

유색 및 백색 지르코니아 세라믹 코핑의 코핑 디자인에 따른 파절 하중과 변연 적합성

신미란¹ · 김민정² · 오상천^{3*}

한림대학교 의과대학 임상치의학대학원 치과보철과¹ 부교수, 원광대학교 치과대학 치과보철학교실² 대학원생, ³교수

연구목적: 본 연구는 유색 및 백색 지르코니아 세라믹으로 제작된 코핑의 디자인에 따른 지르코니아 세라믹 코핑의 파절 하중과 변연 적합성을 평가한 것으로 그 결과를 임상에 응용하는데 도움을 주고자 하였다.

연구재료 및 방법: CAD/CAM system (Everset, KAVO Dental GmbH, Biberach, Germany)을 이용하여, 80개의 상악 제 1 소구치 세라믹 코핑을 제작하되, 1그룹은 전체적으로 균일하게 0.3 mm로, 2그룹은 험면 0.3 mm 설면 0.6 mm, 3그룹은 전체 0.6 mm 균일하게, 4그룹은 험면 0.6 mm 설면 1.0 mm로 디자인하고, 유색 (I) 및 백색 (II) 지르코니아 코핑을 각 그룹당 10개가 되게 하였다. 소성직후와 조정 후 코핑의 변연 적합성을 Video Microscope System (sv-35, Sometech, Seoul, Korea)를 이용하여 100배율로 관찰하였고, 금속 주 모형에 코핑을 강화형 글래스아이오노머 시멘트로 합착 후 Universal Testing Machine (Instron 4467, Norwood, MA, USA)을 이용하여 파절 하중을 측정하여, one-way ANOVA test 를 시행하여 결과를 분석하였다.

결과: 1. CAD/CAM 지르코니아 코핑의 파절 하중은 1그룹, 2와 3그룹, 그리고 4그룹간에 유의성있는 차이를 보였으며 I4, II4의 파절 하중값이 가장 컸다. 2. 코핑의 디자인이 같고 색이 다른 그룹간의 비교에서는 전 그룹 모두 파절 하중값의 유의성은 없었다. 3. 소성 직후 변연 오차 측정값은 I2그룹을 제외한 전 그룹에서 험측 측정점에서 변연오차가 가장 큰 경향을 보였다. 4. 소성 직후 변연 오차 측정값은 I 그룹 지르코니아 그룹에서 그룹별 전체적인 변연적합도를 보았을 때 그룹간에 유의한 차이는 없었다 ($P > .05$). 5. 소성직후 변연 오차 측정값은 백색 지르코니아 그룹에서 그룹별 전체적인 변연적합도를 보았을 때 III그룹의 변연 오차가 가장 컸다 ($P < .05$). 6. 소성직후 변연오차 측정값은 디자인이 같은 그룹의 유색, 백색 비교에서, II와 III그룹을 제외한 나머지 그룹에서 백색 지르코니아의 변연 적합도가 더 좋았다 ($P < .05$). 7. 내면 조정 후에는 색상 및 지르코니아 코어 디자인에 따른 전 그룹간 변연적합도의 차이는 없었다 ($P > .05$).

결론: 지르코니아 코핑 디자인과 색상화에 따른 변연 적합성은 소성 직후에는 다소 차이가 있었으나 내면 조정을 하면 임상 사용에는 무리가 없을 것으로 판단되었고, 파절강도 강화를 위해 코핑의 두께는 가급적 두꺼워야 하나, 가시면 (순면, 험면)의 심미성(반투명성)을 고려할 경우 가시면을 0.3 mm로 얇게 해도 파절 강도에 큰 영향을 주지 않는 것으로 사료되었다. (대한치과보철학회지 2009;47:406-15)

주요단어: 지르코니아 세라믹 코핑, 디자인, 색상, CAD/CAM, 변연 적합성, 파절 하중

서론

지르코니아 세라믹이 소개되기 전까지 임상에서 사용되는 전부 도재 수복물은 In-Ceram의 소개로 다소 강화되었으나 파절 강도의 한계성을 지닐 수 밖에 없었던 상태에서 금속에 버금가는 높은 파절 강도와 파괴인성을 지니는 지르코니아 세라믹의 등장으로 그 적용범위와 활용도가 증가되는 추세이다.

이러한 지르코니아 코핑에 대한 많은 연구가 진행되어 오고 있으며, 신 등¹은 3종의 CAD/CAM 시스템에서 지르코니아 코핑의 파절 강도를 비교 연구하였고, 정 등²은 지르코니아 단일구조 전부 도재관의 파절강도에 대한 결과를 보고하였으며, Giordano³는 In-Ceram 강도를, White 등⁴은 Procera All-Ceramic 시스템의 물성을, Wagner와 Chu⁵는 In-Ceram Alumina, In-Ceram Zirconia, Procera All-Ceram의 비교 연구에서 평균 파절강도를 보고하면서 지르코

니아의 장점을 소개하였다.

일반적으로 변연 적합도는 지대치 형성, 인상체 또는 주 모형의 정확도, 수복재료의 종류와 제작방법, 변연의 형태와 위치, 시멘트의 종류, 측면의 경사도 등에 의해 영향을 받는데, CAD/CAM 시스템의 경우에는 지대치의 3차원 형상 입력과 수축 보상을 위한 컴퓨터 프로그래밍 과정 및 가공 정확도 (밀링) 등에 의해서도 변연 적합도가 달라질 수 있다.^{6,8} CAD/CAM 시스템으로 제작된 수복물의 적합도에 관한 연구를 살펴보면 May 등⁹은 Procera all-ceram crown의 변연과 측면 적합도를 평가하였고, 김 등¹⁰은 CAD/CAM 시스템으로 제작된 알루미나 코어와 통법으로 제작된 알루미나 코어의 변연 오차가 유의한 차이가 없다고 하였으며, Tinschert¹¹은 Precident DCS 시스템을 이용하여 alumina와 지르코니아로 제작된 도재관의 변연오차를 60.5 - 74.0 μ m로 보고하였다. 또한 Valderrama 등¹²은 도재 금속관과 방전 가공된 티타늄관의 변연적합

*교신저자: 오상천

435-040 경기도 군포시 산본동 1142번지 원광대학교 치과대학 산본치과병원 031-390-2875: e-mail, scoh@wonkwang.ac.kr

원고접수일: 2009년 8월 6일 / 원고최종수정일: 2009년 9월 17일 / 원고채택일: 2009년 9월 21일

에 관한 연구에서 CAD/CAM system에 의한 변연적합이 주조법 수준에 도달하였음을 보고하였다.

도재의 광학적 특성은 중요하며, 세라믹 코어를 갖는 전부 도재 수복물에서 코어의 색조와 투명도는 수복물의 심미성에 영향을 주는 일차적 요인이 되며, 재료를 선택함에 있어서 중요한 고려 대상이 된다.¹³ 지르코니아를 포함한 도재의 투명도에 관한 연구는 Heffernan 등^{14,15}의 코어와 veneer도재의 투명도에 관한 연구를 비롯하여 Antonson¹⁶, Johnston¹⁷, Zhang 등¹⁸의 연구가 있었으나 색상화된 지르코니아를 대상으로 한 연구는 미비한 상태이며, Devigus 등^{19,20}이 Y-TZP의 색조에 대한 연구를 Koutayas 등²¹이 코어 종류에 따른 도재 수복물의 색조 변화에 대한 연구가 보고되고 있을 뿐이다. Beuer 등²²은 색상화된 지르코니아의 임상활용 의미를 강조하였고, 오 등²³은 지르코니아 코핑의 두께가 0.4 mm 정도일 때 0.8 mm 두께의 글라스-세라믹인 e.max Press세라믹과 유사한 투명도를 보이는 것으로 보고하였다.

이에 본 연구는 반투명성 확보를 위해 가시면을 가능한 얇게 하여 심미성을 살리면서, 저작력을 담당하는 교합면과 보이지 않는 부분은 가급적 두껍게 하여 강도가 강화된 수복물을 위한 최적의 지르코니아 세라믹 수복물의 코핑 디자인을 찾기 위해 그들의 변연 적합성과 파절 하중을 평가하였다.

연구재료 및 방법

1. 금속 주 모형 제작

1) 지대치 형성

교정치료를 위해 발거된 정상 형태의 상악 제1소구치를 레진 블록에 포매 후 교합면을 외형에 준하여 비기능

교두 1.5 mm, 기능교두 2.0 mm로 삭제하였고, 협면 및 설면은 경사도 6°로 약 1.2 mm 두께로 삭제하였으며, 치경부는 내측각이 둥근 heavy chamfer로 1 mm 폭으로 마무리 되도록 하였다 (Fig. 1).

2) 금속 주 모형 제작

실험군 별로 10개의 주모형을 제작하기 위해 삭제된 치아를 부가 중합형 인상재 (Examixfine®, GC Co., Tokyo, Japan)로 인상 채득 후 레진 (Pattern Resin GC Co., Tokyo, Japan)을 사용하여 80개의 삭제된 치아를 복제하였다. 복제된 그 레진 치아를 매몰, 소환한 후 Ni-Cr alloy (Rexillum III, Jeneric/Pentron Inc., Wallingford, CT, USA)로 주조 후 마무리하여 80개의 금속 주 모형을 제작하였다.

2. 지르코니아 디자인과 색상화 과정

① 지르코니아 코핑 디자인: 금속 주 모형을 KAVO Everest 스캐너를 이용하여 스캔하고, 30 μ m cement space를 준 후 코핑의 두께가 각각 다음과 같도록 디자인 하였다. 1그룹은 전체적으로 균일하게 0.3 mm로, 2그룹은 협면 0.3 mm 설면 0.6 mm, 3그룹은 전체 0.6 mm 균일하게, 4그룹은 협면 0.6 mm 설면 1.0 mm로 설계하였다.

② 색상화 과정: 설계에 따라 밀링 가공되어 나온 코핑 시편의 절반 (40개)을 색조부여가 가능한 제조사의 특수 염료에 침적시켜 색조 (A3)를 부여하였다.

③ 소성: KAVO Everest 퍼니스에서 자동으로 완전 소결시켰다.

이하 colored 지르코니아는 Group I, uncolored 지르코니아는 Group II로 분류하여 이를 정리하면 다음과 같다 (Table I).

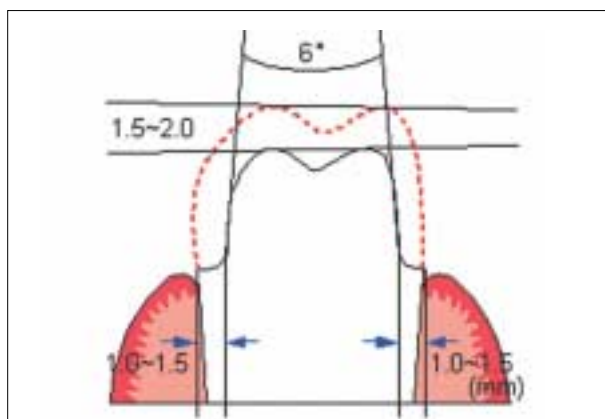


Fig. 1. Schematic view of tooth preparation.

Table I. Group naming of zirconia coping by design

Group	Zirconia coping design	
Colored (I)	I1	0.3 mm
	I2	0.3 (buccal side) - 0.6 mm (lingual side)
	I3	0.6 mm
	I4	0.6 (buccal side) - 1.0 mm (lingual side)
Uncolored (II)	II1	0.3 mm
	II2	0.3 (buccal side) - 0.6 mm (lingual side)
	II3	0.6 mm
	II4	0.6 (buccal side) - 1.0 mm (lingual side)

I2, I4, II2, II4 group에서 코핑 두께가 달라지기 시작하는 곳은 각각 중심와와 협설의 중간점을 기준으로 삼았고, 이 지점의 다른 두께는 부드럽게 연결하였다. 각 group당 10개씩 총 80개의 코핑을 제작하였다 (Fig. 2).

3. 변연 적합성 측정 및 파절 하중 측정

1) 변연 적합성 측정

① 소성직후 변연 적합성 측정

CAD에 의거하여 KAVO Everest engine에서 5축을 이용, 밀링되어 나온 지르코니아 코핑을 Kavo Everest Therm에서 소성 후 내면조정을 하기 전에 Video Microscope System (sv-35, Sometech, Seoul, Korea)를 이용 100배로 순측, 협측, 근심측, 원심측에서 관찰 하는데 각 면의 중심선을 기점으로 양쪽 2 mm 지점까지 각 면마다 3포인트에서 측정하여 그 평균치를 구하였다 (Fig. 3, 4).

Group	Lateral View	Occlusal View
I1 II1		
I2 II2		
I3 II3		
I4 II4		

Fig. 2. Schematic view of zirconia coping by design.

② 내면 조정 후 변연 적합도 측정

소성된 지르코니아 코핑을 한 기공사에 의해 내면 조정 후 동일한 방법으로 변연 적합도를 관찰, 측정하였다 (Fig. 5).

2) 금속 주 모형과 지르코니아 코핑의 합착

2차 변연 적합도 측정 후, 금속 주 모형과 지르코니아 코핑의 접착을 위해 강화형 글래스아이오노머 시멘트인 GC FujiCEM을 사용하여 5분 정도 정하중기를 이용하여 제조사의 지시에 따라 장착하였다.

3) 파절 하중 측정

준비된 시편을 만능시험기 (Instron 4467, Norwood, MA, USA)를 이용하여 파절 하중을 측정하였다. 압축 하중용 지그를 금속 주 모형의 장축과 평행하도록 하고, 금속 주 모형과 합착된 지르코니아 코핑의 중앙에 하중을 가하

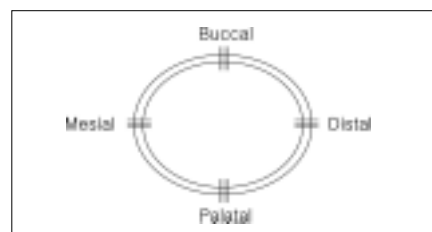


Fig. 3. Measuring points for marginal discrepancy.



Fig. 4. Measurement of the marginal discrepancy using the video microscope system just after sintering ($\times 100$).



Fig. 5. Measurement of the marginal discrepancy using the video microscope system after internal adjusting and sintering ($\times 100$).

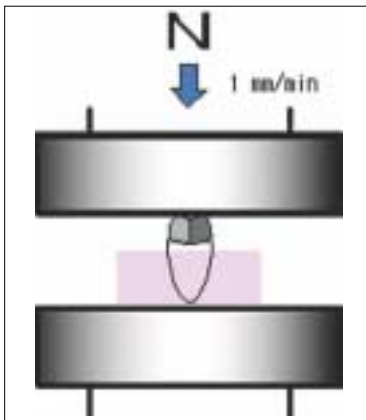


Fig. 6. Schematic view of the test specimen on the universal testing machine.

였다. 만능시험기의 시험속도는 1 mm/min로 지르코니아 코핑이 파절될 때까지 하중을 가하였다 (Fig. 6).

4. 통계분석

각 변연 적합도와 파절 하중값의 평균과 표준편차를

구하였고, 신뢰도 95% 유의수준에서 디자인 차이에 따른 변연 적합도와 파절 하중을 one-way ANOVA로 검증하였으며, 사후검정방법으로 Duncan's multiple range test를 실시하였다. 다음 코핑 색의 유무로 그룹을 분류하여 신뢰도 95% 범위 내에서 *t*-test를 시행하였다.

결과

1. 파절하중

디자인에 따른 코핑의 파절 하중은 유색 (I그룹)과 백색 (II그룹) 지르코니아 간의 유의성 있는 차이는 없었으나 ($P > .05$), I그룹과 II그룹 모두에서 각 코핑 두께를 달리 디자인한 1과 2, 3 그리고 4군간에는 유의한 차이를 보였다 ($P < .05$). 특히 4군은 가장 높은 파절 하중을 보였으며 ($P < .05$), 2군 (협측 0.3/설측 0.6)이 3군 (협측 0.6/설측 0.6)보다 더 높은 파절하중을 보이는 경향이 있었다 (Table II - V, Fig. 7).

Table II. Mean of fracture strength (N) and standard deviation of all Groups

	I1	I2	I3	I4	II1	II2	II3	II4
mean	373.4	1278	968.3	2892.8	435.1	1352.1	1116.6	2962.4
SD	83.9	515.9	112.3	569.1	105.6	480.3	89.6	462.9

Table III. Result of one-way ANOVA for fracture load of Group I

	Sum of squares	df	Mean square	F	Sig.
Between groups	384867.056	3	128289.019	98.522	.000
Within groups	46876.982	36	1302.138		
Total	431744.038	39			

Table IV. Result of one-way ANOVA for fracture load of Group II

	Sum of squares	df	Mean square	F	Sig.
Between groups	336560.301	3	112186.767	75.136	.000
Within groups	53752.122	36	1493.114		
Total	390312.423	39			

Table V. Result of independent t test of zirconia coping groups with different color and same design

Group	Levene's test for equality of variances		t - test for equality of means			
		F	Sig.	T	Df	Sig (2-tailed)
I1, II1	Equal variances assumed	.651	.430	-1.448	18	.165
	Equal variances not assumed			-1.448	17.135	.166
I2, II2	Equal variances assumed	.000	1.000	-.332	18	.744
	Equal variances not assumed			-.332	17.908	.744
I3, II3	Equal variances assumed	.189	.290	-3.268	18	.004
	Equal variances not assumed			-3.268	17.115	.004
I4, II4	Equal variances assumed	.175	.681	.300	18	.767
	Equal variances not assumed			.300	17.284	.768

2. 변연적합성

(1) 소성직후 측정결과

지르코니아 코핑의 소성직후 각 면에 대한 변연 오차의 평균과 표준편차 값은 Table VI과 같으며, 각 부위에 따른 유의성 있는 차이는 보이지 않았다($P > .05$).

유색 지르코니아 (I) 그룹에서는 두께에 따른 변연 적합도에 유의한 차이가 없었으나($P > .05$), 백색 지르코니아 (II) 그룹에서는 1그룹 (협측 0.3/설측 0.3)에서 가장 불량한 변연 적합성을 보였다($P < .05$) (Table VII, VIII, Fig.

8). 또한 같은 디자인의 유색과 백색 지르코니아 군의 t -test 비교에서는 1군만 같고 나머지 2, 3, 4 군에서 백색 지르코니아 군이 유의성 있게 양호한 변연 적합성을 보이고 있다 (Table IX, Fig. 9).

(2) 내면조정 후 측정결과

그러나 내면 조정 후 측정 결과 유색 및 백색 그리고 코핑 디자인에 따른 변연 적합도는 전 그룹에 걸쳐 유의한 차이가 없어졌으며($P > .05$), 각 그룹간의 평균과 표준편차는 아래와 같다 (Table X).

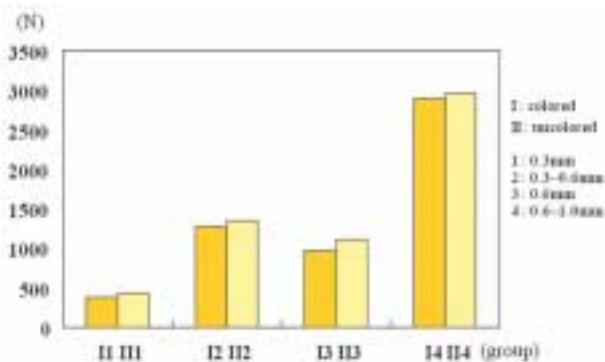


Fig. 7. Comparison of fracture strengths of zirconia coping with different color & designs.

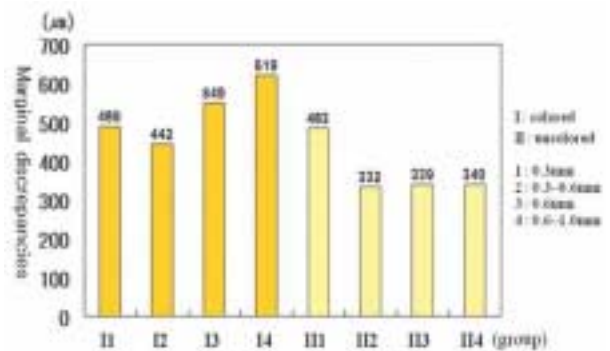


Fig. 8. Comparison of marginal discrepancy of zirconia core with different designs just after sintering without any adjustment.

Table VI. Mean of total marginal discrepancies (μm) of each CAD/CAM zirconia coping groups just after sintering

Source of variation		Colored				Uncolored			
		I1	I2	I3	I4	II1	II2	II3	II4
Distal	Mean	481.40	432.20	550.60	621.50	473.10	324.10	347.20	324.80
	SD	178.64	135.04	233.26	363.71	84.42	84.57	151.87	121.31
Mesial	Mean	486.00	441.80	534.80	614.40	479.70	323.30	336.30	330.60
	SD	180.95	148.07	220.75	246.86	66.36	92.62	155.42	132.49
Buccal	Mean	510.10	445.50	557.91	638.00	499.80	348.80	345.30	368.00
	SD	175.18	132.03	220.61	188.99	67.44	75.42	136.04	131.30
Lingual	Mean	481.50	452.00	555.10	602.30	480.80	333.30	329.70	336.90
	SD	177.50	159.13	227.58	228.04	78.82	78.71	145.80	112.18

Table VII. Result of one-way ANOVA for marginal discrepancy of Group I

	Sum of squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between groups	170946.713	3	56982.238	2.606	0.067
Within groups	787158.188	36	21865.505		
Total	958104.900	39			

Table VIII. Result of one-way ANOVA for marginal fitness of Group II

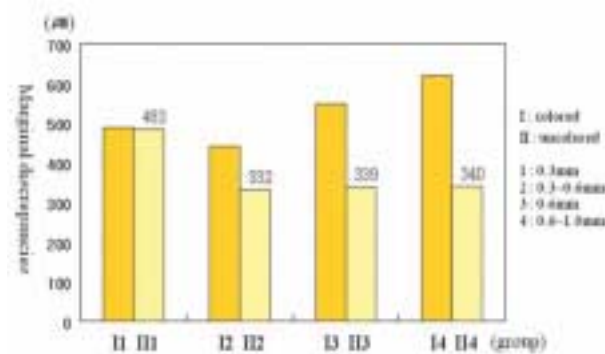
	Sum of squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between groups	449658.042	3	149886.014	5.802	0.002
Within groups	930007.206	36	25833.534		
Total	1379665.248	39			

Table IX. Result of independent t-test of zirconia coping groups with different color and same design just after sintering without any adjustment

Group		Levene's test for equality of variances		t - test for equality of means		
		F	Sig.	T	Df	Sig (2-tailed)
I1, II1	Equal variances assumed	5.769	.027	.107	18	.916
	Equal variances not assumed			.107	11.717	.917
I2, II2	Equal variances assumed	3.804	.067	2.155	18	.045
	Equal variances not assumed			2.155	14.294	.049
I3, II3	Equal variances assumed	0.142	.710	-2.479	18	.023
	Equal variances not assumed			-2.479	15.485	.025
I4, II4	Equal variances assumed	0.365	.553	-3.707	18	.002
	Equal variances not assumed			-3.707	14.707	.002

Table X. Mean of total marginal discrepancies of each CAD/CAM zirconia coping groups after adjusting

	I1	I2	I3	I4	II1	II2	II3	II4
mean	107	177	101	118	94	84	96	98
SD	33	89	18	22	25	19	23	28

**Fig. 9.** Comparison of marginal discrepancy of zirconia coping with different color just after sintering.

고찰

최근 심미성에 대한 요구증가로 인해 강한 부하를 받는 부위까지 세라믹으로 수복하려는 경향 때문에 지르코니아 도재의 응용범위가 점차 확대되고 있다. 전부 주조관에 주로 사용되는 변연형태에는 chamfer margin, shoulder margin, sloped shoulder margin 등이 있다. Chamfer margin의 장점은 정확한 변연과 적절한 두께와 조절이 용이하고, 단점은 지지 받지 못하는 범랑질을 피하기 위한 주의가 필요하다. Shoulder margin과 sloped shoulder margin의 장점은 수복재의 충분한 두께이고 단점은 과도하게 치질을 삭제하는 것이다. 변연 정밀성은 삭제 설계에 영향을 받는데, 구 등²⁴은 전부 도재관으로 수복하는 경우 chamfer margin이나 130° shoulder margin이 90° shoulder 보다 변연 적합도가 더 우수하다고 보고 하였다. 본 실험에서 변연부 형태는 내측각이 둥근 heavy chamfer margin으

로 하였고, 지대치의 설계에 있어서는 교합면 형성은 교합면 외형에 준하여 1.5 mm를 삭제하였고, 협면 및 설면 형성은 경사도 6도로 1.2 mm 삭제하였다.

주조관의 적합도에 관한 측정기준에 대해서는 여러 연구에서 정의 되는 바가 다르지만 본 연구에서는 sintering 직후 피할 수 없는 수축이 오는데 두께 차이에 따른 영향을 보기 위해서 합착 전 core의 변연과 금속다이의 변연 사이의 거리를 측정하였고, 실제 임상에서 사용하는 상황을 고려하여 내면 조정 후내면 적합성을 측정하였다.

실제 변연의 적합성을 측정하는 실험적 방법으로 Sorensen²⁵은 직접 보는 방법, 절단하여 보는 방법, 인상채득을 통해 평가하는 방법과 탐침에 의한 시각적 관찰등을, Key 등²⁶은 컴퓨터 시뮬레이션에 의한 방법을 제안하고 있지만 임상에서는 지대치에 대한 인공치관의 적합성이나 탐침에 의한 시각적 관찰 위주로 판단하여 왔다. 그러나 변연 적합성은 보철물 성공을 위한 필수요건이므로 적합이 불량할 경우 세균성 치태의 축적에 따라 치주질환이 증대됨에 따라 인공치관과 지대치 변연에 틈이 없도록 변연의 적합성을 증대시키기 위한 현미경적 사고가 요구된다. 본 연구에서는 절단하는 방법이 아니라 video microscope system으로 측정하였다.¹⁰

보철물의 변연 적합도는 임상적으로 아주 중요한 요소이다.²⁷ 만족할 만한 변연 적합을 얻기 위해 이론적으로 필요한 시멘트 피막후경이 25 - 40 μm임에도 불구하고²⁸ 임상적으로는 보철물의 수명을 고려할 때 100 - 200 μm정도는 수용할 만한 범위에 있다고 보고되고 있다.²⁹ CAD/CAM system의 경우에는 설계과정에서 컴퓨터 프로그램을 이용하여 수복물의 내부에 공간을 부여하는 방법이 주로 이용되는 데 본 실험에서는 30 μm의 internal

relief를 부여하였다.²³ 각 연구마다 적합도를 측정하는 부위에 대한 용어와 정의가 다르므로 적합도를 수치만으로 비교하는 것은 무리가 있겠으나, 이전의 연구들을 바탕으로 볼 때 본 연구에서 평가한 지르코니아 코핑의 적합도는 내면 조정 후 실험조건 내에서 임상적 한계를 만족하는 것으로 판단된다.

전통적 백색 지르코니아 세라믹의 단점을 보완하기 위해서 최근에 시도되고 소개되는 유색 지르코니아에 관한 구체적인 제작방법에는 크게 두 가지, 즉, Cercon처럼 지르코니아 분말의 조성과정에서 미리 색소체를 혼합해서 처음부터 색조화된 원기둥 형태로 출시되는 경우와 LAVA나 Everest처럼 일정형태의 다공성 세라믹하부구조를 만들고 이를 색소체에 침전시켜 원하는 색소를 얻어내는 방법이다.³⁰ 이러한 유색 지르코니아 세라믹의 등장은 분명 색조재현 측면에서 유리해지고 또한 그 활용도가 크게 증가되는데 기여할 것이다. 그러나 이러한 유색 지르코니아 세라믹을 만들기 위해서는 산화물 색소를 첨가해야 하고 그에 따른 물리적 특성변화가 예상되는데 Beuer 등³¹은 유색 지르코니아가 백색에 비해 물성이 오히려 약간 더 좋아지거나 변화가 없는 것으로 보고하였고, Huang 등³²은 색소의 첨가가 경도와 파괴인성에는 영향을 주지 않으나 굴곡강도에는 영향을 주는 것으로 보고하였고, 오 등³⁰은 유색 및 백색 지르코니아 세라믹의 굴곡강도에 관한 연구에서 지르코니아 세라믹의 굴곡강도는 제품 군과 관계없이 백색 지르코니아가 유색 지르코니아보다 높다고 하였다. 본 연구에서 코어의 디자인이 같고 색이 다른 그룹간의 비교에서는 전 그룹 모두 유·백색 지르코니아 그룹간의 파절 하중에 유의성은 없었으며, 변연 오차는 유색그룹의 지르코니아가 큰 것으로 나타났다. 이것이 색상화에 따른 지르코니아의 필연적 결과인지는 아직 분명하지 않다. 이에 대한 추가적인 연구가 필요할 것으로 사료된다.

코핑의 두께 및 강도는 전부 도재관의 성공여부와 관련이 깊다. 황 등³³은 전부 도재관의 강도는 코핑의 재료 및 제작방법에 따라 차이가 있다고 하였고, Seghi³⁴, Lee 등³⁵도 전부 도재관 제작시 코어의 탄성계수가 클수록 전부 도재관의 강도가 더 강해진다고 하였다. 본 실험에서는 두께디자인을 달리한 코어디자인에 따른 파절 하중을 측정, 비교하였다. 파절 하중을 측정하는 방법은 만능시험기 (UTM)를 이용하여 1 mm/min의 속도로 코어에 수직적인 하중을 주고 파절 강도를 측정하는 것을 택했으며 하중을 주는 부위는 점 접촉보다는 넓은 면적의 접촉이 파절 강도를 증가시키며 결과의 일관성을 부여하므로 면접촉 방식을 택하였다. 물론 하중이 수직적으로만

가해진 결과이며 습윤하고 온도의 변화를 보이는 구강 내 조건도 배제되면서 치주인대를 고려하지 않은 단단한 모형상에서 측정되는 등 구강내의 조건과는 달라서 실제 임상에 그대로 적용하기에는 한계가 있다.³⁶ 그러나 수복물의 파절강도 연구는 시간과 비용이 많이 소요되는 임상실험이전에 기초적인 자료를 제공한다. 향후 상기요소들이 포함된 실험연구와 임상연구가 계속 이루어져야 할 것이다

결론

본 연구는 지르코니아 코핑의 디자인이 CAD/CAM으로 제작된 지르코니아 코핑의 변연 적합도 및 파절 하중에 미치는 영향을 알아보기 위하여 지르코니아 코핑 디자인을 각각 1그룹 (협측 0.3/설측 0.3 mm), 2그룹 (협측 0.3/설측 0.6mm), 3그룹 (협측 0.6/설측 0.6 mm), 4그룹 (협측 0.6/설측 1.0 mm)으로 달리하고 유색과 백색 지르코니아를 사용하여 각 그룹마다 10개씩 코핑을 제작하여 광학 현미경 및 만능시험기를 이용하여 측정하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 유색 및 백색 지르코니아 코핑 간의 파절 하중의 유의한 차이는 없었다.
2. 2와 3그룹간에는 보이지 않았으나 각 그룹간에 유의성 있는 파절하중 차이를 보였으며, 특히 4그룹이 제일 높은 파절 하중값을 보였다.
3. 유색 및 백색 지르코니아 코핑간의 변연 적합성은 1군을 제외하고 무색 지르코니아 군이 더 좋은 결과를 보였다 ($P < .05$).
4. 소성직후, 내면조정 전에 변연 적합성은 각 부위에 따라 유의성 있는 차이는 없었다.
5. 소성직후, 내면조정 전에 변연 적합성은 유색 지르코니아 그룹에서는 디자인에 따라 유의성 있는 차이가 없었으나, 백색 지르코니아 그룹에서는 타 그룹에 비해 1그룹의 변연오차가 가장 크게 나타났다.
6. 내면 조정 후에는 유색 및 무색, 코핑 디자인에 따른 전 그룹간 변연 적합성의 차이는 보이지 않았다.

따라서 지르코니아 코핑 디자인과 색상화에 따른 변연 적합성은 소성 직후에는 다소 차이가 있었으나 내면 조정을 하면 임상 사용에는 무리가 없을 것으로 판단되었고, 파절 강도 강화를 위해 코핑의 두께는 가급적 두꺼워야 하나, 가시면 (순면, 협면)의 심미성 (반투명성)을 고려할 경우 가시면을 약간 얇게 해도 파절 강도에 큰 영향을 주지 않아 치질 보존이나 심미성을 우선할 경우, 이 같은 디자인을 고려해 볼 수 있을 것으로 사료되었다.

참고문헌

- Shin ES, Lee YS, Park WH. Comparative study in fracture strength of zirconia cores fabricated with three different CAD/CAM systems. J Korean Acad Prosthodont 2008;46:22-30.
- Jeong HC. Fracture strength of zirconia monolithic crowns. J Korean Acad Prosthodont 2006;44:157-64.
- Giordano R. All-ceramic restorative systems: alumina-based core systems. J Mass Dent Soc 2002;51:30-5.
- White SN, Caputo AA, Li ZC, Zhao XY. Modulus of rupture of the Procera All-Ceramic System. J Esthet Dent 1996;8:120-6.
- Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. J Prosthet Dent 1996;76:140-4.
- 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.
- Fischer H, Weber M, Marx R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. J Dent Res 2003;82:238-42.
- 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.
- May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. J Prosthet Dent 1998;80:394-404.
- 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;41:20-33.
- 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.
- Valderrama S, Van Roekel N, Andersson M, Goodacre CJ, Munoz CA. A comparison of the marginal and internal adaptation of titanium and gold-platinum-palladium metal ceramic crowns. Int J Prosthodont 1995;8:29-37.
- Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent 1996;75:18-32.
- Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. J Prosthet Dent 2002;88:4-9.
- Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. J Prosthet Dent 2002;88:10-5.
- Antonson SA, Anusavice KJ. Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. Int J Prosthodont 2001;14:316-20.
- Johnston WM, Ma T, Kienle BH. Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. Int J Prosthodont 1995;8:79-86.
- Zhang Y, Griggs JA, Benham AW. Influence of powder/liquid mixing ratio on porosity and translucency of dental porcelains. J Prosthet Dent 2004;91:128-35.
- Devigus A, Lombardi G. Shading Vita YZ substructures: influence on value and chroma, part I. Int J Comput Dent 2004;7:293-301.
- Devigus A, Lombardi G. Shading Vita In-ceram YZ substructures: influence on value and chroma, part II. Int J Comput Dent 2004;7:379-88.
- Koutayas SO, Kakaboura A, Hussein A, Strub JR. Colorimetric evaluation of the influence of five different restorative materials on the color of veneered densely sintered alumina. J Esthet Restor Dent 2003;15:353-60; discussion 361.
- Beuer F, Erdelt KJ, Schweiger J, Eichberger M, and Gernet W. Flexural strength and coloured and aged zirconia. 2004 IADR: abstract no 0113.
- OH SC, Lee HH, Shin MR, Park KS. Translucency and Color Stability of various core Ceramics for All-Ceramic Restoration. J Korean Acad Stomato Func Occ 2007;23:156-70.
- Koo JY, Lim JH, Cho IH. Marginal fidelity according to the margin types of all ceramic crowns. J Korean Acad Prosthodont 1997;35:445-57.
- Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. J Prosthet Dent 1990;64:18-24.
- Kay GW, Jablonski DA, Dogon IL. Factors affecting the seating and fit of complete crowns: a computer simulation study. J Prosthet Dent 1986;55:13-8.
- Kim IS, Kang DW. Marginal adaptation of the conical inner crown fabrication with CAD/CAM. J Korean Acad Prosthodont 2002;40:30-41.
- Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kästner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. J Prosthet Dent 2000;84:419-24.
- Wang CJ, Millstein PL, Nathanson D. Effects of cement, cement space, marginal design, seating aid materials, and seating force on crown cementation. J Prosthet Dent 1992;67:786-90.
- Oh SC, Lee HH, Lee IK, Shin MR. Flexure strength of various colored and uncolored zirconia ceramics for all-ceramic restoration. J Korean Acad Stomato Func Occ 2007;23:119-30.
- Beuer F, Erdelt KJ, Schweiger J, Eichberger M, Gernet W. Flexural strength and coloured and aged zirconia. 2004; IADR:abstract no 1775.
- Huang H, Zhang FQ, Sun J, Gao L. Effect of three kinds of rare earth oxides on chromaticity and mechanical proper-

- ties of zirconia ceramic. Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi 2006;41:327-30.
33. Hwang JW, Yang JH. A study on the fracture strength of conventional and copy-milled In-ceram crown. J Korean Acad Prosthodont 1997;35:417-29.
34. Seghi RR, Daher T, Caputo A. Relative flexural strength of dental restorative ceramics. Dent Mater 1990;6:181-4.
35. Lee SK, Wilson PR. Fracture strength of all-ceramic crowns with varying core elastic moduli. Aust Dent J 2000;45:103-7.
36. Seo JY, Park IN, Lee KW. Fracture strength between different connector designs of zirconia core for posterior fixed partial dentures manufactured with CAD/CAM system. J Korean Acad Prosthodont 2006;44:29-39.

Fracture load and marginal fitness of zirconia ceramic coping by design and coloration

Mee-Ran Shin¹, DDS, MSD, PhD, Min-Jeong Kim², DDS, MSD, Sang-Chun Oh^{3*}, DDS, MSD, PhD

¹Associate Professor, Department of Prosthodontics, Graduate School of Clinical Dentistry, College of Medicine, Hallym University,

²Graduate Student, ³Professor, Department of Dentistry, Graduate School, Wonkwang University

Purpose: The purpose of this study was to compare the marginal fitness and fracture load of the zirconia copings according to the design with different thickness and coloration. **Material and methods:** The evaluation was based on 80 zirconia copings. Zirconia copings were fabricated in design with different thicknesses using CAD/CAM system (Everset, KAVO dental GmbH, Biberach, Germany). The designs of copings were divided into four groups. The first group consisted of copings with uniform thickness of 0.3 mm. The thickness in the second group was 0.3 mm on the buccal surface and 0.6 mm on the lingual surface. The third group consisted of coping with uniform thickness of 0.6 mm. The thickness in the fourth group was 0.6 mm on the buccal surface and 1 mm on the lingual surface. Each group consisted of 10 colored and 10 uncolored copings. Half of the copings (40) processed with a milling system according to the specific design were sent to be given a color (A3) through saturation in special dye by a manufacturing company. Just after sintering, the marginal discrepancies of copings were measured on the buccal, lingual, mesial and distal surfaces of metal die, under a Video Microscope System (sv-35, Sometech, Seoul, Korea) at a magnification of $\times 100$. It was remeasured after the adjusting of the inner surface. Next, all copings were luted to the metal dies using reinforced cement {GC FujiCEM (GC Corp. Tokyo, Japan)} and mounted on the testing jig in a Universal Testing Machine (Instron 4467, Norwood, MA, USA). The results were analyzed statistically using the one-way ANOVA test. **Results:** The obtained results were as follow: 1. The measured value of marginal discrepancy right after sintering was the greatest in the contraction of the buccal area in all groups, except for group I2. 2. There was no significant difference of marginal fitness among the groups in the colored zirconia group ($P < .05$). 3. When the marginal fitness among the groups in the uncolored zirconia group was considered, group II2 had the smallest marginal discrepancy. 4. When the colored and uncolored groups with the same design were compared, there was a significant difference between I1 and II1 groups. In group 2, 3, and 4, the uncolored zirconia had the greatest marginal fitness ($P < .05$). 5. After adjustment of inner surface, there was no significant difference in the marginal fitness in all groups when color and design of the zirconia coping were compared. 6. The fracture load of CAD/CAM zirconia copings showed significant difference in group 1, 2, 3, and 4. I4 and II4 had the strongest fracture load. 7. When groups with different color and same design were compared, all colored groups showed greater fracture load ($P > .05$), with no significance. **Conclusion:** There was difference in the marginal fitness according to the design and coloration of zirconia copings right after sintering, but it was decided that the copings may well be used clinically if the inner surface are adjusted. The copings should be thick enough for the reinforcement of fracture strength. But considering the esthetics of the visible surfaces (labial and buccal surface), the thickness of copings may be a little thin, without giving any significant effect on the fracture strength. This type of design may be considered when giving priority to preservation of tooth or esthetics. (*J Korean Acad Prosthodont* 2009;47:406-15)

Key words: Zirconia ceramic copings, Design, Coloration, CAD/CAM, Marginal fitness, Fracture strength

*Corresponding Author: Sang-Chun Oh

San-Bon Hospital, Department of Dentistry, Graduate School, Wonkwang University 1142 Bungi, San-Bin dong Gun-Po city, Gyungki-do, 435-040 Korea

+82 31 390 2875: e-mail, scoh@wonkwang.ac.kr

Article history

Revised August 6, 2009/ Last Revision September 17, 2009/ Accepted September 21, 2009