대한치과재료학회지 43(2) : 121-130, 2016
ISSN:2384-4434 (Print); 2384-3268 (Online)
Available online at http://www.kadm.org
http://dx.doi.org/10.14815/kjdm.2016.43.2.121

코어 재료에 따른 비니어링 도재의 전단결합강도 비교

양선희[1], 류태훈[1], 김정미[2], 김유리[1*]

원광대학교 치과대학 치과보철학교실[1], 원광대학교 치과병원 치과기공실[2]

〈Abstract〉

Shear Bond Strength of Veneering Ceramics to Different Core Materials

Sun-Hee Yang[1], Tae-Hun Ryu[1], Jeong-Mi Kim[2], Yu-Lee Kim[1]*

Department of Dentistry, Graduate School, Wonkwang University, Iksan, Republic of Korea[1], Dental Laboratory, Wonkwang University Dental Hospital[2]

This study was to evaluate the shear bond strength of veneering ceramics to the casting Co-Cr alloy core, milling Co-Cr alloy core, and milling zirconia core. Three kinds of core system (StarLoy C for casting, Sintron for milling, and zirconia for milling) were used to prepare ceramic core-porcelain veneer. The specimen of main model core was made according to Schmitz-Schulmeyer method and 15 specimens were produced in each group. Duceram Kiss (DeguDent, Germany) was used as veneering ceramic in Co-Cr alloy and IPS e.max Ceram (Ivoclar, Lichtenstein) was used for zirconia. Shear bond strength was measured at a crosshead speed of 0.5 mm/min by using the universal testing machine (Z020, Zwick, Ulm, Germany). Fracture pattern was observed in the magnifying power of 15 by using a scanning electron microscope. Shear bond strength was analyzed in one-way ANOVA by using SPSS Ver. 12.0 (SPSS GmbH, Munich, Germany), and post test was performed in Duncan's multiple range test(α = 0.05)

The means shear-bond strength of Sintron group(28.26±3.29) was significantly better than those of StarLoy C group(25.31±3.33) and Ceramill Zirconia group(23.79±43.39)(p〉0.05). But a significant difference was not found between StarLoy C group and Ceramill Zirconia group. In terms of failure mode of specimens, all experimental groups showed combined failure mode including adhesive and cohesive failure.

Key words : Shear bond strength, Casting Co-Cr alloy, Milling Co-Cr alloy, Milling zirconia, Failure mode

Ⅰ. INTRODUCTION

치과보철 수복에서 도재의 내부식성과 심미성을 살리고 금속의 높은 인장강도와 적합성을 적용하기 위하여 금속도재 수복물이 널리 사용되고 있다(Rosenblum와 Schulman, 1997). 하부구조인 금속 코핑의 재료는 치과용 귀금속의 높은 비용으로 인하여 비귀금속을 많이 사용하는데 이는 보철물 제작 시 얇은 두께로도 높은 강도가 가능하다(Sced와 McLean, 1972; McLean, 1979; Murakami와 Schulman, 1987; Shillingburg 등, 1997). 전통적으로 고정성 보철에 사용되는 비귀금속 합금은 니켈-크롬 합금과 코발트-크롬 합금, 티타늄 합금이 있다(Prado 등, 2005). 니켈-크롬 합금은 산성 환경에서 니켈이 방출하는 독성이 있고 알레르기 반응을 일으킬 수 있다(Wataha 등, 1998; Hildebrand 등, 1989). 반면 코발트-크롬 합금은 잠재적인 부작용이 거의 없고 니켈-크롬 합금에 비해 부식 저항성이 높다. 보편적 변색과 부식을 방지하기 위하여 코발트가 필요하나 코발트 함량이 30% 이상 포함할

* Correspondence: 김유리 (ORCID ID: 0000-0003-1350-5895)
(54538) 전북 익산시 익산대로 460 원광대학교 치과대학 치과보철학교실
Tel: +82-63-859-2938, Fax: +82-663-859-2938
E-mail: pro11@wku.ac.kr

Received: Apr. 12, 2016; Revised: May. 4, 2016; Accepted: May. 4, 2016

* 이 논문은 2016학년도 원광대학교 교비지원에 의해서 발표되었음.

경우 취성이 높아지고 주조가 힘들어지는 단점이 있다(Herö 등, 1984). 티타늄 합금은 용융점이 높아 주조가 까다롭다(Miyazaki T, 1992).

최근에 CAD/CAM을 이용하여 연질의 금속 블록을 가공하여 소결하는 방법으로 Ceramill Sintron(Co-Cr소결용 메탈)이라는 발전된 코발트-크롬 합금이 소개되었다. 제조사에 의하면 CAD/CAM 을 이용하여 코발트 -크롬 합금을 절삭하여 제작하는 방식으로써 고온의 아르곤 가스 상태에서 소결되며 소결 과정에서 부피는 대략 11% 수축한다. 밀링을 통한 제작 방법은 기존의 주조 방법에서 가져왔던 제작 과정상의 문제 및 보철 제작 방식의 어려움을 다소 해결할 수 있게 되었다.

CAD/CAM을 이용한 보철 수복은 컴퓨터에 의한 지대치 스캔과 설계, 가공 과정을 통한 제작으로 시간과 비용이 절감되고 일반적인 수복물 제작 시 발생할 수 있는 변형 문제를 해결할 수 있으며, 금속뿐 아니라 지르코니아를 가공할 수도 있다(Tinschert 등, 2001; Yang 등, 2002). 지르코니아는 다른 도재보다 높은 기계적 성질과 우수한 강도와 파절 저항성을 보여주고 있어 전치부 뿐 아니라 구치부 보철 수복에서도 성공적으로 사용되고 있다(Christel 등, 1989; Hannink 등, 2000; Sundh와 Sjögren, 2004).

금속도재 수복물에서 도재의 chipping이나 파절은 빈번히 일어난다(Schmitz와 Schulmeyer, 1975). Özcan 등(2003)은 금속 도재 수복물에 대한 도재 파절에 대한 여러 연구에서 10년간 5~10%의 수복물에서 도재파절이 나타났다고 보고하였다. 보철물이 교합력과 측방력에 보호되도록 설계되었더라도 외상이나 비정상적인 교합, 구강악습관, 도재 금속 간 결합 부족, 금속의 굴곡 피로, 금속과 도재의 열팽창률의 차이나, 잘못된 설계에 의하여 도재의 파절이 나타날 수 있다(Haneda 등, 2008; Lombardo 등, 2010). 임상연구에서 지르코니아 보철 또한 높은 안정성을 보이고 있지만(Sailer 등, 2007; Sailer 등, 2006; Raigrodski, 2004) 지르코니아 코어로부터의 비니어링 도재의 chipping과 고가의 장비 사용은 아직도 문제점으로 제기되고 있다(Raigrodski 등, 2006).

이에 본 연구의 목적은 세 종류의 코어 즉 주조용 코발트-크롬 합금 코어, 밀링용 코발트-크롬 합금 코어, 지르코니아 코어와 비니어링 도재간의 전단결합강도를 측정 비교하여 임상적 유효성을 평가하는 것이다.

II. MATERIALS AND METHODS

1. 연구 재료

코어 재료로는 주조용 코발트-크롬 합금인 StarLoy C (DeguDent, Hanau-Wolfgang, Germany), 밀링용 코발트-크롬 합금 Ceramill Sintron (Amann Girrbach®, Pforzheim, Germany)과, 밀링용 지르코니아 블록 Ceramill Zi (Amann Girrbach®, Pforzheim, Germany)을 사용하였다. 도재 비니어링은 코발트-크롬 합금 전용인 Duceram Kiss (DeguDent, Hanau-Wolfgang, Germany)와 지르코니아 전용인 IPS e.max Ceram (Ivoclar, Schaan, Lichtenstein)을 사용하였다 (Table 1).

2. 연구 방법

1) 코어 제작

주조용 코발트-크롬 합금 코어, 밀링용 코발트-크롬 합금 코어, 밀링용 지르코니아 코어를 각각 Schmitz-Schulmeyer의 방식(Sundh A와 Sjögren G, 2004)에 따라 길이 5.0 mm, 폭 5.4 mm, 높이 13.0 mm로 각 군 당 15개씩 제작하였다.

(1) 주조용 코발트-크롬 합금 코어

주조용 코발트-크롬 합금 코어를 위하여 StarLoy C (DeguDent, Germany)를 사용하였다. Type I 인레이 왁스(GC, Japan)로 길이 5.0 mm, 넓이 5.4 mm, 높이 13.0 mm의 블록을 제작하여 인산염계 무탄소 매몰재인 Univest Plus(Metalor, Switzerland) 150 g에 전용 액 36 ml의 비율로 섞어 60초간 진공 혼합한 후 매몰하고 1시간 후에 소환을 시행하였다. 매몰체를 소환로에 넣고 실온부터 시작하여 분당 5℃씩 온도를 높여 250℃에서 30분간 계류시키고, 다시 분당 5℃씩 온도를 높여 850℃에서 30분간 계류시켰다. 소환된 링을 원심 주조기(Metalor, Switzerland)를 이용하여 주조하였다. 서냉한 후 매몰재를 제거하였다.

(2) 밀링용 코발트-크롬 합금 코어

밀링용 코발트-크롬 합금 코어는 Ceramill mind (Amann Girrbach®, Germany)를 이용하여 디자인한 후 Ceramill

Table 1. Materials and fabrication methods used in this study

Groups		System	Product	Company	Composition
SL	core	Co-Cr (Casting)	StarLoy C	DeguDent	Co 54.9 % Cr 24.5 % W 10 %
	veneering	Duceram Kiss		DeguDent	
CS	core	Co-Cr (CAD-CAM)	Ceramil Sintron	Amann Girrbach®	Co 66 %, Cr 28 %, Mo 5 %, Si<1 %, Fe<1 %, Mn<1 %
	veneering	Duceram Kiss		DeguDent	
CZ	core	Zirconia (CAD-CAM)	Ceramil Zi	Amann Girrbach®	ZrO_2SiO_2 99 %, Al_2O_3<0.5 %, other oxides<0.5 %
	veneering	IPS e.max Ceram		Ivoclar	

motion2 (Amann Girrbach®, Germany)를 이용하여 Ceramill Sintron을 절삭하였다. 제조사의 지시에 따라 소성 소결로에서 1280℃까지 상승시킨 후 1 시간 동안 온도를 유지하고, 상온까지 식혀 블록을 완성하였다.

(3) 밀링용 지르코니아 코어

밀링용 지르코니아 코어는 Ceramill mind를 이용하여 디자인한 후 Ceramill motion2를 이용하여 ZrO_2 성분의 green stage의 Zi 지르코니아 블록을 절삭하였다. 제조사의 지시에 따라 소성 소결로에서 20℃에서 1450℃까지 온도를 상승시킨 후 1450℃에서 2시간 동안 온도를 유지하여 블록을 제작하였다.

2) 도재 비니어링

주조용과 밀링용 코발트-크롬 코어에 Duceram Kiss (DeguDent, Germany)A2 opaque를 0.3 mm 도포하였다. A2 색상의 상아질 도재를 길이 4.0 mm, 폭 5.4 mm, 높이는 3.0 mm에 맞추어 960℃에서 소성하였다. 상아질 도재가 수축한 만큼의 양을 다시 축성하여 960℃에서 소성한 후 930℃에서 글레이징하였다. 지르코니아 코어에는 zir-liner (Ivoclar, Lichtenstein)를 도포한 후 960℃에서 소성한 후 IPS e.max Ceram(Ivoclar, Lichtenstein) A2 색상의 상아질 도재를 길이 4.0 mm, 폭 5.4 mm, 높이 3.0 mm에 맞추어 750℃에서 소성하였다. 상아질 도재가 수축한 만큼의 양을 다시 축성하여 750℃에서 소성한 후 725℃에서 글레이징하였다(Figure 1).

3) 전단결합강도 측정

완성된 시편을 교정용 레진으로 포매하여 만능시험기 (Z020, Zwick, Ulm, Germany)를 사용하여 0.5 mm/min의 crosshead speed로 전단결합강도를 측정하였다(Figure 2, Figure 3).

4) 파절양상 평가

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

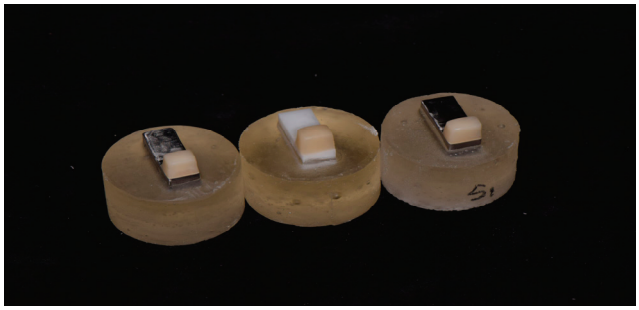

Figure 1. Three types of specimens were produced.

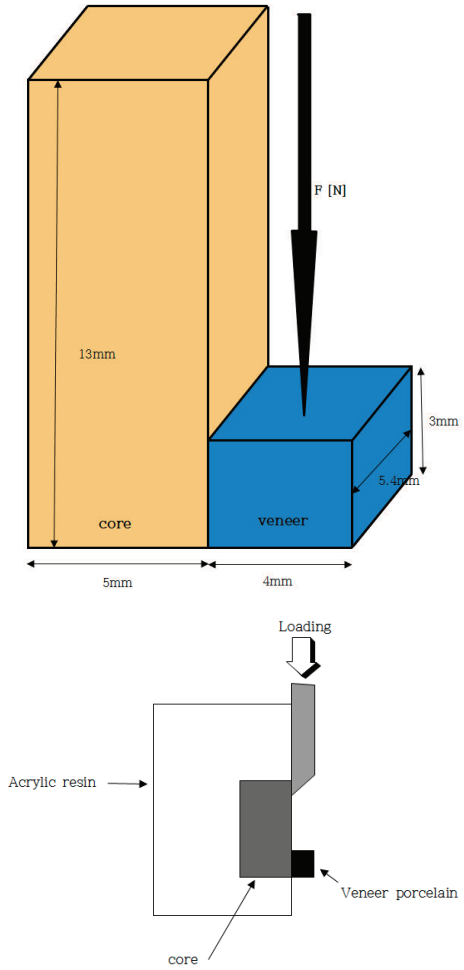

Figure 2. Schematic diagram of Schmitz-Schulmeyer method. Arrow indicate the direction of load application during shear bond testing.

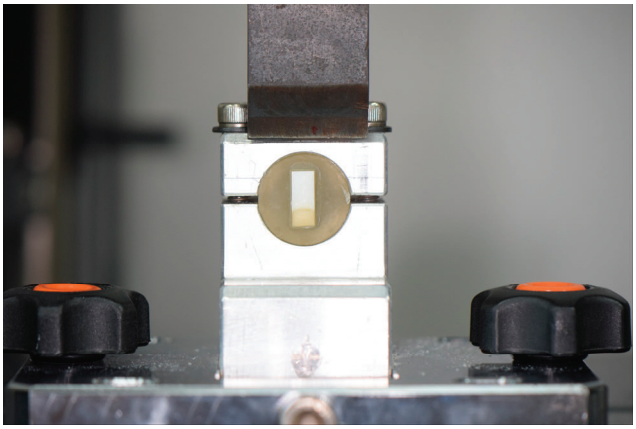

Figure 3. Universal testing machine showing shear bond strength test.

5) 통계분석

SPSS Ver. 12.0 (SPSS GmbH, Munich, Germany)을 이용하여 코어와 비니어링 도재의 종류에 따른 전단결합강도를 one-way ANOVA로 분석하고, Duncan's multiple range test (α = 0.05)로 사후 검정을 시행하였다.

Ⅲ. RESULTS

1. 전단결합강도

코어의 종류에 따른 전단결합강도 분석 결과는 Table 2, Figure 4와 같다. 밀링용 코발트-크롬 합금 코어의 전단결합강도(28.26 ± 3.29 MPa)가 가장 높았고 주조용 코발트-크롬 합금 코어(25.31 ± 3.33 MPa), 밀링용 지르코니아 코어

Table 2. Shear bond strength of test core groups (MPa)

Group	Core	Veneering	Mean(SD)
SL	Co-Cr (Casting)	Duceram Kiss	25.31(3.33)a
CS	Co-Cr (CAD-CAM)	Duceram Kiss	28.26(3.29)b
CZ	Zirconia (CAD-CAM)	IPS e.max Ceram	23.79(4.49)a

The same letters were not significantly different within the same groups by one way ANOVA at α = 0.05.

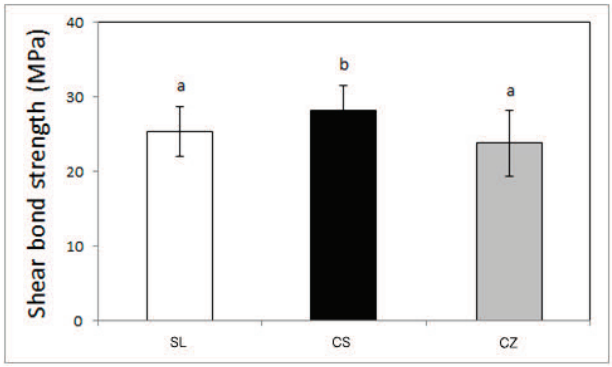

Figure 4. Shear bond strength of test core groups.
The same letters were not significantly different within the same groups by one way ANOVA at α = 0.05.

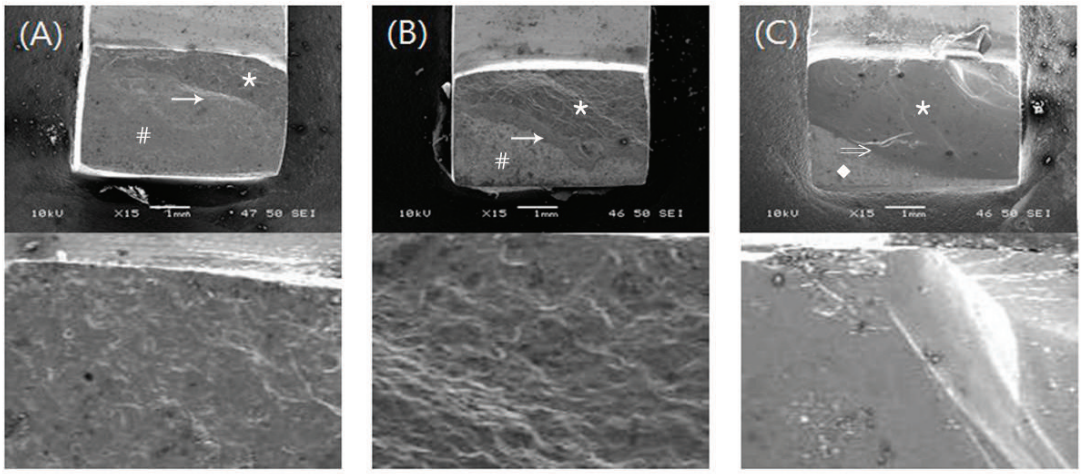

Figure 5. SEM image of the fracture surface between core and veneering porcelain. (X15) (A) SL (B) CS (C) CZ
*:veneering ceramic, →: opaque, ⇒: zirliner, #: metal master die, ◆: zirconia master die

(23.79 ± 4.49 MPa)군과 통계적으로 유의성 있는 차이가 있었다(P 〈 0.05). 주조용 코발트-크롬 합금과 밀링용 지르코니아 군은 서로 유의성 있는 차이가 없었다(P 〉 0.05) (Table 2, 3 Figure 4).

2. 파절양상

주조용 코발트-크롬 합금 코어와 밀링용 코발트-크롬 합금 코어에서는 모든 군에서 금속, opaque, 비니어링 도재 사이에서 복합 파절이 나타났으며, 밀링용 지르코니아 코어 군에서는 지르코니아 코어, zir-liner, 비니어링 도재 사이에서 복합파절이 나타났다(Figure 5).

Ⅳ. DISCUSSION

금속도재 수복물은 하부 금속의 우수한 강도와 변연 적합성, 도재의 내부식성과 심미성의 장점을 융합한 수복물로 단일관, 고정성 국소의치 및 임플란트 보철 등 고정성 보철치료에 널리 사용되고 있다(Rosenblum와 Schulman, 1997; McLean, 1979; Murakami와 Schulman , 1987; Shillingburg 등, 1997). 금속도재 수복물의 주조체로 귀금속 합금이 사용되기도 하지만 금과 귀금속의 비용 상승으로 비귀금속 합금의 사용이 증가하였고 재료의 발전을 가져왔다(Sced와 McLean, 1972). 비귀금속 합금은 귀금속 합금에 비해 탄성률이 높아 고정성 보철물에서 휘어짐이 적어 도재 파절 가능성을 낮춰준다(Wataha, 2002; Wataha와 Messer, 2004). 비귀금속 합금으로 니켈-크롬 합금이 널리 쓰이고 있으나 니켈과 베릴륨의 인체에 대한 유해성으로 인하여 코발트-크롬 합금이 대체 합금으로 개발되었다(Wataha 등, 1998; Hildebrand 등 1989). 코발트는 변색 방지와 부식 예방을 위하여 사용되지만 과량 사용하게 될 경우 취성이 높아지고 주조가 힘들어지므로 주의하여야 한다(Herö 등, 1984).

또한 더 높은 심미성과 생체적합성에 대한 요구는 금속이 아닌 전부도재 코어의 발전을 가져왔다(Fischer와 Marx, 2002). 심미성을 위한 완전도재관은 취성이 있고 인장응력에 취약하여 알루미나 혹은 지르코니아 등의 고강도 도재로 코어를 제작한 후 그 위에 비니어용 도재를 소결하여 보강한 전부관이 개발되고 있다(Dickinson 등, 1989; Levy와 Daniel, 1990; Ludwig, 1991). 이 경우 코어와 도재의 결합력과 코어 자체의 강도가 보철물의 내구성을 결정하게 된다(Guazzato 등, 2004). 지르코니아 세라믹은 다른 세라믹 수복물보다 높은 기계적 성질, 우수한 강도와 파절 저항성을 보여주고 있으며 최근에 소개되는 지르코니아 코어는 높은 강도로 전치부

뿐 아니라 구치부 보철 수복에도 성공적으로 이용되고 있다(Christel 등, 1989; Hannink 등, 2000; Sundh와 Sjögren G, 2004).

기존에 사용되던 전통적인 코발트-크롬 주조용 합금의 경우 주조과정을 거치면서 생기는 오차와 주조의 실패 가능성, 그리고 소요되는 시간이 큰 단점을 가지고 있어 이러한 단점을 극복하기 위하여 최근 CAD/CAM을 활용한 보철물이 활발하게 제작되고 있다. CAD/CAM 시스템은 컴퓨터로 코어를 디자인하고 밀링 하여 만들며 이를 통하여 제작 시간과 비용을 절감할 수 있고 주조 시 생기는 오차도 없앨 수 있다(Tinschert 등, 2001; Yang 등, 2002). CAD/CAM 시스템으로 금속과 비슷한 강도의 지르코니아를 가공할 수 있을뿐더러(Christel 등, 1989; Hannink 등, 2000; Sundh와 Sjögren, 2004) 최근에는 밀링이 가능한 연질 코발트-크롬 합금이 개발되어 보철물을 간단하고 저렴하게 제작할 수 있게 되었다. CAD/CAM으로 코발트-크롬 합금을 밀링 하여 제작을 함으로써 코발트 함량을 주조시 한계량 이상 첨가할 수 있어 변색과 부식 저항성을 향상시킬 수 있다. 이번 연구에서 밀링 가능한 코발트-크롬 합금으로 Amann Girrbach 사의 Ceramill Sintron을 사용하였다. Sintron을 이용한 보철물 제작과정으로 먼저 연질의 코발트-크롬 블록이 건조상태의 밀링을 거쳐 보철물의 형태를 형성하게 되는데 이 블록은 유기 결합체 등의 결합 물질을 함유하고 있어 밀링한 블록은 소결로에서 아르곤 가스하에 1300℃로 소결하여 재구성하게 된다. 소결 과정동안 유기 결합체가 소진되면서 금속 입자들이 소결되어 강화되는데 이때 금속의 용융상은 거치지 않게 된다. 이러한 소결 과정동안 10% 정도의 부피 수축이 일어나므로 밀링시 수축량을 계산하여 조금 큰 형태를 완성하게 된다. 이렇게 밀링하여 형성한 코발트-크롬합금은 주조하여 형성한 전통적인 코발트-크롬 합금과 비슷한 물리적 성질을 보이고 있다(B Stawarczyk와 M Eichberger, 2014).

이번 연구를 통해 치과 보철에서 전통적으로 사용되어 온 주조용 코발트-크롬 주조용 합금과 최근 사용량이 많아지고 있는 지르코니아뿐만 아니라 새롭게 개발된 밀링으로 생성한 코발트-크롬 합금의 도재와의 전단결합강도를 비교하여 각 재료별 유용성을 알아보았다. 세 종류 코어의 전단결합강도를 측정한 결과 밀링용 코발트-크롬 합금 코어 군(28.3 MPa)의 전단결합강도가 가장 높게 측정되어 주조용 코발트-크롬 합금 코어(25.3 MPa), 지르코니아 코어 군(23.8 MPa)과 통계적으로 유의한 차이를 보였다($P > 0.05$).

금속 코어와 비니어링 도재 사이의 결합은 산화층에 의한 화학적 결합, 미세 요철에 의한 기계적 결합, 도재 압축력에 의한 결합 등이 복합적으로 작용한다(Özcan와 Niedermeier, 2002). 코발트-크롬 합금은 초기 산화 과정에서 쉽게 산화되는 원소를 포함하고 있기 때문에 산화 시 두터운 산화막이 나타난다. 금속도재 수복물의 수명은 주로 산화막에 의해 형성되는 금속과 도재사이의 결합력이 가장 중요하게 작용한다. 만약 산화층이 존재하지 않거나 얇을 경우 도재 소성 과정에서 완전히 소실되어 결합력이 약해진다. 그러나 과도한 산화막은 불량한 합착 강도를 초래하여 기계적 결합을 방해하기 때문에 피해야 한다.

이전의 연구에서 Dündar등(2004)은 코어-비니어링 도재 시스템에서 임상적으로 사용 가능한 전단결합강도가 23-41 MPa라고 보고하였고, Al-Dohan등(2004)은 22-31 MPa라고 보고하였다. 본 연구에서도 비니어링 도재와의 전단결합강도는 세 군 모두 선학들의 연구 결과의 범위 내에 있었다.

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

주사전자현미경 관찰은 지르코니아와 코발트-크롬 군에서 비니어링 도재의 파절이 어떻게 시작되었는지를 보여준다. 코발트-크롬 군과 지르코니아 군에서 파절이 비니어링 도재에서 시작했다는 점은 비니어링 도재의 기계적인 물성이 중요함을 나타낸다. 기포와 비니어의 내부 결함은 파절의 시작 시점이 될 수 있다(Kelly 등, 1989). 따라서 비니어링 도재의 적층(layering), 소성, 표면 형성, 연마와 같은 제작 기술은 파절을 방지하기 위하여 매우 중요하다. 또한 비니어링 도재의 결정화 정도에 따른 비니어링 도재의 강도는 수복물 수명의 주된 요소이다(Quinn 등, 2003).

본 연구에서 밀링용 코발트-크롬 합금 코어와 주조용 코발트-크롬 합금 코어군에서 금속, opaque, 비니어링 도재 사이에서 복합파절이 나타났다. 지르코니아 코어 군에서는 지르코니아 코어, zir-liner, 비니어링 도재 사이에서 복합파절이

나타났다. 주로 계면에서의 접착과 비니어링 도재 내에서의 응집파절이 관찰되었다. 접촉하는 지르코니아 코어로부터 비니어가 얇은 층으로 떨어져 나가는 파절 양상은 다른 실험의 결과에서도 재현되었고, 이러한 파절 양상은 코어와 비니어링 도재 사이의 계면에서 잘 나타난다(Studart 등, 2007). 이것은 두 가지 방식으로 해석될 수 있다. 첫째, 이러한 파절 양상은 파절에 저항하는 지르코니아의 특성 일 수 있다. 둘째, 층 사이의 파절은 상대적으로 지르코니아 코어의 비니어링 도재에 대한 결합이 약한 것과 연관이 있을 수도 있다. 이러한 연구 결과들은 임상적으로 전부도재 시스템이 파절될 시 비니어링 도재와 코어 구조의 긴장 파절보다는 작은 조각으로 쪼개지는 파절이 나타나고 얇은 조각으로 갈라지는 경향성을 가지고 있음을 나타낸다(Aboushelib 등, 2006). 하지만 최근 연구에서도 계면 결합 파절의 정확한 매커니즘은 알려져 있지 않아 더 많은 연구가 필요하다. 파절된 코발트-크롬 표본의 주사전자현미경 관찰 시 모든 표본에서 금속 부분에 남아있는 도재의 가장자리 부분을 볼 수 있고, 도재가 금속에 붙어 있는 것을 볼 수 있다. 주조용 코발트-크롬의 양호한 응집 파절 양상은 이전의 연구에서도 보고되었다(White 등, 2005).

치과재료들 특히 금속도재 수복물에서 발생하는 파절과 박리는 저작 운동 시 받는 스트레스가 가장 큰 원인으로 여겨지고 있으며 반복되는 교합력은 미세 균열을 일으켜 전체 재료를 약하게 만드는 것으로 여겨진다. 이에 본 연구의 실험에서는 만능시험기를 이용하여 비니어링 도재를 전통적인 주조용 코발트-크롬 합금, 밀링용 코발트-크롬 합금, 지르코니아에 접착 후 어느 정도 양의 힘 전달에서 파절 양상을 보이는지를 측정하였다. 밀링용 코발트-크롬 합금의 결합강도가 가장 우수하지만 주조용 코발트-크롬 합금과 지르코니아의 결합강도도 임상적으로 허용 가능한 범위 내에 있음을 알 수 있었다. 다만 코발트-크롬과 지르코니아 시편과 구강 내 보철물이 똑같은 상황이 아니라는 점과 만능시험기로 구강 내 작업환경을 연출할 수 없다는 한계는 있었다.

V. CONCLUSION

본 연구는 3종류의 코어 즉 주조용 코발트-크롬 합금 코어, 밀링용 코발트-크롬 합금 코어, 지르코니아 코어와 비니어링 도재사이의 전단결합강도를 측정하여 비교하였다. 또한 각 코어의 종류에 따라 파절면을 주사 전자 현미경으로 관찰하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 밀링용 코발트-크롬 합금 코어(28.3 MPa)와 비니어링 도재 사이의 전단결합강도가 가장 높았으며, 주조용 코발트-크롬 합금 코어와 지르코니아 코어 군은 서로 유의한 차이가 없었다($P > 0.05$).
2. 파절면을 주사 전자 현미경으로 분석한 결과 주조용 코발트-크롬 군과 밀링용 코발트-크롬 군에서는 금속, opaque, 비니어링 도재 사이에서 복합파절이 나타났으며, 지르코니아군에서는 지르코니아 코어, zir-liner, 비니어링 도재 사이에서 복합파절이 나타났다.

VI. REFERENCES

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 22:857-863.

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 91:349-355.

B Stawarczyk, M Eichberger (2014). A Novel CAD/CAM Base Metal Compared th Conventional CoCrMo Alloys: An in-vitro Study of the Long-term Metal-ceramic Bond Strength. Oral Health Dent Manag 13:446-452.

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.

Dickinson AJ, Moore BK, Harris RK, Dykema RW (1989). A comparative study of the strength of aluminous porcelain and all-ceramic crowns. J Prosthet Dent 61:297-304.

Dündar M, Özcan M, Cömlekoglu E, Güngör MA, Artunc C (2004). Bond strengths of veneering ceramics to reinforced ceramic core materials. Int J Prosthodont 18:71-72.

Fischer H, Marx R (2002). Fracture toughness of dental ceramics :comparison of bending and indentation method. Dent Mater 18:12–19.

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 20:449-456.

Haneda IG, Fonseca RG, Adabo GL, Cruz CA (2008). Shear bond strength of metal-ceramic repair systems. Gen Dent 57:644-651.

Hannink RH, Kelly PM, Muddle BC (2000). Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. J Am Ceram Soc 83:461–487.

Herö H, Syverud M, Gjönnes J, Horst JA (1984). Ductility and structure of some cobalt-base dental casting alloys. Biomaterials 5:201-208.

Hildebrand HF, Veron C, Martin P (1989). Nickel, chromium, cobalt dental alloys and allergic reactions: an overview. Biomaterials 10:545-548.

Kelly JR, Giordano R, Pober R, Cima MJ (1989). Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations. Int J Prosthodont 3:430-440.

Levy H, Daniel X (1990). Working with the In-Ceram porcelain system. Prosthese Dent 44:35-45.

Lombardo GH, Nishioka RS, Souza RO, Michida SM, Kojima AN, Mesquita AM, Buso L (2010). Influence of surface treatment on the shear bond strength of ceramics fused to cobalt-chromium. J Prosthodont 19:103-111.

Ludwig K (1991). Studies on the ultimate strength of all-ceramic crowns. Dental labor 5:647-651.

McLean JW (1979). The Science and Art of Dental Ceramics. Volume I. The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use. Chicago: Quintessence pp. 79-82.

Mecholsky J (1995). Fractography: Dentermining the sites of fracture initiation. Dent Mater 11:113-116.

Miyazaki T (1992). Recent progress in titanium dental casting technologies and current problems for a clinical application. Quintessence Int 11:171-182.

Murakami I, Schulman A (1987). Aspects of metal-ceramic bonding. Dent Clin N Am 31:333-343.

Özcan M, Niedermeier W (2002). Clinical study on the reasons for and location of failures of metalceramic restorations and survival of repairs. Int J Prosthodont 15:299-302.

Özcan M (2003). Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. J Oral Rehabil 30:265-269.

Prado RA, Panzeri H, Fernandes Neto AJ, Neves FD, Silva MR (2005). Shear bond strength of dental porcelains to nickel-chromium alloys. Braz Dent J 16:202-206.

Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK (2003). Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. Dent Mater 19:603-611.

Raigrodski AJ. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures : a review of the literature. J prosthet Dent 92:557-562.

Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, Mercante DE (2006). The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. J Prosthet Dent 96:237-244.

Rosenblum MA, Schulman (1997). A review of allceramic restorations. J Am Dent Assoc 128:297-307.

Sailer I, Feher A, Filser F (2006). Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. Quintessence Int 37:685-693.

Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle 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.

Sced IR, McLean JW (1972). The strength of metal/ceramic bonds with base metals containing chromium. A preliminary report. Brit Dent J 132:232-234.

Schmitz K, Schulmeyer H (1975). Determination of the adhesion of dental metal-porcelain bonding systems. Dental Labor 23:1416-420.

Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD (1997). Fundamentals of Fixed Prosthodontics,3rd Ed. Chicago: Quintessence pp. 455.

Studart AR, Filser F, Kocher P, Luthy H, Gauckler LJ (2007). Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. Dent Mater 23:115-123.

Sundh A, Sjögren G (2004) A comparison of fracture strength of yttrium-oxide- partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. J Oral Rehabil 31:682–688.

Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ (2001). Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. Oper Dent 26:367-374.

Wataha JC, Lockwood PE, Khajotia SS, Turner R (1998). Effect of pH on element release from dental casting alloys. J Prosthet Dent 80:691-698.

Wataha JC (2002). Alloys for prosthodontic restorations. J Prosthet Dent 87:351-63.

Wataha JC, Messer RL (2004). Casting alloys. Dent Clin N Am 48:499-512.

White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA (2005). Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. J Prosthet Dent 94:125-131.

Yang JH, Yeo IS, lEE sh, Han JS, lEE jb (2002). Marginal fit of celay/In-ceram, Conventional In-ceram and Empress 2 all-ceramic single crowns. J Korean Acad Prosthodont 40:131-139.