

코핑 디자인과 시멘트에 따른 지르코니아 도재관의 파절 저항성

심현보 · 김유진 · 김민정 · 신미란¹ · 오상천*

원광대학교 치과대학 보철학교실, ¹한림대학교 임상치의학대학원 임플란트 보철과

연구 목적: 본 연구는 지르코니아 코핑의 다양한 디자인과 시멘트 종류에 따른 지르코니아 도재관의 파절 저항성과 변연 적합도를 평가하고자 하였다.

연구 재료 및 방법: CAD/CAM system (Everest, KAVO Dental GmbH, Biberach, Germany)을 이용하여, 다양한 두께를 가진 지르코니아 코핑을 디자인하고 제작하였다. 80개의 코핑을 디자인에 따라 20개씩 4개의 그룹으로 분류하였으며, 각 그룹은 다시 시멘트 종류에 따라 시편을 10개씩 나누어 2개의 소그룹으로 분류하였다. Group I은 전체적으로 균일하게 0.3 mm로, group II는 험면과 험측 교합면은 0.3 mm, 설면과 설측 교합면은 0.6 mm, group III은 전체 0.6 mm 균일하게, Group IV는 험면과 험측 교합면은 0.6 mm 설면과 설측 교합면은 1.0 mm로 디자인 하였다. Putty index를 이용해 같은 크기와 형태의 지르코니아 도재관을 축성 후, 완성하였다. 미세 경도측정기의 현미경 (Matsuzawa, MXT-70, Japan)으로 도재관의 변연 적합도를 측정하였고, 만능시험기 (Z200, Zwick, Germany)를 이용하여 cross-head speed를 1 mm/min로 도재관이 파절될 때까지 수직 하중을 가해 파절 저항성을 측정하였다. One-way ANOVA와 two-way ANOVA를 이용해 그 결과를 비교 분석 하였으며, 사후 검정으로 Duncan's multiple range test ($\alpha=0.05$)를 사용하였다.

결과: 1. 코핑 디자인에 따른 변연적합성은 유의한 차이가 있었다 ($P<0.05$). 2. 임시합착제 (Cavitec[®])로 합착한 군에서 코핑 디자인에 따른 지르코니아 도재관의 파절강도는 유의한 차이가 있었다 ($P<0.05$). 3. 영구접착제 (Panavia-F[®])로 접착한 군에서 코핑 디자인에 따른 지르코니아 도재관의 파절강도는 통계학적인 유의차가 없었다 ($P>0.05$). 4. 시멘트의 종류에 따른 동일한 디자인사이에서의 파절강도는 group I과 group II에서 Panavia-F 접착군이 Cavitec[®] 접착군보다 통계학적으로 유의성 있게 높았다 ($P<0.05$). 5. 도재관의 파절 양상은 지르코니아 코핑의 디자인에 따른 차이는 없었으며, 시멘트의 종류에 따라 Cavitec[®] 접착군에서는 시편이 완전 분리되는 전부 파절, Panavia-F[®] 접착군에서는 전장 도재층에서만 파절되는 부분파절이 주로 나타났다.

결론: 제한된 결과이기는 하나 심미성을 위해 가시면을 얇게 하고 강도를 위해 비가시면의 지르코니아 코핑을 두껍게 하는, 즉 기능에 따라 두께를 달리 하는 세라믹 하부 구조 디자인이 임상에서 선택적으로 활용될 수 있을 것으로 사료되었다. (대한치과보철학회지 2010;48:194-201)

주요 단어: 코핑 디자인, 지르코니아 도재관, 변연 적합성, 파절 저항성, 시멘트

서론

전부도재 수복물의 취약한 파절강도를 해결하기 위한 대안으로 지르코니아를 CAD/CAM으로 가공하여 치과 수복물로 만드는 시스템들이 최근에 소개되기 시작하였다.¹ 지르코니아는 화학적 안정성, 체적 안정성을 보이는 다형 구조로 상전이 시 발생 하는 변태 강화 기전에 의한 체적확장에 의해 균열의 진행을 억제하여 기존의 도재에 비해 매우 높은 굴곡강도 및 파괴인성을 지닌다.² 그러나 이러한 좋은 물성에도 불구하고 CAD/CAM 시스템 활용에 따른 지대치 모형의 스캐닝 과정과 지르코니아의 소결과정에서의 수축 등이 최종 수복물의 정밀도에 영향을 주는 것으로 보고되고,^{3,4} 전통적인 지르코니아는 불투명한 백색을 띄고 있어 이러한 시각적 특성은 상악 전치부 수복 시 오히려 이 높은 명도를 차단해야 하는 색조 재현의 어려움을 겪기도 하는데 이를 해결하기 위해 유색 지르코니아를 사용하거나⁵ 지르코니아 코핑을 가능한 얇게 만들어 반투명성을 확보하려 하기도 한다. 그러나 지르코니아 코핑을 얇게 할 경우 지르코니아 하부 구조에 의해서 지지를 받지 못하는 전장도재는 파절의 위험성이 높아질 수밖에 없다. 따라서

지르코니아 수복물도 금속도재 수복물처럼 하부구조의 디자인에 대한 중요성이 제기될 수 있으며, 신¹⁰은 이러한 개념을 바탕으로 코핑 디자인에 따른 지르코니아 코핑의 파절 하중과 변연 적합성을 측정한 결과, 반투명성을 얻기 위해 순측을 약간 얇게 한 것과 균일한 두께를 갖는 코핑 간의 파절 하중과 변연 적합성에 유의한 차이가 없어 금속도재관의 하부구조와 같은 개념의 디자인이 지르코니아 수복물에도 적용될 수 있음을 시사하고 있다. 그러나 이는 코핑만을 평가한 것으로 전장도재가 축성된 최종 수복물의 데이터가 빠져 있는 아쉬움이 있었다.

따라서 본 연구는 신¹⁰의 코핑 디자인을 참고하여 균일한 두께를 가진 코핑 2가지와 가시면은 얇게 하고 비가시면은 상대적으로 두껍게 디자인된 2가지 코핑 위에 장식도재를 전장하여 균일한 외형의 최종 수복물을 완성한 후, 파절 저항성과 변연 적합도 평가를 통해 심미와 기능적인 측면에서 유리한 최적의 디자인을 찾고자 하였으며, 또한 지르코니아 코핑을 갖는 수복물도 글라스-세라믹처럼 코핑 디자인이 도재관의 파절 저항성에 영향을 주는지 알아보고자 하였다.

*교신저자: 오상천

435-040 경기도 군포시 산본동 1142 원광대학교 치과대학 산본치과병원 031-390-2800; e-mail, scoh@wku.ac.kr

원고접수일: 2010년 6월 9일 / 원고최종수정일: 2010년 6월 22일 / 원고채택일: 2010년 6월 29일

연구 재료 및 방법

1. 금속 주모형의 제작

1) 주모형 제작

기본 치아의 주모형 제작을 위해 경질 레진치 (상악 제1소구치, Columbia Co., USA)의 근단부를 경석고에 포매하여 주모형을 제작하였다.

2) 치아형성

경석고에 포매된 레진치의 치관부의 교합면은 치아 외형에 기준하여 1.5 - 2.0 mm의 두께가 되도록 균일하게 삭제하고, 협설 측면 경사각은 밀링기계 (PF-200, CM., Switzerland)를 사용하여 6°가 되도록 1.2 mm 삭제하였다. 변연은 1.0 mm 폭의 heavy chamfer margin으로 형성하여 백악-법랑 경계의 1 mm 상방에 위치시켰다.

3) 금속 주모형 제작

주모형을 스캔장비 (ISCAN D100®, 3Shat Co., Germany)로 스캔하고 (Fig. 1), 스캔한 데이터를 토대로 절삭 가공설비 (MultiAxis 300®, HyundaiWia Co., Korea)를 이용하여 니켈 크롬 합금 (Rexillum

III, Concilon dental materials, USA)으로 미리 주조된 금속모형을 가공 과정을 거쳐 80개의 실험용 금속 주모형을 완성하였다.

2. 지르코니아 코핑의 디자인 및 제작

금속 주모형을 KAVO Everest 스캐너 (KaVo Dental GmbH, Biberach, Germany)를 이용하여 스캔하고, 코핑의 두께가 group I은 전체적으로 균일하게 0.3 mm로, group II는 협면과 협측 교합면 1/2을 0.3 mm로, 설면과 설측 교합면 1/2은 0.6 mm로 설계하고, group III은 전체적으로 0.6 mm로 균일하게, group IV는 협면과 협측 교합면 1/2을 0.6 mm로, 설면과 설측 교합면 1/2은 1.0 mm로 설계하였다 (Fig. 2). 변연에서 1.5 mm 떨어져서 cement space는 30 μ m로 설정하였다.

이하 지르코니아 도재관은 시멘트에 따라 Panavia-F® 접착군 group Ip, IIp, IIIp, IVp, Cavitec® 합착군 group Ic, Ilc, IIIc, IVc의 subgroup으로 분류하였다 (Table 1).

Group I, II, III, IV에서 코핑 두께가 달라지는 곳은 각각 중심와와 접촉점을 기준으로 삼았고, 점점 두껍게 만들어가다 marginal ridge를 넘어가면서 총 두께가 나오도록 하였다. 각 group 당 10개씩 총 80개의 코핑을 제작하였다.

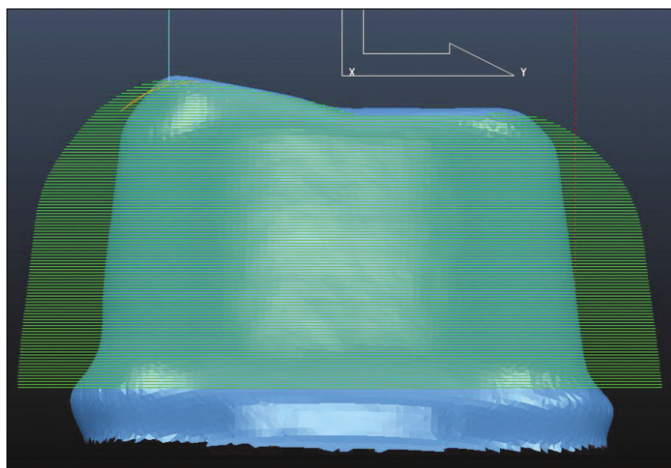


Fig. 1. 3D scanned image of stone model using the ISCAN D100® after modification.

Table 1. Classification of zirconia coping according to the design of the coping and cement type

Group	Zirconia coping design	Subgroup (number)	
		Panavia-F®	Cavitec®
I	0.3 mm	Ip (10)	Ic (10)
II	0.3 mm (buccal surface and occlusion) - 0.6 mm (lingual surface and occlusion)	IIp (10)	IIc (10)
III	0.6 mm	IIIp (10)	IIIc (10)
IV	0.6 mm (buccal surface and occlusion) - 1.0 mm (lingual surface and occlusion)	IVp (10)	IVc (10)



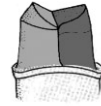
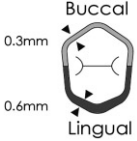



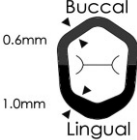
Group	Lateral View	Occlusal View
I		
II		
III		
IV		

Fig. 2. Schematic diagram of lateral and occlusal view of zirconia coping according to the group.

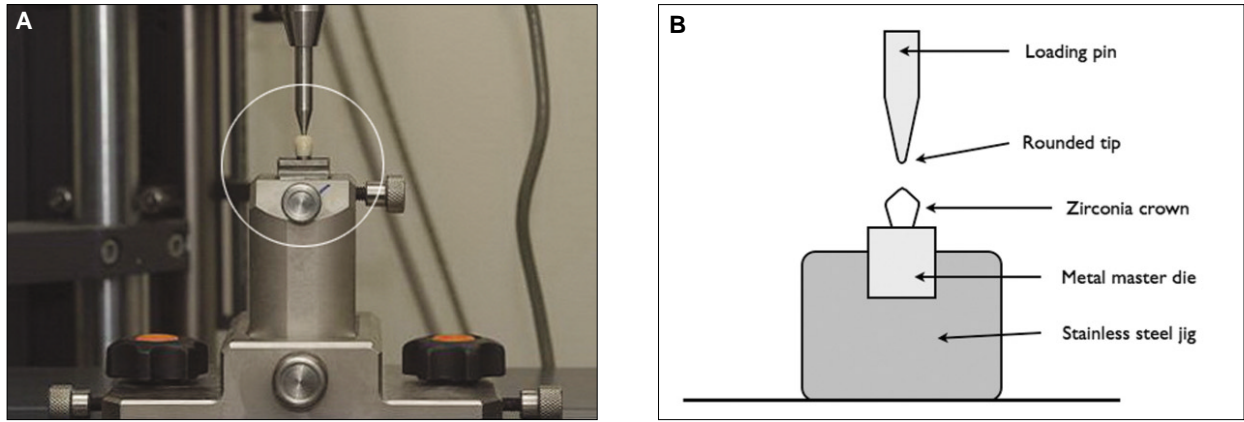


Fig. 3. Assembly designed for measuring the fracture resistance of fabricated zirconia crown on a universal testing machine (A), and a schematic diagram of circled area (B).

3. 지르코니아 코핑 상에 도재 축성

먼저 왁스로 상악 제 1소구치의 외형을 형성한 후 퍼티 (Exafine putty®, GC Co., Japan) 인덱스를 채득해서, 도재 축성과정의 편차를 최소화 하여 지르코니아 도재관을 제작하였다. 뿐만 아니라 상악 제 1소구치의 교합면의 와나 구 (fossa or groove)는 재현하지 않았다. 동일한 기공사로 하여금 동일한 색조로 (A3) 회사 추천 Vita Vm9® powder (Vident, Vita Co., Germany)를 사용해 상악 제 1소구치의 외형에 준하여 축성하도록 하였으며, 도재 분리재를 도포한 인덱스를 이용해서 외형을 균일하게 형성한 후 소성 과정을 거쳐 80개의 지르코니아 도재관을 완성하고 두께를 측정하였다.

4. 지르코니아 도재관의 시멘테이션

80개의 지르코니아 도재관과 각각의 금속 주모형은 2개의 subgroup으로 나누어 복합 레진 시멘트 (Panavia-F®, Kuraray Medical Inc., Japan)와 임시 합착재 (Cavitec®, Kerr Co., USA)를 사용하여 시멘테이션 하였다. 50 μ m의 Al₂O₃ 입자를 사용하여 2bar의 압력으로 10 mm거리에서 10초간 분사처리한 도재관 내면과 금속 주모형에 동일한 양의 시멘트를 제조회사의 지시대로 혼합하여 골고루 바르고 압접한 후 여분의 시멘트를 붓으로 제거하였다. 80개 모든 도재관에 일정한 힘을 가하기 위하여 각 시편을 10 kg의 무게로 정하중압축기 (seiki, Japan)를 이용하여 시멘테이션을 하였으며, 레진 시멘트의 경우 경화를 위해 Oxy Guard II (Kuraray Medical Inc., Japan)를 도포 후 30초간 광증합을 시행하고, 15 분간 유지시켰다. 시멘테이션이 완료된 지르코니아 도재관은 37℃의 증류수에서 24시간 보관하였다.

5. 지르코니아 도재관의 변연 적합도 관찰

변연에 미리 표시한 4부위의 기준점을 미세경도 측정기

(Microhardness Tester, Matsuzawa, MXT-70, Japan)의 확대 현미경을 이용해 100배의 배율로 일차적으로 3번씩 관찰하였으며, 각 군에서 4개의 시편을 추출하여 주사전자현미경 (scanning electron microscope, JSM-6360, JEOL, Japan)을 사용하여 변연 적합도를 40 배율로 촬영하여 확대 현미경 결과를 확인하였다. 변연 적합도의 측정을 위한 시편은 측정의 편의성을 위해 Cavitec®으로 합착한 시편만을 관찰하였다.

6. 지르코니아 도재관의 파절 저항성 측정

시편은 만능시험기 (Z020, Zwick, Germany)를 사용하여 파절 저항성을 측정하였다 (Fig. 3). 끝이 둥근 단면을 지닌 금속 기구를 이용하여 지르코니아 도재관의 중심구 부위에 하중이 가해지도록 설정하였으며, 가동부분의 crosshead speed는 1 mm/min로 도재관이 파절될 때까지 수직 하중을 가했다. 각 시편의 최대 파절 저항성을 측정하였다.

7. 파절 양상

금속 모형에서 시편이 완전 분리되는 전부 파절 (complete fracture)과 비니어 도재층에서 파절되는 부분 파절 (incomplete fracture)로 구분하여 그 수를 기록하였다.

8. 통계 분석

모든 측정값은 SPSS 프로그램 (SPSS 12.0; SPSS GmbH., Germany)을 이용하여 다음과 같이 수행하였다. 시멘트의 종류에 따른 코핑 디자인의 파절 저항성은 $\alpha = .05$ 수준에서 two-way ANOVA로 분석하였고, 사후검정으로 Duncan's multiple range test를 시행하였다 ($\alpha = .05$). 디자인에 따른 각 그룹 내의 파절 저항성과 변연 적합도를 one-way ANOVA로 신뢰수준 95%에서 분석하였고, 사후검정으로 Duncan's multiple range test를 시행

하였다 ($\alpha = .05$). 동일한 디자인 내에서 시멘트의 종류에 따른 파절 저항성과 변연 적합도를 independent t-test로 분석하였다 ($\alpha = .05$).

결과

1. 변연 적합도

Cavitec®으로 합착된 코핑 디자인에 따른 지르코니아 도재관의 변연 적합도의 평균과 표준편차 값은 Table 2와 같다. Group I과 group III은 유의한 차이가 없었으나, 나머지 group 간에는 유의한 차이가 있었다. Group I과 III이 가장 낮아 우수하였으며, group II가 가장 크게 나타나 적합도가 불량했다 ($P < .05$) (Table 2).

2. 파절 저항성

(1) Cavitec®으로 합착한 군에서 코핑 디자인에 따른 지르코니아 도재관의 파절 저항성의 평균과 표준편차 값은 Table 3과 같다. Group III과 group IV의 파절 저항성이 group I과 group II보다 통계학적으로 유의성 있게 높았다 ($P < .05$) (Table 3).

Table 2. Marginal fidelity of each surface measurement (μm) (N = 40)

Source of variation	Buccal	Lingual	Mesial	Distal	Total
I	74 (20)	57 (31)	52 (16)	58 (13)	60 (14) ^a
II	112 (29)	94 (33)	105 (31)	120 (43)	107 (3) ^a
III	59 (30)	61 (38)	44 (6)	55 (36)	54 (28) ^a
IV	81 (38)	83 (43)	75 (34)	85 (40)	81 (39) ^b

* Standard deviations are expressed in parenthesis.

Table 3. Mean of fracture resistances and standard deviation (N)

	Mean	SD
Ic	1870 ^a	390
IIc	1891 ^a	355
IIIc	2419 ^b	517
IVc	2284 ^b	315

Table 5. Result of fracture resistances of zirconia ceramic crown according to the cement type by two-way ANOVA

Source	Sum of squares	df	Mean square	F value	P value
Error correction model	4921365.9	7	703052.269	3.829	.001
Intercepter	409582454	1	409582454	2230.557	.000
Cement type	2965065.0	1	2965065.0	16.148	.000
Coping design	970366.534	3	323455.511	1.762	.163
Cement type	1344202.4	3	448067.470	2.440	.072
*Coping design					
Error	12670012	69	183623.367		
Total	43568243	77			
Error correction total	17591378	76			

a. $R^2 = 0.280$ (Error corrected $R^2 = 0.207$)

(2) Panavia-F®로 접착한 군에서 코핑 디자인에 따른 지르코니아 도재관의 파절 저항성의 평균과 표준편차 값은 Table 4와 같다. 각 군 간의 코핑 디자인에 따른 파절 저항성에는 통계학적인 유의차는 없었다 ($P > .05$) (Table 4).

(3) 시멘트 종류에 따른 네 가지 코핑 디자인의 파절 저항성은 Fig. 4에 나타나있고, two-way ANOVA 통계 분석표는 Table 5와 같다. Two-way ANOVA에 따르면 시멘트 종류에 따른 네 가지 코핑 디자인 간에 교호작용은 없었다 ($P = .072$). 시멘트 종류에 따라서는 유의차가 있었는데 ($P = .000$), Panavia-F®로 접착한 군이 Cavitec®로 합착한 군보다 group I과 group II 디자인에서 유의성 있게 높았다 ($P < .05$). 네 가지 코핑 디자인 간에 통계적인 유의차는 없었다 ($P = .163$).

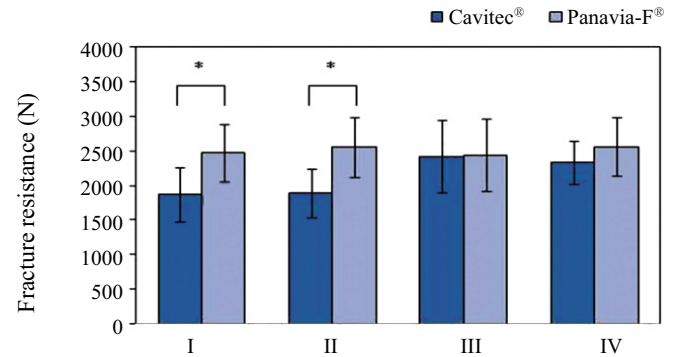


Fig. 4. Comparison of fracture resistances of zirconia crowns according to the cement type.

* means significant difference by t-test at $\alpha = .05$.

Table 4. Mean of fracture resistances and standard deviation (N)

	Mean	SD
Ip	2482	411
IIp	2562	431
IIIp	2439	524
IVp	2555	421

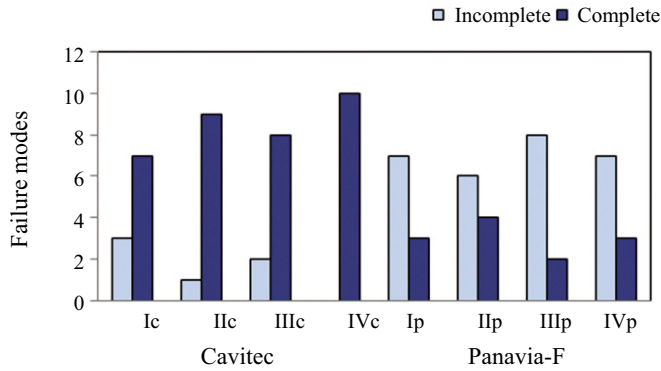


Fig. 5. Comparison of failure modes of zirconia crowns with different coping design and cement type. Ic, IIc, IIIc, IVc means group I, II, III, IV in Cavitec® Subgroup, Ip, IIp, IIIP, IVp means group I, II, III, IV in Panavia-F® subgroup.

3. 파절 양상

지르코니아 도재관의 파절 양상은 지르코니아 코핑의 디자인 차이에 관계없이 시멘트의 차이에 따라 Cavitec® 합착군에서는 금속 모형에서 시편이 완전 분리되는 전부 파절 (Complete fracture)된 경향이 컸으며 Panavia-F® 접착군에서는 비니어 도재층에서 파절되는 부분 파절 (Incomplete fracture)경향이 대조적으로 나타났다 (Fig. 5).

고찰

일반적으로 전장도재는 하부구조의 지지를 바탕으로 기능이 수행되는데, 일부 초기 지르코니아 CAD/CAM 시스템들은 균일하고 얇은 코핑 위에 도재를 전장함으로 해서 지지를 받지 못하는 전장도재의 파절이 빈번하였다. 따라서 본 연구는 금속도재관의 하부구조 역할과 디자인에 착안하여 가시면은 가능한 얇고 비가시면은 최대한 두껍게 하여 두께 차이에 따른 적합도의 변화와 파절 저항성을 평가해 보았으며, 그 결과, 금속도재관의 하부구조 디자인이 지르코니아 수복물을 위한 하부구조에도 응용될 수 있음을 확인하였다.

보철물의 성공을 결정짓는 중요한 요소 중 하나가 변연 적합도이다.¹¹ CAD/CAM 시스템으로 제작된 수복물의 변연 적합도에 대한 연구로는 May 등¹²은 Procera Allceram crown의 변연과 측면 적합도를 평가하여 70 μ m 이하의 값을 보고하였고, 김 등¹³은 CAD/CAM 시스템으로 제작된 alumina core와 통법으로 제작된 alumina core의 변연 오차를 각각 76.5 μ m, 75.4 μ m로 보고하여 서로 유의한 차이가 없었다고 하였다. 또한 Nakamura 등¹⁴은 Cerec CAD/CAM 시스템으로 제작된 완전도재관은 임상적으로 받아들일 수 있는 적합도 범위 내에 있다고 말하였다. 이와 같이 이전 연구에서 CAD/CAM 시스템으로 제작된 보철물은 임상적으로 유용하다는 것을 알 수 있다. 그러나 아직까지 CAD/CAM

시스템으로 제작되는 수종의 지르코니아 기반 완전 도재관의 적합도에 대한 임상 연구는 많지 않은 실정이다. 변연의 적합도를 보는 다양한 방법 중에서 본 실험에서는 광학현미경과 SEM을 이용하여 최종 각 디자인에 따른 변연 적합도를 평가하였다. Cavitec®으로 합착한 군과 Panavia-F®로 접착한 군 모두 변연 적합도를 관찰하였으나, Panavia-F®로 접착한 군은 레진 시멘트의 시각적 특성상 도재 수복물과 변연의 경계를 명확하게 관찰할 수 없었고, 시멘트 자체의 피막 두께에 의해 지르코니아 도재관 자체의 변연 적합도에 대한 신뢰할 만한 데이터를 얻지 못하여 제외하였다. 따라서 디자인에 따른 변연 적합도를 평가하기 위해 색조면에서 상대적으로 구별이 용이한 Cavitec®으로 합착한 군을 관찰하였다.

Cavitec®으로 합착한 군에서 디자인에 따른 변연 적합도는 유의한 차이가 있었으며, 균일한 두께의 지르코니아 코핑을 가진 지르코니아 도재관보다 코핑의 두께에 차이가 있었을 때 변연 적합도가 더 큰 것으로 보였다. 이러한 변연의 오차는 CAD/CAM 시스템으로 제작 중 스캔 과정, 소결 후 소성 시 수축 등에 의해서 혹은 가공 과정 중 절삭시 오차 등 여러 가지 원인에 의해서 나타날 수 있고, 지르코니아 각각의 제작회사 시스템에 따라 다를 수도 있을 것이다. 가공 후 소성을 하는 지르코니아는 미리 소성 시 수축률을 고려하여 가공하게 된다. 그러나 본 연구에서처럼 코핑의 두께가 다를수록, 즉 부피가 다를수록 변연오차가 증가하는 경향은 이러한 소성 시 수축률에 의한 것으로 사료되었다. 그러나 본 연구에서 제일 큰 변연의 오차가 group II에서 distal margin에서 평균 120 μ m 정도이며 임상적으로 보철물의 수명을 고려할 때 100 - 200 μ m 정도가 수용할 수 있는 범위라는 연구¹⁵에 비취보면 임상적으로 만족할 만한 수준이라고 볼 수 있었다.

도재 수복물의 성공을 결정짓는 중요한 다른 요소 중 하나는 파절 저항성이다. 금속도재 수복물에서 금속 하부구조의 지지를 받지 못하는 도재는 파절 가능성이 매우 높다.^{16,17} 그래서 금속도재의 경우에도 수복물의 도재는 적절한 외형을 보이면서 최소한의 두께로 유지되어야 하고, 단단한 금속에 지지되는 균일한 두께의 얇은 도재가 가장 강하며, 최소두께는 0.7 mm이다. 절단면 도재 두께는 1.0 - 1.5 mm를 초과해서는 안 되며, 그런 도재 수복물이 적당한 강도와 견고성을 가지기 위해 코핑은 0.3 - 0.5 mm 두께가 되어야 한다. 오늘날에도 금속도재 수복물의 디자인 원칙은 거의 변하지 않았으며, 본 연구에서도 같은 의미를 지닐 수 있을 것으로 사료되었다.

본 연구에서 두께를 달리한 지르코니아 도재관의 4개의 군 가운데 임시 시멘트로 합착한 군에서는 두께에 따른 차이가 있었으나, 접착성 시멘트로 접착한 군에서는 두께에 따른 통계적 유의차는 없었다. 앞선 신¹⁰의 연구에서 디자인에 따른 코핑만의 파절 저항성을 비교하였을 때 각 군의 파절 저항성은 유의한 차이가 있었으나, 도재 축성 후 영구시멘트로 접착하면 코핑의 두께에 따른 파절 저항성 차이가 어느 정도 상쇄되는 것으로 보인다. 즉 전장도재 자체의 강도와 대부분의 도재

관 접착에 추천되는 레진시멘트의 높은 결합력이 더해져서 나타난 상해효과로 사료된다. 이는 색조 및 심미성을 위해 코핑의 가시면을 본 실험에서처럼 상대적으로 얇게 디자인해도 임상적으로 적절한 강도를 얻을 수 있다는 결과로 해석할 수 있다.

전부도재 수복물은 In-Ceram, IPS Empress-2와 같이 내부에 강한 세라믹 코핑이나 하부구조를 갖는 것과 Dicor, IPS Empress같이 그렇지 않는 것으로 나뉠 수 있다. 전부도재관의 내구성에 영향을 주는 요소로는 도재의 물성, 접착재의 종류와 접착 방법, 지대치 상태가 중요하다. 이중 접착재에 관한 연구에서는 레진 시멘트를 사용하여 전부도재관, 특히 내부 세라믹 하부구조가 없거나 약한 전부도재 수복물을 치아에 접착시킨 것이 종래의 인산 아연 시멘트나 글라스아이오노머 시멘트를 사용한 경우에 비해 도재의 결합강도 및 파절강도가 개선되었다고 보고되었다.¹⁸⁻²⁰ 그러나 강한 알루미늄 강화 세라믹 하부구조를 갖는 In-Ceram 도재관 접착 시에는 인산 에스테르계 레진 시멘트가 다른 Bis-GMA 레진 시멘트보다 결합강도가 높다고 Kern 등²¹과 윤²²은 보고하였고, 임²³은 Lute-it이 Panavia 21과 Super-Bond C&B 보다 변연 적합도와 파절강도가 우수하다고 보고하였다. 그러나 다른 연구²⁴에서는 압축강도에 있어서 인산아연 시멘트, 글라스아이오노머 시멘트, 레진 시멘트간의 유의한 차이를 보이지 않는다고 보고되기도 하였다. In-Ceram의 알루미늄 강화 세라믹보다 훨씬 고강도, 고인성인 지르코니아를 코핑 재료로 사용한 본 연구에서도, 0.6 mm 이하에서는 합착재에 따라 그룹 간에 유의한 차이를 보였지만, 0.6 mm 이상으로 두께가 유지될 경우 내부의 지지력 차이가 극명한 임시 합착재나 영구 합착재에 관계없이 모두 파절 저항성에서 통계적인 유의차가 없었으며, 대부분 코핑보다는 전장도재가 파절되는 양상을 보였다. 이는 지르코니아 코핑이 일정 두께 이상이 되면 금속 도재관처럼 시멘트 물성에 큰 영향을 받지 않는 것과 같은 이치로 사료되었다.

Castellani 등²⁵은 금속도재관과 전부도재관의 파절강도에 관한 연구에서 전부도재관의 경우 균열의 파급양상이 금속도재관과는 다른 경로를 따른다고 하였으며, 전부도재관에서 균열은 다공성의 층에서 시작되어 전체 두께로 쉽게 확산되는데 이는 도재가 근본적으로 깨지기 쉬운 성질을 가지기 때문이라고 하였다. 이에 반해 금속도재관은 도재가 완전히 파절되었을 때에도 하부 금속에 부착되어 있는 경향을 보였다. 이러한 양상은 근본적으로 하부구조 재료의 성질 즉, Young's modulus, 두께, 다공성 및 형태적 특성 등에 따른 것으로 보인다. 임²³은 In-Ceram 도재관의 파절은 완전히 파절된 형태와 알루미늄 코어가 남아있는 형태인 두 가지 양상으로 나타났다고 보고하였다. 본 실험에서도 기존의 전부도재관이 전체적으로 파절되는 것에 비해 금속도재관이 도재에서만 파절을 일으키는 것처럼 지르코니아 코핑이 그대로 남아있는 파절 양상이 다수 관찰되었다. 이는 지르코니아 코핑이 전장도재를 지지하는 지지력이 금속도재관의 금속하부구조와 마찬가지로 충분하여 금속도

재관과 유사한 파절 양상을 보인다고 사료되며, 본 실험에서는 코핑 디자인에 관계없이, Cavitec® 합착군에서는 전부 파절, Panavia-F® 접착군에서는 부분 파절이 대조적으로 나타났다. 이는 Panavia-F®가 Cavitec®과 비교해 보철물과의 결합력과 지지력, 시멘트 자체의 강도 등의 물성에서 우수한 성질을 가지고 있기 때문이라고 사료된다.

향후 본 연구를 토대로 특히 심미성이 강조되는 전치부에서 최적의 디자인을 찾는 노력이 필요하며, 추후 고정성 국소의 치를 비롯한 각 증례에 맞는 좀 더 효율적인 지르코니아 세라믹 하부구조 디자인에 대한 연구도 필요할 것으로 사료된다.

결론

1. 임시합착재인 Cavitec®으로 합착한 군에서 변연 적합성은 group I과 group III가 유의성 있게 우수하였고, group II가 가장 불량한 것으로 나타났다 ($P < .05$).
2. Cavitec®으로 합착한 군에서 지르코니아 도재관의 파절 저항성은 group III와 group IV가 group I과 group II보다 유의성 있게 높았다 ($P < .05$).
3. 영구접착재인 Panavia-F®로 접착한 군에서 지르코니아 도재관의 파절 저항성은 코핑 디자인에 따른 유의차가 없었다 ($P > .05$).
4. Panavia-F®로 접착한 군의 파절 저항성이 Cavitec®으로 합착한 군보다 group I과 group II에서 유의성 있게 높았다 ($P < .05$).
5. 도재관의 파절 양상은 코핑의 디자인에 관계없이, Cavitec® 합착군에서는 전부 파절, Panavia-F® 접착군에서는 부분 파절이 높은 빈도로 나타났다.

참고문헌

1. Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Schärer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent* 2001;4:89-106.
2. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20:1-25.
3. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent* 2001;26:367-74.
4. Jeong HC. Fracture strength of zirconia monolithic crowns. *J Korean Acad Prosthodont* 2006;44:157-64.
5. Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *J Dent Res* 1995;74:1253-8.
6. Fischer H, Weber M, Marx R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *J Dent Res* 2003;82:238-42.
7. Kupiec KA, Wuertz KM, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Evaluation of porcelain surface treatments and agents for composite-

- to-porcelain repair. *J Prosthet Dent* 1996;76:119-24.
8. Ozcan M, Nijhuis H, Valandro LF. Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. *Dent Mater J* 2008;27:99-104.
 9. Baek KH, Woo YH, Kwon KR, Kim HS. Spectrophotometric analysis of the influence to shade of zirconia core on the color of ceramic. *J Korean Acad Prosthodont* 2008;46:409-19.
 10. Shin MR, Kim MJ, Oh SC. Fracture load and marginal fitness of zirconia ceramic coping by design and coloration. *J Korean Acad Prosthodont* 2009;47:406-15.
 11. Besimo C, Jeger C, Guggenheim R. Marginal adaptation of titanium frameworks produced by CAD/CAM techniques. *Int J Prosthodont* 1997;10:541-6.
 12. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent* 1998;80:394-404.
 13. Kim DK, Cho IH, Lim JH, Lim HS. On the marginal fidelity of all-ceramic core using CAD/CAM system. *J Korean Acad Prosthodont* 2003;41:20-34.
 14. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2003;16:244-8.
 15. Grossman DG, Nelson JW. The bonded Dicor crown. IADR abstract no 800, *J Dent Res* 1987;66:206.
 16. Hobo S, Shillingburg HT Jr. Porcelain-fused to metal: tooth preparation and coping design. *J Prosthet Dent* 1973;30:28-36.
 17. Miller LL. Framework design in ceramo-metal restorations. *Dent Clin North Am* 1977;21:699-716.
 18. Groten M, Pröbster L. The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1997;10:169-77.
 19. Eden GT, Kacicz JM. Dicor crown strength improvement due to bonding. IADR abstract no 801, *J Dent Res* 1987;66:207.
 20. Jung WY, Oh SC, Dong JK. A study on the microleakage of the ips empress ceramic crown according to margin types and resin cement. *J Korean Acad Prosthodont* 1998;36:789-804.
 21. Kern M, Thompson VP. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability. *J Prosthet Dent* 1995;73:240-9.
 22. Yoon JT, Lee SH, Yang JH. The influence of surface treatments on the shear bond strength of resin cements to In-ceram core. *J Korean Acad Prosthodont* 2000;38:129-46.
 23. Lim JH. Marginal fidelity and fracture strength of In-ceram crowns according to various resin cements. *J Korean Acad Prosthodont* 1998;36:888-99.
 24. Strub JR, Beschnidt SM. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont* 1998;11:602-9.
 25. Castellani D, Baccetti T, Giovannoni A, Bernardini UD. Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1994;7:149-54.

Fracture resistance and marginal fidelity of zirconia crown according to the coping design and the cement type

Hun-Bo Sim, DDS, MSD, PhD, Yu-Jin Kim, DDS, MSD, Min-Jeong Kim, DDS, MSD,

Mee-Ran Shin¹, DDS, MSD, PhD, Sang-Chun Oh*, DDS, MSD, PhD

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Wonkwang University, Gunpo, Korea

¹Implant Prosthodontics, Graduate School of Clinical Dentistry, Hallym University, Seoul, Korea

Purpose: The purpose was to compare the marginal fidelity and the fracture resistance of the zirconia crowns according to the various coping designs with different thicknesses and cement types. **Materials and methods:** Zirconia copings were designed and fabricated with various thicknesses using the CAD/CAM system (Everest, KaVo Dental GmbH, Biberach., Germany). Eighty zirconia copings were divided into 4 groups (Group I: even 0.3 mm thickness, Group II: 0.3 mm thickness on the buccal surface and the buccal half of occlusal surface and the 0.6 mm thickness on the lingual surface and the lingual half of occlusal surface, Group III: even 0.6 mm thickness, Group IV: 0.6 mm thickness on the buccal surface and the buccal half of occlusal surface and the 1.0 mm thickness on the lingual surface and the lingual half of occlusal surface) of 20. By using a putty index, zirconia crowns with the same size and contour were fabricated. Each group was divided into two subgroups by type of cement: Cavitec® (Kerr Co, USA) and Panavia-F® (Kuraray Medical Inc, Japan). After the cementation of the crowns with a static load compressor, the marginal fidelity of the zirconia crowns were measured at margins on the buccal, lingual, mesial and distal surfaces, using a microscope of microhardness tester (Matsuzawa, MXT-70, Japan, × 100). The fracture resistance of each crown was measured using a universal testing machine (Z020, Zwick, Germany) at a crosshead speed of 1 mm/min. The results were analyzed statistically by the two-way ANOVA and one-way ANOVA and Duncan's multiple range test at $\alpha = .05$. **Results:** Group I and III showed the smallest marginal fidelity, while group II demonstrated the largest value in Cavitec® subgroup ($P < .05$). For fracture resistance, group III and IV were significantly higher than group I and II in Cavitec® subgroup ($P < .05$). The fracture resistances of Panavia-F® subgroup were not significantly different among the groups ($P > .05$). Panavia-F® subgroup showed significantly higher fracture resistance than Cavitec® subgroup in group I and II ($P < .05$). **Conclusion:** Within the limitation of this study, considering fracture resistance or marginal fidelity and esthetics, a functional ceramic substructure design of the coping with slim visible surface can be used for esthetic purposes, or a thick invisible surface to support the veneering ceramic can be used depending on the priority. (*J Korean Acad Prosthodont 2010;48:194-201*)

Key words: Coping design, Zirconia crown, Marginal fidelity, Fracture resistance, Cement

*Corresponding Author: Sang-Chun Oh

Department of Prosthodontics, Sanbon Dental Hospital, Wonkwang University, 1142, Sanbon-dong, Gunpo, Gyeonggi-do, 435-040, Korea

+82 31 390 2800: e-mail, scoh@wku.ac.kr

Article history

Received June 9, 2010/ Last Revision June 22, 2010/ Accepted June 29, 2010