지르코니아의 표면처리 방법에 따른 압축강화형 복합레진 (TESCERA™ ATL)전장의 결합강도

경희대학교 치과대학·치의학전문대학원 치과보철학교실, 치과재료학교실*

박수정 · 이성복 · 이석원 · 안수진 · 임호남*

압축강화형 복합레진(TESCERA™ ATL)을 지르코니아 framework에 효과적으로 전장하기 위하여, 표면처리 방법을 여러 가지로 달리한 지르코니아 표면에 압축강화형 복합레진을 전장하여 전단결합강도를 실험적으로 비교하였다. 지르코니아의 표면적 증가를 도모하기 위해 최종소결 전 지름 1.1mm round bur를 사용하여 지르코니아 표면에 pockmark (honey-comb concept)를 형성하였고, 화학적으로는 Primer (Zr-plus primer, Bisco, Inc., Shaumurg, USA)를 도포하여 결합강도 증가를 도모하였다. 지르코니아에 porcelain을 적층하여 대조군으로 삼고 각 군을 5도와 55도 사이에서 10,000회 thermocycling시켜 simulated aging 결과 또한 비교하였다. 전단결합강도를 측정하였고 주사전자현미경을 통해 파절단면을 관찰하였다. Pockmark를 형성한 실험군에 압축강화형 복합레진(TESCERA™ ATL) 전장 시 도재 전장과 유사한 전단결합 강도를 발휘하였으며,($p>0.05$) 동일 시편을 24시간 수중 보관했을 때에 비해 thermocycling 했을 때의 전단결합강도가 약간 감소하였으나 유의차는 보이지 않았다.($p>0.05$) 지르코니아 표면에의 Primer의 도포가 압축강화형 복합레진 (TESCERA™ ATL)과의 결합강도를 증가시키지는 못하였다.

지르코니아 소결 전 표면에 pockmark를 주어 표면적을 증가시키고 요철의 효과를 주는 것은 TESCERA™ ATL 과의 결합강도를 증가시켰으며, 이는 임상적으로 지르코니아-포세린의 결합강도에 필적하는 강하고 내구성 있는 결합강도를 가져온다고 판단되었다.

주요어: 지르코니아, 표면처리법, pockmark, 전장재료, TESCERA™ ATL, 전단결합강도, 임플란트 보철

(**구강회복응용과학지** 2011:27(1):1~13)

서 론

최근 환자들의 심미적인 요구가 증가함에 따라 금속도재 수복물을 대체하는 심미수복 시스템이 꾸준히 개발되어왔으며, 전부도재 시스템은 도재금속 보철물을 대체하고 있다. 지르코니아는 심미적일 뿐만 아니라, 900-1400 MPa의 최대 굽힘 강도를 나타내며, 마모저항성, 높은 파괴인성 및 생체 친화성을 가지고 있어[1,2] 고정성 보철물, 포스트, 임플란트 지대주, 임플란트 몸체, 교정용 브라켓 등에 사용된다.[3-6] 특히, 치과영역에서의 CAD/CAM을 이용한 지르코니아 수복물이 점차 증가되는 추세이다.[1,7] 지르코니아를 이용한 고정성 보철물에서 광범위하게 사용되는 전장재는 포세린으로, 지르코니아와 포세린의 결합력은 21-31MPa[8]로 이는 임상적으로 허

교신저자: 이성복

경희대학교 치과대학, 치의학전문대학원 보철과

Tel: 02-440-7500, Fax: 02-440-7549, E-mail: sbykmw@yahoo.co.kr

원고접수일: 2010년 12월 10일, 원고수정일: 2011년 02월 20일, 원고채택일: 2011년 03월 25일

용 가능한 범위 내에 있다. 하지만 포세린의 취성으로 인하여[9] 도재교합면 수복물에서 종종 파절이 일어나며 특히 치주인대의 완충능력을 기대할 수 없는 임플란트 수복물에서 더욱 빈번하게 일어난다. 구강 내에서의 도재파절은 수리가 용이하지 않으며 보철물의 재제작을 요구하게 된다. 포세린 전장의 chipping[11]은 임상에서 지르코니아-포세린 보철물의 문제점으로 남아있다.

최근들어 이전의 복합레진의 단점을 보완한 압축강화형 복합레진의 임상적용이 증가하고 있다. 이는 도재와 유사한 심미성과 강도를 가지며 기공과정상 조작이 쉽고 완성 후 수리가 용이한 장점으로 인해 심미수복 시 도재의 대용으로 사용되고 있다. 또한 도재와는 달리 취성이 적고 법랑질보다 낮은 마모저항성을 가지므로 대합치를 마모시키지 않는다. 임플란트 보철물에서는 충격완화라는 장점이 제시되므로 임플란트 보철물의 전장재로 추천된다.

본 연구에서 사용한 압축강화형 복합레진인 TESCERA^{TM}ATL (Bisco, Inc., Schaumburg, USA)는 제작시 광중합과 가압 수중에서 열중합을 동시에 시행하므로써 기포발생을 억제하고 산소방해층이 생기지 않게 하는 새로운 기법으로 심미적인 측면뿐만 아니라 강도적인 측면에서도 구치부 수복물로 사용하기에 부족함이 없음이 기존의 논문에서 확인되었다.[12,13]

지르코니아 하부구조물에 압축강화형 복합레진을 전장한 보철물은 포세린의 단점을 보완하고 지르코니아의 심미성과 압축강화형 복합레진의 장점을 살릴 수 있어 임상적으로 유용할 것이다. 하지만 현재 CAD/CAM용으로 사용되는 지르코니아는 고농도의 Y-TZP (Yttria-stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals)가 조성의 대부분인 지르코니아-이트리아 도재로 silica를 포함하지 않는 구조적인 특성상 산에 의한 에칭이 되지 않기 때문에 불산 부식이나 silane 처리를 통하여 레진과 결합할 수 없다.[14] 이에 따라 장기적으로 내구성이 있는 지르코니아-레진 결합방법에 대해 여러 가지 연구가 이루어지고 있으며, 장기적으로 안정적인 결합을 위해서는 화학적 처리와 함께 기계적인 처리가 필요한 것으로 보고되고 있다.[15] 지르코니아 하부구조물이 충분한 부피를 가지도록 설계할 수 있는 임플란트 수복물에서는 지르코니아 표면에의 기계적인 처리가 가능하며, 이는 결합력 증진에 도움이 될 것이다.

본 연구는 지르코니아 표면에 기계적으로 요철을 부여하고, 화학적으로 primer를 도포하여 압축강화형 복합레진이 그 위에 전장되었을 때 임상적으로 유용한 결합강도를 소유할 수 있는지 전단결합 강도 측정을 통해 실험적으로 판단하고자 하였다.

연구재료 및 방법

1. 지르코니아 시편 제작

반소결된 지르코니아 블록 (CeraSys^{TM}-ZR, CeraSys, Inc., USA)을 가로 8mm x 세로 8mm x 높이 2mm의 디스크 형태로 총 80개를 제작하였다(Table Ⅰ). 표면처리가 될 단면은 diamond wafering blade (11-4245, Buehler, USA)를 사용하여 절삭되었다. 지르코니아 디스크 중 40개는 완전 소결 전, 디스크 내에 직경 5mm의 원을 설정하고 원주각 51.4도로 7등분하여 각 범위 내 1개, 그리고 가운데 1개로 총 8개의 pockmark를 형성해 주었다. Pockmark는 직경 1.1mm의 low speed carbide round bur (RA010, Komet, USA)를 이용해서 육안으로 bur의 직경 전체가 잠기는 것을 기준으로 하여 지르코니아 디스크 표면에 수직으로 삭제하였다 (Fig. 1.). 이 후 제조사의 지시에 따라 전용 퍼니스 (Ceraheat^{TM}, CeraSys, Inc., USA)에서 80개의 지르코니아 디스크를 완전소결시킨 후, 초음파 세척기에서 10분간 세척하였다. 소결을 마친 지르코니아 디스크를 직경 25mm, 높이 15mm의 에폭시 레진 주형 중앙에 접착면을 바닥으로 향하게 하고 self curing acrylic resin(Jet tooth shade, Lang Dental Manufacturing, Co., Inc., USA)을 부어서 중합시켜 시편을 제작하였다. 중합 후

Table I. Materials used in this study

Materials	Product		Manufacturer
Zirconia coping	CeraSys™-ZR	Zirconium Oxide	CeraSys, Inc., USA
Fiber-reinforced composite resin	TESCERA™ ATL	Dentin Shade A3 (Vita shade)	Bisco, Inc., Shaumburg, USA
Primer	Z-prime plus		Bisco, Inc., Shaumburg, USA
Porcelain powder	Inspiration zirkon	Dentin Shade A3 (Vita shade)	Heimerle+Meule, Pforzheim, Germany

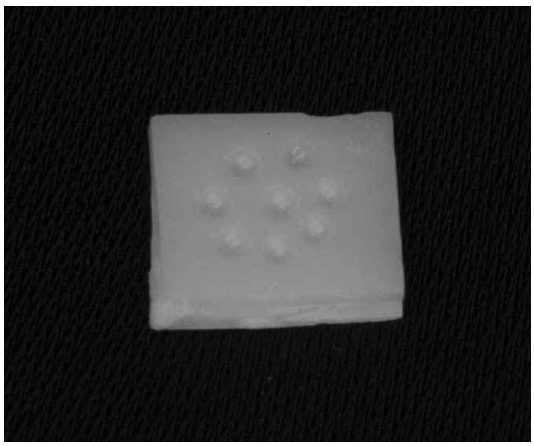

Fig. 1. Zirconia sample with pockmarks before sintering. (CeraSys™-ZR CeraSys, Inc., USA)

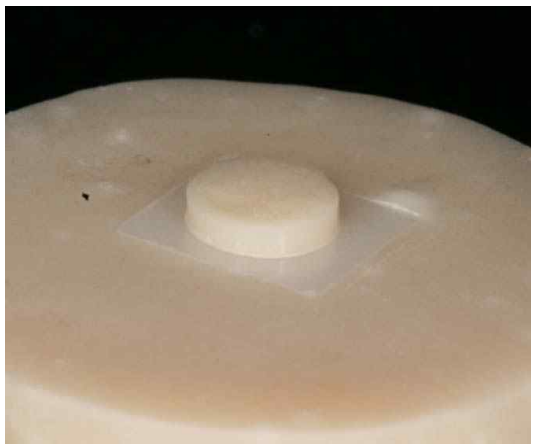

Fig. 2. TESCERA™-veneered zirconia (Bisco, Inc., Shaumburg, USA sample.)

시편들은 600, 1000번 SiC 연마지를 이용하여 연마하여 steam cleaning 후 건조시켰다.

2. 지르코니아 시편 표면 처리와 도재 및 레진 축성

지르코니아 시편 위에 지르코니아 전용 도재 (Po)를 축성하여 대조군 (Group 1)으로 하였다. 실험군은 지르코니아 표면에 Primer (Z-prime plus, Bisco, Inc., Shaumburg, USA)를 도포한 군 (Pr), 소결 전 pockmark 처리한 군 (Pm), pockmark 후 primer를 함께 처리한 군 (PmPr)으로 분류하였으며 primer는 제조사의 지시에 따라 1-2번 coating 후 3-5초간 air syringe를 사용하여 건조시켰다.

표면처리가 완료된 시편에 제조사의 설명에 따라 직경 5mm, 높이 2mm 크기로 TESCERA™ 전장을 축조하였다 (Fig. 2.).

Table Ⅱ. Categorization of test materials due to various surface treatment.

Group	Code	N	Surface treatment	Veneer	Thermo-cycling
1 Control	Po/24h	10	Porcelain	Porcelain	No
2	Pr/24h	10	Primer	TESCERA™	No
3	Pm/24h	10	Pockmark	TESCERA™	No
4	PmPr/24h	10	Pockmark +Primer	TESCERA™	No
5	Po/TC	10	Porcelain	Porcelain	Yes
6	Pr/TC	10	Primer	TESCERA™	Yes
7	Pm/TC	10	Pockmark	TESCERA™	Yes
8	PmPr/TC	10	Pockmark+Primer	TESCERA™	Yes

Po : Porcelain, Pr : Primer, Pm : Pockmark, PmPr : Pockmark+Primer
24h : measured after 24hours, TC : measured after thermocycling, N: number

3. Thermocycling

중합이 완료된 시편들은 전단결합강도 측정 전 40개는 37℃ 증류수에 24시간 보관되었고, 나머지는 thermocycling unit을 이용하여 5℃와 55℃에서 10,000회 열 순환되었다(Table Ⅱ).

4. 전단결합강도 측정

각 시편은 만능시험기 (Instron 3367, INSTRON Co.,U.S.A.)에 지르코니아와 전장재료의 계면에 평행하게 하중을 가할 수 있도록 위치 시켜 cross-head speed 1.0 mm/min로 설정하여 포세린 또는 TESCERA™ 실린더가 시편에서 분리될 때 최대 하중을 측정하였다.

5. 주사전자현미경 관찰

표면처리에 따른 지르코니아 표면 형태와 표면 성분 분석 및 파절 양상을 관찰하기 위하여 각 군별로 두 개씩 gold-palladium alloy sputter-coating하여 주사전자현미경 (Scanning Electron Microscopy, S-2300, Hitachi, Co., Ltd., Japan)을 이용하여 관찰하였다.

각 시편의 파절 양상은 3가지 형태로 나타났다. Adhesive 파절은 지르코니아 시편과 포세린/TESCERA™ 사이의 파절을 말하고, cohesive 파절은 포세린/TESCERA™ 자체 내에서 파절이 일어나는 것, mixed 파절은 이 두 가지 양상이 함께 나타나는 것을 말한다.

6. 통계분석

SPSS ver.12 for Windows (SPSS Inc., U.S.A.)를 이용하여 one-way ANOVA test를 시행하였고, Tukey 다중범위검증법을 이용하여 사후 검정하였다. ($p<0.05$)

결 과

실험군들에 대한 전단결합강도의 평균과 표준편차를 Table Ⅲ, Ⅳ에 나타내었으며, 그룹별 평균값 및 표준편차를 그래프로 나타내었다 (Fig. 3.). 각 실험군 간의 전단 결합강도 차이를 검정

Table Ⅲ. Mean shear bond strength (a standard unit : N), standard deviation, and grouping after 24hours

Group	Code	Mean(SD)	Grouping*
1 Control	Po/24h	405.54(47.24)	A
2	Pr/24h	60.99(13.56)	B
3	Pm/24h	390.85(107.25)	A
4	PmPr/24h	386.89(48.52)	A

Po : Porcelain, Pr : Primer, Pm : Pockmark, PmPr : Pockmark+Primer
24h : measured after 24hours, TC : measured after thermocycling
* Identical letters indicate values are not statistically different. (p>0.05)

Table Ⅳ. Mean shear bond strength (a standard unit : N), standard deviation, and grouping after thermocycling

Group	Code	Mean(SD)	Grouping*
5	Po/TC	390.24(108.48)	a
6	Pr/TC	35.88(17.84)	b
7	Pm/TC	387.78(153.00)	a
8	PmPr/TC	326.70(64.20)	a

Po : Porcelain, Pr : Primer, Pm : Pockmark, PmPr : Pockmark+Primer
24h : measured after 24hours, TC : measured after thermocycling
* Identical letters indicate values are not statistically different. (p>0.05)

하기 위해 one-way ANOVA 실행한 결과 각 실험군 간 유의한 차이를 보였다. ($p<0.05$) (Table Ⅴ,Ⅵ) Tukey 다중범위검증법을 통한 사후 검정 결과도 Table Ⅲ,Ⅳ에 나타내었다.

전단 결합 강도 측정 결과 포세린을 적층한 대조군 (Po/24h) 이 가장 높은 값을 가졌으며, 지르코니아 표면에 pockmark를 형성한 경우 (Pm/24h) 대조군의 결합 강도와 유사한 전단 결합 강도를 가졌다. ($p>0.05$) pockmark와 primer를 함께 적용한 경우 (PmPr/24h) pockmark만을 형성한 경우보다 결합 강도가 증가하지 않았으며 ($p>0.05$) primer만을 적용한 경우 (Pr/24h)는 현저하게 낮은 결합 강도를 나타내었다. Thermocycling 이후 대조군 (Po/TC)과 pockmark를 형성한 군 (Pm/TC)의 전단 결합 강도가 가장 높았으며 둘 간 유의차를 보이지 않았다. ($p>0.05$) Primer만을 도포한 경우 (Pr/TC)는 결합 강도가 유의하게 감소하였으며 ($p<0.05$), pockmark와 primer를 함께 적용한 군 (PmPr/TC)에서도 결합 강도는 감소되었다. ($p<0.05$)

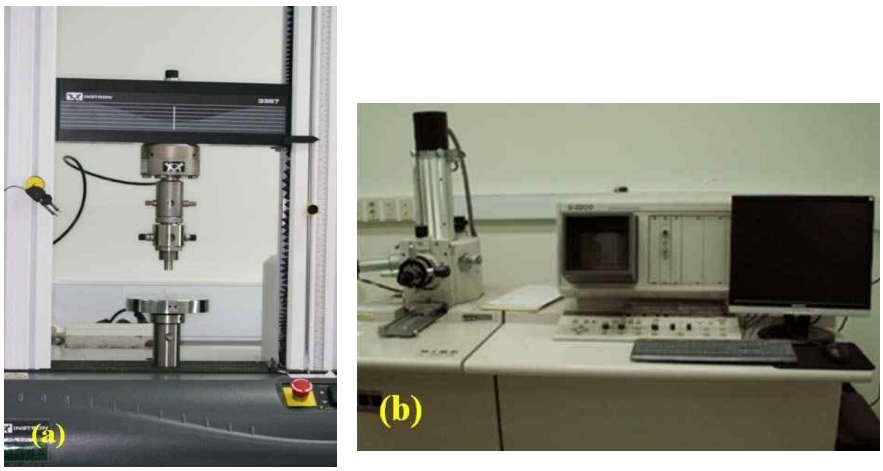

Fig. 3. Equipments for this study
(a) Universal testing machine (Instron 3367, INSTRON Co., U.S.A.)
(b) SEM (Scanning electron microscopy, S-2300, Hitachi, Co., Ltd., Japan)

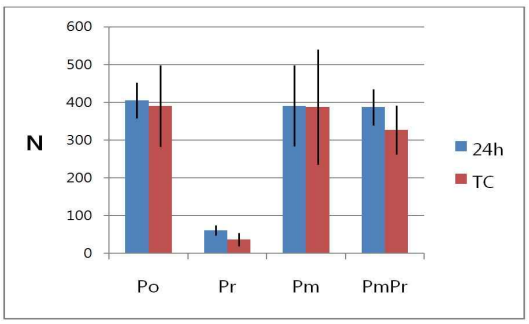

Fig. 4. Shear bond strength of porcelain/ Tescera™ to zirconia surface

전단 결합 강도 측정 후 지르코니아 시편 표면을 주사전자현미경으로 관찰한 결과는 Fig. 5.에 나타내었다. 파절 양상 관찰 결과 포세린을 적층한 대조군은 cohesive failure와 mixed failure가 함께 나타났으며 primer만을 도포한 경우는 대부분 adhesive failure mode를 보였다. pockmark를 형성한 군에서는 adhesive failure mode와 mixed failure mode가 비슷한 비율로 함께 나타났으며 cohesive failure mode는 나타나지 않았다.

Table V. The result of one-way ANOVA after 24 hours.

	Sum of squares	DF	Mean square	F value	Pr
Intra-group	835778.263	3	278592.754	68.468	.000
Inter-group	146482.823	36	4068.967		
Total	982261.085	39			

DF:Degrees of Freedom
F value: variance of the group means / mean of the within group
Pr: significant difference

Table Ⅵ. The result of one-way ANOVA after thermocycling.

	Sum of squares	DF	Mean square	F value	Pr
Intra-group	854410.820	3	284803.607	28.755	.000
Inter-group	356567.428	36	9904.651		
Total	1210978.248	39			

DF:Degrees of Freedom
F value: variance of the group means / mean of the within group
Pr: significant difference

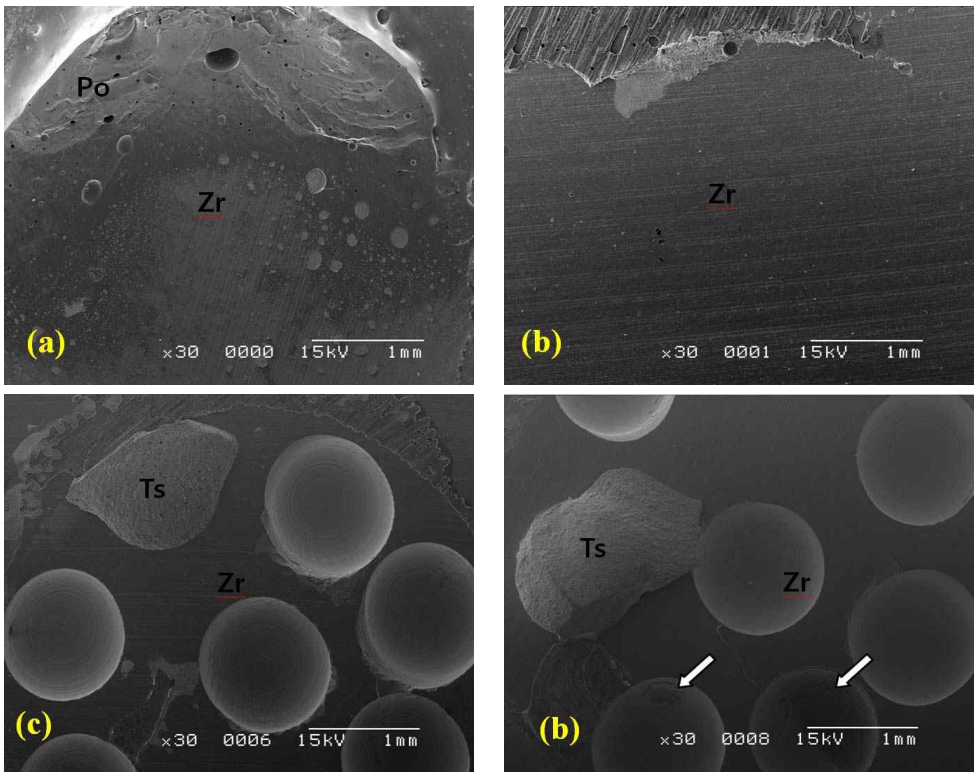

Fig 5. Typical SEM images of failure modes (original magnification 30).
Po : Porcelain, Zr : Zirconia, Ts : Tescera™
(a) Mixed failure mode on Po/TC group
(b) Adhesive failure mode on Pr/TC group : The whole Tescera™ veneer seperated from zirconia
(c)Mixed failure mode on In/TC group : Tescera™ veneer remained within pockmark.
(d)Mixed failure mode on PmPr/TC group : Some primer (white arrows) remained on zirconia

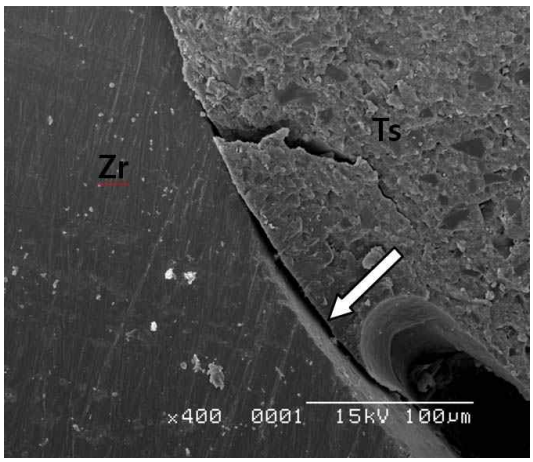

Fig. 6. SEM images of cohesive failure modes on Pm/TC group (original magnification 400):There was a gap (white arrow) between the remaining Tesecra™ veneer and zirconia.
Zr : Zirconia, Ts : Tescera™

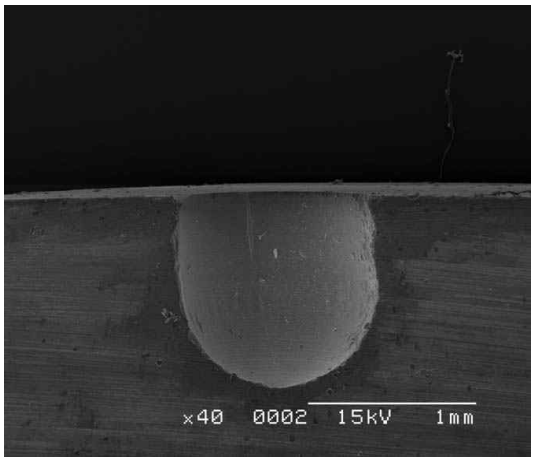

Fig. 7. SEM images of cross-sectional pock-marked zirconia specimen. Pockmark was prepared by a low speed carbide round bur (1.1mm diameter, RA010, Komet, USA) without undercut area. (original magnification 40).

총괄 및 고안

지르코니아는 심미수복을 위한 보철물의 하부 구조물로서 적절한 강도를 보이나, 임상적인 성공을 위해서는 전장재와의 결합 또한 중요하다고 할 수 있다.[8] 지르코니아와 포세린의 결합은 지르코니아 입자 속으로 포세린이 빈틈없이 들어가 interlocking 된 기계적인 결합을 보이며[15], 포세린 자체의 결합보다 강하여[26,27] 지르코니아-포세린 전장 보철물에서 나타나는 문제는 대부분 chipping이다[10]. 이는 지르코니아와 포세린 결합의 실패(delamination)가 아닌 포세린 자체의 cohesive failure[24]로서 chipping의 원인에 대해 많은 연구들이 있어 왔다. 지르코니아와 포세린의 열팽창 계수의 차이[25], 포세린의 미세 구조 결함, 다공성[27], 표면 결함 또는 framework에 의한 부적절한 지지[28], 과부하에 의한 피로[29], 저온열화 현상[30], 지르코니아의 낮은 열 전도성[31]과 같은 많은 이유들이 원인으로 제시 되었다. Swan[31] 등은 잔여 응력을 줄이는 것이 지르코니아에 붙어있는 포세린의 chipping을 줄이는 것의 기본이라고 제안하였고 지르코니아에 접착되는 포세린의 잘못된 높은 열팽창 계수, 비니어 포세린의 두께 그리고 냉각속도가 잔여 응력과 지르코니아의 chipping에 영향을 준다고 하였다. Chipping의 발생을 줄이기 위한 방법들로서 heat-press법[32], double veneering법[33]등이 소개되었으나 chipping의 문제를 완전히 해결하지는 못하고 있다.

지르코니아-포세린의 결합력에 필적하며, 포세린의 문제점인 취성과 완성 후 수리의 어려움을 보완할 수 있다면 포세린을 대체하는 지르코니아 보철물의 전장재로 임상에서 사용할 수 있을 것이다. 기존의 비귀금속 framework에 포세린 opaque과 불산에칭을 처리하여 압축강화형 복합레진인 TESCEA™을 전장할 경우 유효한 접착강도가 얻어진다는 것은 기존의 논문에서 확인되었으며[16] 현재 임상에서 유용하게 이용되고 있다.

아직 지르코니아와 레진간의 결합에 대한 확실한 접착 방법이 없는 가운데 본 연구는 지르코

니아의 표면에 기계적인 처리를 하여 압축 강화형 복합레진 전장과의 결합 강도에 미치는 영향에 대하여 알아보고자 하였다.

지금까지 지르코니아에 대한 레진 결합 연구는 각기 다른 방법, 재료 및 평가 항목으로 이루어졌다. 전단결합강도는 가장 흔하게 사용되는 방법이며, 그 신뢰성에 대해서는 기존의 연구[2),17),18)]에서 다루어졌다. air borne particle abrasion 표면 처리법은 고강도의 세라믹을 손상시킬 수 있으며,[19,20)] Rocatec이나 sandblasting은 지르코니아 표면을 일부 변화 시키나 재료 자체의 강도, 밀도, 입자 크기의 영향을 받아 다른 재료보다 제한된 수준의 요철만이 형성되어 안정적인 결합을 이루기 힘들다.[21)] 거의 모든 실험실 연구에서 고강도 세라믹의 장기적인 결합을 얻기 위해서는 기계적인 결합이 꼭 필요하다고 보고하였다.[13,17-22)] 표면에 기계적으로 요철을 부여하는 방법은 단면적을 증가시켜 압축 강화형 복합레진의 접착면적을 증가시키며, 대부분 지르코니아를 둘러싸는 형태로 보철물에 전장되므로 curing 시 일어나는 레진의 수축[12)]은 압축강화형 복합레진 전장재가 지르코니아 하부구조물에 더욱 강하게 유지되는데 도움을 줄 것이다.

본 연구에서 지르코니아에 pockmark를 형성해 준 경우 포세린을 적층하였을 때와 유사한 전단결합강도를 보였으며 이는 thermocycling 후에도 마찬가지였다. 또한 각 그룹은 thermocycling 전과 후에 유의한 차이를 보이지 않는 것으로 ($p>0.05$) 결합의 내구성이 확인되었다. Primer를 TESCERA™ 축성 전 도포한 경우 결합강도는 다른 실험 군에 비해 현저하게 낮았으며, thermocycling 후에 결합강도가 많이 감소하여 ($p<0.05$) 장기적으로 안정적인 결합을 보이지 못하였다. 이러한 결과는 본 연구에 사용된 primer에 대해 언급한 기존의 연구 결과들과 다른 것이었다.[23)] 이는 TESCERA™의 중합과정 중 heat cup 내의 물과 열에 의해 primer의 결합력이 감소되었음을 생각해 볼 수 있으며, 또한 기존의 연구들에 사용된 레진이 지르코니아 수복물의 치아접착을 위한 접착용 레진인 것에 비해 본 연구에 사용한 TESCERA™은 도재와 유사한 강도를 갖기 위해 개발된 수복용 레진으로 높은 filler 함량을 갖는 microhybrid composite을 주성분으로 하고 있기 때문인 것으로 생각되었다.

Pockmark와 primer를 함께 적용한 경우 (PmPr/24h) 예상과 달리 결합강도가 증가하지 않았으며 pockmark만을 형성한 경우와 비교했을 때 오히려 감소하였다. 이는 pockmark를 형성한 지르코니아 표면의 특성상 primer가 균일하게 도포되지 못하였거나 반대로 pockmark 내에 과량 저류되어 TESCERA™의 물성을 약화시키거나 지르코니아-TESCERA™간의 긴밀한 접착을 방해했기 때문인 것으로 생각해 볼 수 있다.

예비실험에서 primer를 도포하지 않은 polishing된 지르코니아 표면에 TESCERA™ 적층을 시도할 경우 전단결합강도를 측정할 수 없을 정도로 전혀 접착되지 않았으며, pockmark와 같은 직경으로 undercut을 함께 형성해 준 경우는 undercut 없이 pockmark만을 형성한 실험군들보다 평균 100N 이상 약화된 전단결합강도를 보였다. 이는 전단결합강도 측정 시 undercut 내의 TESCERA™가 분리될 수 없어 지르코니아에 묻힌 TESCERA™의 neck 부위에서 파절이 일어났기 때문으로 생각된다. 이는 지르코니아와 TESCERA™간의 전단결합강도가 아닌 TESCERA™ 자체의 전단결합강도인 것이다.

파절양상 관찰 결과 대조군은 전반적으로 cohesive failure mode와 mixed failue mode가 혼재되어 나타난 반면, 실험군은 대부분 adhesive failure mode를 보였다. Mixed failure mode가 나타난 시편에서 지르코니아 표면에 유지되고 있는 TESCERA™은 모두 pockmark내에 유지되고 있었으며 22 gauge needle tip으로 일정한 힘을 주었을 때 pockmark에서 쉽게 분리되었다.

전단결합강도 측정 후의 지르코니아 시편을 각 군별 두 개씩 주사전자현미경으로 관찰한 결과 thermocycling 후에도 primer의 일부가 지르코니아 시편 내에 유지되고 있음을 볼 수 있었다.

이는 수치상 큰 영향이 없을 지라도 지르코니아 표면에 대한 기존 primer의 접착가능성을 시사하고 있다.

임플란트 보철의 지르코니아 하부구조물은 기계적으로 요철을 부여했을 때 강도에 문제가 되지 않는 부피를 가질 수 있으므로, 임상에서 쉽게 사용 할 수 있는 carbide bur로 완전소결 전 pockmark를 형성하는 것은 압축강화형 복합레진인 TESCERA™의 지르코니아 전장이 장기적으로 안정적인 결합을 가지도록 하는데 성공적인 도움을 줄 수 있다. 기존 primer의 사용은 TESCERA™ 의 전장시 접착강도를 증가시키지 못하며, 기계적인 요철을 부여하는 것만으로도 임상적으로 유효한 결합강도를 가질 수 있으며 기공상의 편리성이 증가될 것으로 생각되었다.

지르코니아 보철물에 대한 수요 증가는 더욱 더 활발한 연구를 필요로 한다. 적절한 지르코니아 하부구조물 위에 본 연구의 결과에 따른 방법으로 압축강화형 복합레진을 전장한다면 포세린의 단점을 보완하고 유지, 수리가 쉬운 심미수복물을 만들 수 있을 것으로 생각된다. 지르코니아에 대한 압축강화형 복합레진 전장의 결합강도를 측정하기 위해서는 pockmark의 직경, 개수, 깊이 등의 변수를 여러 가지로 달리하여 시도하는 연구들이 향 후 추가적으로 필요할 것으로 판단되었다.

결 론

본 연구는 지르코니아 표면의 처리방법에 따른 압축강화형 복합레진 전장의 결합강도에 대해 알아보고자 하였고 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 지르코니아 하부구조물 표면에 완전소결 전 pockmark를 형성하여 요철을 부여하는 경우 압축강화형 복합레진(TESCERA™) 전장 시 도재 전장과 유사한 전단결합 강도를 발휘하였다. ($p>0.05$)
2. 동일 시편을 24시간 수중 보관했을 때에 비해 thermocycling 했을 때의 전단결합강도가 약간 감소하였으나 유의차는 보이지 않았다. ($p>0.05$)
3. 지르코니아 표면에의 Primer의 도포가 압축강화형 복합레진 (TESCERA™)과의 결합강도를 증가시키지는 못하였으며, 임상적으로 유효한 안정적인 결합을 유지하기 위해서는 기계적인 결합이 필요하다고 판단되었다.

참 고 문 헌

1. Shimizu K, Oka M, Kumar P, Kotoyra Y, Yamamuro T, Makinouchi K. Time-dependent changes in the mechanical properties of zirconia ceramic. J Biomed Mater Res 1993;27:729-734.
2. Blatz MB, Chiche G, Holst S, Sadan A. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. Quintessence Int. 2007;38(9):745-53.
3. Kakehashi Y, Luthy H, Naef R, Wohlwend A, Scharer P. A new all ceramic post and core system: clinical, technical, and in vitro results. Int J Periodontics Restorative Dent 1998;18:587-593.
4. Meyenberg KH, Luthy H,Scharer P. Zirconia posts: a new all ceramic concept for nonvital abutment teeth. J Esthet Dent 1995;7:73-80.
5. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. J Prosthet Dent 2003;90:325-331.
6. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. Int J Prosthodont. 2004;17: 285-290.
7. 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.
8. Saito A, Komine F, Blatz, M.B, Matsumura, H. A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. J Prosthet Dent

2010;104:247-257.
9. Coornaert J, Adriaens P, Boever J. Long-term clinical study of porcelain-fused-to gold restorations. J Prosthet Dent 1984;51:338-42.
10. Carl M. Pogoncheff, Renee E. Duff, Ann Arbor, Mich. Use of zirconia collar to prevent interproximal porcelain fracture: A clinical report J Prosthet Dent 2010;104:77-79.
11. Freilich MA, Karmaker AC, Burstone CJ, Goldberg AJ. Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite. J Prosthet Dent 1998;80:311-18.
12. TESCERA ATL. Information for use. BISCO
13. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. J Prosthet Dent 2003;89:479-488.
14. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. J Prosthet Dent 2003;89:268-74.
15. Kwon JE, Kim HS. Analysis on the bonding characteristics of interface between zirconia and veneered porcelain , Kyung Hee University, 2007
16. Choi HC, Lee SB. Shear bond strength of pressed reinforced composite resin(TESCERA™ATL) to porcelain opaque with various surface treatment, Kyung Hee University, 2006
17. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. J Prosthet Dent 2004;91:356-62.
18. Blatz MB, Sadan A, Arch GH Jr, Lang BR. In vitro evaluation of long-term bonding of Procera All Ceram alumina restorations with a modified resin luting agent. J Prosthet Dent 2003;89:381-7.
19. Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Van Thompson P, Rekow ED. Damage accumulation and fatiguelife of particle-abraded ceramics. Int J Prosthodont 2006;19:442-448.
20. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Van Thompson P. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2004;71:381-386.
21. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and durability. Dent Mater 1998;14:64-71.
22. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. J Proshtet Dent 2006;95:430-6.
23. Pascal Magnea, Maria P.G. Paranhosa,b, Luiz H. Burnett Jr bNew zirconia primer improves bond strength of resin-based cements. Dental materials 2010;26:345-352.
24. B. al-amleh, K. lyons, M. swain. J Oral Rehabilitation Clinical trials in zirconia: a systematic review. 2010;37:641-652.
25. Fischer J, Stawarzcyk B, Trottmann A, Hammerle CH. Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic /zirconia composites. Dent Mater. 2009;25:419-423.
26. Ashkanani HM, Raigrodski AJ, Flinn BD, Heindl H, Mancl LA. Flexural and shear strengths of ZrO2 and a high-noble alloy bonded to their corresponding porcelains. J Prosthet Dent. 2008;100:274-284.
27. Ohlmann B, Rammelsberg P, Schmitter M, Schwarz S, Gabbert O. All-ceramic inlay-retained fixed partial dentures: preliminary results from a clinical study. J Dent. 2008;36:692-696
28. Marchack BW, Futatsuki Y, Marchack CB, White SN. Customization of milled zirconia copings for all-ceramic crowns: a clinical report. J Prosthet Dent. 2008;99:169-173.
29. Coelho PG, Silva NR, Bonfante EA, Guess PC, Rekow ED, Thompson VP. Fatigue testing of two porcelain-zirconia all-ceramic crown systems. Dent Mater. 2009;25:1122-1127.
30. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD / CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copingsa new fabrication mode for all-ceramic restorations. Dent Mater. 2009;25:121-128.
31. Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. Acta Biomater. 2009;5:1668-1677.

32. 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.

33. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 3: double veneer technique. J Prosthodont. 2008;17: 9-13.

Shear Bond Strength of Composite Resin (TESCERA™ ATL) Veneering on Zirconia Surface with Various Surface Treatments

Soo-Jeong Park, Richard Leesungbok, Suk-Won Lee, Su-Jin Ahn, Ho-Nam Lim*

Department of Biomaterials & Prosthodontics, Graduate School of Dentistry, Kyung Hee University
*Department of Dental Materials, Graduate School of Dentistry, Kyung Hee University

The aim of this study was to evaluate shear bond strength of pressed reinforced composite resin (TESCERA™ATL) veneering to zirconia with various surface treatments. Forty sintered zirconia specimens and forty pockmarked zirconia specimens were fabricated. All the materials were categorized as Group 1 (Control : porcelain veneering on zirconia surface), Group 2 (TESCERA™ ATL dentine veneering after bonding agent application on zirconia surface), Group 3 (TESCERA™ ATL dentine veneering on pockmarked zirconia surface), Group 4 (TESCERA™ ATL dentine veneering after bonding agent application on pockmarked zirconia surface), Group 5 (Thermocycling on Group 1), Group 6 (Thermocycling on Group 2), Group 7 (Thermocycling on Group 3), and Group 8 (Thermocycling on Group 4). SBS(Shear bond strength) of 8 groups was determined with an Instron Universal Testing Machine. Also fractured surface of specimens were observed with a scanning electron microscope. There were no significant differences in the initial SBS between Group 1(control group), Group 3, and Group 4. ($p>0.05$) Group 2 presented the lowest SBS values. There was a no significant difference between just as 24hour water storage and simulated aging on pockmarked zirconia groups. ($p>0.05$) A formation of pockmarked irregularities on zirconia surface as mechanically pitted surface was reliable method for establishing a stronger bond between TESCERA™ ATL and zirconia-based material.

Key words: zirconia, surface treatment, pockmark, veneering materials, TESCERA™ATL, shear bond strength, implant prosthesis

Correspondence to : Richard Leesungbok,DMD,MSD,PhD
Professor & Chairman
Department of Biomaterials & Prosthodontics,
Kyung Hee University Dental Hospital at Gangdong
School of Dentistry, Kyung Hee University
Address: Sangil-Dong 149, Gangdong-Gu, Seoul 134-727, Korea.
Tel : 82-2-440-7500, 82-10-3237-2869
Fax : 82-2-440-7549
E-mail: sbykmw@yahoo.co.kr
Received: December 10, 2010, Last Revision: February 20, 2011, Accepted: March 25, 2011