

지르코니아-세라믹 크라운의 파절 하중 비교

연세대학교 대학원

치 의 학 과

박 민 수

지르코니아-세라믹 크라운의 파절 하중 비교

지도교수 김 선 재

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2011년 6월 일

연세대학교 대학원

치 의 학 과

박 민 수

박민수의 석사 학위논문을 인준함

심사위원_____인

심사위원_____인

심사위원_____인

연세대학교 대학원

2011년 6월 일

감사의 글

우선 이 모든 것을 계획하시고 이끄시어 무사히 마치게 하신 하나님께 감사드립니다.

부족한 저를 하나하나 세심하게 이끌어 주시고 연구자의 자세를 깨닫게 해주신 김선재 교수님께 감사의 말씀을 전합니다. 많은 가르침을 주시고 바쁘신 와중에도 심사를 해주신 심준성 교수님과 미처 고려하지 못했던 재료학적인 부분까지 조언을 아끼지 않으신 이용근 교수님께도 깊은 감사를 드립니다. 아울러 석사 과정 중 많은 관심과 가르침으로 성장할 수 있게 해주신 연세대학교 치과 보철학 교실 교수님들께도 감사드립니다. 그리고 연구와 실험의 진행에 진심 어린 도움을 주신 서울대학교 치과대학 재료학 교실 안진수 교수님께도 감사인사 드립니다.

매일 아침 아들들을 위한 기도로 하루를 시작하시는 어머니와 본인의 졸업작품 준비로 바쁜 와중에도 형의 논문 작성에 도움을 준 동생 창수와 이 기쁨을 함께 나누고 싶습니다. 많은 이해심과 사랑으로 지켜봐주고 함께 고민했던 사랑하는 아내 소연에게도 진심으로 고맙다는 말을 전하고 싶습니다.

그리고 하늘에서 아들을 흐뭇하게 지켜보고 계실 아버지께 이 논문을 바칩니다.

차 례

그림 및 표 차례	ii
국문 요약	iii
I. 서론	1
II. 재료 및 방법	4
1. 연구재료	4
가. 금속 주모형 제작	4
나. 코핑 제작	5
다. 전장 도재 제작과 실험군 설정	7
2. 연구방법	8
가. 시편의 합착	8
나. 시편의 보관과 열순환	9
다. 파절 하중 측정	9
라. 통계 분석	10
III. 결과	11
1. 파절 하중 측정 결과	11
2. 시편의 파절 양상 관찰	13
IV. 고찰	14
V. 결론	21
참고문헌	22
영문요약	26

그림 차례

FIGURE 1. SCHEMATIC DIAGRAM OF MASTER MODEL	4
FIGURE 2. COPING DESIGN DETAILS	6
FIGURE 3. UNIVERSAL TESTING MACHINE	10
FIGURE 4. BAR GRAPH INDICATING MEAN VALUE OF FRACTURE LOAD OF VENEER PORCELAIN	12
FIGURE 5. AN EXAMPLE PHOTO OF FRACTURED ASPECT OF (A) EP GROUP, (B) ZP GROUP, (C) VM GROUP	13
FIGURE 6. CRACKED EP GROUP SPECIMENS DURING PROCESSING	16

표 차례

TABLE 1. PROPERTIES OF CORE MATERIALS AS PROVIDED BY THE MANUFACTURERS	6
TABLE 2. PROPERTIES OF VENEERING MATERIALS AS PROVIDED BY THE MANUFACTURERS	8
TABLE 3. MEAN VALUE (N) AND STANDARD DEVIATION	11
TABLE 4. SUMMARY OF ONE WAY ANOVA ANALYSIS OF FRACTURE LOAD OF VENEER PORCELAIN	12

지르코니아-세라믹 크라운의 파절 하중 비교

지르코니아 수복물 제작시 코어와 전장 도재의 열팽창계수가 차이가 있어야 한다는 생각이 널리 알려져 왔다. 최근 열팽창계수가 없을 때 오히려 미세인장 강도가 높았다는 보고가 있어 물리적 성질이 우수하지만 열팽창계수 차이가 적기 때문에 사용되지 못하였던 lithium disilicate glass ceramic의 전장도재로써의 임상 적용 가능성을 알아보고자 하였다.

기저부가 직경 8mm 높이 10mm의 원기둥이고 총 수렴각이 10도인 5mm 높이의 지대주를 가진 황동 주모형을 30개 제작하였다. 제작된 금속 주모형 위에 두께 0.7mm, 내면간격 40 μ m을 부여하여, CAD/CAM 시스템으로 절삭한 IPS e.max ZirCAD 코어 20개와 T-3로 만든 코어 10개를 제작하였다. 제작된 IPS e.max ZirCAD 코어 위에 IPS e.max Press (EP), IPS e.max ZirPress (ZP)를, T-3 코어 위에 VM9(VM)으로 각 10개씩 비니어링 하고 그 두께를 모두 1.0mm 로 하였다. 각 코어의 내면을 50 μ m alumina particle로 air-abrasion 하고 레진 시멘트 (Duo-link)로 접착하였다. 접착된 모든 시편을 항온기에 넣어 37℃의 증류수에서 24시간 보관한 후, 열순환기에서 5℃와 55℃에서 유지시간 30초 변환시간 6초로 10,000회 열순환을 시행하였다. 열순환을 마친 시편을 universal testing machine(Instron,USA) 을 이용하여 cross head speed 0.5mm/min로 주모형 장축의 평행방향으로 힘을 가하여 파절 하중을 측정하였다. delamination이나 chipping이 일어나는 순간까지 힘을 가하여 그 수치를 기록하였다. 수집된 자료는 신뢰구간 95% 수준으로 one-way ANOVA test 를 시행하였고, Scheffe test로 사후 검정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. EP 군, ZP 군, VM 군의 평균 파절 하중은 각각 1650.12 N, 1183.55N, 2621.21 N 이었고 표준 편차는 각각 566.05 N, 152.88 N, 481.96 N이었다.
2. EP군은 시편제작 과정 중 시편에 균열이 생기는 경우가 많았고 파절 하중 수치의 편차가 심했다.
3. EP 군은 일부 시편에서 VM 군에 필적하는 높은 파절 하중을 보이기도 했으나, 제작 과정 중 실패가 많았고 일부에서 낮은 파절 하중을 보여주어 코어와 전장 도재 사이의 결합에 대한 추가 연구가 필요할 것으로 생각된다.

I. 서론

뛰어난 물리적 성질, 심미성, 체적 안정성, 생체친화성 등의 장점 때문에 최근 10 년 동안 지르코니아의 임상적 이용이 많이 늘어나고 있다¹ 초기에 전치부 싱글 크라운에 한정되었던 적응증이 구치부 고정성 보철물 (FPD)에 이르기까지 확대되고, 기존의 금속 도재 보철물은 물론 여러 기존의 전부 도재 보철물까지 점차 대체하고 있는 실정이다.²

지르코니아는 고유의 특성 때문에 흔히 computer aided design and computer aided manufacturing (CAD/CAM)을 이용하여 코어를 제작한다. 자동적으로 지대치의 형태를 스캔하여 지르코니아를 밀링하게 되는데, 이로 인해 향상된 물성과 정밀한 변연 적합도를 신뢰성 있고 효율적으로 얻을 수 있다.^{3, 4} CAD/CAM 기술로 인해 시간과 노력을 덜 수 있음과 동시에 기공오차를 줄임으로써 수작업에 의한 제작 및 가공과정에서 발생하는 부적절한 영향이 획기적으로 감소되고⁵ 비용절감의 효과도 있다.⁶

완성된 코어 위에 도재를 올려서 보철물을 완성하기 위해서는 크게 3 가지 방법이 이용된다. 코어 위에 전장 도재를 직접 올리는 축성법, CAD/CAM 으로 제작된 veneering cap 을 코어 위에 올려 소결하는 방법, 열-가압하는 방법 등이 그것이다.⁷ 그 중 열-가압법은 지르코니아 코어 위에 직접 해부학적 형태로 납원형 조각하고 매몰, 소환 후 ceramic ingot 을 가압하여 완성한다. 이 방법은 여러 단계의 소성과정을 생략함으로써 소요시간이 짧고 단순하며 기포를 감소시켜 구조적 완전성과 내구성을 향상시키고 굴곡 강도를 증가시킨다.^{8, 9} 이로 인해 성공률이 95.2%에 이른다는 보고도 있다.¹⁰ 최근에는 동일한 지르코니아 코어에 직접 축성한 경우보다 열-가압 했을 때 코어와 전장 도재 사이의 결합력이 더 높다는 연구도 있다.¹¹

그러나 이러한 제작과정의 개선 및 발전에도 불구하고 여전히 지르코니아 수복에서 합병증들이 보고 되고 있는데 전장 도재의 chipping, 코어의 파절, 유지력의 상실 등이다.¹² 이 중에서 가장 흔하게 발생하는 합병증은 전장 도재의 delamination 혹은 chipping 인데^{13, 14} 싱글 크라운과 고정성 보철물 모두에서 발생하며 주로 cohesive failure 의 형태로 나타낸다. Sailer 등은 지르코니아 수복 3 년 후 13%, 5 년 후 15.2%에서 chipping 이 발생한다고 보고했고^{14, 15} 최근에 이루어진 연구에서도 3 년 후 9.5%, 5 년 후 36%로 보고되는 것으로 보아 여전히 쉽게 해결되지 않고 있음을 알 수 있다.^{16, 17}

그 원인으로는 전장 도재의 낮은 강도, 지르코니아 코어와 전장 도재 간 부적절한 열팽창계수 차이, 적절하지 못한 코어 디자인, 전장 도재의 부족한 젖음성 등을 들 수 있다.¹⁸ chipping 이 발생한 부위가 작은 경우 해당 부위를 활택하거나 composite resin 으로 수정할 수 있지만 광범위한 경우에는 보철물의 재제작을 의미하는 것이므로 중대한 문제이다.¹²

Chipping 이나 delamination 은 적절한 framework design, 전장 도재의 두께 조절, cooling rate 의 조절 등을 통해서도 최소화 할 수 있다고 알려져 있는데¹⁹, 보다 물리적 성질이 우수한 전장 도재를 사용하여 파절을 방지할 수도 있을 것이다.²⁰ 통상적으로 지르코니아 수복물에 사용되는 전장 도재의 굴곡 강도는 100 MPa 정도인데,²¹ 열-가압법으로 코어 제작에 이용되는 lithium disilicate glass ceramic 은 약 400 MPa 정도로 강해 기존의 전장 도재를 이용하는 것보다 chipping 에 대한 저항성이 더 높을 것으로 여겨진다.²²

코어와 전장 도재 사이의 열팽창계수 차이가 소성 후의 delamination 혹은 chipping 의 발생에 중요한 역할을 하는데¹⁹ 이는 지르코니아 코어와 전장 도재 사이의 결합력이 지르코니아 수복 보철물에서 가장 취약한 부분 중의 하나이기 때문이다.²² 지금까지의 지르코니아 수복물은 제작 과정에서 전장 도재의 열팽창계수를 지르코니아 코어의 열팽창계수보다 약간 낮게 하여 두

재료를 결합시킨다. 이 때 두 재료 사이에 잔류 응력이 만들어 지게 되는데 이 응력은 압축력으로 작용하여 코어와 전장 도재 사이에 강한 결합을 이루게 하고 이는 적당한 열팽창계수 차이가 있을 때 가능하다고 알려져 있다.²³ 그런데 lithium disilicate glass ceramic 의 열팽창계수는 코어재료와 열팽창계수 차이가 거의 없어 오히려 delamination 과 같은 문제가 유발될 것이 우려되어 사용되지 못하였다.¹⁸

최근 Aboushelib 등은 지르코니아와 전장 도재 사이의 열팽창계수 차이가 거의 없는 경우가 전장도재의 열팽창계수가 코어의 그것보다 낮은 경우보다 더 높은 미세 인장 결합 강도를 보인다고 하였다. 이는 지르코니아 코어와 전장 도재 사이의 열팽창 계수 차이가 크면 두 재료 사이의 압축력이 오히려 계면에서 초기 응력으로 작용하여 chipping 의 가능성을 높이기 때문이므로 가능하면 최소화해야 할 것을 주장했다.²¹ 이 결과에 주목하여, 열팽창계수 차이가 크지 않은 경우에서 지르코니아 코핑과 전장 도재 간 더 높은 결합력을 보인다면 높은 굴곡 강도를 가진 lithium disilicate glass ceramic 의 사용으로 chipping 을 획기적으로 줄일 수 있을 것이라 생각하였다.

본 연구의 목적은 높은 굴곡 강도를 지니는 lithium disilicate glass ceramic 을 IPS e.max[®] ZirCAD 로 제작한 코핑 위에 열-가압법으로 veneering 하고 동일한 규격, 동일한 방법으로 IPS e.max[®] ZirCAD 전용 ceramic ingot 인 IPS e.max[®] ZirPress 로 veneering 한 경우와 일반적인 PFM 크라운으로 제작한 경우와의 파절 하중 비교를 해보고자 한다. 이를 통해 전장 도재로서의 lithium disilicate glass ceramic 의 임상적 적용 가능성을 알아보하고자 한다.

II. 재료 및 방법

1. 연구 재료

가. 금속 주모형 제작

기저부는 직경 8mm, 높이 10mm 의 원기둥 형태이고, 지대주는 5mm 높이와 총 수렴각 10 도를 가진 brass model 를 기계절삭을 통해 제작하였다.

변연 형태에 따른 내면 오차의 영향을 최소화하기 위하여 0.7mm 너비의 chamfer 로 변연을 설정하였고, 기계적 응력의 집중을 피하기 위하여 상부의 모서리를 둥글게 하였다.

이와 같은 동일한 형태로 총 30 개의 모델을 준비하였다. (Fig.1)

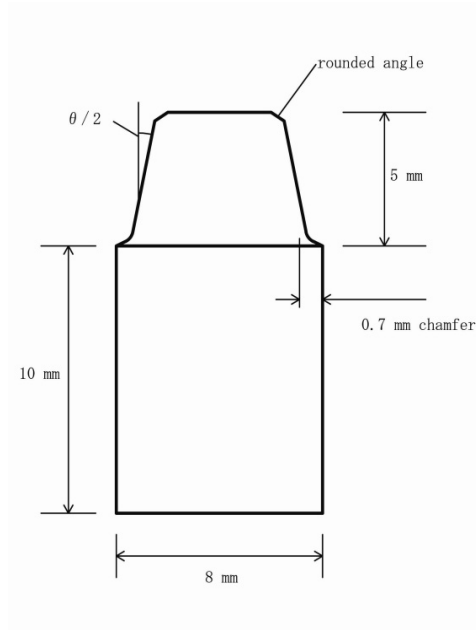


Fig.1 schematic diagram of master model

나. 코핑 제작

제작된 주 모형을 스캐너 (InEos Blue[®], Sirona, Bensheim, Germany)로 스캔하여 지르코니아 코어를 제작하였다. 전체 두께를 0.7mm 로 하되 협측 교두부위만 1.5mm 가 되게 하고 내면 cement space 는 변연 마진에서 15 μ m 떨어진 지점에서부터 모두 40 μ m 로 설정했다. (Fig.2)

zirconium oxide block 인 IPS e.max[®] ZirCAD (MO 0, Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein)를 밀링기계 (InLab MCXL[®], Sirona. Bensheim, Germany)로 절삭하고, 용이한 실험을 위해 코핑이 brass model 의 기저부에서 자연스럽게 이어지는 출현윤곽을 이룰 수 있도록 변연부위를 조정하였다. 그 후 전용 퍼니스 기계 (InFire HTC[®], Sirona)에서 소결하여 총 20 개의 코어를 제작하였다.

동일한 형태의 금속 코어를 제작하기 위하여 brass model 을 중간 점주도 실리콘 인상재 (Aquasil Ultra LV&XLV[®], Dentsply Caulk, Midfold, DE, USA)로 제조사의 지시대로 5 분 동안 중합하여 인상채득하고 작업모델을 제작하였다. 경화가 완료된 작업모델에 die spacer 로 내면 cement space 를 40 μ m 으로 부여하고 통상적인 방법으로 코어 (T-3, Ticonium, NY, USA)를 제작하였다. 고점주도 실리콘 인상재(Aquasil soft putty[®], Dentsply Caulk, Midfold, DE, USA)를 제조사의 지시대로 혼합하여, brass 모델에 이미 제작된 지르코니아 코어를 seating 한 상태에서 위에서부터 적용하여 중합시킨 후 납원형 조각시 index 로 사용함으로써 동일한 형태의 코어를 얻을 수 있도록 하였다. 이런 과정을 반복하여 총 10 개의 금속 코어를 제작하였다.(Table 1)

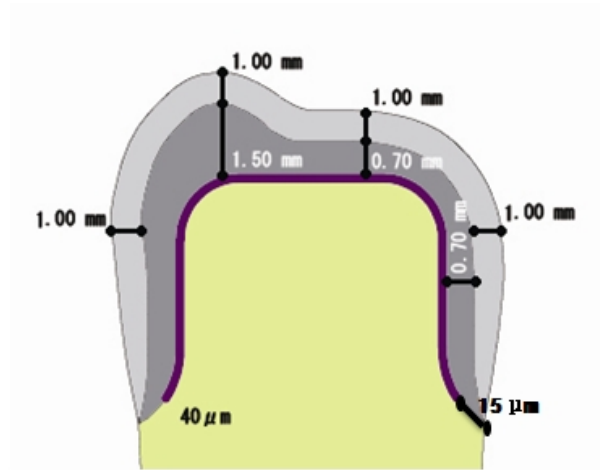


Fig.2 coping design details

Table 1. Properties of core materials as provided by the manufacturers

	Coping material (Manufacturer)	CTE ($10^{-6}/K$)	Flexural Strength (MPa)
EP	IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, n=10)	10.8	900
ZP	IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, n=10)	10.8	900
VM	T-3 (Ticonium, n=10)	14.4	784

다. 전장 도재 제작과 실험군 설정

코어로 사용된 IPS e.max ZirCAD 는 Yttrium-stabilized zirconium oxide block 으로 열팽창계수는 약 10.8 이고 굴곡 강도는 900 MPa 이다. IPS e.max Press 는 주성분이 lithium disilicate 인 glass ceramic ingot 으로서 열팽창계수는 약 10.2 굴곡 강도는 400 MPa 이고, IPS e.max ZirPress 는 IPS e.max ZirCAD 전용 ceramic ingot 으로 fluorapatite 가 주성분이며 9.8 의 열팽창계수와 110 MPa 의 굴곡 강도를 지닌다. PFM 크라운의 전장 도재로 사용된 VM9 은 열팽창계수 약 8.8-9.2, 굴곡 강도 96 MPa 의 수치를 보인다. (Table 2)

제작된 코어에 균일하게 1.0 mm 의 전장 도재를 veneering 하였다 10 개의 IPS e.max[®] ZirCAD 에 IPS e.max[®] Press(LT A2, Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein)로 veneering 하여 EP 군, 10 개의 IPS e.max[®] ZirCAD 에 IPS e.max[®] ZirPress(LT A2, Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein)로 veneering 하여 ZP 군이라 하고, 마지막으로 T-3 에 Vita VM9(VITA, AZ, USA)으로 하고 VM 군이라 한다.

Veneering 에 앞서 EP 군과 ZP 군은 IPS e.max ZirPress 전용 liner 인 IPS e.max[®] Ceram ZirLiner (Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein)를 적용한 후 소성하고 그 위에 전장 도재를 열-가압하였다.

EP 군과 ZP 군은 전용 press parameter 인 Programat EP 5000[®] (Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein)을 사용하여 제조사의 지시대로 pressing 하였고 VM 군도 제조사의 지시에 따라 veneering 하였다.

Table 2. Properties of veneering materials as provided by the manufacturers

Material	Manufacturer	CTE ($10^{-6}/K$)	Flexural Strength(MPa)
IPS e.max Press	Ivoclar Vivadent	10.2	400
IPS e.max ZirPress	Ivoclar Vivadent	9.8	110
VM9	Vita Zahnfabrik	8.8-9.2	96
IPS e.max Ceram Zirliner	Ivoclar Vivadent	9.8	90

2. 연구 방법

가. 시편의 합착

각 시편의 내면은 air abrasion (RondoFlex, Kavo)을 시행하였다. 50 μ m aluminum oxide 를 이용하였고 2 bar 의 압력으로 접촉부 표면의 수직방향으로부터 10mm 거리에서 15 초간 이루어졌다. 수세하고 건조한 후 composite luting cement 인 Duolink (Bisco, IL, USA)를 제조사 지시대로 혼합하여 시편에 적용하였다. 상온에서 합착하고 여분의 시멘트를 브러시로 제거한 후 10kg 의 힘을 지속적으로 가하면서 헐면, 설면, 근심면, 원심면의 각 면에서 40 초씩 광중합 한 후 7 분간 그 상태를 유지시켜 중합이 이루어지게 했다.

나. 시편의 보관과 열순환

접착된 모든 시편은 레진 시멘트의 수화와 그에 따른 체적변화의 영향을 제거하기 위해 37℃ 증류수에서 24 시간 동안 보관하였다. 그 후에 열팽창계수 차이에 따른 코핑과 전장 도재 사이 계면의 결합에 영향을 주고 구강 내와 유사한 환경을 재현하기 위하여 열순환기 (KD-TCS 30, Kwang-duk F.A., Korea)로 5℃와 55℃에서 유지시간 30 초 변환시간 6 초로 10,000 회 열순환을 시행하였다.

다. 파절 하중 측정

열순환까지 마친 시편을 universal testing machine (4465 Instron, USA)을 이용하여 crosshead speed 0.5mm/min 로 파절 하중을 측정하였다. 동일한 부위에 힘이 가해질 수 있도록 시편의 교합면 정중앙에 마킹을 한 후 그 지점에 device 가 위치될 수 있도록 하였다. delamination 이나 crack 이 일어나는 순간까지 힘을 가하여 그 수치를 기록하고 파괴양상을 분석하였다. (Fig.3)

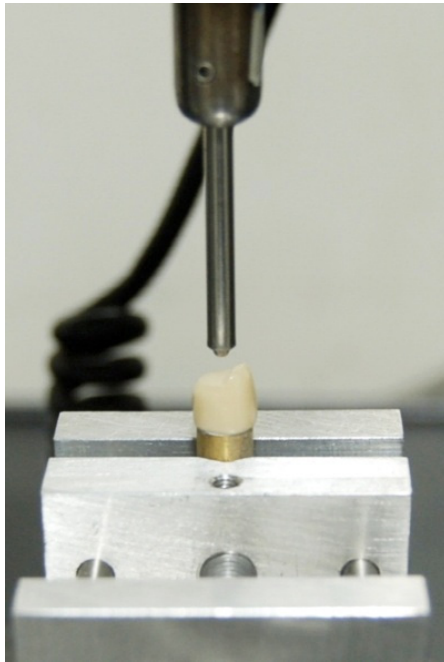


Fig.3 Universal Testing Machine

라. 통계 분석

기록된 수치들은 PASW/WIN ver 18.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA)를 사용하여 분석하였다. 실험군 간 차이를 평가하기 위해 신뢰구간 95% 수준으로 one-way ANOVA test 를 시행하였고, Scheffe test 로 사후 검정하였다.

.

Ⅲ. 결과

실험을 위한 시편 제작 과정 중에 IPS e.max[®] Press로 veneering 한 EP 군의 시편제작이 쉽지 않았다. 10년 이상의 경력의 기공사가 제조사의 지시대로 제작했음에도 열-가압과정 중 혹은 열-가압 후 상온으로 냉각 중에 수복물 전체적으로 균열이 발생하였다.

17개의 제작 시도 중 7개가 실패한 후 10개의 시편을 준비할 수 있었다.

1. 파절 하중 측정 결과

실험 결과 IPS e.max[®] ZirCAD 에 IPS e.max[®] Press 로 veneering 한 EP 군의 평균 파절 하중은 1650.12 N, 동일한 코어에 IPS e.max[®] ZirPress 로 veneering 한 ZP 군은 1183.55 N 이었고, 금속 코어에 Vita VM9 으로 한 VM 군은 2621.21 N 이었다. (Table 3, Fig. 4)

Table 3. Mean value (N) and standard deviation

	N	Mean	SD
EP	10	1650.12 ^a	566.05
ZP	10	1183.55 ^a	152.88
VM	10	2621.21 ^b	481.96

Different superscript letters indicate group that are statistically different, $P < .05$

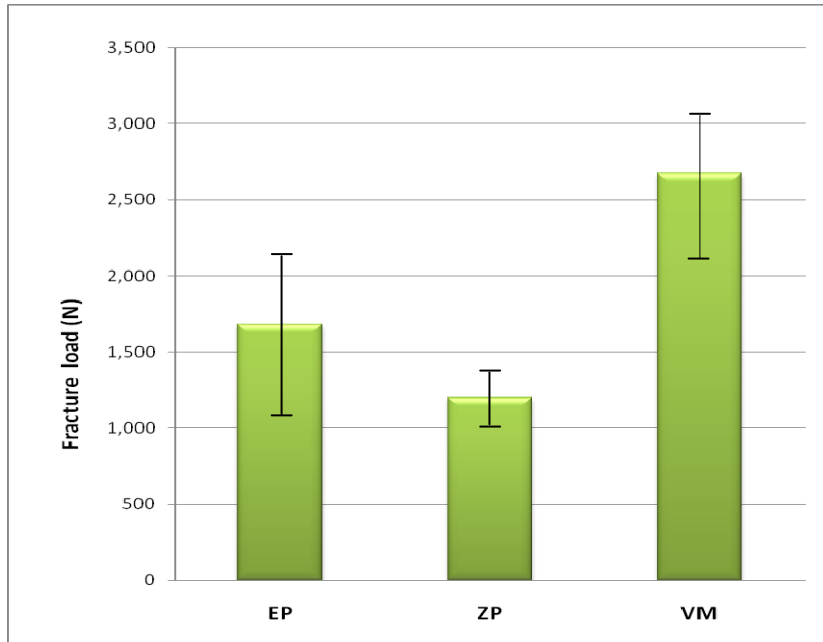


Fig.4 Bar graph indicating mean value of fracture load of veneer porcelain

One-way ANOVA test 에서 EP 군은 ZP 군보다는 평균값이 높으나 유의성있는 차이는 아니었고 표준편차가 큰 양상을 보였다. VM 군은 다른 군들 보다 유의성 있는 큰 수치를 보였다. (Table 4)

Scheffe 검정에서도 동일한 결과를 보였다.

Table 4. Summary of one way ANOVA analysis of fracture load of veneer porcelain (P<0.05)

	Sum of squares	df	Mean Square	F	P
집단-간	112021.434	2	56010.717	28.013	.000
집단-내	53985.658	27	1999.469		
합계	166007.092	29			

2. 시편의 파절 양상 관찰

EP 군과 ZP 군의 경우에는 대부분 cohesive failure 와 adhesive failure 가 혼재된 mixed failure의 양상을 보였다. 그런데 EP 군 시편 중 일부에서는 전장 도재가 큰 면적으로 떨어져 나가 지르코니아 코어가 많이 노출되어 adhesive failure에 가까운 파절면 양상을 보였다. (Fig. 5-a,b) VM 군에서는 표면에서 crack 만 일어난 경우, cohesive failure 인 경우, mixed failure 인 경우가 다양하게 나타났다. (Fig. 5-c)

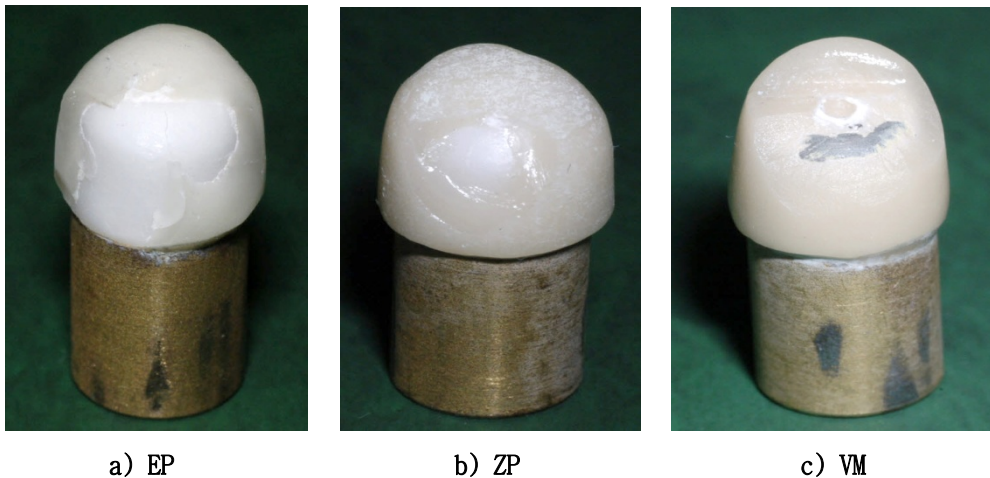


Fig.5. An example photo of fractured aspect of (a) EP group, (b) ZP group, (c) VM group

IV. 고 찰

여러 임상 연구를 통해 지르코니아 수복물은 5년 동안 97.8% 이상의 성공률을 보이고 있으나, chipping은 작게는 9.5%에서 많게는 36%로 높은 발생률을 보이고 있다.¹⁴⁻¹⁷ Zeynep 등은 지르코니아 수복물에서의 chipping은 전장 도재의 부적절한 물성에서 기인한다고 하였다.²⁴ 따라서 지르코니아 코어 위에 물리적 성질이 뛰어난 전장 도재가 존재하게 된다면 지르코니아 수복물의 chipping을 줄일 수 있다고 생각할 수 있다.

전장 과정에서 전장 도재에 발생하는 압축력은 전장 도재를 강화시키고 파절 강도를 증진시키는데, 이는 지르코니아 코어와 전장 도재 간 열팽창 계수 차이가 존재할 때 가능하다고 알려져 있으며,²⁵ Guess 등은 열팽창 계수 차이가 0.75-1.70의 범위에 있을 때 코어와 전장 도재 사이에 안정적인 결합이 이루어 진다고 하였다.²⁶ 최근에 Aboushelib 등은 코어와 전장 도재 간 열팽창 계수 차이가 없는 경우가 계면에서의 예비 응력을 방지할 수 있어 오히려 미세 인장 결합강도가 더 높았다고 보고하였다.²⁷ IPS e.max Press는 lithium disilicate 도재로 재료 자체의 물리적 성질은 우수하지만 지르코니아와 열팽창 계수 차이가 거의 없어 지르코니아의 전장 도재로는 사용을 하지 않고 있었다. 보고된 대로 열팽창 계수 차이가 없는 경우에 지르코니아와 전장 도재 간 결합강도가 문제가 되지 않는다면 보다 파절 강도가 높은 IPS e.max Press를 지르코니아의 전장 도재로 사용한다면 chipping의 발생빈도를 감소시킬 수 있을 것이라 여겨진다.

VM 군은 전통적인 방법으로 제작된 금속-도재관 군으로 3가지 실험군 중, 가장 높은 파절 하중을 나타냈는데 두 번째로 파절 하중 수치가 높았던 EP 군의 경우보다 40%이상 높은 수치를 보여주었다. 금속-도재관은 투광성 결여로 변연부 치은이 어둡게 보이는 등의 문제 때문에 심미성이 매우

요구되는 부위에서 사용이 제한되기도 하지만 높은 강도가 요구되는 부위에서는 아직도 가장 많이 이용되고 있는 수복재료 중 하나이다.¹² 경제적인 관점에서 지르코니아 수복물에 비해 비용이 저렴한 장점도 있다.

IPS e.max ZirPress로 veneering 한 ZP군은 평균 파절 하중 값이 가장 낮은 수치를 보였지만 나머지 두 군과 비교 시 표준 편차가 적은 일정한 수치를 보여주었다. 이는 임상에서 예측 가능한 적용 및 치료가 가능함을 의미한다. 약 1183N 의 평균 파절 하중을 보여주고 있는데, 여러 연구를 통해 알려진 구치부 최대 저작력이 150N에서 878N 임을 고려했을 때 충분한 강도를 지녔다고 할 수 있다.^{28, 29} 현재 지르코니아 코어 상부에 사용되는 전장 도재로서 전치부 싱글 크라운 뿐만 아니라 구치부 고정성 보철물에 이르기까지 광범위하게 이용되고 있다.^{30, 31}

IPS e.max Press로 veneering한 EP군은 평균 파절 하중으로는 두 번째로 높은 값을 보였으나, 약 566N의 큰 표준편차를 보였다. 일부 시편들에서는 VM군과 필적할 만한 높은 파절 하중을 보여주었지만 일부 시편들은 1100N 정도의 하중에서 파절되어 일관된 방향성을 보여주지 못하였다. 시편의 파절면이 다른 두 군과 비교하여 adhesive failure의 양상이 두드러졌던 것으로 보아 지르코니아 코어과 전장 도재 사이의 불완전한 결합 때문인 것으로 생각된다.

또 코어 설계에서부터 IPS e.max Ceram Zirliner 적용한 것을 제외하고는 제조사의 지시에 따라 제작했으나, IPS e.max Press를 사용한 시편은 열-가압 후 냉각되는 과정 중에 균열이 발생하여 실패를 한 경우가 많았다. 총 17개 중 7개가 실패하여 10개의 시편을 얻을 수 있었다. (Fig.6) Aboushelib 등은 이장재 적용시 기포와 구조적 결합의 개재 가능성을 제기했고,³² Swain 은 냉각시 열수축 차이에 의해 각 구성요소 간 계면 응력과 같은 인자들이 복합적으로 작용한다 하였다.¹⁹ 그리고 도재는 제조와 수복물 준비과정에서 다양한 크기의 결함이 자연 발생적으로 생성되는데,³³ 이런 표준화되지 않은

요인들이 고온에서 냉각되는 과정에서 다른 요인들과 함께 작용하여 제작 중인 시편의 실패를 야기하고 완성된 시편의 코어와 전장 도재 사이의 결합에 영향을 미친 것으로 보인다.

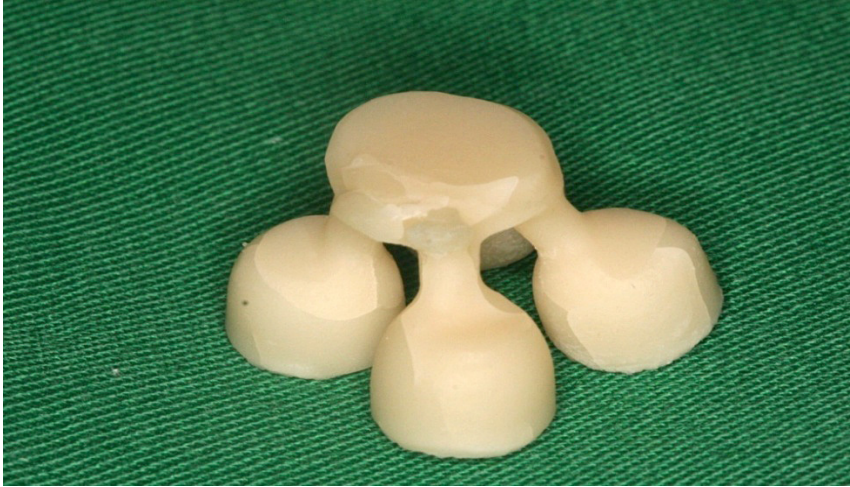


Fig. 6 Cracked EP group specimens during processing

EP군의 제작과정 중의 실패와 파절 하중 실험결과는 지르코니아 코어와 전장 도재 사이의 결합이 불완전함을 나타내고 있다. 그 이유에 대해 추측해 보면 다음과 같다.

첫째, 이장재에 의한 결합실패 가능성이다. 이장재는 원래 코어의 불투명한 색을 가리고 코어과 전장 도재 간 균일한 결합을 증진시키기 위해 사용한다. 그런데 Aboushelib는 이장재가 두 물질 사이에 개재되는 것이 지르코니아와 전장 도재의 결합에 좋지 않은 영향을 미치며 특히 열-가압법을 사용할 때 더 유해하다고 하였다.²² EP군과 ZP군에 사용된 IPS e.max ZirLiner도 제조사의 설명에 따르면 웨이드와 형광성 부여 및 결합의 향상을 위해 사용된다고 하는데, 유해한 작용을 최소화하면서 효과를 증진시키기 위해 IPS e.max Zirpress에 맞게 최적화가 되어있지 않을까 생각한다. 즉 지르코니아 코어와 IPS e.max Zirpress 간 열팽창 계수 차이에 적절한 열팽창 계수를 갖도록

제작되었기 때문에 IPS e.max Press와의 결합에 도움이 되지 않거나 오히려 결합에 방해가 될 수도 있었을 것이다.

둘째, cooling rate 차이에 의한 crack 가능성이다. IPS e.max Press 의 경우엔 100-500 ° C 에서의 열팽창계수가 10.5로 100-400 ° C에서의 10.2와 차이가 크다. 같은 조건에서 0.1의 차이가 나는 IPS e.max ZirPress, 차이가 나지 않는 IPS e.max ZirCAD와는 다른 열적 특성을 가진다고 할 수 있다. 이는 열전도성과도 관련이 되는데 온도가 올라감에 따라 급격하게 온도가 올라가고 냉각 시에도 빠른 속도로 내려감을 뜻한다. 열전도율의 문제로만 설명할 수는 없지만, 열-가압 과정 후 냉각 시 내부와 외부 물질 사이의 냉각속도의 차이에 의해 계면에서 잔류 응력이 발생하게 되고 이것이 균열을 유발했을 수도 있다.¹⁹

셋째, 열팽창계수 차이가 적기 때문일 가능성이다. IPS e.max ZirCAD 와 IPS e.max ZirPress 는 열팽창 계수가 각각 10.8과 9.8로 약 9% 정도의 차이가 나지만, IPS e.max Press 는 100-400 ° C 에서는 10.2, 100-500 ° C 에서는 10.5로 그 차이가 다른 전장 도체에 비해 적다. Aboushelib 등은 코어와 전장 도재 간 열팽창계수 차이가 가능한 한 최소가 되어야 한다고 했는데 해당 연구에서는 시편을 우선 디스크 형태로 제작하여 실험을 하였다.²⁰ 디스크 형태는 소성 후 냉각 시 내부와 외부가 균일하게 냉각되는 양상을 띠게 된다.¹⁹ 반면 본 실험에서는 치관의 형태로 시편이 제작되었으므로 디스크 형태의 시편보다는 열팽창 계수의 영향을 더 받을 것이라고 추측해 볼 수 있다.³⁴ 따라서 이전 연구들에서와 같이 지르코니아 코어와 전장 도재 사이의 열팽창계수 차이에 의한 압축력이 두 물질 사이의 결합에 중요한 역할을 하는 것일 수도 있다. EP 군이 ZP 군이나 VM 군에 비해 Adhesive failure 양상이 두드러졌던 것도 코어와 전장 도재 사이 결합이 낮다는 것을 보여준다.

최근 Beuer 등은 IPS e.max ZirCAD 위에 IPS e.max CAD로 제작한 전장 도재를 특수 결합 도재를 이용하여 소결을 통해 결합시킨 경우, IPS e.max

Ceram과 IPS e.max ZirPress로 전장 한 것보다 파절 하중이 크다고 보고한 바 있다.⁷ 코어와 전장 도재 사이에 특수한 결합 도재가 개재되어 두 물질의 결합을 이루게 하기 때문에 본 연구 결과와 직접적으로 관련 지어 비교하기는 어렵다. 하지만 lithium disilicate로 이루어진 veneering cap의 변형이나 파괴를 방지하기 위하여, IPS e.max ZirCAD (CTE=10.8)와 IPS e.max CAD (CTE=10.2) 사이에 적용되는 결합 도재의 열팽창계수(CTE=9.5)와 소성 온도를 고려한 듯하다.⁷

파절 하중은 실험 방법과 조건에 따라 630 N에서 2000 N 에 이르기까지 다양한 수치를 보이고 있다.³⁵⁻³⁷ 파절 하중 값은 지지 모형의 탄성계수, 표면 거칠기, 시멘트의 특성, 지대치 형태, 하중이 가해지는 위치 및 방향 등의 다양한 변수에 의해 영향을 받게 된다.³⁸⁻⁴⁰ 따라서 대부분의 파절 하중에 대한 연구 결과는 상대적인 수치에 더 의미를 두고 있다.

본 연구에서 시편을 지지하는 모형으로 황동 모델을 사용하였다 자연치는 낮은 파절 강도를 가지고 있어 황동 모델과 응력분포 양상이 동일하지 않다.³⁸ 그럼에도 불구하고 이를 사용한 것은 지대주 부위의 수렴각과 피니시 라인 등의 변수를 정확히 조절 제어하고, 파절 하중 측정 시 강한 하중으로 인한 모델의 파절을 방지하기 위함이었다. 그러나 황동모델이 자연치의 상아질 탄성계수($E=18.3 \text{ Gpa}$)보다 높은 탄성계수($E=72.5 \text{ Gpa}$)를 가지고 있었기에 상대적으로 더 높은 파절 하중 값에 영향을 미쳤을 것이다.³⁸

시편들은 복합레진 시멘트인 Duolink로 접착하였다. 전부 도재관에 레진 시멘트로 접착할 경우 ZPC와 GIC를 사용했을 때보다 유지력이 높고 파절 강도가 증가한다⁴¹. 실험을 통해 증명되었을 뿐, 정확한 기전은 알려져 있지 않지만 레진 시멘트의 강한 물리적 성질이 파절 저항을 높이고, 본딩 레진이 내부 표면으로부터 균열을 방지하는데 일조하기 때문인 듯 하다.⁴² 하지만 시편을 모델에 접착하는 것은 치아에 접착 했을 때와 표면 상태가 다르기 때문에 이 차이가 실험 결과에 영향을 주었을 것이라 생각한다.

모델의 교합면 부위를 평평하게 하고 그 위에 코어와 전장 도재를 균일한 두께로 올린 후 하중이 가해지게 하였다. 이는 실험에서 시편에 하중을 가할 때 마다 동일한 부위에 하중을 가함으로써 반복적인 재현성과 정확성을 이루고, 각기 다른 코어와 전장 도재의 조합에 따른 비교를 용이하게 하고자 한 것이다.⁴³ 이전 연구에서 교합면을 단순히 함으로써 적은 표준편차를 보였다는 결과를 보여주기도 하였다⁴⁴. 물론 해부학적 구조를 가진 자연치에서와는 응력 분산과 파절 유형이 다를 수 있고, 측방력이 고려되어 있지 않은 순수 수직력에 의한 결과라는 한계를 가지고 있다.⁴³

또 파절은 연성 파절과 취성 파절로 나누어 생각해볼 수 있다. 연성 파절은 재료가 충분히 소성 변형을 일으켜 외부 형상이 변화된 후에 일어나는 파절로 균열 전파 속도가 늦어 재료를 파절시키는데 상당한 에너지가 필요하다. 반면에 취성 파절은 탄성 한계 이상의 힘을 가하면 시편의 형상에 거의 변형을 일으키지 않고, 빠른 속도로 균열이 전파되어 인장응력이 작용하는 방향에 수직 방향으로 파절이 일어난다.⁴⁵ 금속 도재관이 전부 도재관과 비교하여 코어와 전장 도재 모두 물리적 성질이 상대적으로 떨어짐에도 높은 파절 하중을 보이는 것은 금속 코어가 취성이 더 낮기 때문에 연성 파절 과정을 통해 더 큰 하중에 저항했던 것으로 생각된다.

결국 우수한 물리적 성질로 인해 전장 도재의 파절을 방지할 수 있을 것이라고 기대되었던 IPS e.max Press의 적용은 불완전한 결합에 의한 문제가 발생하여 추가적인 연구가 필요할 것 같다. Swain 등은 열-가압 후에 천천히 냉각시켜 냉각속도 차이에 따른 응력 발생을 최소화할 것을 제안하고 있으며,¹⁹ 전용 이장재나 전용 결합 도재와 같이 코어와 전장 도재 사이의 열팽창계수 차이를 고려한 물질을 개발하거나 두 물질간 냉각속도를 조절하는 프로토콜을 개발하는 것이 방법이 될 수 있을 것 같다. 이런 노력들이 효과가 있다면 PFM과 유사한 강도를 지니면서 여타 전부 도재관 수복물과 같이 심미적 시스템이 될 수 있을 것이다.

시편의 수가 군당 10개로 많지 않았기 때문에 좀 더 신뢰할 만한 데이터를 얻어 정확한 분석 통해 일반화 하기는 어렵다. 이장재를 적용하지 않은 군을 추가하거나 유사한 열팽창 계수를 가지는 다른 전장 도재로 열-가압한 군을 더하는 등 조금 더 실험군을 세분화하고 시편 수를 늘려 실험에 임한다면 여러 변수에 따른 더 정확한 연구가 가능할 것 같다. 연구의 목적에 따라 시편의 형태가 설계되었고 실험 과정상 임상 상황을 정확히 재현할 수 없는 한계도 있었다. 따라서 chewing simulator 등의 장비를 이용하여 반복적인 운동에 따른 파절 저항 및 양상과 같은 여러 상황에서의 비교가 이루어진다면 더욱 의미가 있는 연구가 될 수 있을 것 같다.

V. 결론

본 연구에서는 강한 굴곡 강도를 지니고 있지만 열팽창계수가 지르코니아의 그것과 차이가 크지 않아 임상적으로 사용되지 않던 lithium disilicate 도재를 지르코니아 코어에 전장 도재로 적용하는 가능성을 실험하였다.

IPS e.max ZirCAD 로 제작한 코핑 위에 lithium disilicate 인 IPS e.max Press(EP)와 fluoroapatite 장석도재인 IPS e.max ZirPress(ZP)를 열-가압법으로 전장하고 동일한 규격으로 일반적인 금속-도재관(VM)을 각 군당 10 개씩 제작하였다. 레진시멘트를 이용하여 합착 후 24 시간 동안 증류수에서 보관하고 열순환 10,000 회를 시행하였다. 만능시험기를 이용하여 시편의 장축 방향으로 하중을 가하여 도재의 파절이 발생하는 파절하중을 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. EP 군, ZP 군, VM 군의 평균 파절 하중은 각각 1650.12 N, 1183.55 N, 2621.21N 이었고 표준 편차는 각각 566.05 N, 152.88 N, 481.96 N이었다
2. EP 군은 시편제작 과정 중 시편에 균열이 생기는 경우가 많았고 파절 하중 수치의 편차가 심했다.
3. EP 군은 일부 시편에서 VM 군에 필적하는 높은 파절 하중을 보이기도 했으나, 제작 과정 중 실패가 많았고 일부에서 낮은 파절 하중을 보여주어 코어와 전장 도재 사이의 결합에 대한 추가 연구가 필요할 것으로 생각된다.

참고문헌

1. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004;20(5):449-56.
2. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001;14(3):231-8.
3. Kokubo Y, Tsumita M, Sakurai S, Torizuka K, Vult von Steyern P, Fukushima S. The effect of core framework designs on the fracture loads of all-ceramic fixed partial dentures on posterior implants. *J Oral Rehabil* 2007;34(7):503-7.
4. Kunii J, Hotta Y, Tamaki Y, Ozawa A, Kobayashi Y, Fujishima A, et al. Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks. *Dent Mater J* 2007;26(6):820-6.
5. Vlaar ST, van der Zel JM. Accuracy of dental digitizers. *Int Dent J* 2006;56(5):301-9.
6. Poss S. CAD/CAM restorations: aesthetic all-ceramics, predictable fit. *Dent Today* 2007;26(2):86, 88.
7. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2009;25(1):121-8.
8. Gorman CM, McDevitt WE, Hill RG. Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials. *Dent Mater* 2000;16(6):389-95.
9. 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(1):9-13.
10. Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen JA. Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs). *Clin Oral Investig* 2009;13(4):445-51.

11. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *J Prosthodont* 2008;17(5):401-8.
12. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater* 2011;27(1):83-96.
13. Della Bona A, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 2008;139 Suppl:8S-13S.
14. Sailer I, Feher A, Filser F, Luthy H, Gauckler LJ, Scharer P, et al. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int* 2006;37(9):685-93.
15. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007;20(4):383-8.
16. Edelhoff D, Florian B, Florian W, Johnen C. HIP zirconia fixed partial dentures--clinical results after 3 years of clinical service. *Quintessence Int* 2008;39(6):459-71.
17. Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *Int J Prosthodont* 2008;21(3):223-7.
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(3):242-51.
19. Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater* 2009;5(5):1668-77.
20. 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(9):857-63.
21. Fischer J, Stawarczyk B, Hammerle CH. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *J Dent* 2008;36(5):316-21.
22. Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res* 2000;53(4):297-303.

23. Anusavice KJ, DeHoff PH, Hojjatie B, Gray A. Influence of tempering and contraction mismatch on crack development in ceramic surfaces. *J Dent Res* 1989;68(7):1182-7.
24. Ozkurt Z, Kazazoglu E, Unal A. In vitro evaluation of shear bond strength of veneering ceramics to zirconia. *Dent Mater J* 2010;29(2):138-46.
25. Bagby M, Marshall SJ, Marshall GW, Jr. Metal ceramic compatibility: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 1990;63(1):21-5.
26. Guess PC, Kulis A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater* 2008;24(11):1556-67.
27. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2005;21(10):984-91.
28. Deng Y, Lawn BR, Lloyd IK. Characterization of damage modes in dental ceramic bilayer structures. *J Biomed Mater Res* 2002;63(2):137-45.
29. Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent* 2004;32(6):451-7.
30. Probst L. Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1992;5(5):409-14.
31. Rinke S, Margraf G, Jahn L, Huls A. [The quality appraisal of copy-milled complete-ceramic crown structures (Celay/In-Ceram)]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1994;104(12):1495-9.
32. Aboushelib MN, de Kler M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Effect of veneering method on the fracture and bond strength of bilayered zirconia restorations. *Int J Prosthodont* 2008;21(3):237-40.
33. Guazzato M, Walton TR, Franklin W, Davis G, Bohl C, Klineberg I. Influence of thickness and cooling rate on development of spontaneous cracks in porcelain/zirconia structures. *Aust Dent J* 2010;55(3):306-10.
34. McLean JW. Dr. John W. McLean discusses the pros and cons of today's ceramic materials and new directions. *Quintessence Dent Technol* 1983;7(7):443-7.

35. Attia A, Kern M. Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods. *J Prosthet Dent* 2004;91(3):247-52.
36. 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):468-75.
37. Miller A, Long J, Miller B, Cole J. Comparison of the fracture strengths of ceramometal crowns versus several all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1992;68(1):38-41.
38. Scherrer SS, de Rijk WG. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont* 1993;6(5):462-7.
39. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent* 1998;80(3):280-301.
40. Campbell SD. A comparative strength study of metal ceramic and all-ceramic esthetic materials: modulus of rupture. *J Prosthet Dent* 1989;62(4):476-9.
41. Burke FJ. The effect of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin-bonded all-ceramic crowns. *Quintessence Int* 1995;26(4):293-300.
42. Rosenstiel SF, Gupta PK, Van der Sluys RA, Zimmerman MH. Strength of a dental glass-ceramic after surface coating. *Dent Mater* 1993;9(4):274-9.
43. Tsalouchou E, Cattell MJ, Knowles JC, Pittayachawan P, McDonald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater* 2008;24(3):308-18.
44. Vult von Steyern P, Ebbesson S, Holmgren J, Haag P, Nilner K. Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. *J Oral Rehabil* 2006;33(9):682-9.
45. Liu YH, Feng HL, Bao YW, Qiu Y. [Analysis of the fracture processes in all-ceramic crowns by finite element analysis]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 2008;43(9):561-3.

Abstract

A comparison of fracture load of zirconia-ceramic crown

Park, Min-Su

Dept. of Dentistry

The Graduate School

Yonsei University

Objectives. The purpose of this study was to evaluate in vitro the fracture strength of lithium disilicate glass ceramic on zirconia core as veneering material

Methods. The base of brass die for the specimen fabrication was 8 mm in diameter, 10 mm in height and 5 mm in abutment length. Thirty dies were fabricated with a total convergence angle of 10 degree and were milled by milling machine. Twenty zirconium cores were made using IPS e.max ZirCAD and CAD/CAM technology. Ten metal cores were made identical by using T-3. A sample of thirty cores were produced and divided into three groups. In the first group (EP) IPS e.max ZirCAD core received veneering with IPS e.max Press. In the second group (ZP) IPS e.max ZirPress was pressed over IPS e.max ZirCAD, and for the third group (VM) VM9 was veneered on T-3. All crowns were cemented onto their dies and then thermocycled at 5°C and 55°C for 10,000 cycles after being stored for 24 hours in distilled water at 37°C. Fracture load of specimens were measured in a universal testing machine. Static load applied with a cross head speed 0.5 mm/min parallel to axis. Data were analyzed with 1-way ANOVA followed by Scheffe test ($\alpha=.05$)

Results. Mean fracture loads was 1650.12 N (EP), 1183.55 N (ZP), 2621.21 N (VM), and the standard deviation were 566.05 N (EP), 152.88 N (ZP), 481.96 N

(VM),respectively. In the EP group, the standard deviation is higher than other groups and some of specimens were cracked during cooling after the pressing procedure.

Conclusions. Lithium disilicate glass ceramic was revealed to have high mean fracture load. However, the high rate of technical problems should be reduced by further studies.

Keyword : veneering material, coefficient thermal expansion, heat-pressing ,fracture load