

## 열 순환이 세라믹 코어 - 도재 비니어의 전단결합강도에 미치는 영향

김정미, 배지명, 오승한

원광대학교 치과대학 치과생체재료학교실 및 생체재료·매식연구소

The effect of thermocycling on the shear-bond strength of ceramic core - porcelain veneer

Jeong-Mi Kim, Ji-Myung Bae, Seunghan Oh

Department of Dental Biomaterials and Institute of Biomaterials·Implant, College of Dentistry, Wonkwang University, Iksan, Jeonbuk 570-749, Korea

(Received: Jun 10, 2013; Revised: Jun 25, 2013; Accepted: Jun 25, 2013)

### ABSTRACT

This study is to evaluate the effect of thermocycling on the shear-bond strength between ceramic core and veneering ceramic. Three kinds of ceramic system (ICE Zircon, IPS e.max, and Lava Zirconia) were used to prepare ceramic core-porcelain veneer system and NiCrMo bonding alloy(Dentarium, Germany) were used to make metal ceramic system(MCS) as a control. 10 specimens per each experimental group were fabricated according to the Schmitz-schulmeyer system. Prepared samples were put into the thermocycling system(KD-TCS30, Kwangduk P.A, Korea). The samples were circulated between 5°C and 55°C bath with the interval of 30 seconds. The times of circulation in this research are 20,000 and 50,000, respectively. The results of shear-bond strength showed that there was a significant difference between thermocycled groups and non-thermocycled groups( $P < 0.05$ ). In group of non-thermocycled groups, the values of MCS and ICE Zircon were significantly higher than those of IPS e.max and Lava Zirconia. However, on the condition of thermocycled groups, Lava only showed significant reduction of bond strength with proportional to the circulation time( $P < 0.05$ ) and other groups did not show any significant difference between conditions( $P > 0.05$ ). In terms of failure mode of specimens, all experimental groups showed combined failure mode including adhesive and cohesive failure. Therefore, among three zirconia core materials, ICE Zircon indicated excellent shear-bond strength after 50000 thermocycling process and is expected to be one of more suitable combinatory system compared to MCS system.

### KEY WORDS :

## 서 론

치과용 장식세라믹은 구강 내에서 약 1세기 이상을 대표적인 심미 수복재료로서 사용되고 있다. 초기에는 전부세라믹 형태로 사용되었으나 구강 내에서 기능력에 저항하지 못하고 파절이 쉽게 되어, 파절강도를 높이기 위한 수단으로 금속 하부구조물을 제작하여 세라믹의 내부식성과 심미성을 살리면서 금속의 높은 인장강도와 적

합성의 특징을 이용하는 금속-세라믹 수복물의 형태로 사용되어 왔다. 그러나 금속 하부구조물은 빛의 투과성을 제한하고 금속 이온의 유출에 따른 치은 변색 등의 비심미성과 비귀금속에 대한 알려지 반응 등의 문제로 최근에는 금속 하부구조물이 없는 전부세라믹관의 사용이 보편화되고 있다(Rosenblum와 Schulman, 1997).

현재 사용 중인 대표적인 전부세라믹 수복물은 열 가압 성형 방법을 이용하는 유리-세라믹의 전부세라믹, 슬립성형의 알루미늄 강화 전부세라믹, CAD/CAM의 지르코니아 전부세라믹 수복물 등이 있다(Komine 등, 2004).

\* 교신저자 : 원광대학교 치과대학 치과생체재료학교실, 오승한  
Tel : 063-850-6982, Fax : 063-857-6982, E-mail : shoh@wku.ac.kr

1990년대 초반, tetragonal zirconia polycrystal에 의하여 부분적으로 안정화된 yttrium oxide(Y-TZP)가 치과영역에 전부세라믹관 수복을 위한 코어 재료로 소개되었고 CAD/CAM 기술을 통하여 임상에 적용되었다. 전위 강화 기전(transformation toughening) 때문에, 지르코니아는 다른 전부세라믹관 시스템에 비하여 최고의 물성을 나타내게 되었다(Tan 등, 2004; Raigrodski, 2004; Guazzato 등, 2004). 이런 기계적 특성 때문에, 지르코니아는 높은 교합 응력을 견디기에 충분하기 때문에(Raigrodski, 2004; Tinschert 등, 2007) 4유닛 이상의 전부세라믹관에 사용될 수 있다(Sundh와 Sjogren, 2004).

임상적 연구에 따르면, 지르코니아 세라믹은 코어 재료로서 높은 안정성을 나타내며 지르코니아 구조의 파절은 아직까지는 보고되지 않았다(Sailer 등, 2007; Feher 등, 2006; Raigrodski 등, 2006). veneer세라믹의 갈라짐이나 작게 조각나는 파절은 지르코니아를 이용한 세라믹 수복물의 가장 큰 실패 요인으로 알려져 있다. 지르코니아를 이용한 세라믹 수복물에서 파절의 발생률은 금속-세라믹 수복물에 비하여 매우 높게 나타난다(Sailer 등, 2007). 그러므로 코어와 veneer사이의 결합이나 veneer재료 자체의 결합은 수복에 기초한 지르코니아의 약점 중 하나이고 장기 성공률에 중요한 역할을 한다(Guazzato 등, 2004).

금속과 세라믹사이의 결합 기전은 미세 기계적 결합, 열팽창계수 차이, 반데르발스 결합 그리고 주로 금속의 산화물과 세라믹 사이의 이온의 상호 확산이라고 알려져 있다(Anusavice, 2003). 금속에 대한 레진이나 세라믹의 결합 강도는 5-7 MPa 범위라고 보고되어있다(Ozcan와 Nidermeier, 2002). 그리고 파절 응력이 25 MPa보다 클 경우 금속과 세라믹사이에서 충분한 결합이 형성되었다고

본다(Craig와 Powers, 2002; ISO 9693, 1999).

그러나 지르코니아에 대한 veneering세라믹의 결합 기전은 현재 불명확하다. veneering세라믹에 대한 지르코니아 코어의 젖음성에 대한 조사에 따르면, 미세기계적 상호관계는 거의 없을 뿐만 아니라 전부세라믹 코어와 veneer재료 사이의 결합 강도 값에 대한 사용 가능한 정보가 거의 없고, 치과에서 사용되는 전부세라믹관 재료의 코어/veneer 부착에 대한 정보를 얻는 정확한 실험 방법도 존재하지 않는다.

또한 많은 지르코니아 코어-veneer의 결합 강도에 영향을 미칠 수 있는 요인으로는 기계적 유지에 영향을 주는 코어의 표면 마무리, 열팽창계수의 부조화에 의한 잔여 응력, 코어-veneer결합면의 구조적 결합이 있다(Isgro 등, 2003).

Veneer/core 이중 수복물의 성공을 위해서는 기계적인 완전성과 세라믹 하부구조와 veneering세라믹의 접착이 중요한 요소로 판명되었다. 따라서 초기 결합강도와 열순환 후 안정성은 임상에서 지르코니아 전부세라믹시스템의 작용과 지속적인 열 충격에 대한 유용한 정보를 제공할 것이다.

따라서 본 연구는 3종의 전부세라믹을 기존의 금속세라믹과 비교하여 지속적인 열 순환이 이들의 전단결합 강도에 미치는 영향을 평가하고자 한다.

## 재료 및 방법

### 1. 연구 재료

전부세라믹 실험군으로 ICE Zircon(Zirkonzahn®, Italy),

Table 1. Materials used in this study

System	Code	Composition	Company	Core temperature (° C)	Veneering ceramic	Veneering temperature (° C)	CTE
Metal-Ceramic	MCS	Ni 61%,Cr 26%, Mo11%, Si, Fe, Co, Ce	DENTAURUM	1350	D.sign		14.0 X 10 <sup>-6</sup> /k <sup>-1</sup>
	D.sign	SiO <sub>2</sub> , Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , other oxides	Ivoclar			870	12.6 X 10 <sup>-6</sup> /k <sup>-1</sup>
ICE Zircon	ICE	Zirconia (ZrO <sub>2</sub> /Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> /Glass)	Zirkonzahn®	1500	e,max ceram		9.6 X 10 <sup>-6</sup> /k <sup>-1</sup>
IPS e,max ceram		SiO <sub>2</sub> , Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , other oxides	Ivoclar			750	9.5 X 10 <sup>-6</sup> /k <sup>-1</sup>
Lava zirconia	Lava	Zirconia (ZrO <sub>2</sub> )	3M	1500	e,max ceram		10.0 X 10 <sup>-6</sup> /k <sup>-1</sup>
IPS e,max ceram		SiO <sub>2</sub> , Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , other oxides	Ivoclar			750	9.5 X 10 <sup>-6</sup> /k <sup>-1</sup>
IPS e,max Press	e,max	Lithium disilicate (Li <sub>2</sub> Si <sub>2</sub> O <sub>5</sub> )	Ivoclar	925	e,max ceram		10.5 X 10 <sup>-6</sup> /k <sup>-1</sup>
IPS e,max ceram		SiO <sub>2</sub> , Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , other oxides	Ivoclar			750	69.5 X 10 <sup>-6</sup> /k <sup>-1</sup>

IPS e.max(Ivoclar, Leichtenstein), Lava Zircoina(3M, U.S.A.)을 사용하였으며, 대조군으로는 Ni-Cr계의 금속-세라믹용 비귀금속 합금(Dentaurum, Germany)을 사용하였다. veneering세라믹으로 금속세라믹 관에는 D.sign을 사용하였고, 전부세라믹관은 e.max ceram을 사용하였다 (Table 1).

## 2. 연구 방법

### 1) 주 모형 제작

본 실험에 사용된 주 모형 코어의 시편은 Schmitz-chulmeyer의 방식에 따라 길이 5.0 mm, 넓이 5.4 mm, 높이는 13.0 mm로 제작하였으며 각 군당 10개의 시편을 제작하였다(Petra 등, 2008) (Figure 1).

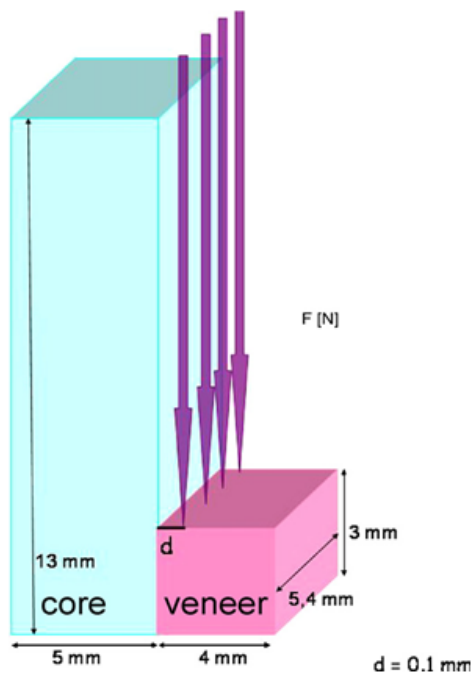


Figure 1. Schematic diagram of Schmitz Schulmeyer method. Arrow indicate the direction load application during shear bond testing.

### 2) 금속 세라믹 블록 제작과정

대조군은 Ni-Cr계의 금속(Remanium®, DENTAURUM, Germany)을 사용한 metal-ceramic(MCS)이다. Type I inlay wax(GC, Japan)로 길이 5.0 mm, 넓이 5.4 mm, 높이는 13.0 mm의 코어를 인산염계 무탄소 매물재인 Univest Plus(Metalor, Switzerland) 150 g에 전용 액 36 ml의 비율로 60초간 진공 혼합 후 매물하고 1 시간 후에 소환을 시행하였다. 매물체를 소환로에 넣고 실온부터 시작하여 분당 5°C씩 온도를 높여 250°C에서 30분간 계

류시키고, 다시 분당 5°C씩 온도를 높여 850°C에서 30분간 계류시켰다. 소환된 링을 전기저항가열 주조기인 Super Cascom(KDF, Japan)으로 주조하였다. 서냉한 후 매물체를 제거하였다. 완성된 코어에 D-sign(Ivoclar, Lichtenstein) A2 opaque를 0.3 mm 도포하였다. A2 색상의 상아질을 길이 4.0 mm, 넓이 5.4 mm, 높이는 3.0 mm(Figure 1)에 맞추어 870°C 에서 소성하였다. 상아질 세라믹이 수축한 만큼의 양을 다시 축성하여 870°C에서 소성한 후 830°C에서 glazing 하였다.

### 3) ICE 올 세라믹 블록 제작과정

ZrO<sub>2</sub> 성분의 green stage의 ICE Zircon 블록을 절삭하여 제조사의 지시에 따라 소성 소결로 에서 20°C에서 1500°C까지 3시간 동안 온도를 상승시킨 후 1500°C에서 2시간 동안 온도를 유지하여 코어를 제작 하였다. 완성된 코어에 zir-liner(Ivoclar, Lichtenstein)를 도포한 후 960°C에서 소성한 후 e.max ceram(Ivoclar, Lichtenstein) A2 색상의 상아질을 길이 4.0 mm, 넓이 5.4 mm, 높이는 3.0 mm(Figure 1)에 맞추어 750°C 에서 소성하였다. 상아질 세라믹이 수축한 만큼의 양을 다시 축성하여 750°C에서 소성한 후 725°C에서 glazing하였다.

### 4) Lava Zirconia System을 이용한 올 세라믹 블록 제작과정

Lava system은 ZrO<sub>2</sub> 성분의 green stage의 세라믹 블록을 절삭하여, 1500°C에서 8시간 소성하였다. 완성된 코어에 zir-liner(Ivoclar, Lichtenstein)를 도포한 후 960°C에서 소성한 후 e.max ceram(Ivoclar, Lichtenstein) A2 색상의 상아질을 길이 4.0 mm, 넓이 5.4 mm, 높이는 3.0 mm(Figure 1)에 맞추어 750°C에서 소성하였다. 상아질 세라믹이 수축한 만큼의 양을 다시 축성하여 750°C에서 소성한 후 725°C에서 glazing 하였다.

### 5) IPS e.max system을 이용한 올 세라믹 블록 제작과정

IPS e.max system은 lost wax process를 이용한 것으로 길이 5.0 mm, 넓이 5.4 mm, 높이는 13.0 mm가 되도록 조각을 한 후 매물링 기저부에 위치시켰다. 매물체(PressVEST Speed, Ivoclar/Lichtenstein)를 사용하였는데, 전용 액, 증류수, 매물체 분말의 혼합비율을 32 ml : 22 ml : 200 g 이 되도록 양을 계측하여 60초간 진공 혼합하여 매물하였다. 45분 후에 850°C에서 1시간 급 소환하고, 5분

동안 계류시킨 후 lithium disilicate 성분의 MO1 주괴를 Press furnace(IPS e,max Press EP5000 press furnace, Ivoclar/Lichtenstein)의 layering법을 위한 프로그램을 선택하여, 700°C까지 예열한 후 소환로 중앙에 납형을 위치시키고 주괴와 alox plunger를 매물체에 넣고 925°C에서 15분간 가압하였다. 가압 후 매물체를 소환로에서 꺼내 서냉한 후 50 μm의 glass bead(Shofu Co., Japan)을 이용하여 펜블라스터로 매물체를 제거하였다. 완성된 세라믹 코핑을 1%의 염산용액 (Invex liquid, Ivoclar/Lichtenstein)에 10분간 담가 여분의 매물체를 제거한 후 코핑의 두께가 0.5 mm가 되도록 조정하였다. 완성된 코어에 e,max ceram(Ivoclar, Lichtenstein) A2 색상의 상아질을 길이 4.0 mm, 넓이 5.4 mm, 높이는 3.0 mm (Figure 1)에 맞추어 750°C 에서 소성하였다. 상아질 세라믹이 수축한 만큼의 양을 다시 축성하여 750°C에서 소성한 후 725°C에서 glazing 하였다.

6) 열 순환 처리

Thermocycling system(KD-TCS30, Gwangdeok P.A., Korea)을 이용하여 각각 5°C와 55°C의 온도로 1회당 30초씩 교대로 20,000회와 50,000회의 열 순환을 시행하였다.

7) 전단결합강도 측정

열 순환이 끝난 시편을 교정용 레진으로 포매 하여 만능시험기(Z020, Zwick, Ulm, Germany)를 사용하여 5 mm/min의 crosshead speed로 전단결합강도를 측정하였다(Figure 2).

8) 파절양상 평가

주사전자현미경(JSM 6360, JEOL, Tokyo, Japan)을 이용하여 15배율에서 파절양상을 관찰하였다.

9) 통계분석

SPSS Ver. 12.0(SPSS GmbH, Munich, Germany)을 이용하여 열 순환 전과 후의 전단결합강도를 one-way ANOVA로 분석하고, Duncan's multiple range test ( $\alpha=0.05$ )로 사후검정을 시행하였다.

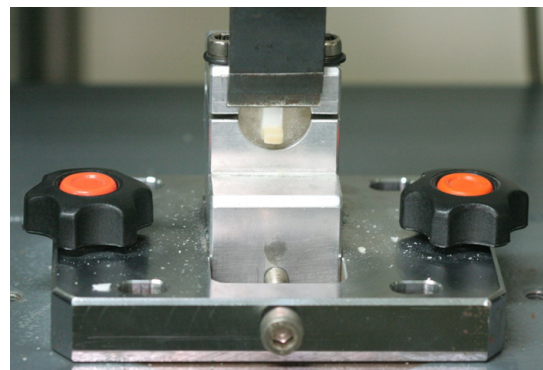
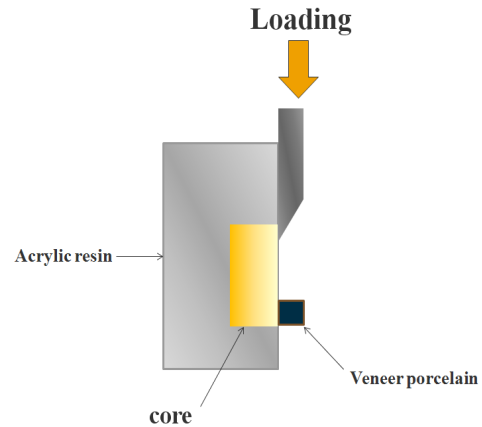


Figure 2. Universal testing machine showing shear bond strength test

결 과

1. 전단결합강도

열 순환에 의한 금속세라믹과 전부세라믹의 전단결합강도를 one-way ANOVA로 분석하고 Duncan's multiple range test ( $\alpha=0.05$ )로 사후검정을 시행한 결과, 전단결합강도는 열 순환전과 20,000회 50,000회 열 순환 군 사이에는 유의차가 나타났다( $P<0.05$ ). 열 순환 전에서는 MCS와 ICE가 e,max와 Lava보다 유의성 있게 높은 전단결합강도를 나타냈다( $P<0.05$ ). 20,000회 열 순환과 열 순환 전에서는 MCS, e,max, ICE 유의하게 낮은 전단결합강도를 보였고( $P<0.05$ ), Lava는 유의차를 보이지 않았다( $P>0.05$ ). 50,000회 열 순환 군과 열 순환 전에서는 모든 종류의 실험군에서 유의하게 낮게 나타났다( $P<0.05$ ). 20,000회와 50,000회의 열 순환에서는 MCS와 Lava의 경우만 열 순환의 횟수가 증가할수록 유의성 있게 감소하였고( $P<0.05$ ), 다른 군에서는 유의차가 없었다( $P>0.05$ ).

MCS군에서 열 순환 횟수가 증가 할수록 결합강도가 유의하게 감소하였다( $P<0.05$ ). 전부세라믹 관에서는 e,max, ICE 군에서 열 순환 전보다 열 순환을 시행하였을 때

유의하게 결합강도가 감소하였으나( $P < 0.05$ ), 20,000회와 50,000회 사이에서는 유의차가 없었다( $P > 0.05$ ). Lava군에서는 열 순환 전과 20,000회 시행한 군에서는 유의차가 없었으나( $P > 0.05$ ), 50,000회 시행한 군에서는 유의하게 낮은 전단 결합강도를 보였다( $P < 0.05$ )(Figure 3).

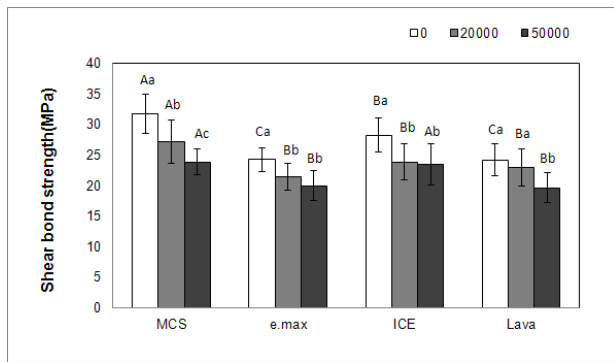
## 고찰

현재 수많은 전부세라믹 관들이 개발되어 임상활용이 증가되고 있는 추세이다. 본 연구는 전부세라믹재료와 기존의 금속세라믹재료를 사용하여 세라믹 수복물을 제작할 때 이들 재료들의 지속적인 열 순환후의 전단결합 강도를 평가하고자 하였다.

전단결합강도를 측정된 결과 열 순환을 시행한 군과 시행하지 않은 군 사이에서는 유의한 차이가 있었으며 열 순환을 시행하지 않은 MCS군에서 가장 높은 전단결합강도(31.7 MPa)가 나타났다. 전부세라믹과 금속세라믹 대조군 실험의 매우 다른 결과는 금속과 지르코니아 코어 재료가 veneering세라믹과 지르코니아 코어재료 간의 접착 기전이 다른 것에 기인한다고 볼 수 있다. 금속세라믹 계면에서는 기계적 결합과 금속 산화, 이온의 확산과 같은 일차적인 화학 결합이 주된 역할을 하는 반면(Mackert 등, 1988; Schweitzer 등, 2005) 지르코니아에서는 veneering 세라믹이 결합하는 기계적인 기전은 아직 분명치 않으며, veneering 세라믹에 지르코니아 코어의 결합력에 대한 연구를 토대로, 미세한 기계적 상호작용을 가정할 뿐이다(Stephan, 1996). 니켈과 코발트 합금에서는 초기 산화 과정에서 쉽게 산화되는 원소를 포함하고 있기 때문에 이 합금에서 두터운 산화막이 나타난다. 금속세라믹 수복물의 수명은 주로 산화막에 의해 금속과 세라믹사이에서의 결합력이 중요하다. 만약 산화층이 존재하지 않거나 얇을 경우 세라믹 소성과정에서 완전히 소실되어서 결합력이 약해질 것이다. 그러나 불량한 합착 강도로 기계적 결합을 방해할 것이기 때문에 과도한 산화막은 피해야 한다.

치과용 세라믹은 열의 흐름에 의한 결과로 단계에 따라 변화를 보여주며 세라믹 코어와 veneering세라믹의 열적합성에 영향을 미치며, 열팽창계수(CTE)의 차이로 인한 전단응력의 발생은 결합의 실패를 초래한다.

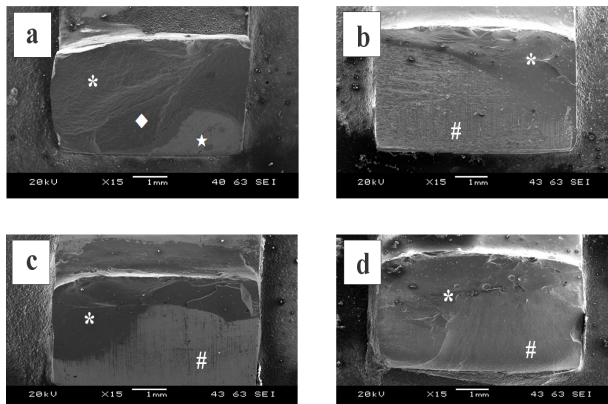
열 순환후의 MCS군에서는 열 순환의 횟수가 증가할수록 결합강도가 감소하였던 이유는 본 실험에 사용한 금속 코어와 veneering세라믹의 열팽창계수의 차이로(Table 1)인한 전단응력의 발생으로 결합력이 감소하였던 것으로 생각된다. veneering세라믹의 열팽창계수가 금속보다 낮게 만들어 압축응력이 발생하여야 결합력이 증가 되며 금속과 세라믹의 열팽창계수(CTE)차이는  $1 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ 이 하가 되어야 한다(Kwak 등, 2010). ICE와 e.max에서는 초기 결합강도는 낮았으나, 열 순환의 횟수가 늘어남에도 결합강도에는 차이가 없었다. 그 이유는 전부세라믹 코어와 veneering세라믹사이의 열팽창계수의 차이가 없



**Figure 3.** Shear bond strength of metal ceramic system and all ceramic system. The same uppercase letters were not significantly different within the same thermocycled groups. The same lowercase letters were not significantly different within the same ceramic system by one way ANOVA at  $\alpha = 0.05$

## 2. 파절양상

MCS에서는 모든 군에서 metal, opaque, veneering세라믹 사이에서 복합파절이 나타났다. e.max 군에서는 e.max 블럭과 veneering세라믹 사이에서 복합파절이 나타났으며, Lava, ICE 군에서는 zirconia 블럭, zir-liner, veneering세라믹 사이에서 복합파절이 나타났다(Figure 4).



**Figure 4.** Representative failure mode image by scanning electron microscopic observation at  $\times 15$ . a : MCS, b: ICE, c: Lava, d: e.max,

\* : veneering ceramic, # : All ceramic master die, ◆ : opaque ★: metal master die.

**Table 2.** Results of shear bond strength of metal ceramic system and all ceramic system by one-way ANOVA

	Source of variance	Sum of squares	df	Mean square	F	P
Shear bond strength	Between group	1302,422	11	118,402	15,429	.000
	Within group	828,807	108	7,674		
	Total	2131,230	119			

있기 때문이라고 생각된다(Table1).

이전의 연구에서 Dundar(2005)는 코어-veneering세라믹 시스템에서 임상적으로 사용가능한 전단 결합 강도가 23-41 Mpa라고 보고하였고 Al-Dohan(2004)은 전단 결합 강도가 22-31 MPa라고 보고하였다. 이 연구에서 모든 전부세라믹 코어에 대한 veneering세라믹의 전단 결합 강도는 ICE 28.32 MPa, Lava 24.26 MPa, e.max 24.31 MPa,로 이전 연구의 결과와 같은 범위의 값을 나타내었다. 그리고 Al-Dohan(2004)의 연구에서와 같이 이번 연구의 결과는 지르코니아 그룹과 금속 그룹 사이의 평균 전단 결합 강도 값에서 유의한 차이가 있음을 나타냈다. 이 결과의 차이점은 연구 설계, 방법, 술자의 기술과 숙련도, 다양한 물질의 서로 다른 물성 등의 다양한 요인에 기인할 수 있다.

파절면 관찰은 치과용 세라믹 같은 취성 물질의 파절 양상을 이해에 도움을 준다. 파절시작의 위치, 크기, 종류를 판별하는 것은 파절이 어떻게 시작하여 진행되고 연장되어 수복물 파절로 이어졌는지 설명해준다(Mecholsky, 1995).

SEM 평가는 지르코니아와 금속세라믹 그룹에서 veneering세라믹의 파절이 어떻게 시작되었는지를 보여준다. 금속세라믹과 지르코니아 그룹에서의 표본의 파절 형태는 파절이 veneering세라믹에서 시작했다는 점에서 veneering세라믹의 기계적인 물성의 중요성을 나타낸다. 기포와 veneer의 내부 결합은 파절의 시작시점으로 이어질 수 있다(Kelly 등, 1990). 따라서 veneering세라믹의 적층(layering), 소성, 표면형성, 연마와 같은 제작 기술은 매우 중요한 과정이다. 또한 veneering세라믹의 결정화 정도와도 관련된 veneering세라믹의 강도는 수복물 수명의 주된 결정요소이다(Quinn 등, 2003). 본 연구에서 MCS에서는 모든 군에서 metal, opaque, veneering세라믹 사이에서 복합파절이 나타났다. e.max 군에서는 e.max 블럭과 veneering세라믹 사이에서 복합파절이 나타났으며, Lava, ICE군에서는 zirconia 블럭, zir-liner, veneering세라믹 사이에서 복합파절이 나타났다. 주로 계면에서의 접착과 veneering세라믹 내에서의 응집파절을 모두 가진다. 접촉하는 지르코니아 코어로부터 veneer가 얇은 층으로 떨어지는 파절양상은 다른 실험의 결과에서도 비교

가능하고, 파절양상은 코어/veneering계면에서 잘 나타난다(Studart 등, 2007). 이것은 두 가지 방식으로 해석 가능하다. 첫째, 파절양상은 파절에 저항하는 지르코니아의 특성일수 있다. 둘째, 층 사이의 파절은 상대적으로 지르코니아 코어의 veneering세라믹에 대한 결합이 약한 것과 연관이 있을 수도 있다. 이러한 연구결과들의 임상적인 결과는 관찰된 전부세라믹 시스템이 veneering세라믹이 코어 구조의 긴장 파절 보다는 작은 조각으로 쪼개지는 파절을 만들고 얇은 조각으로 갈라지는 경향성을 가지고 있다는 것이다(Aboushelib 등, 2006). 최근 연구에서 명백한 계면 결합 파절의 정확한 매커니즘은 알려져 있지 않고, 더 많은 조사가 필요하다. 파절된 금속세라믹 표본의 현미경적 관찰로 모든 표본에서 금속 부분에 남아있는 세라믹의 가장자리 부분을 볼 수 있고, veneering세라믹이 금속에 붙어 있는 것을 볼 수 있다. 금속세라믹 대조군의 우세한 응집파절 양상은 문헌에서 이전의 연구에서도 동일한 바이다(White 등, 2005).

임상적으로 부가적인 잔류 응력은 불규칙한 veneering세라믹의 두께와 상대적인 코어 veneering층의 두께 비율로 인하여 열적 특성에서 때에 따라 다른 결과를 낳는다. 구강내 액은 세라믹 재료의 응력 부식을 더 쉽게 한다고 알려져 있고, 서서히 쪼개짐을 성장시켜 결국에는 구강 내 와동에서 복잡한 상황에, 세라믹 수복물의 파절을 야기한다. 따라서 생체 외에서 이중층 표본의 전단 결합력의 노화 감수성은 표준화된 열 순환 실험 기구에 노출됨에 의해 평가된다(Aboushelib 등, 2006; Dundar 등, 2007; Luthardt 등, 1999).

이 연구의 한계점은, 조사된 여러 층으로 이루어진 전부세라믹 표본이 치과용 수복물의 임상적인 형태를 대표하는 것은 아니지만 전단결합강도 측정을 가능케 하는 결합구조이다. 복잡한 형태의 다양한 구성성분을 가진 치과 수복물에서 계면 응력을 양적으로 측정하기 위해서는 상당한 정교함이 요구된다. 잔류 응력의 효과와 냉각률에 대한 유한 요소 분석과 조사 같은 예측 가능한 모델이 필요하다. 금속세라믹과 비교하였을 때, 지르코니아 코어와 그들에 결합하는 세라믹 간의 적절한 전단 결합 강도 값은 얻어지지 않았지만 열 순환 시행 후에도 결합력이 감소하지 않은 ICE가 임상적으로 유용하리라 사

료된다.

## 결 론

1. 열 순환 전에서는 MCS와 ICE가 e.max와 Lava보다 유의성 있게 높은 전단결합강도를 나타냈다(P<0.05).
2. 20,000회 열 순환과 열 순환 전에서는 MCS, e.max, ICE는 유의하게 낮은 전단 결합강도를 보였고(P<0.05), Lava는 유의차를 보이지 않았다(P>0.05).
3. 50,000회 열 순환과 열 순환 전에서는 모든 종류의 실험 군에서 유의하게 낮게 나타났다(P<0.05).
4. 20,000회 50,000회 열 순환에서는 MCS와 Lava의 경우 열 순환의 횟수가 증가할수록 유의성 있게 감소하였고(P<0.05), 다른 군에서는 유의차가 없었다(P>0.05).
5. MCS에서는 모든 군에서 metal, opaque, veneering 세라믹 사이에서 복합과절이 나타났다. e.max 군에서는 e.max 블럭과 veneering 세라믹사이에서 복합과절이 나타났으며, Lava, ICE 군에서는 zirconia 블럭, zir-liner, veneering 세라믹사이에서 복합과절이 나타났다.

본 실험 결과에 근거하여 볼 때 모든 실험 군에서 열 순환에 영향을 받고 있지만 전단결합강도가 가장 좋은 MCS와 50,000회 열 순환을 시행 한 후에도 전단결합강도의 변화가 적은 ICE가 우수한 것으로 판명되었다.

## 참고문헌

곽동주, 김사학, 노재경, 박명자, 선금주, 신무학, 임시덕, 최석순, 최용석(2010). 치과도재기공학. 지성출판사 105:10-12.

Anusavice KJ (2003). Phillips science of dental materials, 11th Ed. Philadelphia:W.B Saunders p621-54.

Al-Dohan HM, Yaman P, Dennision JB, Razzoog ME, Lang BR(2004). Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent* 91:349-55.

Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ (2008). Micro tensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 3: double veneer technique. *J Prosthodont* 17:9-13

Aboushelib MN, Kleverlaan

CJ, Feilzer AJ (2006). Micro tensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: zirconia veneering ceramics. *Dent Mater* 22:857-63.

Craig RG, Powers JM (2002). Restorative dental materials 11th ed. Mosby.

Dundar M, Ozcan M, Comlekoglu E, Gungor MA, Artunc C (2005). Bond strengths of veneering ceramics to reinforced ceramic core materials. *Int J Prosthodont* 18:71-2.

Guazzato M, Albakry M, Ringer Sp, Swain MV (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia based dental ceramics. *Dent Mater* 20:449-56

Guazzato M, Proos K, Sara G, Swain MV (2004). Strength, reliability and mode of fracture of bi-layered porcelain / core ceramics. *Int J Prosthodont* 17:142-9.

ISO 9693 (1999). Metal -ceramic bond characterization (Schwickerath crack initiation test) Geneva, Switzerland : *International Organization for standardization*

Isgro G, Pallav P, van der Zel JM, Feilzer AJ (2003). the influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent* 90:465-73.

Komine F, Tomic M, Gerds T, Strub JR (2004). Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. *J Prosthet Dent* 92:359-364

Kelly JR, Giordano R, Pober R, Cima MJ (1990). Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations. *Int J Prosthodont* 3:430-40.

Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson VP (2007). Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *J Dent Res* 86:142-6.

Mecholsky J (1995). Fractography: Determining the sites of fracture initiation. *Dent Mater* 11:113-6

Ozcan M, Nidermeier W (2002). Clinical study on the reasons and location of the failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs.

- Int J prosthodont* 15:299-302.
- Petra C. Guess, Andreja Kuliš, Siegbert Witkowski, Martin Wolkewitz,ed
- Yu Zhang, Jörg R. Strub(2008). Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling *Dental Materials* 24:1556-1567.
- Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK (2003). Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent Mater* 19: 603-11.
- Rosenblum MA, Schulman A (1997). A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 128: 297-307.
- Raigrodski AJ (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures : a review of the literature. *J prosth Dent* 92:557-62
- Raigrodski AJ, Chiche GJ, Prtiket N (2006). The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial denture prosthesis: a prospective clinical pilot study. *J prosth Dent* 96:237-44
- Sundh A, Sjogren G (2004). A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially -stabilized zirconia ceramics. *J Oral Rehabil* 31:682-8.
- Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hammerle CHF (2007). A Systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. part II:Fixed partial prostheses. *Clin Oral Implants Res* 18:86-96.
- Sailer I, Feher A, Filser F (2006). Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int* 37:685-93.27.
- Tan K, Pjetursson BE, Lang NP, Chan ES (2004). A systemic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5years. *Clin Oral Implants Res* 15:654-66.
- Studart AR, Filser F, Kocher P, Luthy H, Gauckler IJ (2007). Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater* 23:115-23.
- Schweitzer DM, Goldstin GR, Ricci JL, Silva NR, Hittelman EL (2005). Comparison of bond strength of a pressed ceramic fused to metal versus feldspathic porcelain fused to metal. *J Prosthodont* 14:239-47.
- Stephan M (1996). Beschichtungsverhalten von Verblendmaterialien aufDentalkeramik. Tubingen: Diplomarbeit der Geowissenschaftlichen Fakultat
- Tinschert J, Natt G, Mohrbotter N, Spiekermann H, Schulze KA(2007). Lifetime of alumina- and zirconia ceramics used for crown and bridge restoration. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 80:317-21.
- White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA(2005). Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosth Dent* 94:125-31.