지르코니아-전장도재 계면의 전단결합강도에 대한 ZirLiner® 적용과 분사처리의 영향에 관한 연구

원광대학교 치과대학 보철학교실, *단국대학교 치과대학 생체재료학교실

신영호 · 이유나* · 이해형* · 동진근 · 오상천

이 연구의 목적은 지르코니아 도재 표면의 전단 결합 강도에서 ZirLiner®와 블라스팅 처리의 적용 효과를 평가하기 위한 것이다. 60개의 무색의 지르코니아 판과 30개의 색이 있는 지르코니아 판이 규격화되고 연마, 글래스블라스팅, 알루미나블라스팅, 그리고 zirliner 같은 블라스팅 처리를 적용시키는 것에 따라 10개씩 9개의 그룹으로 나누어졌다. 시편을 고정대에 위치하고 만능시험기로 전단력을 측정하였다. 파절된 견본의 파절 표면은 SEM으로 검사되었다. 각 군별 시편을 통계처리하여 그 결과를 비교하였다.

(대한치과턱관절기능교합학회지 2008;24(1):113-127)

서 론

치과용 장석도재는 구강 내에서 약 1세기 이상을 대표적인 심미 수복재료로서 사용되고 있다. 초기에는 전부도재 형태로 사용되었으나 구강 내에서 기능력에 저항하지 못하고 파절이 쉽게 되어, 파절강도를 높이기 위한 수단으로 금속 하부구조물을 제작하여 도재의 내부식성과 심미성을 살리면서 금속의 높은 인장강도와 적합성의 특징을 이용하는 금속-도재 수복물의 형태로 사용되어 왔다. 그러나 금속 하부구조물은 빛의 투과성을 제한하고 금속 이온의 유출에 따른 치은 변색 등의 비심미성과 비귀금속에 대한 알러지 반응 등의 문제로 최근에는 금속 하부구조물이 없는 전부도재관의 사용이 보편화 되고 있다.[1)]

현재 사용 중인 대표적인 전부도재 수복물은 열가압성형 방법을 이용하는 유리-세라믹의 전부도재, 슬립성형의 알루미나 강화 전부도재, CAD/CAM의 지르코니아 전부도재 수복물 등이 있다.[2)] 이들 중에서 지르코니아 전부도재 수복물은 가장 최근에 개발된 것으로, 최대 굽힘강도가 900~1200㎫로 매우 높고, 파괴인성이 커 파절에 강하며, 밀링(milling) 작업이 가능하기 때문에

교신저자 : 오상천
435-040 경기도 군포시 산본동 1142, 원광대학교 치과대학 산본치과병원
E-mail: scoh@wku.ac.kr
원고접수일: 2008년 1월 13일, 원고수정일: 2008년 2월 28일, 원고채택일: 2008년 3월 25일

CAD/CAM을 이용한 보철물 제작이 가능하다.[3] 대부분의 전부도재관과 마찬가지로 지르코니아 전부도재관도 하부의 지르코니아 코어(zirconia core)와 상부의 전장도재(veneered porcelain)로 이루어진 이중구조 전부도재관이다. 지르코니아 코어는 물리적 성질이 우수하지만, 표면이 매끈하고 젖음성이 약해 전장도재와의 계면에서 낮은 결합강도가 예상된다. 전장도재는 장석계열의 도재를 전통적인 방법으로 축성하여 제작되고 있기 때문에,[4] 코어와 전장도재 계면에서 전장도재의 파절이나 탈락을 예상할 수 있다.[5] 이러한 코어와 전장도재의 결합부에서의 실패는 실험실 연구뿐만이 아니라 임상 연구에서도 보고되고 있으며,[6-8] 유리-세라믹인 IPS Empress 2® 세라믹 수복물은 코어나 전장도재가 통째로 파절되는 전체 파절 양상을 보이는 반면, 이중구조 지르코니아 전부도재관은 지르코니아 세라믹 하부구조는 건전한 상태에서 상부 전장도재만 떨어져 나가는 파절 양상이 주로 보고된다.[9] 일반적으로 전장 도재의 실패는 하부구조물 제작 과정에서 소결된 도재 내부에 존재하는 미세결함, 즉 파절의 시발점이 될 수 있는 구조적 결함에 응력이 집중됨으로써 발생되는 경향이 있다.[10] 물론 코어-전장도재 계면에 존재하는 두 재료간의 물리적 성질과 구조적 결함이 다양한 원인을 제공하는데,[11] 치과용 도재는 탄성에너지를 흡수하는 능력이 매우 낮아 취성이 높기 때문에 비교적 낮은 인장력과 미세한 구조적 결함들에 의해서도 파절이 일어날 수 있다.[12]

금속도재 수복물에서 금속과 전장도재와의 결합을 증가시키기 위한 기계적 결합 증진이나 화학적 결합을 위한 적절한 표면처리에 대한 연구가 이루어져왔다.[13,14] 기계적 결합력의 증가를 위한 방법은 금속 표면을 거칠게 하여 효과적으로 접촉면적을 크게 하고, 도재의 젖음성을 향상시키며, 유지형태를 크게 하는 것인데,[15] 이러한 방법으로 샌드블라스팅(sand blasting)이나 접착제(gold bonder)의 사용이 소개 되었다.[16] 샌드블라스팅은 적절한 크기를 가지는 모래 입자를 강한 압력과 함께 분사함으로써 금속 표면의 거칠기를 증가시키는 방법이다. 접착제는 표면 젖음성과 유지형태를 증가시키는 방법이다. 또한 일반적인 산화알루미늄 분사와 함께 silica coating된 모래를 분사하여 금속 표면을 도재화(ceramization)시킴으로써 표면 거칠기의 증가와 동시에 유기물질을 적용하여 금속의 표면 상태를 재구성하는 방법이 소개되기도 하였다.[17]

본 연구의 대상인 지르코니아 수복물도 지르코니아 코어와 전장도재 간의 낮은 결합력의 원인으로 지르코니아 세라믹 코어와 전장도재의 열팽창계수 차이에 의한 응력 집중, 전장도재와 접한 코어의 낮은 젖음성, 전장도재의 소성에 따른 수축, 열이나 응력부하에 기인한 코어-전장도재 계면에서의 지르코니아 결정의 변태와 제작과정 동안에 내재된 결함 등이 코어-전장도재 결합강도를 저하시키는 요인들로 보고되고 있다.[18] 또한 다양한 전장 도재들이 지르코니아 코어 재료들을 위해 개발되었으며, 때로는 코어의 색조 개선을 위해 특별한 이장재(liner)를 사용하기도 한다.

지르코니아와 전장도재 간의 결합력을 높이려는 연구들이 기계적 결합이나 화학적 결합을 증진시키는 방향으로 진행되어 왔다. Aboushelib 등[5]은 지르코니아 세라믹 코어에 샌드블라스팅은 전장도재와의 결합강도에는 영향을 미치지 못하지만, 지르코니아 코어(Cercon® base)에 이장재(Cercon® Ceram S Powder Liner)를 적용했을 경우에는 결합강도가 유의하게 증가하였음을 보고하였고, 여러 연구들을 통해 지르코니아 코어는 구치부의 고정성 국소 의치까지 사용할 수 있을 정도의 고강도 값을 보이는 것으로 보고되었으나, 유색 지르코니아에 대한 연구는 아직 미진한 상태이고 특히 국내에서 제작되는 지르코니아 세라믹(Z-match Ceramic®, DentAim, Korea)에 대한 연구는 매우 드문 상태에서 전장도재(IPS e.Max® Ceram, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)와의 결합력을 극대화시킬 수 있는 표면 성상을 찾기 위해 이장재(IPS e.Max® ZirLiner, Ivoclar

Vivadent, Liechtenstein)의 적용과 지르코니아 코어의 다양한 분사(blasting) 표면처리가 유, 무색 지르코니아 코어와 전장도재간의 전단결합강도에 미치는 영향을 알아보고자 하였다.

재료 및 방법

1. 지르코니아 판 제작 및 조도 측정

국내에서 제작된 치과용 지르코니아 세라믹 수복재료인 Z-match Ceramic® (DentAim, Korea)을 선택하여, 제조사에서 소결 공급된 14 × 14 × 15㎜의 3Y-TZP지르코니아(Z-match Ceramic®, DentAim, Korea) 블록과 미량의 Fe_2O_3 및 CeO_2가 첨가된 색소용액(Vita Coloring Liquid, VITA Zahnfabrik, Germany)에 침전시켜 유색화한 지르코니아(Z-match colored) 블록을 두께 1.5㎜의 얇은 판으로 절단하고, 200 mesh 다이아몬드 휠을 이용하여 연삭하였다. 이 판들을 다시 110 ㎛의 알루미나(Renfert, Germany) 블라스팅과 50 ㎛ 글라스 블라스팅을 이용하여 표면처리 하였으며, 기계가공 상태를 비교군으로 하였다. 분사처리는 치과용 블라스팅기(Basic class, Renfert, Germany)를 이용하여 시편과의 거리 약 10 mm, 공기 압력 4 bar에서 실시하였다. 표면 처리 후 시편들은 아세톤에서 10분간 초음파 세척을 실시하였다. 지르코니아 판의 표면조도(Ra)는 표면조도 측정기(SJ-400, Mitutoyo, Japan)를 이용하여 측정하였다.

2. 도재 소성 및 시편 제작

표면 처리한 지르코니아 시편을 아세톤 속에서 10분간 초음파 세척하고 이후 증기세척을 시행하였다. 이 시편들의 중앙에 지그를 이용하여 직경 5.8㎜, 높이 2.5㎜의 지르코니아용 body porcelain(IPS e.Max® Ceram Dentin, A3, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Lot. Z20280)을 소성하였고, 소성 전 일부시편은 일종의 bonding porcelain인 지르라이너(IPS e.Max® ZirLiner ZL 1, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Lot. H36117)를 도포하고 소성하였다. body porcelain은 총 3회 소성되었으며, 최종적으로 글레이즈 소성(glaze firing)을 시행하였다. 지르라이너를 사용하지 않은 군은 IPS e.Max® Ceram Deep Dentin (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, A3, Lot. J10524)으로 워시 소성

Table 1. Specimen groups prepared in this study

Group	Zirconia	As-ground	Glass-blasted	Alumina-blasted	Zirliner
1	Uncolored	√			√
2			√		√
3				√	√
4		√			
5			√		
6				√	
7	Colored	√			√
8			√		√
9				√	√

Table 2. Firing of IPS e.Max® Ceram on Z-match Ceramic®

	B	S	t↗	T	H	V_1	V_2
ZirLiner firing	403℃	4'	60℃	960℃	1'	450℃	959℃
Wash firing(Foundation)	403℃	4'	50℃	750℃	1'	450℃	749℃
Dentin firing	403℃	4'	50℃	750℃	1'	450℃	749℃
Glaze firing	403℃	6'	60℃	725℃	1'	450℃	724℃

(B : Stand-by temperature, S : Closing time, t↗ : Temperature increase rate, T : Holding temperature, H : Holding time, V_1 : Vacuum on, V_2 : Vacuum off)

(Wash firing)한 후 역시 body porcelain으로 3회 소성하였고, 최종적으로 글레이즈 소성(glaze firing)을 시행하였다. 유색 지르코니아 시편군은 투명 지르라이너(IPS e.Max® ZirLiner ZL clear, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Lot. H33506)를 사용였으며, 이 후 같은 방법으로 제작하였다. 모든 도재의 소성은 치과용 소성로(Programat® P500, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)를 이용하였다. 각 표면 처리와 지르라이너 사용에 따른 시편군의 분류 및 소성조건은 Table 1과 2에 정리되었다.

3. 전단 결합강도 측정

각 군당 10개의 시편은 직경 30 ㎜의 몰드를 사용하여 전장도재 기둥부를 노출시키고 아크릴릭 레진(Quickcure, Alliedtech, USA)을 이용하여 포매하였다 (Fig 1). 각 시편은 ISO/TS 11405 (Dental Materials-Testing of adhesion to tooth structure)에 따른 장치로 옮기고 만능시험기 (Instron 3344, USA)를 이용하여 전단 결합강도 시험을 실시하였다 (Fig 2). 이때 크로스헤드의 속도는 완전한 결합실패를 유도하기 위하여 0.5 ㎜/min의 저속으로 하였으며 파절시의 하중을 구하였다.

4. 통계분석

각 군의 데이터를 분석하기 위하여 SPSS 통계 프로그램(SPSS 12.0 for Windows, SPSS Inc., Illinois, U.S.A.)을 사용하여 통계분석을 실시하였다. 먼저 무색 지르코니아에서 전단결합강도에 대한 ZirLiner®의 사용과 분사처리의 영향에 대한 분석과 그리고 유, 무색 지르코니아에서 지르코니아 변색의 차이와 분사처리의 영향 및 이들의 상호관계를 분석하기 위하여 two-way ANOVA test를 시행하였다. 총 9군의 평균값은 one-way ANOVA test를 시행하였으며, Duncan's post-hoc test를 통하여 상호 비교를 시행하였다 (P=.05).



Fig. 1. Specimens used in this study.

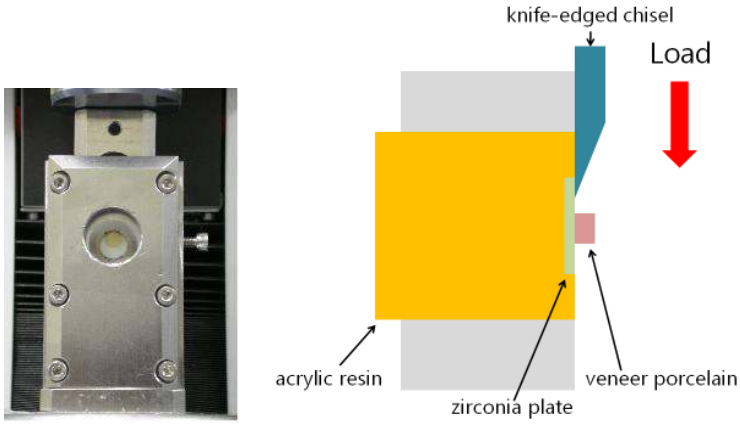

Fig. 2. UTM and diagram that shows shear bond strength test.

5. 파절면의 관찰

분사 처리한 지르코니아 시편과 결합강도 실험 후 일부 지르코니아 시편은 파절(debonding) 양상을 관찰하기 위하여 백금 코팅을 실시한 후 주사전자현미경(S-300H, Hitachi, Japan)을 이용하여 2차상(secondary electron image)과 후방 산란 전자상(back scattering image)을 관찰하였다.

결 과

1. 지르코니아 판의 표면처리 후 평균조도

분사처리에 따른 지르코니아 판의 표면 조도(Ra) 측정결과, 기계 가공된 지르코니아의 평균 조도는 0.51 ㎛이었으나 알루미나 블라스팅 후 0.67㎛로 증가하였고 글라스 블라스팅 후에는 0.31㎛로 감소하였다. 전체적으로 유, 무색 지르코니아의 평균 조도는 분사처리에 따라 통계적으로 차이를 보이지 않았다(Fig. 3,4).

2. 전단결합강도

지르코니아 코어와 전장도재의 결합강도 시험 결과와 일원배치 분산분석과 post-hoc Duncan's multiple range test는 Table 4에 정리되어 있다. 각의 평균 결합강도는 15-27 ㎫로 나타났다. ZirLiner®를 사용하지 않은 4군과 5군 그리고 유

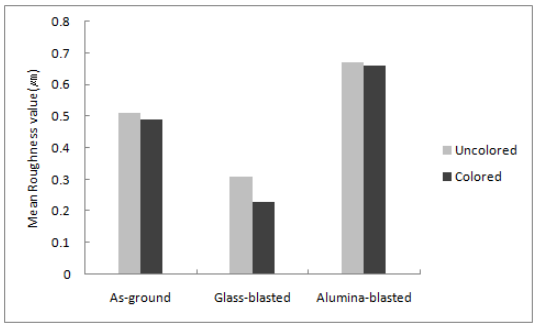

Fig. 3. Mean roughness values of blasting-treated zirconia plates.

Table 3. Mean roughness values (Ra, ㎛) of blasting-treated zirconia plates

	No.	Uncolored	Colored
As-ground	10	0.51±0.06	0.49±0.02
Glass-blasted	10	0.31±0.17	0.23±0.09
Alumina-blasted	10	0.67±0.07	0.66±0.09

색 지르코니아에서 알루미나 블라스팅 처리군(group 9)은 타 군에 비하여 통계적으로 유의하게 낮은 결합강도를 보였다(P<0.05)(Fig. 5).

무색 지르코니아에서 결합강도에 대한 ZirLiner®의 사용과 분사처리의 영향에 대한 이원배치분산분석(2-way ANOVA)의 결과는 Table 5에 정리되어 있다. 전단결합강도에 대하여 분사처리의 종류는 유의한 영향이 없었다. 그러나 ZirLiner®의 사용 유무는 결합강도에 유의하게

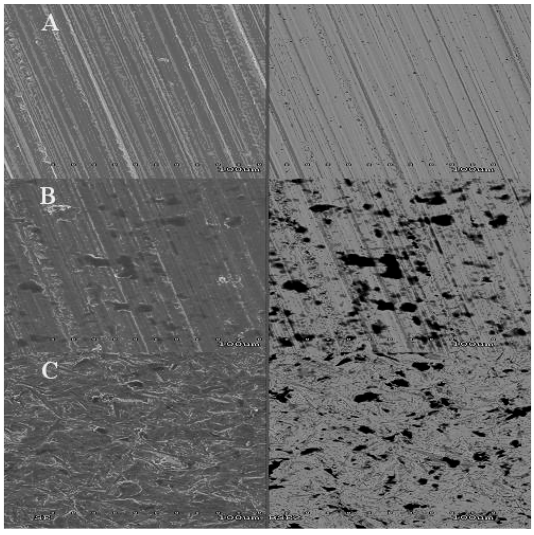

Fig. 4. Secondary electron image (Left) and back scattering image (Right) of as-ground(A), glass blasted(B), alumina-blasted(C) zirconia surfaces.

Table 4. Mean bond strength (㎫) and coefficient of variation (CV)

Group	Range	Mean (SD)	CV
1	16.0-41.3	26.8 (9.3)a	0.346
2	15.9-34.6	27.0 (6.0)a	0.221
3	16.2-36.4	24.9 (6.6)a	0.265
4	8.2-29.9	15.7 (6.4)b	0.405
5	7.0-25.3	14.9 (5.7)b	0.380
6	14.1-35.2	22.6 (7.6)a	0.336
7	12.6-39.5	22.8 (8.9)a	0.392
8	11.1-34.5	21.1 (7.1)ab	0.334
9	8.4-23.7	15.7 (4.8)b	0.306

영향을 미쳤다. 결합강도에 대한 이 두 요인의 상호작용은 통계적으로 미약했다. 따라서 ZirLiner®의 사용은 결합강도를 높이는데 결정적인 작용을 하는 것으로 보인다.

유, 무색 지르코니아에서 지르코니아 색의 차이와 분사처리의 영향 및 이들의 상호관계를 분석하기 위한 이원배치분산분석(two-way ANOVA)의 결과는 Table 6에 정리되어 있다. 지

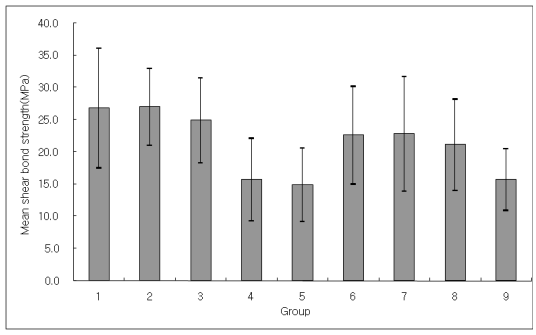

Fig. 5. Mean shear bond strength values of uncolored and colored zirconia- eneered porcelain interface after application of ZirLiner and/or blasting treatments.

Table 5. Summary of two-way ANOVA for shear bond strength of uncolored zirconia specimens by surface treatment and ZirLiner

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	1473.441(a)	5	294.688	6.002	.000
Intercept	28944.598	1	28944.598	589.498	.000
Blasting treatment (BT)	94.496	2	47.248	.962	.388
Zirliner (ZL)	1085.536	1	1085.536	22.108	.000
BT * ZL	293.410	2	146.705	2.988	.059
Error	2651.421	54	49.100		
Total	33069.461	60			
Corrected Total	4124.862	59			

르코니아-전장도재 결합강도에서 지르코니아의 색상처리는 결합강도에 유의하게 영향을 미쳤다. 즉 무색지르코니아가 유색지르코니아보다 결합강도가 높음을 알 수 있다. 그러나 분사처리는 역시 유의한 영향이 없었으며 이들의 상호작용 또한 유의한 영향이 나타나지 않았다(P>0.05).

3. 파절면 양상

지르코니아-전장도재 시편들의 결합강도 시험 후 계면에서의 파절 양상을 SEM을 이용하여 SEI(Secondary electron image)와 BSI(Back scattering image)로 관찰하였다 (Fig. 6, Fig. 7). BSI 사진에서 지르코니아 피착재는 흰색으로 나타나며 피착면에 남아 있는 글라스 부분은 검은 부분으로 나타난다. Fig. 7은 무색 지르코니아에서 ZirLiner 적용 군 (Group 1, 2, 3)의 파절 면으로 SEI와 BSI 사진이다. 이들 실험 군에서는 결합강도 시험 후 지르코니아에 포세린 잔유물이 잘 부착되어 있는 것으로 보인다. Fig. 8 은 무색 지르코니아에서 ZirLiner 적용하지 않은 군 (Group 4, 5, 6)의 파절 면 사진이다. 사진에서 보는 바와 같이 Group 1-3보다 평균 결합강도가 낮

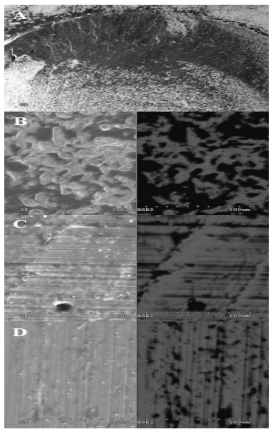

Fig. 6. Secondary electron image of specimen (A: Group 3) alumina-blasted with Zirliner after debonding test. Typical secondary electron image (Left) and back scattering image (Right) of alumina-blasted zirconia (B: Group 3), glass-blasted (C: Group 2), as-ground (D: Group 1) zirconia surfaces after debonding. Dark areas indicate glass remnants and white areas indicate zirconia substrate at back scattering images.

Table 6. Summary of two-way ANOVA for shear bond strength of zirconia specimens by zirconia color and surface treatment

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	901.980(a)	5	180.396	3.410	.009
Intercept	31877.228	1	31877.228	602.637	.000
Zirconia color (ZC)	602.047	1	602.047	11.382	.001
Blasting treatment (BT)	232.026	2	116.013	2.193	.121
ZC * BT	67.907	2	33.953	.642	.530
Error	2856.396	54	52.896		
Total	35635.604	60			
Corrected Total	3758.376	59			

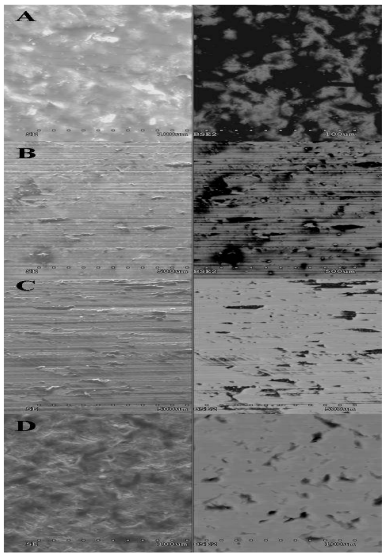

Fig. 7. Secondary electron image (Left) and back scattering image (Right) of alumina-blasted zirconia (A: Group 6), glass-blasted (B: Group 5), as-ground (C: Group 4) zirconia surfaces of uncolored zirconia. Dark areas indicate glass remnants and white areas indicate zirconia substrate at back scattering images.

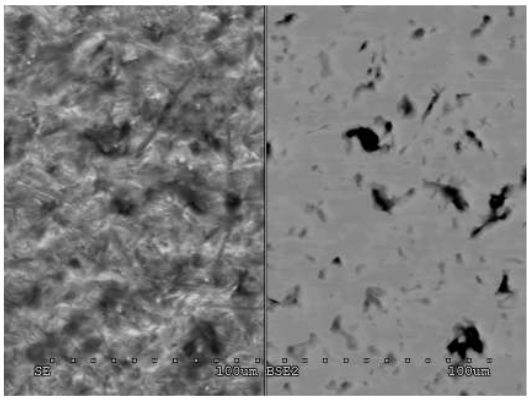

Fig. 8. Secondary electron image (Left) and back scattering image (Right) of alumina-blasted colored zirconia specimens (Group 9).

은 Group 4-6에서는 white area가 감소한 것으로 보아 포세린의 잔류가 적은 것을 관찰 할 수 있다. Fig. 8는 알루미나 분사하고 지르라이너를 적용한 유색 지르코니아 시편(Group 9)에서 결합강도 시험 후 파절면의 사진이다. 다른 시험군에 비하여 적은 잔류 글라스양은 Group 9의 낮은 평균 결합강도를 반영한다.

총괄 및 고안

최근 심미성에 대한 환자의 요구도가 점차 증가함에 따라 전부도재 수복물에 대한 관심이 고조되고 있으나 초기의 전부 도재관들은 그 심미적 장점에도 불구하고 파절에 대한 취약성이 커서[19] 임상에서 사용이 제한되어 왔다. 그러나 이를 극복하기 위한 노력이 계속되어 그 후 새로운 도재의 개발과 제작 기술의 발전으로 자연치와 유사한 심미성과 안정적인 강도를 갖는 전부도재 수복물이 나오게 되어 전치부는 물론 구치부까지 그 사용범위가 확대되었다.[20-23]

기존의 고강도 도재로는 대표적으로 lithium disilicated ceramic인 IPS Empress Ⅱ, 고강도의 spinell, alumina 및 zirconia를 이용한 In-Ceram, 고밀도의 alumina ceramic인 Procera All Ceram 및 지르코니아를 이용한 각종 CAD/CAM 시스템 등이 있다.[24-26]

이 중에서 근래에 소개된 지르코니아 시스템의 지르코니아(ZrO_2)는 외부로부터 자극을 받으면 자체 내에 압축응력이 주어져 균열전이를 스스로 막는 독특한 성질이 있는데, 이는 도재의 가장 취약한 파절 성질을 보완하는 획기적인 특성이다.[27,28] 지르코니아는 3가지 동소체를 갖는 다형(polymorphic)의 재료이다. 즉, 1170℃까지는 안정한 단사정의 상(monoclinic phase)을 갖고, 이 이상의 온도에서 2370℃까지 정방정계의 상(tetragonal phase)으로 변형된 다음, 이 이상의 온도에서 2680℃ 녹는점까지 입방형의 상(cubic phase)으로 존재한다. 평상시에는 지르코니아의 상 변태가 특정 산화물들(CaO, MgO, CeO_2, Y_2O_3)의 첨가에 의해 억제된다.[28,29] 즉, 산화물의 첨가로 인해 지르코니아는 정방정계의 상(t)에서 단사정의 상(m)으로의 변형되는 온도 이하에서도 변형되지 않고 준안정상태로 유지되는 것이다. 그러나 외적으로 스트레스가 적용되면 정방정계의 상(t)에서 단사정의 상(m)으로의 변태에 의해 3-5%의 체적확장이 일어나 내부 압력이 생겨 균열의 진행을 막게 된다.[28-31] 즉, 지르코니아 세라믹이 다른 세라믹보다 강도와 파괴인성이 높은 이유는 지르코니아의 이러한 독특한 성질 때문이다.

새로운 전부도재관 시스템의 코어-전장도재의 결합강도와 실패 양상에 대한 정보는 전부도재관의 임상 적용시 내구성을 예측하는데 도움을 준다. 전단 결합강도 실험은 전부도재관의 코어와 전장도재 결합력을 평가하는데 사용되는 일반적인 방법이다. Al-Dohan 등[32]은 코어-전장도재의 전단 결합강도 연구에서 Empress 2/Eris는 30.86 ㎫, Procera AllZircon/CZR은 28.03 ㎫, DC-Zircon/Vita D는 27.90 ㎫, Procera alumina/All Ceram은 22.40 ㎫로 보고하였으며, AllZircon이나 DC-Zircon과 같은 지르코니아 코어에 대한 전장도재의 전단 결합강도는 IPS-Empress2/Eris나 금속도재 대조군과 유의한 차이가 없었다고 보고하였다. 본 연구에서의 무색 지르코니아와 지르라이너를 사용한 Z-match/IPS e.Max Ceram 조합의 전단결합강도도 이들과 유사한 정도의 강도를 보여 주었다. 그러나 전단 결합강도 실험은 하중 속도, 응력분산유형, 물질간 두께 비율뿐만 아니라 결합면의 길이와 넓이도 결합강도의 크기와 파절 시작점의 위치 및 균열 확산의 경로에 영향을 줄 수 있기 때문에 실험실에서 측정한 전단결합강도의 절대치를 임상적 결과로 확대 해석에는 다소 무리가 있을 수는 있으나 다만 상대적인 비교는 가능할 것이다.[33]

지르코니아는 우수한 물성을 가지고 있지만 너무 희고 불투명해서 채도가 낮은 깊이감이 있는 상악 전치의 색조를 재현하기에는 오히려 너무 밝아 결과적으로 명도가 높아지는 경향을 보이므로 이를 피하기 위해서는 세라믹 코핑을 얇게 하고 전장도재를 두껍게 하던지, 금속-도재관처럼 불투명도재(opaque percelain)로 이를 피개하던지 아니면 채도를 높여 명도를 상쇄시켜야 한다. 따라서 각 지르코니아를 다루는 회사들은 이러한 단점을 보완하기 위해서 색조가 가미된 유색 지르코니아(colored zirconia)를 최근에 소개하기 시작했다.

본 연구에서 사용된 국내의 DentAim사에서 출시되는 Z-match Ceramic System은 구강 내 모든 영역에서 단일관 및 브릿지로 사용이 가능하고 CAD/CAM을 활용하여 세라믹 하부구조를 제작하는 고강도 도재 시스템이다.[34] 모델을 접촉식으로 스캐닝하여 컴퓨터 상에서 일정한 형태의 하부구조를 상황에 맞게 설계하고, 반소결된 지르코니아(presintered zirconia)를 정밀 가공기기로 밀링 가공한 다음, 이를 퍼니스에서 완전 소결함으로써 보다 수월하게 실제 크기와 밀도, 최종 강도가 우수한 세라믹 하부구조 수복물을 제공하게 된다. 이 시스템에서 유색화 과정은 LAVA™(3M/ESPE, USA)처럼 일정 형태의 다공성 세라믹 하부구조를 만들고 이를 색소체 용액에 침전시켜 원하는 색조를 얻어내는 침전형의 방법을 활용한다.

많은 지르코니아 시스템에서 지르코니아 코어를 유색으로 사용할 수 있는 제품을 출시하고는 있으나 각 회사마다 이 유색 지르코니아에 대한 자세한 자료를 공개하지 않아 일반적으로 극소량의 산화철(Fe_2O_3)이 옅은 갈색(brownish)을, 산화세륨(CeO_2)이 크림(cream)색을, 산화비스무스(Bi_2O_3)가 진한 크림(Deep cream)색을 부여하는데 사용되는 것으로 파악될 뿐이다.[34] 2006년 Huang 등[35]은 유색 지르코니아에 사용되는 색소가 지르코니아 세라믹의 경도와 파절인성에는 영향을 주지 않으나, 굴곡강도는 무색 지르코니아에 비해 유의하게 낮았음을 보고했고, 2007년 오 등[36]도 유색 지르코니아가 무색에 비해 굴곡강도가 유의성 있게 낮았다고 보고하였다. 이처럼 유색 지르코니아는 무색 지르코니아보다 물리적 성질이 낮은 것으로 보고되는데 본 연구를 통해 살펴본 바로는 코어-전장도재 결합강도 측면에서도 유색 지르코니아가 무색 지르코니아보다 유의성 있게 낮은 것으로 나타났다. 이것은 아마도 지르코니아의 유색화 과정에 사용되는 희토류 금속들이 지르코니아 결정 내부로 침투하여 지르코니아의 변태강화(transfomation toughness)를 감소시켜 재료 자체의 강도에 영향을 주었을 것으로 사료되었으며, 또한 알루미늄 옥사이드 블라스팅 처리 후 ZirLiner®를 적용한 Group 9의 전단결합강도가 유의하게 낮은 이유는 유색화 과정에 사용된 희토류 금속들이 분사처리에 이용된 알루미늄 옥사이드와 반응하여 결합력이 약화된 것으로 추정된다.

대부분의 지르코니아 도재관은 전통적인 전부도재관 구조와 동일한 이중구조 즉 지르코니아 세라믹 하부코어와 장석계열의 전장 도재로 이루어진다. 지르코니아 코어는 물리적 성질이 매우 우수하지만, 전장도재는 장석계열의 도재를 전통적인 방법으로 축성하여 제작되고 있기 때문에 이중구조로 이루어진 지르코니아 전부도재관은 심미적이기는 하지만 항상 전장도재의 파절이라는 위험성을 가지고 있다.[4] 이러한 수복물들의 강도는 인장력의 복잡한 분산에 의해 이루어지는데 만약 이러한 인장력이 이중구조 전부도재관의 상, 하부 구조물의 디자인시 고려되지 않는다면 낮은 하중 응력에서도 예상치 못했던 파절이 일어날 수가 있다.[37,38]

본 연구에서 사용한 Ivoclar Vivadent사에서 출시되는 IPS e.Max® Ceram은 지르코니아용 전장도재로써 유리-세라믹과 불화인회석 결정(fluorapatite crystal)으로 구성되어 있으며, 장석이나 백류석은 포함되어 있지 않다. 이 불화인회석 결정들이 다양한 크기의 세라믹으로 통합되는데, 이러한 나노크기의 불화인회석 결정들이 오팔효과(opalescence effect)를 발생시켜 심미성에 기여하며, 적절한 열팽창계수와 높은 굴곡강도, 낮은 융점을 가지고 소성 후 균질하며 결점이 없는 세라믹 코어와 결합을 형성한다고 알려져 있다.[39]

이중구조 전부도재관에서 전장도재의 파절의 원인은 전장도재로 인한 코어의 불량한 젖음성에 따른 코어 지지의 결핍, 전장도재 내부의 결함, 전장도재와 코어의 열팽창 계수의 부조화로 인한 잔류응력이나 임상에서의 교합 불안정으로 인한 코어와 전장도재의 계면에서 지르코니아 결정의 변형, 그리고 제작과정 중의 결함의 발생

등과 같은 여러 가지 요인이 보고되고 있다.[11,40-42]

Degudent사의 라이너(Cercon® Ceram S powder liner)는 셀레늄 기반의 장석화 도재 라이너(selenium based feldspathic porcelain liner)로 기본적으로 지르코니아의 하얀색을 덮어주기 위해 사용되었으나 근래에는 표면처리나 이장재(liner)의 사용 같은 전처치도 코어-전장도재 결합강도에 영향을 줄 수 있는 것으로 보고되었다. 2005년 Aboushelib 등[5]의 연구에서 Cercon® 코어와 전장도재 사이에서 전용 라이너의 사용이 거의 두 배에 가까운 결합강도 증가를 가져온다고 보고하였으며, 2006년 Aboushelib 등[43]의 연구에서도 Sakura Interaction(Elephant Dental, Netherlands), Ceram S(Degudent GmbH, Germany) 그리고 Lava Dentin(3M ESPE, Germany)에서 이장재(liner)의 사용이 지르코니아 코어-전장도재의 전반적인 결합강도를 향상시킨다고 보고하였다. 본 연구에서 사용한 Ivoclar Vivadent사의 IPS e.Max® ZirLiner는 유리 세라믹 기질로서 지르코니아 코어와 강하고 균질한 결합을 가능하게 하며, 불투명성(opacity)을 감소시키며 깊이 있는 채도(chroma)와 자연스러운 형광성(fluorescence)을 제공하는데, 본 연구 결과 Zirliner 사용이 유의성 있는 결합강도 증가를 유도해 이전의 연구들과 유사한 결과를 보여 주었다. 이것은 이장재(liner)가 코어와 전장 도재 간 계면실패의 가능성을 효과적으로 낮출 수 있는 것으로 사료되었다.

분사처리에 의한 거대 요철은 코어-전장 도재 간의 결합 표면적을 증가시켜 기계적 결합강도를 증가시키나 과도한 표면처리는 결합부위에서의 응력집중과 기포형성을 초래하여 오히려 결합력을 감소시킬 수도 있다.[44] 2004년 Fleming 등[45]은 더 부드러운 계면을 가진 시편이 강도가 증가한다고 보고하였으나, 2005년 Aboushelib 등[5]은 표면처리에 따른 코어-전장도재 간의 미세인장강도 실험에서 유의한 차이를 보이지 않았다고 보고했으며, 2007년 Dündar 등[46]도 표면처리에 따른 코어-전장도재 간의 결합강도의 유의한 증가는 관찰되지 않았다고 보고했다.

본 실험 결과 지르코니아의 분사처리 후 glass-blasted zirconia군의 표면 조도가 낮은 것은 glass particle이 grinding후 남아있는 미세요철을 오히려 감소시켰음을 의미한다. 그리고 ZirLiner®를 적용하지 않은 alumina-blasted zirconia(Group 6)군의 결합강도가 ZirLiner®를 적용하지 않았음에도 높은 이유는 alumina 분사 처리에 따른 지르코니아 표면의 요철 증가로 인해 전장도재와의 결합표면적이 증가하였음을 의미하는 것이다. 유색지르코니아의 알루미나 분사처리한 시편에서 지르라이너를 사용하였음에도 낮은 평균 결합강도를 보였으며 파절 후에도 비교적 적은 포세린 잔류량을 보였다. 이것에 대한 원인은 유색지르코니에 첨가된 미량의 금속산화물과 관련이 있는 것으로 추측되나 본 연구에서 밝혀지지는 않았다.

그러나 2004년 Zhang 등[47]이 지르코니아의 alumina 분사 처리 후 동적 피로실험(dynamic fatigue test)과 반복 피로실험(cyclic fatigue test) 결과 강도가 유의하게 낮았다고 보고하였다. 이것은 alumina 분사처리 후 발생된 미세파절 결함(microcrack flaw)들이 장기간 사용시 지르코니아 자체나 코어-전장도재 파절의 시발점이 될 수 있다는 것을 의미하는 것으로 비록 alumina 분사에 의한 결합표면적의 증가에 따른 코어-전장도재의 결합강도 향상을 기대할 수는 있지만 장기간의 예후를 보장 하기에는 무리가 있을 것으로 사료되었다.

본 연구에서는 ZirLiner®를 사용하지 않았을 경우에는 alumina 분사처리한 군이 높게 나왔으나 일단 ZirLiner®를 적용하면 유색이나 무색 지르코니아 모두, 분사처리에 따른 코어-전장도재 간의 전단 결합강도의 유의한 차이는 보이지 않았다. 따라서 이장재(liner)의 사용이 코어와 전장도재의 결합력 증가에 도움을 주기 때문에 지르코니아 전부도재관 제작 시 필요한 기공 술식으로 추천될 수 있을 것으로 사료되었다. 그러나 지르코니아 세라믹의 우수한 물성에도 불구하고

하얗고 불투명한 색조의 문제를 해결하기 위해 출시되는 유색 지르코니아는 유색화 과정중의 색소 첨가로 인해 지르코니아 자체의 물성의 저하뿐만 아니라, 전장도재와의 결합력도 약화되어 앞으로 해결해야 문제로 사료된다.

결 론

본 연구에서는 지르코니아 세라믹과 전장도재와의 결합력을 극대화시킬 수 있는 표면 성상을 찾기 위해 ZirLiner®의 적용과 지르코니아 코어의 다양한 분사(blasting) 표면처리가 유, 무색 지르코니아 코어와 전장도재간의 전단결합강도에 미치는 영향을 알아보고자 ZirLiner® 적용과 분사 표면처리에 따른 유, 무색 지르코니아 세라믹과 전장도재간의 전단결합강도를 측정하고 전자현미경으로 그 파단면을 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 표면처리에 따라 Glass-blasted, As-ground, Alumina-blasted 순으로 거칠게 나타났다. 유색과 무색 지르코니아의 평균 조도(Ra)는 통계적으로 차이를 보이지 않았다(P>0.05).
2. 무색 지르코니아에서 전단결합강도에 대하여 표면 분사처리의 종류는 유의한 영향이 없었으나 ZirLiner®의 사용 유무는 결합강도에 유의하게 영향을 미쳤다 (P<0.05).
3. ZirLiner® 사용시 유색 지르코니아의 평균 결합강도는 무색 지르코니아보다 전반적으로 낮았다. 특히 유색 지르코니아에서 알루미나 분사처리 시 유의하게 낮은 결합강도를 보였다 (P<0.05).
4. SEM 소견 상, 모든 시편의 전장도재 파절(debonding)은 지르코니아와의 계면에서 일어났으며 지르코니아의 응집성 파절은 보이지 않았다.

연구비 지원 및 사의

본 연구는 한국과학재단 목적기초연구 일부지원에 의해 수행되었음(R01-2000-00097).

참 고 문 헌

1. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc 1997;128: 297-307.
2. Komine F, Tomic M, Gerds T, Strub JR. Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. J Prosthet Dent 2004;92:359-364.
3. Kim CH, Jeon YC, Jeong CM, Lim JS. Effect of surface treatments of zirconia ceramic on the bond strength of resin cements. J Korean Acad Prosthodont 2004;42(4):386-396.
4. Chen HY, Hickel R, Setcos JC, Kunzelmann KH. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. J Prosthet Dent 1999;82(4):468-475.
5. Aboushelib M, De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Dent Mater 2005;21:984-991.
6. Thompson JY, Anusavice KJ, Naman A, Morris HF. Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. J Dent Res 1994;73:1824-1832.
7. Thompson G. Influence of relative layer height and testing method on the failure mode and origin in a bilayered dental ceramic composite. Dent Mater 2000;16:235-243.
8. Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. J Prosthet Dent 2004;91:561-569.
9. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. J Oral Rehabil 2004;31: 682-688.

10. Scherrer SS, Robert Kelly J, Quinn GD, Xu K. Fracture toughness (KIc) of a dental porcelain determined by fractographic analysis. Dent Mater 1999;15:342-348.
11. Kelly J, Campbell S, Bowen H. Fracture-surface analysis of dental ceramics. J Prosthet Dent 1989;62:536-541.
12. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. J Dent 2003;31:181-188.
13. Traini T. Electroforming technology for ceramometal restoration. QDT 1995:21-29.
14. Kwon HB, Yim SH. A qualitative analysis of bonding between electroformed surface and veneering ceramics. J Korean Acad Prosthodont 2000;38: 328-335.
15. Yamamoto M. Metal-Ceramics. Quintessence. Pub. Co. Tokyo, 1985.
16. Wirz J, Hoffman A. Electroforming in restorative dentistry: new dimensions in bilologically based protheses. Quintessence Pub. Co. 1999.
17. Guggeberger R. Rocatec system-Adhesion by tribo-chemical coating. Dtsch Zahnarztl Z 1989;44: 874-876.
18. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. Dent Mater 2005;21:242-251.
19. Southan DE, Jorgensen KD. Faulty in porcelain jacket crowns. Aust Dent J 1973;18:152-156.
20. Grey NJA, Wilson MA. In vitro comparison of conventional crowns and a new all-ceramic system. J Dent 1992;21:47-51.
21. Josephson BA, Schulman A, Dunn ZA, Hurwitz W. A compressive strength study of complete ceramic crowns. Part Ⅱ. J Prosthet Dent 1991;65:388-391.
22. Probster L. Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. Int J Prosthodont 1992;5:409-414.
23. Friedlander LD, Munoz CA, Goodacre CJ, Doyle MG, Moore BK. The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns. Int J Prosthodont 1990;3:159-168.
24. 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;26:367-374.
25. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of there new dental core ceramics. J Prosthet Dent 1996;76:140-144.
26. Tinschert J, Zwez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. J Dent 2000;28:529-535.
27. Shimizu K, Oka M, Kumar P, Kotoura Y, Yamamuro T, Makinouchi K, et al. Timedependent changes in the mechanical properties of zirconia ceramic. J Biomed Mater Res 1993;27:729-734.
28. Luthardt RG, Holzhuter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, et al. Reliability and properties of ground Y-TZP zirconia ceramics. J Dent Res 2002;81:487-491.
29. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide partially stabiliwed zirconia. J Biomed Mater Res 1989;23:45-61.
30. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. Dent Mater 1999;15:426-433.
31. Willamnn G, Fruh HJ, Pfaff HG. Wear characteristics of sliding pairs of zirconia(Y-TZP) for hip endoprostheses. Biomaterials 1996;17:2157-162.
32. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. J Prosthet Dent. 2004;91: 349-355.
33. 류경희, 이선형. Dicor와 수종 전장도재간의 전단결합강도. 대한치과보철학회지. 1993;31:165-179.
34. 오상천, 이해형, 신미란, 박광수. 전부도재수복물을 위한 수종의 코어 세라믹의 반투명도 및 색 안정성. 대한치과턱관절기능교합학회지 2007;23: 157-170.
35. Huang H, Zhang FQ, Sun J, Gao L. Effect of three kinds of rare earth oxides on chromaticity and mechanical properties of zirconia ceramic. Zhonghua

Kou Qiang Yi Xue Za Zhi. 2006;41:327-330.
36. 오상천, 이해형, 신미란, 이일권. 전부도재수복물을 위한 유색 및 무색 지르코니아 세라믹의 굴곡강도. 대한치과턱관절기능교합학회지 2007;23:119-130.
37. Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. Biomaterials 2004;25:5045-5052.
38. Isgro G, Pallav P, van der Zel JM, Feilzer AJ. The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. J Prosthet Dent 2003;90:465-473.
39. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. Dent Mater 2005;21:476-482.
40. Kelly JR, Nishimura I, Cambell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent 1996;75:18-32.
41. Scherrer SS, Robert Kelly J, Quinn GD, Xu K. Fracture toughness (KIc) of a dental porcelain determined by fractographic analysis. Dent Mater 1999;15:342-348.
42. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. J Dent 2003;31:181-188.
43. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part Ⅱ: Zirconia veneering ceramics. Dent Mater 2006;22:857-863.
44. Kelly N, Asgar K, O'Brien JJ. Tensile strength determination of the interface between porcelain fused to gold. J Biomed Mat Res 1969;3:403.
45. Fleming GJP, El-Lakwah SFA, Harris JJ, Marquis PM. The influence of interfacial surface roughness on bilayered ceramic specimen perfomance. Dent Mater 2004;20:142-149.
46. Dündar M, Özcan M, Gökçe B, Çömlekoğlu E, Leite F, Valandro LF. Comparison of two bond strength testing methodolgies for bilayered all-ceramics. Dent Mater 2007;23:630-636.
47. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. J Biomed Mater Res Pt B Appl Biomater 2004;71B:381-386.

Effect of Application of ZirLiner® and Blasting Treatments on Shear Bond Strength of Zirconia-Veneered Porcelain Interface

Young-Ho Shin, Yu-Na Lee*, Hae-Hyoung Lee*, Jin-Keun Dong, Sang-Chun Oh

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Wonkwang University
**Department of Biomaterials Science, College of Dentistry, Dankook Unveristy*

The purpose of this study was to evaluate effect of application of ZirLiner® and blasting treatments on shear bond strength of zirconia-veneered porcelain interface. 60 uncolored zirconia plates and 30 colored zirconia plates were fabricated and divided into nine groups of 10 according to blasting treatment such as as-ground, glass blasting and alumina blasting and zirliner application. Veneering porcelains were built up over the center of the treated zirconia ceramic surface using jig and fired according to the manufacturers' instructions. Each specimen was completely embedded in acrylic resin. The specimens were placed in a mounting jig and subjected to shear force by a universal testing machine. Load was applied at a crosshead speed of 0.5㎜/min until failure. Average shear strengths were analyzed with two-way analysis of variance and one-way analysis of variance and the Duncan's post-hoc test. The fracture surfaces of the failed specimens were examined by SEM.

The obtained results were as follows: 1. Depending on surface treatment by blasting, the degree of roughness is revealed in the order of Glass-blasted, As-ground, and Alumnia-blasted. The roughness average of uncolored and colored zirconia ceramic were not significantly different from blasting treatments. 2. In uncolored zirconia ceramic, the shear bond strength were not significantly different from blasting treatments. However, the shear bond strength were significantly different from Zirliner application. 3. Used ZirLiner, mean shear bond strength of colored zirconia was lower than uncolored zirconia. Especially, mean shear bond strength of colored zirconia was quite low with alumina-blasting treatment. 4. SEM analysis showed that veneered porcelain failed in zirconia ceramic interface and there was no cohesive failure.

Key words : shear bond strength, ZirLiner® and blasting treatments, zirconia-veneered porcelain interface

Correspondence to : Sang-Chun Oh, D.D.S., M.S.D., Ph.D.
Sanbon Dental Hospital, College of Dentistry, Wonwang University 1142,
Sanbon-Dong, Gunpo, Gyeonggi-Do, 435-040, Korea
E-mail: scoh@wku.ac.kr
Received: January 23, 2008, Last Revision: January 28, 2008, Accepted: March 25, 2008