

열 순환과 기계적 순환이 세라믹 코어-도재 비니어의 파절 저항성에 미치는 영향 **

김정미, 배지명, 오승한 *

원광대학교 치과대학 치과생체재료학교실 및 생체재료·매식연구소

The effect of thermo and mechanical cycling on the fracture resistance 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: Sep. 10, 2013; Revised: Dec. 20, 2013; Accepted: Dec. 20, 2013)

ABSTRACT

The incidence of repeated forces during chewing results in stress concentration, and thermal variations induce fatigue of the materials themselves and/ or the interface between them.

This study was to evaluate the effect of thermo and mechanical cycling on the fracture resistance between ceramic core and veneering ceramic. Four kinds of ceramic system (ICE Zircon, IPS e.max, Z match, and Lava Zirconia) were used to prepare ceramic core-porcelain veneer system and NiCrMo bonding alloy (Dentarium, Germany) was used to make metal ceramic system (MCS) as a control. We fabricated metal master die with upper diameter of 7.95 mm, bottom diameter of 9.00 mm, height of 5.00 mm, and taper of 6°. The thickness of metal coping was 0.3 mm, while those of the ceramic copings of all ceramic crowns were 0.5 mm. By adding dentin and enamel ceramics on each coping, crowns with total occlusal thickness of 1.5 mm were fabricated. The specimens were submitted to 20,000 thermal cycles between 5°C and 55°C with a dwelling time of 30 seconds. Mechanical cycling loaded 16,000 cycles under 20N lode. Fracture resistances were measured by a universal testing machine (Z020, Zwick, Germany) with a crosshead speed of 1 mm/min. The fracture resistance was analyzed using a one-way ANOVA followed by Tukey HSD test at $\alpha=0.05$. The results of fracture resistance of MCS and Lava Zirconia were significantly greater than the other groups ($p<0.05$). The failure modes of e.max were cohesive failures within ceramic coping and those of ICE Zircon, Z match, and Lava Zirconia were adhesive failures between ceramic coping and veneering ceramic. MCS showed mainly adhesive failures between metal coping and veneering ceramic.

Key words: zirconia, fracture resistance, all ceramic crown, metal ceramic crown

서론

지난 40년 동안 금속 세라믹 수복물은 고정성 보철물에 널리 사용되어 왔다(Seghi 등, 1995). 금속 하부구조

물을 제작하여 세라믹의 내부식성과 심미성을 살리면서 금속의 높은 인장강도와 적합성의 특징을 이용하는 금속 세라믹 수복물의 형태로 사용되어 왔다(Rosenblum와 Schulman, 1997). 금속 세라믹 수복물의 발전에도 불구하고 심미성과 생체적합성에 대한 요구가 계속 되었고, 이것은 전부세라믹 코어 재료의 발전을 가져왔다(Fischer 등, 2002).

현재 사용 중인 대표적인 전부세라믹 수복물은 열 가압성형 방법을 이용하는 유리-세라믹의 전부세라믹, 슬립

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

** 이 논문은 2013학년도 원광대학교의 교비지원에 의해서 수행 됨

성형의 알루미늄 강화 전부세라믹, CAD/CAM의 지르코니아 전부세라믹 수복물 등이 있다(Komine 등, 2004).

1990년대 초반, tetragonal zirconia polycrystal에 의하여 부분적으로 안정화된 yttrium oxide(Y-TZP)가 치과영역에 전부세라믹 수복을 위한 코어 재료로 소개되었고 CAD/CAM 기술을 통하여 임상에 적용되었다. 지르코니아 세라믹은 다른 세라믹 수복물과 비교하여 훌륭한 기계적 성질과 우수한 강도와 파절 저항성을 보여 주고 있다(Christel 등, 1989; Hannink 등, 2000). 최근에 소개된 지르코니아 코어는 매우 강해서 구치부 전부 세라믹 브릿으로도 사용할 수 있다(Sundh 등, 2004). 강한 강도를 지닌 지르코니아와의 결합은 전부 세라믹 수복물의 새로운 지평을 열었다(Bocanegra-Bernal 등, 2002). 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).

전부 세라믹 수복물의 가장 큰 단점은 취성이다. 이 물성은 파절시 일어나는 반응이다. 과부하시 일어나는 첫 번째 신호로 가소적인 변형에서 제한된 물성을 보여준다(Drummond 등, 2000). 다른 결점은 치과 세라믹 수복물의 충격 강도는 예상치 못한 딱딱한 물건을 씹었을 때, 갑작스러운 쇼크가 발생한다는 것이다(Nagashima 등, 1997). 이러한 경우 veneer된 전부 세라믹 수복물의 유지는 재료의 응집력과 잔류응력, 그리고 구조적인 분산 등 복잡한 요소의 영향을 받는다(Tinschert 등, 2000). 코어 veneer 전부 세라믹 수복물의 복합 구조보다 힘의 분산에서 더 복잡하다(Della Bona 등, 2004). 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).

또한 수복재료로서 세라믹은 충분한 강도를 갖추어야 한다. 세라믹 관의 강도는 주로 세라믹의 종류 및 세라믹 관 제작방법, 지대치 형성방법, 지대치와 세라믹 관의 접착방법에 영향을 받는다. 또한 코어재료와 세라믹의 열팽창계수의 불일치, 하부구조의 부적절한 디자인, 하부지지 없는 과도한 두께의 세라믹, 세라믹 축성의 오류, 과도한 교합력, 부적절한 치아 삭제등도 영향을 미친다(Ozcan 등, 2003). 특히 치아 형성방법에서 강도에 영향을

주는 요소는 교합면과 측면의 삭제량, 측면의 경사도 그리고 변연 형성 방법이다. 변연 형성방법에 따른 세라믹 관의 강도에 관한 기존의 연구를 살펴보면 일반적으로 변연형태가 솔더인 세라믹 관의 강도가 우수하다고 보고되었다(Kwon 등, 2008). 또한 Yoshinari와 Derand(1994)는 conventional Vita-Dur, In-Ceram, Dicor 및 IPS-Empress 등의 4가지 전부 세라믹 수복의 파절 저항성에 대한 연구를 시행한 바 있다.

구강환경 내에서 수복물 들은 습기의 영향을 받기 쉽고, 물질 내부와 물질과 물질 사이에서 순간적인 변형과 내적 긴장을 유발 할 수 있는 기계적, 온도적 피로를 받기 쉽다. 치과 수복이 합착되어 구내 환경에 노출되면, 치과 재료들이 생리 화학적 변화를 거치게 되면서 몇 가지 요인들이 그들의 사용 기간을 제한한다. 저작시의 반복적인 힘의 발생은 응력이 집중되는 결과를 낳고, 온도 변화는 재료 자체나 다른 재료와의 계면에서 피로를 야기한다(Kelly, 1999). 수분이 있는 환경은 세라믹 물질에서 기계적 주기성을 유발 시키는데 필수적인데, 이것은 물의 존재가 갈라진 틈에서 화학적인 역할을 하고 세라믹의 강도를 감소시키기 때문이다(Smyd, 1961). 그리고 저작운동 시, 높은 힘과 반복적인 스트레스와 같은 어떠한 요인들은 재료의 피로를 야기할 수 있으며, 결국 구강환경에 노출될 때 균열을 야기할 수도 있다. 세라믹 재료의 기계적 성능을 평가하고, 균일한 하중 속도를 다른 연구들보다 더 많은 정보를 제공하기 위해서 피로 시험은 매우 중요하다(Wagner 등, 1996; Wen 등, 1999; Esquivel-Upshaw 등, 2001; Scherrer 등, 1996).

따라서 본 연구는 4종의 전부세라믹의 지속적인 열 순환과 기계적 피로후의 파절 저항성을 비교 평가하고자 하였다.

재료 및 방법

1. 연구 재료

전부세라믹 실험군으로 ICE Zircon (ICE, Zirkonzahn[®], Italy), IPS e.max (e.max, Ivoclar, Leichtenstein), Lava Zirconia (Lava, 3M, U.S.A.), Z match Zirconia (Z match, Dentiam, Korea)를 사용하였으며, 대조군으로는 Ni-Cr계의 금속-세라믹용 비 귀금속 합금 (Remanium, Dentaureum, Germany)을 사용하였다. Veneering세라믹으로 금속세라믹 관에는 D.sign을 사용하였고, 전부세라믹 관은 e.max ceram과 Lava ceram을 사용하였다 (Table 1).

Table 1. Materials used in this study

System	Code	Composition	Company	Core temperature (° C)	Veneering ceramic	Veneering temperature (° C)
Metal-Ceramic	MCS	Ni 61%,Cr 26%, Mo11%, Si, Fe, Co, Ce	DENTAURUM	1350	D.sign	
		SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , other oxides	Ivoclar			870
ICE Zircon	ICE	Zirconia (ZrO ₂ /Al ₂ O ₃ /Glass)	Zirkonzahn®	1500	e,max ceram	
IPS e,max ceram		SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , other oxides	Ivoclar			750
Lava zirconia	Lava	Zirconia (ZrO ₂)	3M	1500		
Lava ceram		SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , other oxides	3M		Lava ceram	810
IPS e,max Press	e,max	Lithium distilicate (Li ₂ Si ₂ O ₆)	Ivoclar	925	e,max ceram	
IPS e,max ceram		SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , other oxides	Ivoclar			750
Z match	Zma	Zirconia (ZrO ₂)	Dentaim	1600	e,max ceram	
IPS e,max ceram		SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , other oxides	Ivoclar			750

2. 연구 방법

1) 금속 다이 제작

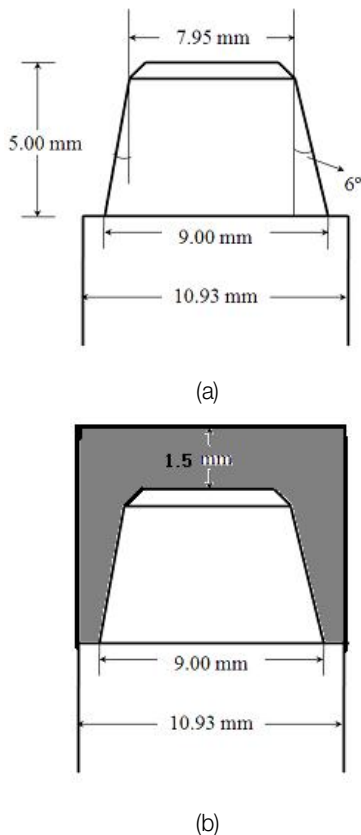


Figure 1. Schematic drawing of the metal master die made of stainless steel.

본 실험에 사용된 금속(stainless steel, AISI type 303, Korea) 다이는 윗면 직경 7.95mm, 아랫면 직경 9.00mm, 높이 5.00mm, 6°의 taper를 가지도록 하여 각 군당 10

개씩 제작되었다(Figure 1).

2) 금속 세라믹 제작과정

대조군은 Ni-Cr계의 금속(DENTAURUM)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 매몰제인 Univest Plus (Metalor, Switzerland) 150 g에 전용 액 36 ml의 비율로 60초간 진공 혼합 후 매몰하고 1 시간 후에 소환을 시행하였다. 매물체를 소환로에 넣고 실온부터 시작하여 분당 5°C씩 온도를 높여 250°C에서 30분간 계류시키고, 다시 분당 5°C씩 온도를 높여 850°C에서 30분간 계류시켰다. 소환된 링을 전기압박 주조기인 Super Cascom (KDF, Japan)으로 주조하였다. 서냉한 후 매물체를 제거하였다. 완성된 코어에 D-sign (Ivoclar) A2 opaque를 0.3 mm 도포하였다. A2 색상의 상아질을 1.5 mm의 두께로 870°C에서 소성하였다. 상아질 세라믹이 수축한 만큼의 양을 다시 축성하여 870°C에서 소성한 후 830°C에서 glazing 하였다(Figure 2).

3) ICE 전부 세라믹 제작과정

ZrO₂ 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)를 도포한 후 960°C에서 소성한 후 e,max ceram (Ivoclar) A2 색상의 상아질을 1.5 mm의 두께로 750°C에서 소성하였다. 상아질 세라믹이 수축한 만큼의 양을 다시 축성하여 750°C에서 소성한 후 725°C에서 glazing하였다(Figure 2).



Figure 2. Completed specimens seated on metal master dies

4) Lava Zirconia System을 이용한 전부 세라믹 제작 과정

Lava system은 금속 다이를 스캔한 후 ZrO₂ 성분의 green stage의 세라믹 블록을 절삭하여 1500°C에서 8시간 소성한 후 코어의 두께가 0.5 mm가 되도록 조정 하였다. 완성된 코핑 위에 veneering 세라믹인 Lava ceram (3M) A2 색상의 상아질을 810°C에서 소성한 후 수축한 만큼의 양을 상아질 세라믹을 이용하여 축성하고 810°C에서 소성한 후 790°C에서 glazing 하였다. 세라믹 관의 교합면의 두께는 1.5 mm가 되도록 제작하였다(Figure 2).

5) IPS e.max system을 이용한 전부 세라믹 제작과정

IPS e.max system은 lost wax process를 이용한 것으로 복제된 다이에 두께가 0.5 mm가 되도록 조각을 한 후 매몰링 기저부에 위치시켰다. 매몰재(PressVEST Speed, Ivoclar/Lichtenstein)를 사용하여 제조사의 지시에 따라 매몰하였다. 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 매몰체에 넣고 925°C에서 15분간 가압하였다. 가압 후 매몰체를 소환로에서 꺼내 서냉한 후 50 μm의 glass bead (Shofu Co., Japan)을 이용하여 펜블라스터로 매몰체를 제거하였다. 완성 된 세라믹 코어를 1%의 염산용액 (Invex liquid, Ivoclar/Lichtenstein)에 10분간 담가 여분의 매몰체를 제거한 후 코어의 두께가 0.5 mm가 되도록 조정하였다. 완성된 코어에 e.max ceram (Ivoclar) A2 색상의 상아질을 750°C에서 소성한 후 수축한 만큼의 세라믹을 이용하여 축성하고 750°C에서 소성한 후 725°C에서 glazing 하였다. 세라

믹 관의 교합면의 두께는 1.5 mm가 되도록 제작하였다 (Figure 2).

6) Z-match system을 이용한 전부 세라믹 제작과정

Z-match system은 금속 다이를 스캔한 후 ZrO₂ 성분의 green stage의 세라믹 블록을 절삭하여 1600°C에서 12시간 소성한 후 코어의 두께가 0.5 mm가 되도록 조정 하였다. 완성된 코어 위에 veneering 세라믹인 e.max ceram (Ivoclar) A2 색상의 상아질을 750°C에서 소성한 후 수축한 만큼의 양을 상아질 세라믹을 이용하여 축성하고 750°C에서 소성한 후 730°C에서 glazing 하였다. 세라믹 관의 교합면의 두께는 1.5 mm가 되도록 제작하였다 (Figure 2).

7) 금속다이의 합착

완성된 시편을 자가 접착형 레진시멘트(Rely-X Unicem, 3M, U.S.A.)를 이용하여 접착한 후 37°C의 증류수에 24시간 보관하였다.

8) 열 순환 처리

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

9) 반복 하중 시험

열 순환을 시행한 시편은 반복 하중을 가하기 위해 지그에 장착하고 저작력을 구현하기 위해 반복 하중기를 이용하여 치아의 장축 방향으로 하중을 가하였다. 정상적인 기능 시 대구치에 작용하는 힘은 30 psi 이하이므로 반복 하중기의 하중을 30 psi 로 설정하였다(Picton, 1974) 하루에 4번 식사할 경우, 식사 시에 저작으로 인한 치아의 접촉 횟수는 1,800회, 연하로 인한 치아의 접촉 횟수는 30회이다. 그리고 식사 외 연하의 경우 주간은 400회, 취침 시 80회이므로 하루에 일어나는 치아의 접촉은 2,310회이다(Graf H, 1969). 저작 일수를 7일로 설정하여 1Hz의 속도로 16,000회의 하중을 가하도록 설정하였다(Park 등, 2012).

10) 기계적 성질 측정

시편을 만능시험기(Z020, Zwick, Ulm, Germany)를 사용하여 수직 방향으로 1 mm/min의 crosshead speed로 파절 저항성을 측정하였다(Figure 3).



Figure 3. Universal testing machine showing fracture resistance test

11) 파절양상 평가

주사전자현미경(JSM 6360, JEOL, Tokyo, Japan)을 이용하여 8배율에서 파절양상을 관찰하였다.

12) 통계분석

SPSS Ver. 12.0 (SPSS GmbH, Munich, Germany)을 이용하여 열 순환과 기계적 피로후의 파절 저항성을 one-way

ANOVA로 분석하고, Tukey HSD test로 사후검정을 시행하였다($\alpha=0.05$).

결 과

1. 파절 저항성

열 순환과 기계적 피로시험 전, 후의 파절 저항성을 one-way ANOVA로 분석하고 Tukey HSD test로 사후검정을 시행한 결과, 열 순환과 기계적 피로시험 전, 후의 5가지 실험군의 파절 저항성은 MCS가 가장 높게 나타나 나머지 실험 군에 비해 유의성 있게 높았으나($P<0.05$), Lava와는 유의차가 없었다($P>0.05$). 각각의 실험 군에서 열 순환과 기계적 피로시험 전, 후의 파절 저항성을 t-test로 분석한 결과, e.max 군에서만 유의성 있게 감소하였고 ($P<0.05$), 다른 군에서는 유의차를 보이지 않았다($P>0.05$) (Figure 4).

2. 파절양상

MCS에서는 veneering 세라믹의 응집파절과 금속과 opaque 사이에서 접착파절이 나타났다. e.max 군에서는 응집파절이 나타났으며, ICE, Zma, Lava 군에서는 core

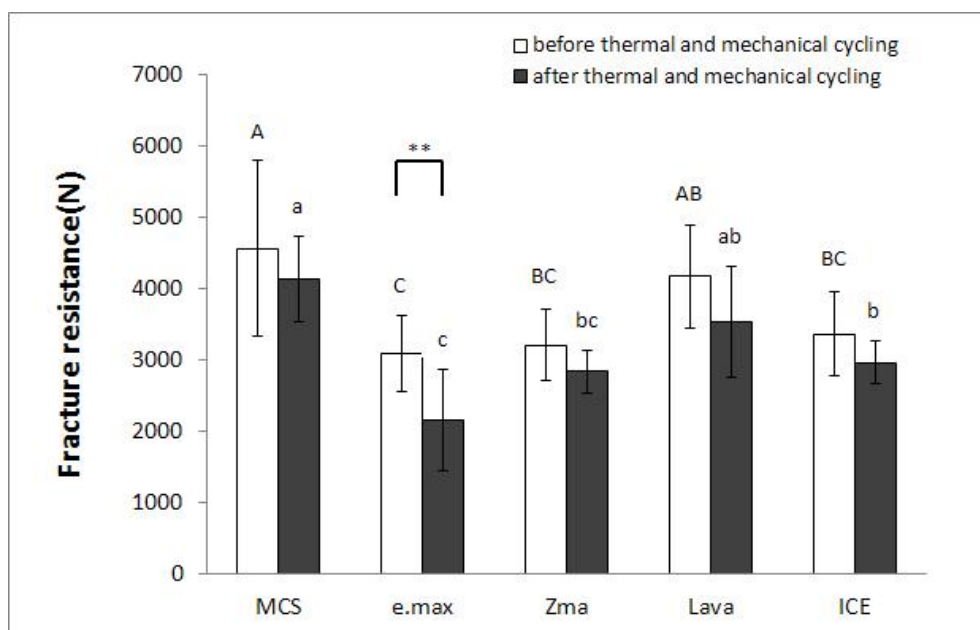
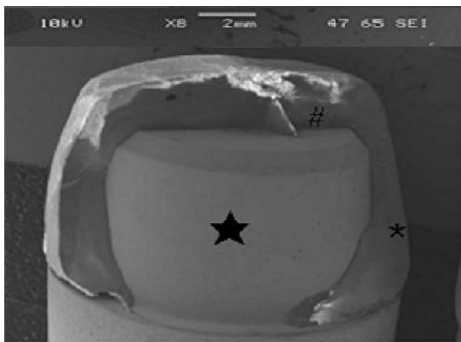


Figure 4. Fracture resistance of metal ceramic system and all ceramic system. The same uppercase letters were not significantly different within the same before thermal and mechanical cycling groups. The same lowercase letters were not significantly different within the same after thermal and mechanical cycling groups by one way ANOVA at $\alpha=0.05$. ** means significant difference between before and after thermal and mechanical cycling according to t-test.

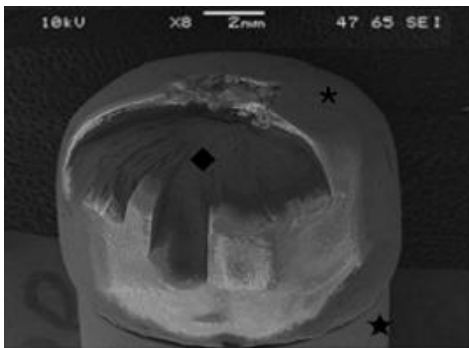
Table 2. Failure modes classified by the depth of propagation of the fracture line

		MCS	e.max	Lava	ICE	Zma
F1	Mixed	20	0	0	0	0
F2	Adhesive failure at the core/veneering interface	0	0	4	5	6
F3	Cohesive failure in core	0	18	16	15	14

와 veneering 사이에서 접착파절 양상과 코어 내에서 응집파절이 나타났다.



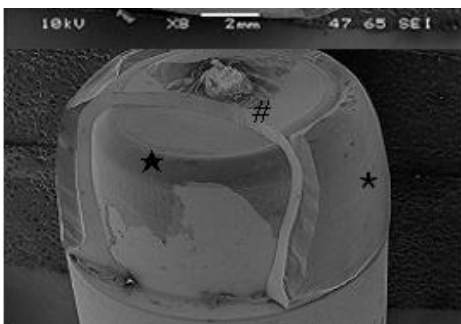
(a)



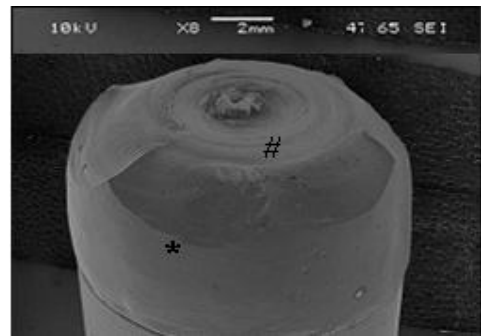
(b)

Figure 5. Representative failure images of e.max (a) and MCS (b) by scanning electron microscopic observation at $\times 8$, (a) cohesive failure in core, (b) cohesive failure in veneering ceramic and adhesive failure at the opaque/metal interface cohesive failure in core

* : veneering ceramic, ★ : metal master die, ◆ : opaque, # : core ceramic



(a)



(b)

Figure 6. Representative failure images of ICE, Zma, Lava systems by scanning electron microscopic observation at $\times 8$, (a) cohesive failure in core (b) adhesive failure at the core/veneering interface

* : veneering ceramic, # : core ceramic, ★ : metal master die

고찰

치과에서의 심미보철 치료에서 치과용 세라믹은 전치부와 구치부 수복에 자주 사용되며 우수한 물성, 강도, 변연 적합성, 심미성을 지닌 이상적인 전부 세라믹 수복을 전치부와 구치부에 추구한다.

본 연구는 전부 세라믹재료와 기존의 금속 세라믹재료를 사용하여 세라믹 수복물을 제작할 때 이들 재료들의 지속적인 열 순환과 피로후의 파절 저항성을 평가하고자 하였다. 열 순환과 기계적 피로시험 전, 후의 5가지 실험군의 파절 저항성은 MCS(4569N)가 가장 높게 나타나 나머지 실험군에 비해 유의성 있게 높았으나(P<0.05), Lava(4175N)와는 유의차가 없었다(P>0.05). 각각의 실험군에서 열 순환과 기계적 피로시험 전, 후의 파절 저항성을 t-test로 분석한 결과, e.max(3095N)군에서만 유의성 있게 감소하였고(P<0.05), 다른 군에서는 유의차를 보이지 않았다(P>0.05). 지르코니아는 ZrO₂ 성분으로서, 900 MPa의 가장 큰 굴곡강도를 가지고 있으며 e.max의 코어는 Li₂Si₂O₅ 성분으로 350 MPa강도를 가지고 MCS의 veneering 세라믹은 feldspa성분으로 105 MPa의 강도를 가지고 있다(Powers와 Sakaguchi, 2006). 그러므로 가장 높은 강도의 코어 세라믹인 MCS와 Lava가 파절 저항성이 높은

것으로 생각된다. 또한 세라믹 관 위에 veneering 세라믹의 소성 온도(Table 1)가 높은 MCS와 Lava 시스템이 높은 파절 저항성을 나타낸 결과로 보아 소성 온도도 파절 저항성에 영향을 주는 것으로 생각된다.

본 연구 결과 열 순환과 피로후의 파절 저항성은 유의한 차이는 없었지만, e.max에서는 유의하게 감소하였는데 반복하중 시행중에 2개의 시편에서 14,500번과 13,000번 시행 중에 코어의 완전 파절이 발생한 것으로 보아 코어 자체의 강도도 파절 저항성에 많은 영향을 주는 것으로 사료된다.

일반적으로 치아의 교합력은 40N이고 대합치와의 최대 교합력은 평균 245에서 540N 정도 되어야 한다(DeBoerer 등, 1978; Jager 등, 1989). 그러나 치아 수복재료로 사용되는 세라믹은 깨지기 쉽고 한정된 인장강도를 나타내므로 구치부를 수복할 경우 높은 강도가 요구된다(Probster, 1992; Josephson 등, 1991). 최근에 개발된 대부분의 세라믹 관 재료 및 제작 방법은 치아의 교합력을 견딜 수 있는 충분한 강도를 지녔으며 심미적이며 제작 과정이 간단한 방법으로 개발되어 임상에 적용하여 좋은 결과를 얻고 있다(Probster, 1992). 본 실험의 결과에 의하면 사용된 모든 세라믹 관이 모두 2000N을 넘기 때문에 임상적으로 허용할 수 있는 파절 저항성을 보였다.

치과 재료들의 기계적 강도는 몇몇의 연구에서 다뤄져 왔다. 이 문제는 구강 환경이 이들 재료들을 physiochemically하게 변화시킬 것이라는 사실에 달려있다. 습기의 존재와 열 변화는 저작 운동 시 발생하는 반복적인 기계적 응력과 함께, 마모 또는 피로가 발생할 수 있는 환경을 만들어낸다. 이는 심지어는, 수복을 위해 세라믹 재료가 사용될 때, 특히 세라믹의 마손도(friability)와 낮은 굴곡 강도 때문에 더욱 중요하다.

세라믹은 피로에 약하며, 저작 운동 시의 미세구조 결합의 축적은 커다란 균열을 가져올 수 있다(White SN, 1993; Myers ML 등, 1994). 세라믹 수복은 종종, 저작 운동 시 가장 큰 스트레스가 적용되는 교합 부위의 내부 표면의 균열을 보여주는 정량적 파면조직 시험을 사용하여, 내구성에 대해서 조사되었다(Wiskott HW 등, 1995).

같은 부위의 간헐성 하중의 발생은 세라믹 재료의 피로를 야기할 수 있다. Fairhurst (1993)와 Wiskott (1995)는, 피로 때문에 오는 수복의 실패는 하중 집중 부위의 미세기공 균열 발생으로 설명된다고 언급하였다. 반복적인 하중 발생으로 이러한 균열은 이미 존재하는 균열들과 융합하여, 전체 재료를 약하게 만든다. 따라서 균열은 재료의 기계적 강도를 초과하는 힘의 반복 하중의 결과라 할 수 있다.

본 연구에서 수행된 세라믹 재료의 기계적 반복 하중은 임상 환경의 좋은 모의실험으로서 고려될 수 있다. 몇몇 이전의 연구에서, 기계적 반복하중은 임의적으로 수행되었다. Drummond (2000)는 초기 4kg의 하중으로 1000회의 반복 하중에 대한 기계적 자극을 적용하였다. Sobering (1998)은 세 개의 세라믹 유형 그룹에, 1Hz에서, 20-30N의 하중 조건에서, 1~10,000 회의 기계적 반복 하중을 적용하였다. Kheradmandan (2001)는 반면, 1.3Hz와 25N의 하중에서의 기계적 반복하중은 40,400~310,000 횟수 사이에서, 세라믹 재료에 균열을 만들어낸다는 사실을 관찰하였다. 그러나 Ohya (1999)는 20Hz에서 최대 4.9N의 하중을 100,000회 적용하였으며, 균열은 1000~100,000회 사이에서 발생하였고 100~10,000회 사이에서 이미 균열 형성이 관찰되었다고 보고하였다. 따라서 본 연구의 목적은 표본의 균열이 없는 세라믹에 미치는 기계적 반복하중의 영향을 평가하는 것이었기 때문에, 20N의 하중에서 16,000 회수로 실험을 수행하기로 결정하였다.

Scherrer 등(2003)에 의하면, 모든 재료와 그 합성물은 기계적 실험을 시행하기 전에 이미 피로 조건에 노출된다(Teoh SH, 2000). 이러한 피로의 야기는 생체내 보철의 결과를 예측하여 치명적인 실패를 피하는 데 유용하다. 기계 주기적 처리에 내재된 몇 가지 요인들 또한 결과에 영향을 미치는데, 재료의 성질, 주기 횟수, 존재하는 액체, 하중과 주기 등이 그것이다. 이 연구에서의 기계적 주기 처리는 일정하게 유지된 37°C의 물에서 1Hz의 주파수로 시행되어 최대한 저작주기를 모방하려 하였다(Kheradmandan S 등, 2001).

구강 내 환경이 치과 재료의 생리 화학적 변화를 야기할 수 있다는 것은 널리 알려진 사실이다. 온도의 변화는 습한 환경에서 기계의 성질을 악화시키고, 저작력에 의하여 기계적 재료간의 결합면 또는 재료 내부의 기계적 피로가 유발된다(Kvam K 등, 1995). 세라믹 재료를 물에 보관하는 것은 물리적 성질을 감소시킨다(Scherrer SS 등, 2003; Teoh SH, 2000). 이러한 저하는 산화물들 간의 용해도 차이와 관련이 있을 수 있고 금속과 실험용 레진 또는 금속과 세라믹 간의 결합에 대한 연구를 통해 열주기적 하중이 가해질 경우 결합이 저하된다는 것이 밝혀졌다(Morena R 등, 1986). 비록 열주기적 환경에 노출되지 않은 같은 재료의 실험군에 비하여 통계적으로 큰 차이는 없었으나, 이 연구의 모든 실험군에서 열주기적 환경과 피로후의 파절에 대한 저항이 감소되는 결과를 보였다.

본 연구에서 MCS에서는 모든 군에서 metal, opaque, veneering 세라믹 사이에서 복합파절이 나타났다. e.max 군에서는 응집파절이 나타났으며, ICE, Zma, Lava 군

에서는 core와 veneering 사이에서 접착과절 양상과 코어 내에서 응집과절이 나타나며 MCS는 veneering 세라믹 내에서만 파절된 시편이 많았고, 다른 전부 세라믹 코어는 코어까지 파절이 되었다. 접착하는 지르코니아 코어로부터 veneer가 얇은 층으로 떨어지는 파절양상은 다른 실험의 결과에서도 비교가능하고, 파절양상은 코어/veneer 계면에서 잘 나타난다(Studart 등, 2007).

이 연구의 한계점은, 교합력에 의한 치주인대와 치조골의 상태를 고려하지 않은 점, 섭취하는 음식의 온도 변화, 열 순환의 온도, 기계적 반복하중 하중이 수직적으로만 가해졌으며 구강 내의 상태를 재현하지 못함으로 임상 적용하기에는 한계가 있지만 좀 더 많은 연구가 계속 이루어져야 할 것이다.

금속 세라믹과 비교하였을 때, 열 순환과 피로후의 지르코니아 코어와 결합하는 세라믹 간의 적절한 파절 저항성은 모든 실험군이 구강 내에서 교합력을 충분히 견딜 수 있는 강도를 가지고 있지만, 심미성과 파절 저항성이 좋은 Lava가 임상적으로 유용하리라 사료된다.

결 론

1. 열 순환과 기계적 피로시험 전, 후의 5가지 실험군의 파절 저항성은 MCS가 가장 높게 나타나 나머지 실험군에 비해 유의성 있게 높았으나($P < 0.05$), Lava와는 유의차가 없었다($P > 0.05$).
2. 각각의 실험 군에서 열 순환과 기계적 피로시험 전, 후의 파절 저항성을 t-test로 분석한 결과, e.max군에서만 유의성 있게 감소하였고($P < 0.05$), 다른 군에서는 유의차를 보이지 않았다($P > 0.05$).
3. MCS에서는 veneering 세라믹의 응집과절과 금속과 opaque 사이에서 접착과절이 나타났다. e.max 군에서는 응집과절이 나타났으며, ICE, Zma, Lava 군에서는 core와 veneering 사이에서 접착과절 양상과 코어 내에서 응집과절이 나타났다

본 실험 결과에 근거하여 볼 때 열 순환과 피로후의 파절 저항성에서는 MCS와 Lava가 우수한 것으로 판명되었다.

참 고 문 헌

- Bocanegra-Bernal MH, Diaz dela Torre S(2002). Review phase transitions in zirconium dioxide and related materials for high performance engineering ceramics. *J Mater Sci* 37:4947-71.
- Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN (1989). Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 23:45-61.
- DeBoerer JA, McCall WD, Holden S, Ash MM (1978). Functional occlusal forces: An investigation by telemetry. *J Prosthet Dent* 40: 326-333.
- Drummond JL, King TJ, Bapna MS, Koperski RD(2000). Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dent Mater* 16:226-33.
- Della Bona A, Mecholsky J, John J, Anusavice KJ (2004). Fracture behavior of lithia disilicate- and leucite-based ceramics. *Dent Mater* 20:956-62.
- Esquivel-Upshaw JF, Chai J, Sansano S, Shonberg D (2001). Resistance to staining, flexural strength, and chemical solubility of core porcelain for all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 14:284-8.
- Fischer H, Marx R(2002). Fracture toughness of dental ceramics :comparison of bending and indentation method. *Dent Mater* 18:12-9.
- Graf H(1969). Bruxism. *Dent Clin North Am*, 13:659-665.
- 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.
- Hannink RH, Kelly PM, Muddle BC(2000). Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *J Am Ceram Soc* 83:461-87.
- Ingle JDJ, Crouch SR(1998). Spectrochemical Analysis. *New jersey, Prentice Hall*.
- Jager K, Graber G, Schruft L (1989). Aufbau und Test einer Messkette Zur Kaukraftmessung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 99: 670-675.
- Josephson BA, Schulman A, Duna ZA, Hurwitz W (1991). A compressive strength study of complete ceramic crowns. Part 11. *J Prosthet Dent* 6: 388-391.
- Jun K, Yasuhiro H, Yukimichi TA, Atushi OZ, Yukitaka

- K, Akihiro FU, Takashi M and Toshihisa FU(2007). Effect of Sintering on the Marginal and Internal Fit of CAD/CAM-fabricated Zirconia Frameworks. *Dental Material Journal* 26(6):820-826.
- Morena R, Beaudreau GM, Lockwood PE, Evans AL, Fairhurst CW(1986). Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. *J Dent Res* 65:993-7.
- Myers ML, Ergle JW, Fairhurst CW, Ringle RD(1994). Fatigue characteristics of a high strength porcelain. *Int J Prosthodont* 7:253-7.
- Kheradmandan S, Koutayas SO, Bernhard M, Strub JR(2001). Fracture strength of four different types of anterior 3 unit bridges after thermo-mechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil* 28:361-9.
- Kwon YJ, Lee YS, Park YS (2008). Comparative study in marginal adaptation of zirconia fabricated with 3 different CAD/CAM system. *J Kor Acad Prosthodont* 46: 12-21.
- Kelly JR(1999). Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry* 81(6):652-61.
- 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.
- Kvam K, Derand T, Austrheim EK(1995). Fracture toughness and flexural strength of dental ceramics for titanium. *Biomaterials* 16:73-6.
- Nagashima T, Slager GE, Otten E, Broekhuijsen ML, van Willigen JD(1997). Impact velocities of the teeth after a sudden unloading at various initial bite forces, degrees of mouth opening, and distances of travel. *J Dent Res* 76:1751-9.
- Ohyama T, Yoshinari M, Oda Y(1999). Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. *Int J Prosthodont* 12:28-37.
- Ozcan M(2003). Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. *J Orall Rehabil* 30:265-9.
- Park SD, Lee Y, Kim YL, Yu SH, Bae JM, Cho HW(2012). Microleakage of different sealing materials in access holes of internal connection implant systems. *J Prosthet Dent* 108:173-80.
- Picton DC, Johns RB, Wills DJ, Davies WI(1974). The relationship between the mechanisms of tooth and implant support. *Oral Sci Rev* ;5:3-22.
- Picton DC(1995). The effect of external forces on the periodontium. *Lodon, Academic Press*. 1969:363-419.
- Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent* 74:145-50.
- Powers JM, Sakaguchi RL (2006). Craig's restorative dental materials. 12th ed. *st.Louis: Mosby* ; 444-464
- Probster L (1992). Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 5: 409-414.
- Raigrodski AJ (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures : a review of the literature. *J prosthet Dent* 92:557-62
- 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* 31:682-8.
- Rosenblum MA, Schulman A (1997). A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 128:297-307.
- 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.
- 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.
- Scherrer SS, De Rijk WG, Besel UC(1996). Fracture resistance of human enamel and three all-ceramic crown systems on extracted teeth. *Int J Prosthodont* 9:580-5.
- Scherrer SS, Wiskott AH, Coto-Hunziker V, Belser UC (2003). Monotonic flexure and fatigue strength of composites for provisional and definitive restorations. *J Prosthet Dent* 89:579-88.
- Smyd ES(1961). The role of torque, torsion and bending in prosthodontic failures. *J Prosthet Dent* 11:95-

111.

Sobrinho LC, Cattell MJ, Glover RH, Knowles JC(1998). Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont* 11:255-62.

Teoh SH(2000). Fatigue of biomaterials: a review. *Int Biomat Fatigue* 22:825-37.

Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ(2000). Structural reliability of alumina, feldspar, leucite, mica and zirconia-based ceramics. *J Dent* 28:529-35.

Wagner WC, Chu TM(1996). Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent* 76:140-4.

Wen MY, Mueller HJ, Chai J, Wozniak WT(1999). Comparative mechanical property characterization of 3 all-ceramic core materials. *Int J Prosthodont* 12: 534-41.

White SN(1993). Mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. *Dent Mater* 9:260-4.

Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC(1995). Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont* 8:105-16.