

Ceromer crown의 교합면 두께에 따른 압축 파절 강도의 비교

전남대학교 치과대학 보철학 교실

김지연·박하옥·양홍서

The compressive fracture strength of ceromer crown by the difference of occlusal thickness

Jee-Yeon Kim, DDS, Ha-Ok Park, DDS, PhD, Hong-So Yang, DDS, PhD

Department of Prosthodontics, College of Dentistry
Chonnam National University

This study investigated the compressive fracture strength of Targis ceromer crown by the difference of occlusal thickness on a maxillary first premolar. Control group was a castable IPS-Empress all-ceramic crown with occlusal thickness of 1.5 mm constructed by layered technique. Experimental groups were Targis crowns having different occlusal thicknesses of 1.0 mm, 1.5 mm, 2.0 mm, 2.5 mm, respectively. The classification of Targis group is T10, T15, T20, T25 and T15N (for no-thermocycling and occlusal thickness of 1.5mm). Ten samples were tested per each group. Except occlusal thickness, all dimension of metal die is same with axial inclination of 10° and marginal width 0.8mm chamfer. All crowns were cemented with Panavia F and thermocycled 1,000 times between 5°C and 55°C water bath with 10 sec dwelling time and 10 sec resting time. The compressive fracture strength was measured by universal testing machine.

The results were as follows :

1. Fracture strength was increased as the occlusal thickness increased : compressive fracture strength of Group T10, T15, T20, T25 was 66.65±4.88 kgf, 75.04±3.01 kgf, 87.07±7.06 kgf and 105.03±10.56 kgf, respectively.
2. When comparing material, Targis crown had higher fracture strength than IPS-Empress crown : the mean compressive strength of group T15 was 75.04±3.01 kgf and the value of group Control was 37.66±4.28 kgf.
3. Fracture strength was decreased by thermocycling : the compressive fracture strength of T15 was 75.04±3.01 kgf, which is lower than 90.69±6.88 kgf of group T15N.
4. The fracture line of crowns began at the loading point and extended along long axis of tooth. IPS-Empress showed adhesive failure pattern whereas Targis had adhesive and cohesive failure. In the SEM view, stress was distributed radially from loading point and the crack line was more prominent on Targis crown.

Keywords : ceromer crown, fracture, occlusal thickness, Targis

Ceromer crown의 교합면 두께에 따른 압축 파절 강도의 비교

전남대학교 치과대학 보철학 교실

김지연·박하옥·양홍서

I. 서 론

금속 합금에 도재를 축성하여 제작하는 금속 도재관은 심미성과 강도 면에서 큰 장점을 가지고 있어 전치부 뿐만 아니라 구치부에서도 널리 사용되어 왔지만 내부 금속의 사용으로 빛의 투과와 굴절을 방해하여 자연치와 같은 투명감을 얻을 수 없으며 치은부의 비심미성을 초래하였다.¹⁾ 투명감과 심미성의 개선을 위하여 완전 도재관이 발달되었으며, 심미성뿐만 아니라 강도까지 보강된 In-Ceram^{®2)}, IPS-Empress 2^{®3,4)} 등의 개발로 전치부 고정성 국소 의치까지도 적용 가능하게 되었다. 이러한 도재들은 비록 심미적으로 만족스러우나 취약하고 대합치의 마모율이 크다. Delong^{등⁵⁾}은 도재의 범랑질에 대한 마모도가 금 합금과 비교 시 10~15배 정도 더 크다고 보고하였다. 또한 구강 내 수리가 어렵고 기공 작업 시 비싼 장비와 재료가 필요하다는 단점들을 가지고 있다.

레진은 심미 수복의 큰 부분을 차지해 왔다. 최근 개발되어 약 5년간 임상에서 사용되고 있는 제2세대 간접 복합 레진은 여러 가지 이름으로 불릴 수 있으나 흔히 ceromer 라고 부르고 있다.⁶⁾ Ceromer는 레진 자체의 심미성을 가지고 있으면서 약 80 wt%의 세라믹 필러를 함유하고 빛에 의한 초기 경화 이후에 추가적인 열 중합 방법을 이용하여 최종 경화시키므로 약 98 %에 이르는 경화가 가능하고 중합 수축을 최소화 할 수 있다. 그리고 범랑질과 같은 마모저항성과 도재와 비슷한 높은 굴곡강도를 가지며

상아질과 유사한 탄성계수, 열팽창계수, 경도를 가져 crown의 수복도 가능하다고 보고되었다.⁷⁾ 구강 내 수리가 용이하고 레진 시멘트로 접착 후 강도가 더 증가한다는 것 또한 부가적인 장점이다.⁸⁾ 최근 ceromer crown의 임상에서의 사용 빈도가 높아지는데 반해 장기간의 믿을만한 연구 보고가 희소한 실정이다.

구강 내 crown으로 사용하기 위해 수복물은 가장 먼저 유지, 저항, 강도의 면들을 고려하여야 하며 교합력에 견디기 위한 강도는 매우 중요하다.⁹⁾ 재료 자체의 특성이 강도에 큰 영향을 미치지만 수복물의 적절한 두께는 치아 삭제량과 관련되어 많은 비중을 두어 생각하여야 할 부분이다. 수복 재료 중에서 금관은 1.0~1.5 mm, 도재관은 1.5~2.0 mm가 적절한 교합면 두께라고 알려져 있으나, 제2세대 간접 복합 레진으로 crown 제작 시 파절 강도와 관련된 교합면 두께는 보고된 바가 없다.

본 연구에서는 제 2세대 간접 복합 레진인 Targis[®]를 이용하여 상악 제1소구치 모양의 ceromer crown을 제작하여 교합면 두께와 압축 파절 강도와 의 관계를 알아보고자 하였다. 본 연구는 교합면 두께 1.5 mm의 IPS-Empress[®] crown을 대조군으로 하고 1.0 mm, 1.5 mm, 2.0 mm, 2.5 mm의 서로 다른 교합면 두께를 가진 Targis[®] crown을 실험군으로 하여 ceromer crown의 교합면 두께가 압축 파절 강도에 미치는 영향을 연구하였다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

금속 지대치 제작을 위해 니켈-크롬 합금(New Crown[®], Ruby Dental Co., Japan)을 이용하였고, crown의 제작을 위해서 대조군은 완전 도재관인 IPS-Empress[®] (Ivoclar Ltd., Liechtenstein)로, 실험군은 제2세대 간접 복합 레진인 Targis[®] (Ivoclar Ltd., Liechtenstein)로 제작하였다.

2. 연구 방법

1) 금속 지대치 제작

상악 제1소구치 경질 레진 치아(Nissin Dental Products Inc., Japan)를 원통형의 mold에 고정용 레진(Orthodontic resin[®], Dentsply, USA)으로 고정하고 crown 제작 시 기준으로 이용하기 위하여 silicone mold를 제작하였다. 교합면을 제외하고 측면 경사 각 10°, 변연 폭 0.8 mm의 chamfer 형태가 되도록 경질 레진 치아를 삭제하고 실리콘 고무(Exaflex[®], GC Inc., Japan) 인상 채득하여 레진 지대치 4개를 복제하였다. 4개의 레진 지대치를 각각 1.0 mm, 1.5 mm, 2.0 mm, 2.5 mm씩 교합면 삭제하여 각 군의 대표가 되는 레진 지대치를 완성하였다. 설측 교두는 바닥과 15° 경사를 이루도록 삭제하여 15° 경사시켜 압축 하중을 가할 때 설측 교두 협측 경사면과 loading stylus가 수직으로 만나도록 하였다. 지대치 삭제가 완성된 레진 지대치를 실리콘 고무 인상 채득하여 교합면 삭제량 1.0 mm 10개, 1.5 mm 30개, 2.0mm 10개, 2.5mm 10개씩 납형을 만들었다. 이러한 납형을 니켈-크롬 합금으로 주조하여 모두 60개의 실험용 금속 지대치를 제작하였다.

2) 대조군 제작

대조군인 IPS-Empress[®] crown은 ingot으로 만든 inner core위에 layered technique으로 제작하였다. Crown 제작을 위해 금속 지대치를 실리콘 고무 인상 채득하여 제 3형 경석고(MG Crystal Rock[®], Maruishi Gypsum Co., Japan)로 모형틀을 제작하였다. Ingot을 위한 납형은 전반적인 두께가 1.0 mm가 되도록 하였다. IPS-Empress[®] 매몰재 액과 증류수, 매몰재 분말을 제조자 지시 비율 (3 ml : 12 ml : 200 g)로 섞고 진공 혼합법으로 매몰하였다. 납형의 소환 후 매몰체와 ceramic ingot, plunger를 Press furnace (IPS-Empress EP500 press furnace, Ivoclar Ltd., Liechtenstein)에서 예열시키고 IPS-Empress[®] ceramic ingot와 alox plunger를 매몰체에 넣어 가열 가압하였다. 매몰체를 실온까지 식힌 후에 입자 크기 80 μ m의 glass bead를 이용하여 2기압으로 매몰체를 제거하였다. 나머지 외형은 layered technique으로 도재(Creation[®], Creation Co., Australia)축성하였다. 도재 축성 후 800 $^{\circ}$ C에서 2분간 firing하여 지대치 삭제 전 제작한 기준의 mold size에 맞추어 crown을 제작하고 770 $^{\circ}$ C에서 glazing하였다. 교합면 두께가 1.5 mm인 IPS-Em-press[®] crown을 10개 제작하고 모든 crown의 변연을 육안으로 확인하여 적합한 것을 선택하였다.

Table 2. Classification of experimental groups

Group	Occlusal thickness	Thermocycling	Material
Control	1.5mm	Yes	IPS-Empress [®]
T10	1.0mm	Yes	Targis [®]
T15	1.5mm	Yes	Targis [®]
T20	2.0mm	Yes	Targis [®]
T25	2.5mm	Yes	Targis [®]
T15N	1.5mm	No	Targis [®]

Table 1. Materials used in fabricating crowns

Material	Type	Manufacturer
IPS-Empress [®]	Leucite-Glass ceramic	Ivoclar Ltd., Liechtenstein.
Targis [®]	Second generation indirect composite resin	Ivoclar Ltd., Liechtenstein.

3) 실험군 제작

실험군의 경석고 모형은 대조군과 동일한 순서와 방법으로 제작하였다. 1.0 mm 두께로 Targis®를 축성하고, 축성된 각 층은 협설, 근원심, 교합면에서 각각 Targis quick polymerization lamp (Ivoclar Ltd., Liechtenstein)로 10초씩 광조사 하였다. 완성된 crown은 Targis power unit (Ivoclar Ltd., Liechtenstein)에서 빛과 열을 이용하여 25분간 최종 경화시켰다. 교합면 두께가 1.0 mm인 Targis® crown을 10개, 1.5 mm 20개, 2.0 mm 10개, 2.5 mm 10개를 제작하였다. 최종적인 두께는 1인의 측정자가 metal gauge로 다시 한번 검사하였고, 저속 핸드피스와 diamond bur로 수정하였다. 모든 crown은 Fit-checker® (GC Inc., Japan)로 내면 적합도를 검사하고 모든 crown의 변연을 육안으로 확인하여 적합한 것을 선택하였다.

4) Crown 접착

모든 crown은 dual cure-resin cement인 Panavia F® (Kuraray Co., Japan)로 접착하였다. 모든 금속 지대치는 표면을 증기 세척 후 50µm의 산화알루미늄을 이용하여 4기압으로 sandblasting하고 접착 전에 primer (Kuraray Co., Japan)를 도포하였다. 모든 crown의 내면은 15초간 산 부식 후 세척, 건조하였다. 레진 cement를 crown 내면에 바른 후 금속 지대치에 접착하였다. 과잉의 cement를 제거하고 10초간 변연 부위의 광 조사 후 Oxygard® (Kuraray Co.,

Japan)를 도포하고 cement 경화 시까지 3분간 수지 압으로 유지하였다. 모든 crown은 열 순환 시행 전까지 20℃의 수조에 보관하였다.

5) Metal jig와 loading stylus 제작

금속 지대치를 15°경사 고정시켜 압축 하중을 가하기 위한 metal jig를 제작하였다. 두 개의 screw로 금속 지대치를 metal jig에 고정하였다. Crown 설측 교두의 협측 사면 중심에 하중을 가하도록 끝이 직경 5mm의 반구 형태인 loading stylus를 제작하였다.

6) 열 순환 시행

5℃ 와 55℃의 수조에서 계류 시간 10초, 휴식 시간 10초로 하여 1,000회 반복 침적하는 열 순환을 시행하였다. 열 순환을 시행하지 않는 T15N군은 20℃의 수조에 보관하였다.

7) 압축 파절 강도 측정

모든 crown은 만능 물성 시험기(STM-5, United Calibration Co., USA)를 이용하여 1 mm/min의 crosshead speed로 압축 하중을 가하였다 (Fig 1).

8) 파절 양상 관찰과 통계 처리

Targis®와 IPS-Empress® crown의 파절면과 파절 양상을 육안과 주사 전자 현미경(Hitachi S-4700, Japan)으로 관찰하였다. SPSS 10.0 program을 이용하여 one-way ANOVA, t-test 및 단순회귀분석을 시행하였다.

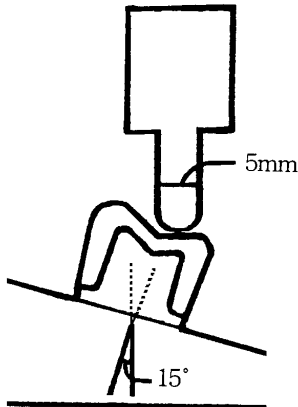


Fig 1. Diagram shows the loading point that is middle on the buccal incline of lingual cusp. 15°angulation between crown and loading stylus on the universal testing machine.

III. 연구 결과

1. 압축 강도

두께에 따른 차이로서, T10군에서 66.65±4.88 Kgf, T15군에서 75.04±3.01 Kgf, T20군에서 87.07±7.06 Kgf, T25군에서 105.03±10.56 Kgf를 나타내어 교합면 두께가 증가할수록 압축 강도가 증가하였으며 one-way ANOVA 분석 결과 각 군 사이에 유의한 차이가 있었다(p<0.001) (Table 3, Fig 2). 단 순회귀분석 결과 두께와 강도 사이에는 비례적인 상관관계가 있었다 (Table 4, Fig 3).

열 순환에 따른 차이로서, T15군은 75.04±3.01 Kgf, T15N군은 90.69±6.88 Kgf를 나타내어 열 순환 시행 후 강도가 저하되었으며 t-test 분석 결과 유의한 차이가 있었다(p<0.001). 재료에 따른 차이로서, T15군은 75.04±3.01 Kgf, Control군은 37.66±4.28

Table 3. Compressive Strength (Kgf) of Targis and IPS-Empress crown

Group	Compressive Strength (Mean ± SD)
Control	37.66±4.28
T10	66.65±4.88
T15	75.04±3.01
T20	87.07±7.06
T25	105.03±10.56
T15N	90.69±6.88

Kgf를 나타내어 Targis crown이 IPS-Empress crown에 비해 약 2배 더 큰 압축 파절 강도를 가졌으며 t-test 분석 결과 유의한 차이가 있었다(p<0.001) (Table 3, Fig 2).

2. 파절면 관찰

IPS-Empress[®]와 Targis[®] crown의 파절 양상과 파절면을 관찰하였다. 두 재료 모두 하중 점으로부터 치아의 장축에 평행하게 수직으로 파절되었다. IPS-Empress[®] crown은 접착 파절 양상과 명확한 파절선을 관찰할 수 있었고 Targis[®] crown은 응집 파절과 접착 파절이 함께 일어났으며 파절선과 파절면은 여럿이었다 (Fig 4).

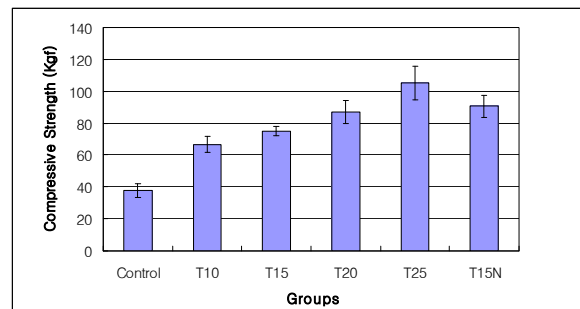


Fig 2. Compressive strength of experimental groups showed that fracture strength was increased as the occlusal thickness increased and Targis crown had higher fracture strength than IPS-Empress crown. Fracture strength was decreased by thermocycling.

Table 4. Linear regression analysis for compressive strength by thickness (Group T10, T15, T20, T25)

sum of squares	df	mean square	F	P	
regression	8086.104	1	8086.104	155.300	.000
residual	1978.575	38	52.068		
total	10064.680	39			
	unstandardized coefficients		standardized coefficients		
	B	standard error	beta	t	P
constant	51.655	2.795		18.483	.000
thickness	12.717	1.020	.896	12.462	.000

$$Y = 51.655 + 12.717 X$$

(Y = fracture strength, X = thickness)

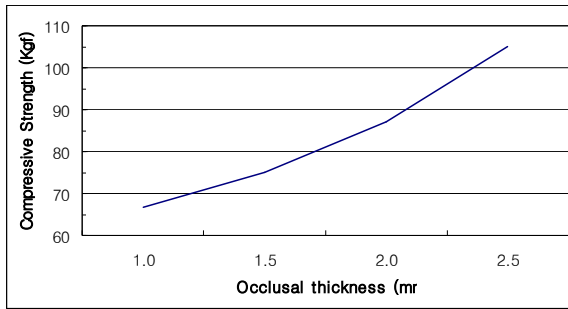


Fig 3. Compressive fracture strength was increased as the occlusal thickness increased. Strength of group T10, T15, T20, T25 was 66.65±4.88 kgf, 75.04±3.01 kgf, 87.07±7.06 kgf and 105.03± 10.56 kgf, respectively. Linear regression analysis showed linear correlation between compressive strength and occlusal thickness of Targis crown under thermocycling.

주사 전자 현미경 관찰 시 두 재료 모두 stress를 방사상으로 확산시키는 양상이었다. Targis® crown은 stress 분산선이 더 명확하였고 하중점에서 짓눌린 면을 관찰할 수 있었으며 IPS-Empress® crown은 하중 점으로부터 더 선명한 파절과 함께 취성 파절 양상이 관찰되었다 (Fig 5).

IV. 고찰

심미 수복에 매우 중요한 재료 중 하나는 도재이다. 강도와 심미성을 위하여 금속 도재관이 널리 사용되었으나 금속과 불투명 도재의 사용으로 빛의 굴절과 투과를 방해하여 도재 자체의 심미성이 많이 감소되고 치은부의 비심미성을 초래하며 비귀금속 사용 시의 생체 친화성이 문제가 되었다.¹⁰⁾ 완전 도재관은 금속없이 순수하게 도재만을 이용하므로 빛의 굴절과 투과를 방해하지 않아 자연치와 유사한 투명도를 가지는 심미성이 가장 큰 장점이다.¹¹⁾ 개선된 심미성과 함께 강도의 취약함을 보완하기 위한 많은 연구들이 있었으며 In-Ceram^{®2)}, IPS-Empress 2^{®3,4)} 등이 대표적인 예이다. 본 실험에서 대조군으로 이용한 IPS-Empress[®]는 1950년대 Stooky에 의하여 처음 보고 되었을 때는 취약한 화학적 특성과 부적절한 투명도, 조절하기 어려운 미세한 균열들의 문제점이 있었으나 발전을 거쳐 특성이 많이 향상되었다.⁴⁾ 백류석 기질과 유리 기질의 서로 다른 열팽창 계수로 인한 압축 응력의 발생으로 백류석 강화 효과라는 강도 증가를 이루었고 특유의 구조로 투명감이 뛰어나 심미적이며 가열, 가압, 주조하여 제작하므로 수축이 최소화된다.¹²⁾ 비록 IPS-Empress[®]가 장식 도재보다 강도가 증가하기는 하였으나 도재 특유의 취약한 성질을 여전히 가지고 있으며 응력을 잘 흡수하지 못한다.¹⁾ 그리고 비싼 장비와 섬세한 기술이 필요하며 구강 내 수



Fig 4. Fractured surface of IPS-Empress(left) and Targis(right) crown. The fracture line of crown began at the loading point and extended along long axis of tooth. IPS-Empress showed adhesive failure pattern whereas Targis had adhesive and cohesive failure.

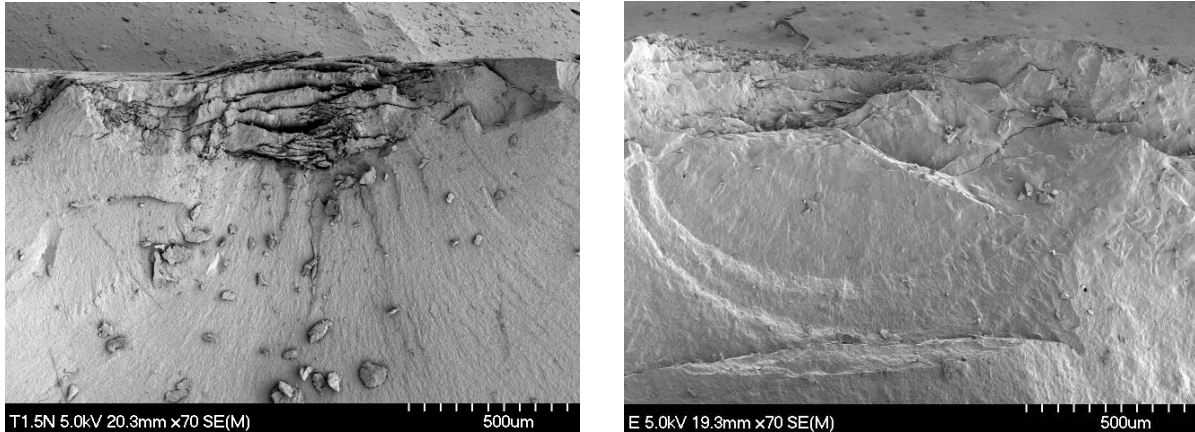


Fig 5. SEM of fractured IPS-Empress(left) and Targis(right) crown. In the SEM view, stress was distributed radially from loading point and the crack line was more prominent on Targis crown.

리가 어렵다는 점도 문제가 될 수 있다.

제1세대 간접 복합 레진의 취약한 물성을 개선하기 위해 개발된 제2세대 간접 복합 레진은 물리적 성질이 우수하여 crown 제작이 가능하다고 보고되었다. 1980년대 Mormann과 Touati에 의해 개발된 제1세대 간접 복합 레진은 비록 부가적인 중합방법을 적용하기는 하였으나 30 wt%의 적은 microfilled filler를 함유하고 낮은 굴곡 강도(60-80 MPa), 낮은 탄성계수(2000-3500 MPa), 심한 마모율 때문에 높은 실패율을 보였다.⁶⁾ 제2세대 간접 복합 레진은 filler의 함량이 약 80 wt%이며 1~5 µm의 길고 큰 microhybrid inorganic filler로 구성되고 부가적인 최종 중합 방법을 이용하여 굴곡 강도가 120-160 MPa에 이르고 마모 저항성이 좋아지는 등 제1세대 간접 복합 레진에 비해 많은 물성의 개선을 이루었다. 10,000 MPa의 높은 탄성계수를 가져 응력 흡수 능력이 우수하고 파절에 대한 저항도가 높다. 그리고 2% 미만의 경화 수축율로 변연 적합도가 좋으며 수분 흡수율이 10 µg/mm²이하이므로 색의 안정성이 좋고 대합 자연치의 마모를 최소한으로 해 줄 수 있다고 보고되었다.^{7,13-16)} 가장 이상적인 치아 수복은 법랑질과 비슷한 성질을 가진 재료로의 수복이며 금 합금과 도재는 심미성과 물리적 성질의 면에서 서로 반대되는 특성을 가지고 있어 도재로 수복 시 심미성을 위해서는 물리적 성질을 자연치와 비슷하게 맞출 수 없다.¹⁷⁾ 초기의 composite resin은 레진 자체가 심하게 마모되었으나 심미적이면서도 법랑질과 비슷한 마모도를 가지는 제2세대 간접 복합

레진으로 마모도의 문제점이 많이 극복되었다. Lambrechts등¹⁸⁾은 법랑질 사이의 마모율은 20~40 µm/year라고 하였고, Monasky와 Taylor¹⁹⁾, Mahalik 등²⁰⁾은 도재와 자연치의 대합시 자연치의 마모율은 금 합금과 자연치의 대합시보다 약 15~24배 정도 높다고 하였다. 반면에 Penchas²¹⁾에 의하면 법랑질 마모율과 ceromer의 마모율은 각각 평균 7 µm/year와 3 µm/year라고 하여 ceromer의 대합 자연치 마모율은 법랑질과 유사하다고 하였다. 그러나 ceromer crown은 장기간의 임상 연구가 아직 부족하고 경도가 낮아 굽힘에 대한 저항성이 나빠지며 filler의 함량이 높아 표면 광택도가 도재에 비하여 좋지 않으며 색조가 도재에 비하여 제한적일 수 있다는 단점들도 가지고 있다.⁷⁾ 그러나 stress를 흡수하는 능력이 좋은 ceromer를 crown 수복에 이용한다면 심미적이면서도 마모율이 적은 수복물의 제작이 가능하다고 사료된다.

수복 시의 원칙은 수복물이 유지, 저항, 강도의 면에서 만족되면서 동시에 지대치를 강화하는 것이다.⁹⁾ 마주보는 치측면의 taper, 지대치의 길이, 지대치의 표면적, 지대치의 직경과 탈락하려는 회전 반경과의 관계, 지대치의 표면 질감, 접촉시 사용하는 cement의 종류 등이 수복물의 유지와 저항에 영향을 주는 요소들이다.²²⁻²⁵⁾ 그리고 수복 재료 자체의 강도, 수복물의 두께, 수복물 내의 결합, 지대치의 모양, cement, 하중의 방향, 기타 환경적인 요소들이 수복물의 강도에 영향을 미친다.²⁶⁾ 강도의 측면에서 수복물은 교합력에 견디기 위한 적절한 교합면

두께가 필요하다. 구강 내의 수복물은 복합적인 응력을 받으며 굴곡 강도 측정이 재료의 강도에 대한 가장 정확한 정보를 제공하지만, 압축 강도 측정이 방법의 용이성으로 인하여 주로 사용된다.²⁷⁾ 본 실험은 교합면의 두께를 서로 다르게 한 상악 제1소구치의 ceromer crown을 금속 지대치에 접착시킨 후 압축 하중에 대한 파절 강도를 알아보려고 하였다. Intercuspal position에서는 교합력이 가장 강하고 오랫동안 지속되므로 이 지점에서의 교합력에 대한 안정은 중요하다.²⁸⁾ 해부학적으로 상악의 구치부는 장축 방향보다는 약 15~30°의 경사로 접촉되므로 본 실험에서는 상악 소구치를 15°경사시켜 하중을 가하였다.²⁹⁾ 하중을 가하는 loading stylus의 모양은 다양하며 넓은 영역에 하중을 분산시키는 모양이면 파절 강도는 증가할 것이나 본 실험에서는 loading stylus 끝이 하악 소구치의 협측 교두의 크기와 비슷한 직경 5mm의 반구가 되도록 제작하였다. Crown을 15°경사시킬 수 있도록 특별히 고안한 금속 jig에 접착된 crown을 고정하고 설측 교두 협측 사면의 중심에 압축 하중을 가하였다.

Ceromer의 최종 경화에는 열을 이용하는데 본 실험에서의 Targis[®]는 Targis power unit (Ivoclar Ltd., Liechtenstein)에서 25분간 열과 빛을 이용하여 최종 경화시켰다. 이러한 최종 경화 이후에는 경화율이 98%에 이르며 기질과 filler의 접착이 좋아지고 재료의 강도와 물성에 많은 향상이 있다.⁶⁾ Ceromer는 상아질과 비슷한 탄성계수를 가지며 자연치와 비슷하게 변형되므로 응력을 흡수하면서치아와 수복물 사이의 파절을 일으키는 응력(fracture-inducing strain)을 감소시킬 수 있다.⁷⁾ 그러므로 자연치에 접착된 완전 도재관과 비교 시 같은 두께에서 압축 파절 강도가 더 높다. 탄성계수는 굴곡 강도와 직접적인 상관 관계가 있으며 ceromer가 도재보다 탄성계수가 더 크므로 ceromer crown이 IPS-Empress[®] crown보다 파절 강도가 높다는 것은 예상해 볼 수 있으며 본 실험에서도 1.5 mm 두께의 IPS-Empress[®] crown과 Targis[®] crown의 압축 파절 강도는 각각 약 38 Kgf, 60-110 Kgf 범위로서 Targis[®] crown이 더 높은 파절 강도를 가졌다.³⁰⁾ Targis[®] crown의 교합면 두께가 1.0 mm, 1.5 mm, 2.0 mm, 2.5 mm인 경우에 각각 압축 파절 강도는 66.65±4.88 Kgf, 75.04±3.01 Kgf, 87.07±7.06 Kgf, 105.03±10.56 Kgf이며 단순회귀분석

결과 $Y=51.655+12.717X$ (Y =fracture strength, X =thickness)를 나타내어 Targis[®] crown에서 교합면의 두께와 압축 파절 강도 사이에는 비례적인 상관 관계가 있었다 (Table 3,4, Fig 2,3). 이것은 하중을 가하는 방향에 대해 재료의 두께가 증가할수록 파절 강도가 크다는 사실과 관련이 되었다.³¹⁾ 그러나 하중에 대한 강도 증가만을 생각한다면 교합면의 삭제는 많아지는 것이 유리하겠으나 crown을 임상에 적용 시에는 지대치의 높이가 낮아짐에 따라 감소될 수 있는 유지와 저항 등의 면을 함께 고려하여 교합력에 견딜 수 있는 최소한의 교합면 두께를 형성하여 유지, 저항, 강도, 지대치 강화의 면에서 수복물과 치아 양쪽 모두에 적절한 수복을 하는 것이 바람직하다.²²⁻²⁵⁾ Gibbs등²⁸⁾에 의하면 인간의 최대 교합력이 clenching, swallowing, chewing시 각각 74 Kgf, 30.2 Kgf, 26.7 Kgf 정도라고 보고하였고, Sobrinho등²⁷⁾은 24 Kgf~54 Kgf의 범위라고 하였으며, DeBoever등³²⁾은 평균 저작력이 4 Kgf라고 하였다. Ceromer crown을 구치부에 적용 시 적절한 교합면 두께에 대한 임상 연구는 아직은 없으나, Neuman³³⁾은 구치부의 ceromer crown제작 시 교합면 두께는 1.5 mm가 적절하다고 하였고, Krejci¹⁵⁾는 1.0 mm로도 충분하다고 보고한 바 있다. 본 실험의 결과로 본다면 압축 강도의 면에서 Targis[®] crown은 교합면 두께가 1.0 mm인 경우 파절 강도가 약 60 Kgf 이상되므로 소구치의 crown에 적용할 수 있을 정도의 압축 파절 강도를 가진다고 여겨진다. IPS-Empress[®] crown 제작 방법은 두 가지가 있으며 staining technique보다 layered technique으로 제작 시 강도가 더 낮음이 보고 되어있으며 본 실험에서는 layering 법으로 제작하였으나 staining법으로 IPS-Empress[®] crown을 제작했다면 더 높은 압축 파절 강도를 가졌을 것이다.^{8),34)} Probst⁸⁾는 2.0 mm incisal thickness의 상악 전치부 crown을 제작하여 금속 지대치에 접착하고 압축 하중을 가하여 layered IPS-Empress, staining IPS-Empress, In-Ceram, metal-ceramic crown의 압축 파절 강도가 각각 75.0 Kgf, 81.4 Kgf, 96.4 Kgf, 149.4 Kgf 임을 보고하였다. 또한 Sobrinho등²⁷⁾은 원주기둥 모양의 금속 지대치에 교합면 두께 1.5 mm인 crown을 접착하여 직경 4.0 mm의 stainless steel ball로 수직의 하중을 가하여, staining IPS-Empress는 128.5 Kgf, In-Ceram은 142.2 Kgf의 압

축 파절 강도를 보고하였고 열 순환 시행 후 파절 강도가 더 낮아진다고 하였다. Choi³⁴⁾는 상악 제1대구치 모양으로 교합면 두께 1.5, 2.0, 2.5 mm의 IPS-Empress crown을 staining technique으로 제작하여 금속 지대치에 접착시킨 후 30°경사시켜 압축 파절 강도를 측정하여 각각 약 100 Kgf, 115 Kgf, 124 Kgf로서 교합면 두께의 증가에 따라 파절 강도가 증가함을 보고하기도 하였다. 이상의 실험들은 두꺼운 교합면 두께, 넓은 영역에 가해진 하중, 치아 장축 방향으로 가해진 수직의 하중, 원주 기둥 모양의 지대치 삭제, 열 순환의 유무, 제작 방법 등의 실험 조건의 차이로 인하여 본 실험의 대조군보다 더 높은 압축 파절 강도를 가졌다고 생각된다.

구강 내 온도의 변화는 Palmer³⁵⁾에 의하면 0-67 °C라고 하였고, 5-60 °C, 10-50 °C, 4-58 °C, 5-55 °C, 4-60 °C, 2-50 °C, 7-50 °C, 17-47 °C 등의 범위가 보고되었다. 본 연구에서는 Sridawasdi와 Boyer³⁶⁾에 의한 5~55 °C의 범위를 적용하여 5 °C의 냉수와 55 °C의 온수에서 계류 시간 10초, 휴식 시간 10초로 하여 1,000회 침적하는 열 순환을 시행하였다. 수분이 있는 환경에서 재료는 분해되어Sobrinho²⁷⁾은 건조한 상태보다 습한 상태에서 파절 강도가 저하한다고 하였다. Thermal stress는 수복물의 강도에 영향을 미치는 매우 중요한 요소 중의 하나이다. 열을 적용하면 압축, 인장 응력이 발생하고 계면에 미세한 공간이 생기며 변연 누출과 분리가 발생한다.^{37,38)} 열 순환 시 열 충격 시간, 체적 변화, 열팽창 계수의 차이, 열에 의한 수축·팽창 때문에 수복물의 파절 강도는 저하할 수 있다.¹⁾ 본 연구에서 1.5 mm 두께의 Targis® crown에서 열 순환을 시행한 군의 파절 강도는 약 75 Kgf, 열 순환을 시행하지 않은 군의 파절 강도는 약 90 Kgf로 나타나 열 순환 후 수복물의 파절 강도가 낮아졌음을 알 수 있었다.

하중을 가하면 하중점 하방에 압축 응력이 발생하며 최소한으로 저항하는 곳을 따라서 파절이 일어난다.³⁹⁾ 본 실험에서 crown의 파절은 하중점의 직하방에서부터 치아 장축에 수직인 방향으로 진행되었다.⁴⁰⁾ 파절면을 보면 Targis® crown은 crown 내부의 응집 파절과 금속 지대치와 crown 계면에서의 접착 파절이 복합된 양상을 보였고, IPS-Empress® crown은 접착 파절 양상만을 관찰할 수 있었다. 접착 파절은 시멘트 층의 파절이며 본 실험에서는 레진 시

멘트로 접착하였으므로 레진 계열인 Targis® crown이 접착 파절에 대해서는 더 저항성이 있다고 사료된다. 그리고 ceromer 입자들은 기질과 filler가 물리적으로 접착된 형태인 반면에 porcelain 입자들은 고온에서 sintering되어 하나의 단위가 되므로 응집 파절에 대한 저항성은 IPS-Empress® crown과 같은 도재가 더 좋을 것이라고 여겨진다. 또한 SEM 관찰 시 Targis® crown이 IPS-Empress® crown보다 더 명확한 방사상의 하중 분산선을 가지며 하중점에 짓눌리는 면을 가지는 것으로 미루어 응력 분산 능력이 더 우수함을 짐작해 볼 수 있다.

Costa⁴¹⁾은 레진 시멘트로 접착 시 수복물의 압축 하중에 대한 저항이 매우 우수하다고 하였고, Li와 White⁴²⁾에 의하면 레진 시멘트는 다른 시멘트보다 강도가 높고 응력을 흡수하는 능력이 탁월하여 수복물의 압축 강도를 증가시키는데 기여한다고 하였다. 레진 시멘트는 산 부식법과 상아질 접착제의 사용으로 치질과 수복물을 더욱 단단하게 결합시켜 치질에 기능적인 힘을 전달하므로 구조를 강화시킬 수 있다.^{11,43)} 그러나 낮은 탄성계수로 인하여 취약한 성질을 가진 완전 도재관의 접착에 사용한다면 파절에 대한 저항의 효과가 낮을 수 있다.⁴²⁾ 본 실험에서는 레진 시멘트인 Panavia F®를 이용하였으므로 강도를 증가시켰을 것이며 Targis® crown은 취약한 성질의 IPS-Empress® crown보다 강도 보강의 효과가 더 높을 것이다. 그러나 만일 자연 치아에 접착한다면 금속 지대치와 상아질의 탄성계수의 차이 때문에 강도 증강 효과에 차이가 있을 것이다.⁷⁾

본 연구에서는 금속 지대치에 crown을 접착하여 정적인 압축 하중에 의한 파절 강도 실험을 하여 교합면 두께와 압축 파절 강도와의 관계를 알아보았으며 열 순환의 조건, 저작력의 생리적인 상황을 가장 비슷하게 반영하는 동적인 하중, 다른 시멘트의 영향, 경도에 관한 실험 등을 통해 ceromer crown의 임상 적용 시 도움이 될 특징을 알아보는 다른 연구들이 더 필요하리라 사료된다.

V. 결 론

상악 제1대구치 형태로 제작한 ceromer crown의 교합면 두께에 따른 압축 파절 강도를 알아보고자 IPS-Empress®로 제작한 완전 도재관을 대조군으로

하고 제2세대 간접 복합 레진인 Targis[®]로 제작한 ceromer crown을 실험군으로 하여 각 군 당 10개씩의 crown을 제작하여 금속 지대치에 접착시켰다.

모든 군에서 지대치는 치축 경사 10°, 변연 폭 0.8 mm의 chamfer 형태로서 교합면 두께를 제외한 모든 규격이 동일하도록 형성하였다. 대조군인 IPS-Empress[®] crown은 교합면 두께가 1.5 mm가 되도록 layered technique으로 제작하였다. 실험군인 Targis[®] crown은 각각 1.0 mm, 1.5 mm, 2.0 mm, 2.5 mm의 두께로 제작하였다. 모든 군에서 crown은 dual-cure resin cement인 Panavia F[®]로 접착하였다.

열 순환에 의한 차이를 알아보기 위하여 열 순환을 시행하지 않는 교합면 두께 1.5 mm의 Targis[®] crown군을 추가로 제작하여 비교하였다. 열 순환은 5°C 와 55°C의 수조에서 계류시간 10초로 하여 1,000회 시행하였고 열 순환을 시행하지 않는 군은 20°C의 수조에 보관하였다. 이들 각 군들을 만능 물성 시험기로 압축 파절 강도를 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. Targis[®] crown의 교합면 두께가 1.0 mm, 1.5 mm, 2.0 mm, 2.5 mm 인 경우 각각 66.65±4.88 Kgf, 75.04±3.01 Kgf, 87.07±7.06 Kgf, 105.03±10.56 Kgf의 파절 강도를 가져 두께 증가에 따라 압축 파절 강도가 증가하였다.
2. 교합면 두께가 1.5mm인 Targis[®] crown이 75.04±3.01 Kgf의 파절 강도를 보여 동일한 두께의 IPS-Empress[®] crown의 37.66±4.28Kgf에 비해 2배 정도 더 큰 파절 강도를 나타내었다.
3. 두께 1.5mm인 Targis[®] crown군에서 열 순환을 시행한 군은 75.04±3.01 Kgf인 반면, 열 순환을 시행하지 않은 군은 90.69±6.88 Kgf를 나타내어 열 순환 후 파절 강도가 낮아졌다.
4. 모든 crown은 하중 점으로부터 수직 방향으로 파절되는 양상을 보였으며 IPS-Empress[®] crown군은 접착 파절 양상을, Targis[®] crown군은 접착 파절과 응집 파절이 복합된 양상을 보였다. 파절면의 주사 전자 현미경 관찰 시, 모든 군에서 stress를 방사상으로 확산시키는 양상이었으며 Targis[®] crown군이 더 뚜렷했다. 그리고 IPS-Empress[®] crown군은 하중 점에서 명확한 파절면을, Targis[®] crown군은 짓눌린 면을 관찰할 수 있었다.

참 고 문 헌

1. Myers ML, Ergle JW, Fairhurst CW, Ringle RD : Fatigue failure parameters of IPS-Empress Porcelain. Int J Prosthodont 7:549-553,1994.
2. McLEAN JW : The science and art of dental ceramics. Oper Dent 16:149-156,1991.
3. Sorensen JA : The IPS-Empress 2 system ; defining the possibilities. Quint Dent Tech 153-163,1999.
4. Schweiger M, Holand W, Frank M, Drescher H, Rheinberger V: IPS empess 2 : A new pressable high-strength glass ceramic for esthetic all-ceramic restorations. Quint Dent Tech 22:143-151,1999.
5. DeLong R, Pintado MR, Douglas WH : The wear of enamel opposing shaded ceramic restorative materials. : An in vitro study. J Prosthet Dent 68:42-48,1992.
6. Touati B, Aidan N : Second generation laboratory composite resins for indirect restorations. J Esthet Dent vol 9 no 3:109-118,1997.
7. 조리라 : A review on the fiber reinforced resin/ceramic optimized polymer restoration. 대한치과의사협회지 37:10:785-795,1999.
8. Probst L : Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. Int J Prosthodont 5:409-414,1992.
9. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE : Fundamentals of fixed prosthodontics. ed 3, Philadelphia, Quintessence Pub Co. Inc., 1997, pp85-118.
10. 우이형 : 심미적 수복에 관한 최신 지견. 대한치과의사협회지 33:12: 871-878,1995.
11. Hondrum SO : A review of the strength properties of dental ceramics. J Prosthet Dent 67:859-865,1992.
12. Probst L, Geis-Gertorfer J, Kirchner E, Kanjantra P: In vitro evaluation of a glass-ceramic restorative materials. J Oral Rehabil 24:636-645,1997.
13. Armstrong DJ, Kimball D : Fiber-reinforced polymerceramic fixed partial dentures in the esthetic zone : A clinical and laboratory case perspective. Quint Dent Tech 22:95-106,1999.
14. Nakamura T, Yamada K, Maruyama T : Clinical application of newly developed hybrid ceramic composite for posterior prostheses. Quint Dent Tech 22:83-93,1999.
15. Krejci I, Boretti R, Lutz F, Giezendanner P : Adhesive crowns and fixed partial dentures of optimized composite resin with glass fiber-bonded framework. Quint Dent Tech 22:107-127,1999.

16. Freilich MA, Karmaker AC, Burston CJ, Goldberg AJ : Development and clinical applications of a light polymerized fiber-reinforced composite. *J Prosthet Dent* 80:311-318,1998.
17. Hudson JD, Goldstein GR, Georgescu M : Enamel wear caused by three different restorative materials. *J Prosthet Dent* 74:647-654,1995.
18. Lambrechts P, Braem M, Vanherle G : Evaluation of clinical performance for posterior composite resin and dental adhesives. *Oper Dent* 12:53-78, 1987.
19. Monasky GE, Taylor DF : Studies on the wear of porcelain, enamel and gold. *J Prosthet Dent* 25:229-306,1971.
20. Mahalick JA, Knapp FJ, Weiter EJ : Occlusal wear in prosthodontics. *JADA* 82:154-159,1971.
21. Penchas J : Fiber-reinforced restorative materials bring new treatment options. *Dent Today* June:40-45,1997.
22. Parker MH, Calverley VJ, Gardner FM : New guidelines for preparation taper. *J of Prosthodon* 2:1:61-66,1993.
23. Maxwell AW, Blank LW, Pelleu GB : Effect of crown preparation height on the retention and resistance of gold castings. *General Dent* May-June, 200-202,1990.
24. Parker MH, Gunderson RB, Gardner FM, Calverley MJ, : Quantitative determination of taper adequate to provide resistance form : concept of limiting taper. *J of Prosthodon* 59:3:281-287,1988.
25. Weed RM, Baez RJ : A method for determining adequate resistance form of complete cast crown preparations. *J of Prosthodon* 52:3:330-333, 1984.
26. Gilboe DB, Teteruck W : Fundamentals of extracoronal tooth preparation. part I : retention and resistance form. *J Prosthet Dent* Dec:651-656,1974.
27. Sobrinho LC, Cattell MJ, Glover RH, Knowles JC : Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodon* 11:255-262,1998.
28. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB : Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J Prosthet Dent* 46:4:443-449,1981.
29. MacMillan HW : The structure and function of the alveolar process. *JADA* 11:11:1059-1070,1924.
30. Campbell SD : A comparative strength study of metal ceramic and all-ceramic esthetic materials : modulus of rupture. *J Prosthet Dent* 62:476-479,1989.
31. Skinner EW : Skinner's science of dental materials. ed SI, Igaku-shoin, Igaku-Shoin Saunders, 1982, pp29-62.
32. DeBoever JA, McCall WD, Holden S, Ash MM : Functional occlusal forces. an investigation by telemetry. *J Prosthet Dent* 40:326,1978.
33. Neuman K : Metal-free full-posterior coverage. *Dent Today* June:68-69,1997.
34. 동진근, 오상천, 김상돈 : IPS-Empress 도재관의 파절 강도 ; 상악 제1대구치에서 교합면 두께와 측면 경사도에 따른 영향. *대한치과보철학회지* 37:1:127-133, 1999.
35. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ : Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent* 67:325-327,1992.
36. Sridawasdi, Boyer : The effect of the dentinal smear layer on microleakage of restoration. *J Dent Resear* 67:310,1988.
37. 이수연, 방몽숙 : Thermocycling이 cobalt-chromium 합금과 의치상 레진의 결합 강도에 미치는 영향. *대한치과보철학회지* 38:1:38-49,2000.
38. Tanaka T, Kamada K, Matsumura H, Atsuta M : A comparison of water temperatures for thermocycling of metal-bonded resin specimens. *J Prosthet Dent* 74:345-349.
39. Pettrow J : Practical factors in building and firing characteristics of dental porcelain. *J Prosthet Dent* 11:2:334-344.1961.
40. Miller A, Long J, Miller B, Cole J : Comparison of the fracture strengths of the fracture strengths of ceramometal crowns versus several all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 68:38-41,1992.
41. Costa LC, Pegorado LF, Bonfante G : Influence of different metal restorations bonded with resin on fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars. *J Prosthet Dent* 77:4:365-369,1997.
42. Li ZC, White SN : mechanical properties of dental luting cements. *J Prosthet Dent* 81:5:597-609,1999.
43. Rosenstiel SF, Porter SS : Apparent fracture toughness of all-ceramic crown system. *J Prosthet Dent* 62:529-532,1989.