식을 저작시켜 유지력을 측정한 결과, 국소의치가 본래의 위치에서 유지되기 위해서는 의치당 15-20N의 힘이 필요하며, 정상적인 음식물을 저작 시에는 10N의 힘이 필요하다고 보고하였다. Frank 등²³⁾은 Kennedy Class I 국소의치에서 환상형 clasp의 유지력은 300 g에서 750 g 정도가 적당하다고 하였다. 본 실험에서 사용한 전기성형술을 이용한 이중관 유지장치는 인공타액 개재 시 2° 군들의 평균 유지력이 570 g으로 나타나 임상적 요구사항을 만족시켰고,

내관의 축면경사도가 커짐에 따라 유지력이 작게 나타났다. 내관의 축면경사도에 따른 유지력 차이는 전기성형술로 제작된 외관의 유지력이 의치 제거 시 발생되는 음압과 내, 외관 사이의 면접합으로 발현되기 때문으로 생각된다. 내, 외관사이의 긴밀한 면접합으로 내관과 전기성형술로 제작된 외관 사이에 타액이 개재되고, 이로 인한 접착력과 의치 제거 시 발생되는 음압이 내관의 축면경사도가 작을 경우 더 잘 형성될 것으로 추정된다. 의치의 유지력 관점에서 유지력이 작을 경우에는 의치의 장착과 철거는 용이하지만 의치 탈락의 가능성이 높아지는 반면 유지력이 과도하게 클 경우 구강 내 기능 시 의치가 안정적으로 유지될 수는 있으나 의치의 장착과 철거가 어렵고, 이러한 착탈 과정에서 치아에 유해한 힘이 가해질 수 있다. 본 실험의 결과를 토대로 하면 전기성형술로 제작된 이중관 유지 장치에서 통상적인 내관의 축면경사도는 2°가 추천되며, 지대치의 수, 치주 상태, 환자의 민감성을 고려해 축면경사도를 조절해야 할 것이다.

Wirz 등¹⁶⁾은 내관과 전기성형술로 제작된 외관 사이의 유지력으로 van der Waals 힘이 작용하고, 내관과 외관 사이에 형성되는 얇은 타액층 또한 접착력을 증가시켜 주는 역할을 한다고 하였다. 내관과 전기성형술로 제작된 외관사이에 분리층으로 작용했던 silver lacquer 공간만큼 타액이 채워지며 타액에 의한 표면 장력의 영향은 이론적으로 Stefan's law²⁴⁾에 의해 설명될 수 있다.

$$F = \frac{(3/2)\pi kr^4}{h^3} V \quad (r: \text{radius}, k: \text{viscosity of liquid}, h: \text{thickness}, V: \text{velocity})$$

위 공식에 따르면, 표면 장력은 내, 외관의 거리가 가까울수록, 접촉 표면적이 넓을수록, 타액의 점조도가 높을수록, 의치의 제거 속도가 빠를수록 커진다. 본 실험에 의하면 내관의 표면적에 따른 유지력은 표준면적 S군과 표면적이 2배인 D군 사이에 통계적으로 유의하지 않았고, 인공타액 개재 여부에 따른 유지력도 통계적으로 유의하지 않았다. 그 이유는 성인의 평균적인 소구치 크기를 기준으로 한 시편의 표면적이 작아 유지력에 대한 영향이 적었을 것이고, 표면장력으로 인해 발생하는 힘의 크기 또한 작았기 때문이라고 생각된다. 그러나 임상적으로 단일

치아를 지대치로 한 이중관 가철성 국소의치는 드물기 때문에 다수의 지대치를 갖는 상황을 고려할 때는 표면적과 타액의 개재 여부도 의치의 유지력에 영향을 미칠 수 있을 것으로 추정되며, 이에 대한 연구가 필요할 것으로 사료된다. 비록 본 실험에서 타액이 유지력 자체에는 큰 영향을 주지는 않았지만, 전기성형술로 제작된 유지 장치에서 타액은 최종 위치에서 보철물을 안정적으로 고정시키고, 착탈 시 유후재로 작용하여 부드러운 동작을 가능하게 하며, 분리층으로 작용하여 활주면이 직접 접촉하는 것을 방지함으로써 마찰에 의한 마모를 줄이는 역할을 할 것으로 생각된다.

통상적인 이중관 가철성 국소의치는 기공 과정이 까다롭고 복잡하여 적절한 유지를 위한 적합을 얻기 어렵고, 장기간 사용 시 유지력이 변화될 수 있다. Molin 등¹⁹⁾은 제작된 이중관 가철성 국소의치의 50%에서 과다한 유지력이 있었음을 언급했고, Igarashi 등²⁵⁾은 소수 잔존치의 경우 이중관 국소의치 제작 시 58%에서 유지력 부족을 보고하였으며, Bergman 등²⁶⁾은 48개월에서 67개월 동안 konus crown을 이용한 국소의치의 예후를 관찰하여 28%에서 유지력이 부족했다고 보고하였다. 이것은 내, 외관사이 적절한 유지를 위한 적합을 얻기 어렵다는 것을 의미한다. 이런 현상의 원인은 외관의 주조 수축으로 인한 내관과 외관사이의 불량한 적합과 장기간 사용에 따른 내, 외관 접촉면 사이에 발생하는 마모이다. 내, 외관 팽창이나 수축과 같은 물리적 변수들은 이중관 시스템에서 다소 차이는 있지만 주조 시 구조물의 치수 변화를 야기한다. 금속의 주조 후 수축은 통상적으로 매몰재 팽창으로 보상되지만 매몰재의 팽창량은 매몰재의 종류, 매몰재 용액의 농도와 액량, 혼합시간, 링 라이너의 종류와 적용방법, 매몰 위치 등 여러 가지 요소에 의해 영향을 받기 때문에 팽창량을 정확히 조절하는 것은 매우 어렵다. 따라서 통상적인 lost-wax 기법을 이용해 주조하여 제작된 외관의 유지력은 같은 기공사에 의해 동일한 방법으로 제작되어도 균일한 유지력을 얻기 어렵고, 시술자는 내관의 접착 후에 의치의 불완전한 장착이나 과다 혹은 부족한 유지를 경험할 수 있다.

이에 반해 전기성형술로 제작된 이중관 유지 장치의 유지 요소는 내관, 타액, 전기성형 외관으로 구성

되며, 착탈 시 통상적인 이중관 유지 장치와 다르게 반응하는 것으로 알려져 있다. 전기성형술로 매끄러운 외관의 내면이 형성되고, 외관 제작 후 내면의 수동적인 조정이 필요하지 않으며, 이것은 유지력 측면에서 매우 유용하다. 또한 내, 외관사이의 아주 얇은 타액막은 높은 마모 저항성에 기여할 것으로 보인다. 전기성형술을 이용하면 내관 상에 직접법으로 외관을 제작할 수 있어 재현 가능하고, 정밀한 적합을 보이는 외관이 제작될 수 있다. 임상적으로 전기성형술로 제작된 이중관 유지 장치는 장착 후 환자에게 편안함을 제공하고, 장착 후 관리가 적고, 교합력을 생리적인 방향으로 전환하며, 수평력에 안정하게 저항한다고 하였다.³⁾ 실험실 연구에서도 전기성형술로 제작된 외관은 유지력의 재현성이 높았고 100,000번의 반복 착탈 시에 기계적인 마모가 관찰되지 않았으며, 임상적으로 만족할 만한 평균 5.03N의 유지력을 보였다.¹⁸⁾

본 연구에서는 이중관 유지 장치로서 전기성형술로 제작된 외관의 유지력은 내관의 표면적이나 타액의 개재 여부보다 내관의 축면경사도에 의해 큰 영향을 받는다는 것을 알 수 있었다. 따라서 전기성형술로 외관을 제작 시 내관의 축면경사도 변화를 통해 유지력을 조절하는 것이 효과적이라고 생각된다.

V. 결 론

본 연구는 전기성형술로 제작된 외관의 유지력에 내관의 축면경사도와 표면적이 미치는 영향을 알아보기로 하였다. 내관의 축면경사도가 0°, 2°, 4°, 6°이고 표면적을 일정하게 제작한 Standard group인 S0군, S2군, S4군, S6군과 이 실험 군들에서 축면경사도와 높이는 그대로 유지한 채 밑면의 직경을 넓혀 표면적을 2배로 제작한 Double group인 D0군, D2군, D4군, D6군을 만능시험기로 인공타액의 개재 여부에 따른 유지력을 측정한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 축면경사도에 따른 유지력은 S군과 D군 모두에서 내관의 축면경사도가 증가함에 따라 감소하였다(P<.05).
2. 표면적에 따른 유지력은 축면경사도가 동일할 경우 S군과 D군간 유의한 차이가 없었다(P>.05).

3. 인공타액 개재 여부에 따른 유지력은 8개군 모두에서 유의한 차이가 없었다(P>.05).

참고문헌

1. Molin M, Bergman B, Ericson A. A clinical evaluation of conical crown retained dentures. *J Prosthet Dent* 1993;70: 251-6.
2. Langer A. Telescope retainers for removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1981;45:37-43.
3. Weigl P, Lauer HC. Advanced biomaterials used for a new telescopic retainer for removable dentures: ceramic vs. electroplated gold copings, Part II: Clinical effects. *J Biomed Mater Res (Appl Biomater)* 2000;53:337-47.
4. Gungor MA. Parameters affecting retentive force of conus crowns. *J Oral Rehabil* 2004;31:271-7.
5. Wenz HJ, Lehmann JM. A telescopic crown concept for the restoration of the partially edentulous arch: the Marburg double crown system. *Int J Prosthodont* 1998;11:541-50.
6. Beschnidt SM, Chitmongkolsuk S. Telescopic crown-retained removable partial dentures: review and case report. *Compend Contin Educ Dent* 2001;22:927-40.
7. Korber KH. Konuskronen. 6 Aufl. Huthig, 1988.
8. Korber KH. Konuskronenein physikalisch definiertes Teleskop system. *Dtsch Zahnarztl Z* 1968;23:619-624.
9. Behrend F. Gold electroforming system: GES restorations. *J Dent Tech* 1997: 31-7.
10. Rogers OW, Armstrong BW. Electroforming a gold matrix for indirect inlays. *J Prosthet Dent* 1961;11:959-66.

11. Vense BS. Electroforming technology for galvanoceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1997;77:444-9.
12. Giezendanner P. Suitability of electro-forming for ordinary use: experience with the Hafner HF 600. *Quint Dent Tech* 1998;39-56.
13. Holmes JR, Pilcher ES, Rivers JA, Stewart RM. Marginal fit of electroformed ceramometal crown. *J Prosthodontics* 1996; 5:111-4.
14. Setz J, Diehl J, Weber H. The marginal fit of cemented galvanoceramic crown. *Int J Prosthodont* 1989;2:61-4.
15. Petteno D, Schierano G, Bassi F, Bresciano ME, Carossa S. Comparison of marginal fit of 3 metal-ceramic system: an in vitro study. *Int J Prosthodont* 2000;13:405-8.
16. Wirz J, Hoffmann A. Electroforming in restorative dentistry. Quintessence Publishing Co., Inc. 2000.
17. Biewer ZP. Biocompatible, Corrosion-free production of telescopic crowns. *J Dent Tech* 1999;16:24-9.
18. Weigl P, Hahn L, Lauer HC. Advanced biomaterials used for a new telescopic retainer for removable dentures: ceramic vs. electroplated gold copings, Part I: In vitro tri-
- bology effects. *J Biomed Mater Res (Appl Biomater)* 2000;53:320-36.
19. Ash MM. Wheeler's dental anatomy, physiology, and occlusion. 6th ed. Philadelphia: W.B. Saunders; 1984.
20. Ohkawa S, Okane H, Nagasawa T, Tsuru H. Changes in retention of various telescope crown assemblies over long-term use. *J Prosthet Dent* 1990;64:153-8.
21. Bates JF. Retention of cobalt-chromium partial dentures. *Dent Practit Dent Rec* 1963;14:168-71.
22. Caldwell RC. Adhesion of foods to teeth. *J Dent Res* 1962;41:821-32.
23. Frank RP, Nicholls JI. A study of the flexibility of wrought wire clasps. *J Prosthet Dent* 1981;45:259-67.
24. Shay K. Boucher's prosthodontic treatment for edentulous patients. Mosby. 2005; 11:400-11.
25. Igarashi Y, Goto T. Ten-year follow-up study of conical crown-retained dentures. *Int J Prosthodont* 1997;10:149-55.
26. Bergman B, Ericson A, Molin M. Long-term clinical results after treatment with conical crown-retained dentures. *Int J Prosthodont* 1996;9:533-8.

Reprint request to:

Jang-Seop Lim, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Pusan National University
1-10 Ami-Dong, Seo-Gu, Pusan, 602-739, Korea
bigfire@pusan.ac.kr

ABSTRACT

EFFECT OF TAPER AND SURFACE AREA OF INNER CROWN ON THE RETENTIVE FORCE OF ELECTROFORMED OUTER CROWN

Wan-Keun Kang, D.D.S, M.S.D., Jang-Seop Lim, D.D.S., M.S.D, Ph.D.,
Young-Chan Jeon, D.D.S, M.S.D, Ph.D., Chang-Mo Jeong, D.D.S, M.S.D, Ph.D.,
Hee-Chan Jeong, D.D.S, M.S.D.

Department of Prosthodontics, Collage of Dentistry, Pusan National University

Purpose: With gold electroforming system for the double crown, the secondary crown is electroformed directly onto the primary crown. An even thick layer of high precision can be acquired. It is thought that the retention of electroformed outer crown is primarily acquired by the adhesive force (surface tension) through the saliva which is interposed between precisely fitted inner and outer crown. The purpose of this study was to investigate the effect of taper and surface area of inner crown on the retentive force of electroformed outer crown according to the presence of saliva.

Materials and methods: 32 titanium inner crowns with cervical diameter of 8 mm and cone angles of 0, 2, 4, 6 degrees, which had same surface area by regulated height, were machined on a lathe. Another 32 titanium inner crowns with cone angles of 0, 2, 4, 6 degrees, which had doubled surface area by increased cervical diameter, were fabricated. Eight specimens of each group, for a total of 64 titanium inner crowns, were prepared.

The electroformed outer crowns were fabricated directly on the inner crowns by using electro-forming machine(GAMMAT free, Gramm Technik, Germany). The tertiary frameworks were waxed-up on the electroformed outer crown and cast using nonprecious alloy(Rexillium® III, Jeneric®/Pentronrh® Inc., USA). The cast metal frameworks were sandblasted with alubimium oxides and cemented using resin cement(Superbond C&B, Sun Medical Co., Japan) over the electroformed copings of each specimen. Then, artificial saliva(Taliva®, Halim Pharm. Co., Korea) was sprayed between the inner and outer crown, and they were connected under 5 kg force. The retentive force was measured by the universal testing machine(Tinius Olsen 1000, Tinius Olsen, USA) with a cross-head speed of 66.67 mm/sec. The direction of cross-head travel was exactly aligned with the path of removal of the respective specimens. This measurement procedures for retentive force of electroformed outer crown with artificial saliva were repeated in the same way without presence of artificial saliva.

Results and Conclusion:

The following conclusions were drawn:

1. The retentive force of electroformed outer crown was decreased according to increased taper of inner crown($P<.05$).
2. The retentive force of electroformed outer crown showed no significant differences according to surface area and the presence of artificial saliva($P>.05$).

Key words: Electroforming technique, Retentive force, Surface area, Taper