



다양한 방법으로 제작한 코발트-크롬 코어와 세라믹의 전단결합강도 비교

류태훈¹, 김정미², 조혜원¹, 정지혜¹, 김유리^{1*}

원광대학교 치과대학 치과보철학교실¹, 원광대학교 치과병원 치과기공실²

〈Abstract〉

Shear bond strength of veneering porcelains to Co-Cr cores with various manufacturing methods

Tae-Hun Ryu¹, Jeong-Mi Kim², Hye-Won Cho¹, Ji-Hye Jung¹, Yu-Lee Kim^{1*}

¹Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Wonkwang University

²Dental Laboratory, Wonkwang University Dental Hospital

The purpose of this study was to compare the shear bond strength of veneering porcelains(Duceram Kiss, VITA VMK Master) to 3 types of Co-Cr cores manufactured with different methods(casting, milling, 3D printing). Cast(StarLoy C, Degudent, Germany), milled(Ceramill Sintron, Amann Girnbach, Germany), 3D printed(EOS Cobalt Chrome SP2; EOS GmbH, Germany) Co-Cr core specimens were fabricated according to Schmitz-Schulmeyer method. Two kinds of dental porcelains(Duceram Kiss, VITA VMK Master) were applied on Co-Cr cores, with each core given 12 specimens of each porcelain respectively, thus in total 72 specimens were fabricated. Shear bond strength of each specimen was measured by universal testing machine(Z020, Zwick, Ulm, Germany) and scanning electron microscope (JSM 6360, JEOL, Tokyo, Japan) was used for observing fracture pattern in 20 magnification. Shear bond strength according to different manufacturing methods were analyzed using SPSS 21.0(IBM SPSS Statistics 21, IBM, Chicago, USA) in one-way ANOVA. Duncan's multiple range test were conducted as a post-test.(p=0.05)

Shear Bond strength of Duceram Kiss veneered groups were as follows: milled(29.78±4.67 MPa), cast(29.29±5.84 MPa), 3D printed(26.58±4.78 MPa). Results of VITA VMK Master veneered groups were as follows: milled(29.08 ±4.60 MPa), 3D printed(27.24±4.28 MPa), cast(26.23±2.92 MPa). Yet both groups had no significant difference (p>0.05). All specimens in the test groups exhibited combined failure of mixed cohesive and adhesive failure.

Key words: shear bond strength, Co-Cr core, casting, milling, 3D printing, failure mode

1. 서론

고정성 보철 수복물은 재료에 따라 치과용 합금으로 제작하

는 금속 수복물과 포세린으로 제작하는 올세라믹 수복물, 두 가지 재료를 같이 사용하는 금속세라믹 수복물이 있다. 금속 수복물은 높은 강도를 가지지만 낮은 심미성으로 인하여 사용에 한계가 있으며 올세라믹 수복물은 뛰어난 심미성을 가지지만 기계적 강도가 부족하고 많은 치아 삭제를 필요로 한다. 금속세라믹 수복물은 포세린의 내부식성, 심미성과 함께 금속의 적합성과 인장강도를 장점으로 가지고 있다(Prado 등, 2005).

* Correspondence: 김유리 (ORCID ID: 0000-0003-1350-5895)
 (54538) 전북 익산시 익산대로 460 원광대학교 치과대학 치과보철학교실

Tel: +82-63-859-2938, Fax: +82-63-859-2938

E-mail: pro11@wku.ac.kr

Received: Dec, 27, 2016; Revised: Mar, 14, 2017; Accepted: Mar, 14, 2017

* 이 논문은 2017학년도 원광대학교 교비지원에 의해서 발표되었음.

금속세라믹 수복물이 처음 개발되었을 때는 금을 기반으로 한 귀금속 합금을 사용하였으나 높은 비용으로 인하여 점차 니켈-크롬 합금이나 코발트-크롬 합금 등의 비귀금속 합금으로 대체되고 있다(Prado 등, 2005). 이러한 비귀금속 합금은 저렴하며 강도와 탄성계수가 높고 부식저항성이 좋으며 포세린과의 접착력이 좋아 금속세라믹 수복물의 금속 코핑으로 사용되고 있다(Tinschert 등, 2001; Roach, 2007). 코발트-크롬 합금은 과거에 주로 국소치치 금속구조물 제작에 사용하였으나 니켈-크롬 합금보다 부작용이 적고 부식저항성이 높아 금속세라믹 수복물의 금속 코핑으로의 사용 빈도가 증가하고 있다(Hildebrand 등, 1989; Viennot 등, 2005). 코발트-크롬 코핑은 전통적으로 주조법을 통해 제작되고 있으나 왁스는 높은 열팽창계수를 가져 변형의 가능성이 크고 비귀금속 합금은 녹는점이 높아 주조 시 산화될 가능성이 높은 단점이 있다.

이러한 단점을 극복할 수 있는 대안으로 컴퓨터 보조 설계/컴퓨터 보조 제작(CAD/CAM) 방식이 제안되고 있으며, 이를 이용한 코핑의 제작방법으로 크게 절삭가공법과 적층가공법이 있다(Al Jabbari 등, 2014; Jang 등, 2015). 절삭가공은 연질의 금속 블록을 절삭하여 소결하는 방법으로 표준화된 기성품 블록을 사용하기 때문에 주조 시 나타날 수 있는 결함이나 기포를 최소화 할 수 있으며 제작시간과 인력을 줄일 수 있다(Stawarczyk 등, 2014). 또한 주조의 어려움 때문에 제한한 코발트의 함량을 30% 이상 포함시킬 수 있어 높은 변색 및 부식 저항성을 기대할 수 있다. 적층가공은 최근 활발히 사용되는 3D 프린팅에 사용되는 방법으로 재료를 삼차원적으로 쌓아 올려 제작하는 방식이다. Direct metal laser sintering (DMLS) 방법은 금속분말을 고출력의 레이저로 소결시켜 층을 쌓아 제작하며 코발트-크롬 합금을 이용한 금속 보철물을 제작할 수 있다(Kovalev 등, 2000; Koutsoukis 등, 2015).

금속세라믹 수복물이 교합력과 측방력에 보호될 수 있도록 교합이 설계되어 있더라도 chipping 이나 파절이 흔히 일어날 수 있다. Özcan 등(2003)은 금속세라믹 수복물의 포세린 파절에 대한 연구들에서 10년간 5~10%의 포세린 파절이 관찰되었다고 보고하였다. 따라서 금속과 포세린의 결합력은 우수한 기능과 심미성을 가지는 금속세라믹 수복물 제작에 중요한 요소이다(Joias 등, 2008). 최근 활발히 사용되고 있는 절삭가공과 적층가공을 이용하여 제작한 금속세라믹 수복물에서도

포세린의 파절이 나타날 수 있으며 주조하여 제작한 전통적인 금속세라믹 수복물과의 결합력의 비교가 필요하다.

이에 본 연구는 코발트-크롬 코어의 제작방법(주조, 밀링, 3D 프린팅)과 포세린(Duceram Kiss, VITA VMK Master)간의 전단결합강도를 측정하고 비교하여 임상적 유효성을 평가하고자 한다.

II. 재료 및 방법

1. 연구 재료

금속세라믹 수복물의 코발트-크롬 코어를 제작하기 위하여 주조용 코발트-크롬 합금으로 StarLoy C(Degudent, Hanau, Germany), 밀링용 코발트-크롬 합금으로 Ceramill Sintron (Amann Girschbach, Pforzheim, Germany), 3D 프린팅용 코발트-크롬 합금으로 EOS CobaltChrome SP2(EOS GmbH, Krailling, Germany)를 사용하였다(Table 1). 비니어링 포세린으로 Duceram Kiss(Degudent, Hanau, Germany)와 VITA VMK Master(VITA Zahnfabrik, Säckingen, Germany)를 사용하였다(Table 2).

Table 1. Co-Cr core groups used in this study

Group	Product	Company	Composition(%)
Casting	StarLoy C	Degudent	Co 54.9, Cr 24.5
			W 10, Mo 1.0, Si 1.0 Fe 0.1, Nb 2
Milling	Ceramill Sintron	Amann Girschbach	Co 66, Cr 28, Mo 5 Si<1, Fe<1, Mn<1
3D Printing	EOS CobaltChrome SP2	EOS GmbH	Co 63.8, Cr 24.7 Mo 5.1, W 5.4 Si 1.0, Fe<0.5, Mn<0.1

Table 2. Veneering porcelains used in this study

Product	Company	Fire temperature
Duceram Kiss	Degudent	Opaque : 950℃
		1 st Dentine : 920℃
		2 nd Dentine : 910℃
VITA VMK Master	VITA Zahnfabrik	Opaque : 950℃
		1 st Dentine : 930℃
		2 nd Dentine : 920℃

2. 연구 방법

1) 코어 제작

모든 시편의 코발트-크롬 코어는 Schmitz-Schulmeyer의 방법에 맞추어 길이 13.0 mm, 폭 5.4 mm, 높이 5.0 mm의 직육면체로 제작하였으며 제작방법에 따라 24개씩 총 72개의 시편을 제작하였다(Schmitz와 Schulmeyer, 1975).

(1) 주조용 코발트-크롬 코어

주조용 코발트-크롬 코어의 제작을 위해 StarLoy C를 사용하였다. Type I 인레이 왁스(GC, Tokyo, Japan)를 이용하여 길이 13.0 mm, 폭 5.4 mm, 높이 5.0 mm의 직육면체 블록을 제작하였다. 왁스블록을 인산염계 무탄소 매몰재(Univest Plus, Metalor, Switzerland)에 매몰 후 소환하였고 원심주조기를 이용하여 주조한 후 서냉하여 완성하였다.

(2) 밀링용 코발트-크롬 코어

길이 13.0 mm, 폭 5.4 mm, 높이 5.0 mm의 직육면체를 설계하여 STL 파일로 저장하였다. STL 파일을 이용하여 밀링 기계인 Ceramill Motion2 (Amann Girrbach, Pforzheim, Germany)로 Ceramill Sintron을 절삭하였다. 절삭된 블록은 전용 소성 소결로(Ceramill argotherm 2, Amann Girrbach, Pforzheim, Germany)에서 제조사의 지시에 따라 1280°C까지 온도를 상승시키고 1시간 동안 유지 후 서냉하여 완성하였다.

(3) 3D 프린팅용 코발트-크롬 코어

코발트-크롬 코어를 3D 프린팅하기 위하여 Direct metal laser sintering (DMLS) 방법을 사용하였다. 저장된 STL 파일로 상품화된 코발트-크롬 분말인 EOS CobaltChrome SP2을 EOSINT M270(EOS GmbH, Krailling, Germany)을 이용하여 질소 가스 환경에서 200 W의 고출력 레이저로 20 μ m 두께로 소결시키며 쌓아올린 후 제조사의 지시대로 서냉하여 완성하였다.

2) 포세린 비니어링

제작한 코발트-크롬 합금 코어의 윗면은 접착면으로 사용하기 위하여 텅스텐 카바이드 버로 전처리를 한 후 110 μ m 크기의 Al₂O₃ 입자를 0.2 MPa의 압력으로 10초 동안 샌드블

라스팅 처리하였다. 잔존한 Al₂O₃ 입자는 공기압력 분사기로 제거하였다. 주조, 밀링, 3D 프린팅 하여 제작한 시편에 Duceram Kiss와 VITA VMK Master를 각각 12개씩 비니어링 하였다.

Duceram Kiss 비니어링을 위하여 코발트-크롬 코어 접착면의 한쪽 끝에 Duceram Kiss NE-Bonder와 불투명 포세린을 제조사의 지시에 따라 도포 후에 소성하였다. 그 상방에 상아질 포세린을 Schmitz-Schulmeyer의 방법에 맞추어 길이 3.0 mm, 폭 5.4 mm, 높이 4 mm의 직육면체가 되도록 축성하여 920°C에서 소성하였다. 소성 시 수축한 부분을 상아질 포세린으로 다시 축성하여 910°C에서 소성한 후 890°C에서 글레이징하여 완성하였다.

VITA VMK Master 포세린의 비니어링도 Duceram Kiss 포세린과 동일한 방법으로 진행하였다. 코발트-크롬 접착면의 상방에 VITA NP Bonder paste와 불투명 포세린을 제조사의 지시에 따라 도포 후에 소성하였다. 상아질 포세린을 길이 3.0 mm, 폭 5.4 mm, 높이 4 mm의 직육면체가 되도록 축성하여 930°C로 소성하였다. 소성 시 수축한 부분을 상아질 포세린으로 다시 축성하여 920°C에서 소성한 후 920°C에서 글레이징하여 완성하였다(Figure 1).

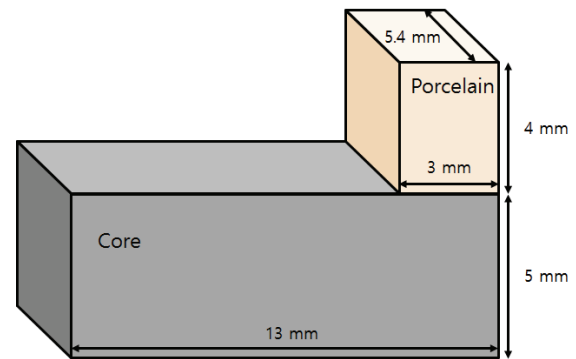


Figure 1. Design of Schmitz-Schulmeyer specimens.

3) 시편의 고정

완성된 시편은 자가 중합형 레진(Ortho-Jet, Lang, Wheeling, USA)으로 포매하였다. 포매 시 치과용 서베이어를 이용하여 시편이 주형의 바닥면과 평행하며 정 가운데에 위치되도록 한 후, 코어가 레진 상방에 1 mm의 높이로 드러나도록 자가 중합형 레진을 부었다(Figure 2).

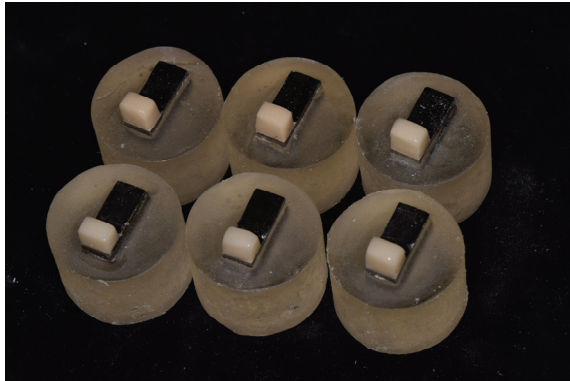


Figure 2. Six types of specimens according to different manufacturing methods of Co-Cr core and porcelains.

4) 전단결합강도 측정

레진으로 포매한 시편을 지그에 연결하여 고정시킨 후 만능시험기(Z20, Zwick Roell, Ulm, Germany)를 이용해 전단결합강도를 측정하였다. 코발트-크롬 코어와 포세린의 접착면에 블레이드형 하중봉을 위치시킨 후 0.5 mm/min의 cross head speed로 전단력을 가해 파절 시의 최대 하중을 기록하였다(Figure 3).

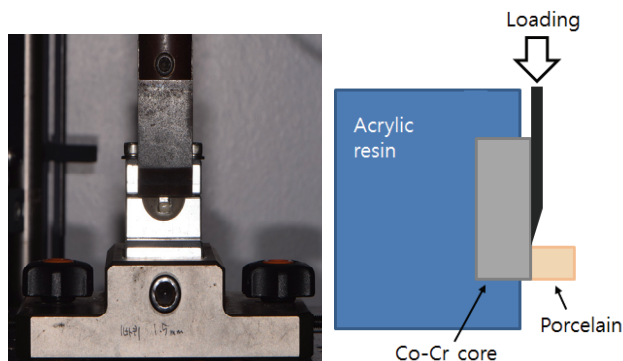


Figure 3. Shear bond strength was measured by using universal testing machine.

5) 주사전자현미경 분석

파절 양상을 관찰하기 위하여 주사전자현미경(JSM 6360, JEOL, Tokyo, Japan)을 이용해 20 배의 배율에서 파절면을 평가하였다.

6) 통계분석

코발트-크롬 코어의 제작방법에 따른 전단결합강도를 비교하기 위하여 One-way ANOVA를 이용하여 결합강도 차이를 두 가지 포세린 별로 분석하였고 사후검정(Duncan's multiple range test)을 시행하였다. 통계분석은 SPSS 21.0(IBM SPSS Statistics 21, IBM, Chicago, USA)를 이용하였다.($p=0.05$)

III. 결과

1. 전단결합강도

1) Duceram Kiss를 비니어링한 그룹

Duceram Kiss를 비니어링한 그룹에서 주조, 밀링, 3D 프린팅 하여 제작한 코발트-크롬 코어 간의 전단결합강도는 통계적으로 유의한 차이가 없었다($P>0.05$). 주조용 코발트-크롬 코어의 전단결합강도(29.29 ± 5.84 MPa)는 밀링용 코발트-크롬 코어(29.78 ± 4.67 MPa)와 유사한 평균값을 가졌으며 3D 프린팅용 코발트-크롬 코어(26.58 ± 4.78 MPa)는 이보다 낮은 평균값을 가졌으나 유의성 있는 차이는 없었다(Table 3, 4, Figure 4).

Table 3. Shear bond strength of different Co-Cr core groups in Duceram Kiss(MPa)

Core	Veneering	Mean(SD)
Casting	Duceram Kiss	29.29(5.84)
Milling	Duceram Kiss	29.78(4.67)
3D printing	Duceram Kiss	26.58(4.78)

Table 4. One-way ANOVA of shear bond strength in Deceram Kiss groups

	Source of variance	Sum of squares	df	Mean square	F	P
Shear bond strength	Between group	71.430	2	35.715	1,359	0,271
	Within group	867.529	33	26.289		
	Total	938.959	35			

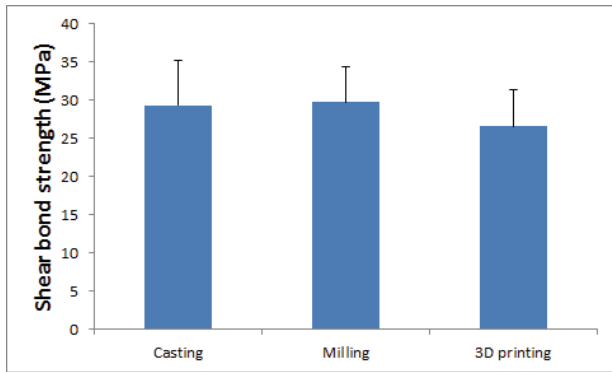


Figure 4. Shear bond strength of different Co-Cr core groups in Duceram Kiss.

2) VITA VMK Master를 비니어링 그룹

VITA VMK Master를 비니어링한 그룹에서 주조, 밀링, 3D 프린팅 하여 제작한 코발트-크롬 코어 간의 전단결합강도는 통계적으로 유의한 차이가 없었다($P>0.05$). 밀링용 코발트-크롬 코어(29.08 ± 4.60 MPa), 3D 프린팅용 코발트-크롬 코어(27.24 ± 4.28 MPa), 주조용 코발트-크롬 코어(26.23 ± 2.92 MPa)순으로 전단결합강도가 높았으나 유의성은 나타나지 않았다(Table 5,6, Figure 5).

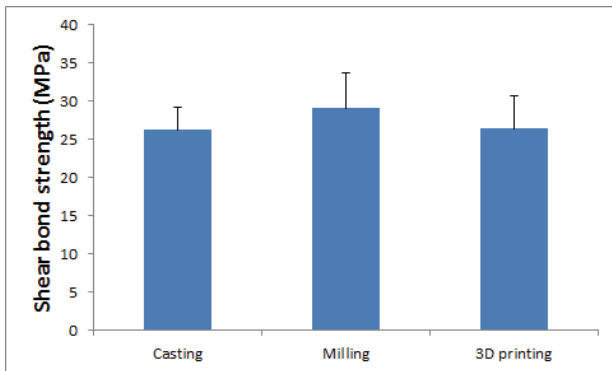


Figure 5. Shear bond strength of different Co-Cr core groups in VITA VMK Master.

Table 5. Shear bond strength of different Co-Cr core groups in VITA VMK Master(MPa)

Core	Veneering	Mean(SD)
Casting	VITA VMK Master	26.23(2.92)
Milling	VITA VMK Master	29.08(4.60)
3D printing	VITA VMK Master	27.24(4.28)

2. 파절양상

모든 그룹의 파절면에서 금속과 Bonder, 불투명 포세린, 비니어링 포세린 사이의 계면에서 발생한 계면 파절과 포세린 내에서 발생한 응집 파절이 혼합된 복합 파절 양상을 보였다. 하중점에서 가까운 부위는 응집 파절이 발생하였으며 하중점에서 먼 부위에서 계면 파절이 발생하였다(Figure 6).

IV. 고찰

CAD/CAM 시스템을 통한 보철물의 제작방법 중 절삭가공법인 밀링은 지르코니아의 사용과 함께 발전하여 현재 활발히 사용되고 있다. 밀링은 상품화된 블록을 가공하기 때문에 단단한 금속은 밀링하기 어려우나 반소결 상태의 연질의 금속을 밀링 후 소결시키는 방법이 개발되어 간단하고 저렴하게 금속 수복물을 제작할 수 있게 되었다(Stawarczyk 등, 2014). 본 연구에서 밀링용 코발트-크롬 합금으로 Amann Girrbach의 Sintron을 사용하였으며 밀링하여 코어를 제작할 수 있었다. 연질의 코발트-크롬 블록을 밀링하여 보철물의 형태를 형성한 후에 아르곤 가스 하에서 소결하여 재구성하게 되는데 이때 부피가 11 % 정도 수축하게 되며 주조용 코발트-크롬 합금과 비슷한 물리적 성질을 가지게 된다(Stawarczyk 등, 2014).

3D 프린팅을 통한 적층가공법은 밀링보다 최신의 기술로 치과영역에서는 금속 수복물, 가철성의치의 금속 구조물, 총

Table 6. One-way ANOVA of shear bond strength in VITA VMK Master groups

	Source of variance	Sum of squares	df	Mean square	F	P
Shear bond strength	Between group	61,043	2	30,522	1,903	.165
	Within group	529,266	33	16,038		
	Total	590,309	35			

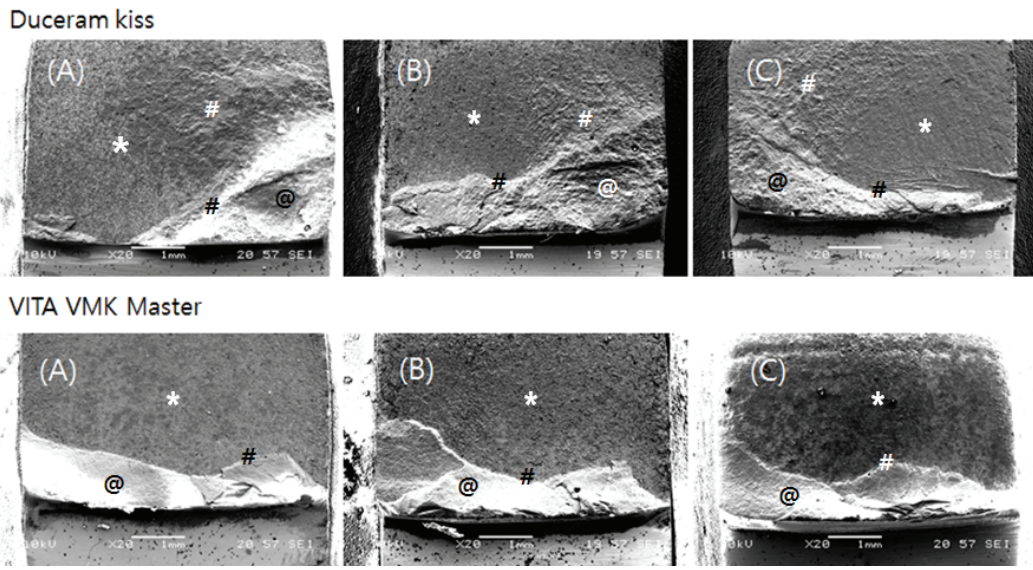


Figure 6. SEM images of the fracture surface on tested groups. Adhesive failure between bonder, opaque and veneered porcelain, cohesive failure within veneered porcelain.(x 20)
 (A) Casting (B) Milling (C) 3D printing
 (* : Co-Cr, # : opaque porcelain, @ : dentine porcelain)

의치, 작업모형, 임플란트 스텐트 등의 제작에 사용되고 있다. Direct metal laser sintering(DMLS)은 금속을 3D 프린팅하여 제작하는 방법으로 치과영역에서 가장 널리 사용되고 있다(Kovalev 등, 2000; Koutsoukis 등, 2015). 이는 고출력의 레이저를 금속 분말에 집중시켜 얇은 두께로 소결하여 3차원적으로 쌓아 올려 제작하게 된다.

코발트-크롬 합금을 제작하는 방법과 그 재료의 구성성분의 차이에 따라 미세구조가 다른 합금이 완성되며 기계적 성질이 달라지게 된다(Kovalev 등, 2000; Al Jabbari 등, 2014; Wu 등, 2014; Jang 등, 2015). 최근의 연구에서 3D 프린팅한 코발트-크롬 합금은 다른 제작방법보다 기계적 성질이 우수하고 항복강도와 탄성계수가 높아 국소의치의 금속 구조물, 클라스프로 적절하게 사용할 수 있다고 보고하였다(Takaichi 등, 2013; Al Jabbari, 2014; Jang 등, 2015; Kim 등, 2016). 또한 3가지 방법으로 제작한 코발트-크롬 합금의 기계적 성질은 치과용 합금의 ISO 표준에 부합하였다(Choi 등, 2014). 코발트-크롬 금속 수복물을 위한 금속 코핑을 제작하여 적합도를 비교한 연구들에서 주조하여 제작한 코핑이 좋은 적합도를 보인다는 보고가 많지만(Vojdani 등, 2013; Bayramoğlu 등, 2015) 최근에는 CAD/CAM 방식으로 제작한 코핑에서 더

좋은 적합도를 가진다는 보고도 있으며 임상적으로 적절한 변연 및 내면 간극을 가지고 있음을 보고하고 있다(Quante 등, 2008; Park 등, 2015).

금속-세라믹 수복물에서 금속과 포세린간의 결합력은 화학적 결합, 기계적 결합, 열팽창 계수의 차이에 의해 나타나는 포세린 압축력에 의한 결합이 복합적으로 작용하게 된다(Sced와 McLean, 1972; Schweitzer 등, 2005). 화학적 결합은 금속과 포세린 사이에 형성되는 금속 산화층에 의해 얻어지며 전체 결합력에서 주된 역할을 하게 된다(Mackert 등, 1988). 금속 산화층에 포세린이 용해되어 포화상태를 이루면 서로 열운동적 평형상태를 이루게 되고 이 평형상태가 금속산화물-금속계면에서도 이루어져 금속-산화층-불투명 포세린간에 연속적인 전자구조를 이루어 결합력을 형성하게 된다(Bagby 등, 1990). 그러나 산화층이 너무 얇게 형성되거나 너무 두껍게 형성되면 충분한 결합력을 이루지 못하게 된다(Huang 등, 2005). 코발트-크롬 합금은 쉽게 산화되는 원소를 포함하고 있어 두꺼운 산화막이 형성되기가 쉬워 적절한 결합력을 위해서 포세린 비니어링 전에 코어를 산화처리 하지 않거나 최소한의 산화처리 하여 적절한 산화막 두께를 얻어야 한다(Murakami와 Schulman, 1987; Shillingburg 등, 1997). 제작

방법에 따른 구성성분의 차이와 미세구조의 차이는 산화층의 형성에 영향을 주어 결합강도에 영향을 줄 수 있다(Joias 등, 2008).

기계적 결합은 코어에 알루미늄 미세분말을 고압 분사하여 형성한 미세 요철로 점성이 낮은 불투명 포세린이 침투하여 얻어진다(Külünk 등, 2011). 알루미늄 고압 분사는 포세린의 젖음성을 증가시키고 코어 표면의 과도한 요철이나 불규칙성을 조절하여 기포 개입을 막게 된다(Lombardo 등, 2010). 제작방법에 따른 미세구조와 강도의 차이는 알루미늄 분사 시 표면의 미세요철 형성에 영향을 주어 결합강도에 영향을 줄 수 있다.

포세린보다 금속의 열팽창계수가 약간 높으면 소성 후 포세린이 잔류 압축응력을 가지게 되며 결합강도에 영향을 주게 된다. 제조사에서 제시한 코발트-크롬 합금의 열팽창계수는 주조용 StarLoy C가 $14.0 \times 10^{-6} \text{ m/m}^\circ\text{C}$, 밀링용 Ceramill Sintron은 $14.5 \times 10^{-6} \text{ m/m}^\circ\text{C}$, 3D 프린팅용 EOS CobaltChrome SP2는 $14.0 \sim 14.5 \times 10^{-6} \text{ m/m}^\circ\text{C}$ 으로 열팽창 계수의 차이가 결합강도에 영향을 줄 수 있다. 본 연구에서 포세린 비니어링을 위하여 세가지 종류의 코발트-크롬 합금과 적절한 열팽창 계수의 차이를 가지는 포세린(Duceram Kiss, VITA VMK Master)을 선택하였다.

본 연구에서 3가지 방법으로 제작한 코발트-크롬 코어에 포세린(Duceram Kiss, VITA VMK Master)을 비니어링 하였을 때 전단결합강도는 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 이는 모든 코어에서 적절한 산화층이 형성되었고 알루미늄 분사 시 적절한 미세요철이 형성되었으며 코어와 비니어링 포세린 사이에 적절한 열팽창 계수 차이를 가지기 때문이다.

파절면 관찰을 통하여 포세린의 파절 양상을 이해할 수 있다. 파절이 시작된 위치, 크기, 양상을 판별하면 파절이 어떻게 시작하고 진행되어 수복물이 파절되었는지 설명할 수 있다(Mecholsky, 1995). 포세린 파절이 일어나는 양상은 접착성 실패, 응집성 실패, 두 가지가 같이 나타나는 혼합성 실패로 구분할 수 있다(Wight 등, 1977). 접착성 실패는 금속과 산화층 혹은 포세린과 산화층 사이의 계면에서 파절이 나타난 경우로 이러한 계면 파절은 금속과 포세린간의 결합력이 약할 때 일어난다. 응집성 실패는 금속, 포세린 혹은 산화층 내부에서 파절이 나타나는 경우로 재료 내부의 강도가 계면간의 결

합보다 약할 때 일어난다. 혼합성 실패는 접착성 실패와 응집성 실패가 함께 나타나 계면에서의 파절과 재료내부의 파절이 혼합된 경우이다.

본 연구에서 주사전자현미경으로 파절면을 관찰한 결과 모든 실험군에서 금속과, bonder, 불투명 포세린, 비니어링 포세린 사이의 계면에서 발생한 계면 파절과 포세린 안에서 발생한 응집 파절이 혼합된 혼합성 실패를 보였다. 파절면에서 응집 파절 보다 계면 파절의 면적이 더 컸으며 이는 포세린 내부의 강도보다 금속과 포세린 사이의 결합강도가 낮음을 나타낸다. 또한 하중점에서 가까운 부위에서는 포세린의 응집 파절이 발생하여 포세린이 코어에 남아 있는 것을 관찰할 수 있으며 비니어링 포세린에서 파절이 시작됨을 나타낸다. 그러므로 비니어링 포세린 자체의 강도가 포세린 파절에 영향을 주며 포세린 내부의 기포와 결합이 파절의 시작점이 될 수 있다(Kelly 등, 1989). 따라서 포세린의 축성과 소성, 연마와 마무리 등의 제작기술이 수복물의 파절 방지를 위해 중요하며 포세린 자체의 강도도 수복물의 수명을 결정하는 주된 요소이다.

구강 내 보철 수복물에서 발생하는 파절은 저작 시 받는 스트레스가 주된 원인으로 반복적으로 가해지는 교합력이 미세균열을 일으키고 나아가 파절을 일으키게 된다(Vult von Steyem 등, 2006). 또한 구강 내 타액의 존재로 인한 수중환경은 포세린의 균열을 화학적으로 일으킬 수 있으며 반복되는 온도변화는 재료 자체와 계면에 피로를 누적시켜 파절가능성을 높게 된다(Smyd, 1961). 여러 연구에서 열순환과 기계적 순환 후 금속과 포세린의 전단결합강도가 감소됨을 보고 하였다(Vojdani 등, 2012). 본 연구에서는 만능시험기를 이용하여 코발트-크롬 합금 코어와 비니어링 포세린 사이의 전단결합강도를 측정하였으나 구강 내 환경을 반영하지 못한 한계가 있었다. 추후에 임상적인 환경을 반영하여 결합강도를 비교하는 추가적인 연구가 필요할 것이다.

V. 결론

본 연구는 코발트-크롬 코어의 제작방법(주조, 밀링, 3D 프린팅)과 포세린(Duceram Kiss, VITA VMK Master)간의 전단

결합강도를 측정하고 비교하여 임상적 유효성을 평가하고자 하였다. 또한 주사 전자 현미경으로 파절면을 관찰하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. Duceram Kiss를 비니어링 하였을 때 전단결합강도는 밀링(29.78 ± 4.67 MPa), 주조(29.29 ± 5.84 MPa), 3D 프린팅(26.58 ± 4.78 MPa) 코어의 순으로 나타났지만 통계적으로 유의한 차이는 없었다($P > 0.05$).
2. VITA VMK Master를 비니어링 하였을 때 전단결합강도는 밀링(29.08 ± 4.60 MPa), 3D 프린팅(27.24 ± 4.28 MPa), 주조(26.23 ± 2.92 MPa) 코어의 순으로 나타났지만 통계적으로 유의한 차이는 없었다($P > 0.05$).
3. 파절면을 주사 전자 현미경으로 분석한 결과 모든 시편에서 금속과 불투명 포세린, 비니어링 포세린 사이의 계면에서 발생한 계면 파절과 포세린 내에서 발생한 응집 파절이 혼합된 복합 파절 양상을 보였다.

이상의 결과로 코발트-크롬 코어의 제작방법에 따른 전단 결합강도는 유의성 있는 차이를 보이지 않았으며, 금속-세라믹 수복물 제작시 밀링, 3D 프린팅 방법으로 제작한 코발트-크롬 코어가 임상적으로 사용될 수 있다는 결론을 얻었다.

VI. 참고문헌

- Al Jabbari YS (2014). Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: a review of the literature. *J Adv Prosthodont* 6:138-45.
- Al Jabbari YS, Koutsoukis T, Barmpagadaki X, Zinelis S (2014). Metallurgical and interfacial characterization of PFM Co-Cr dental alloys fabricated via casting, milling or selective laser melting. *Dent Mater* 30:79-88.
- Bagby M, Marshall SJ, Marshall GW Jr (1990). Metal ceramic compatibility: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 63:21-5.
- Bayramoğlu E, Özkan YK, Yildiz C (2015). Comparison of marginal and internal fit of press-on-metal and conventional ceramic systems for three- and four-unit implant-supported partial fixed dental prostheses: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 114:52-8.
- Choi YJ, Koak JY, Heo SJ, Kim SK, Ahn JS, Park DS (2014). Comparison of the mechanical properties and microstructures of fractured surface for Co-Cr alloy fabricated by conventional cast, 3-D printing laser-sintered and CAD/CAM milled techniques. *J Korean Acad Prosthodont* 52:67-73.
- Hildebrand HF, Veron C, Martin P (1989). Nickel chromium, cobalt dental alloys and allergic reactions: an overview. *Biomaterials* 10:545-48.
- Huang HH, Lin MC, Lee TH, Yang HW, Chen FL, Wu SC, Hsu CC (2005). Effect of chemical composition of Ni-Cr dental casting alloys on the bonding characterization between porcelain and metal. *J Oral Rehabil* 32:206-12.
- Jang SH, Lee DH, Ha JY, Hanawa T, Kim KH, Kwon TY (2015). Preliminary evaluation of mechanical properties of Co-Cr alloys fabricated by three new manufacturing processes. *Int J Prosthodont* 28:396-8.
- Joias RM, Tango RN, Junho de Araujo JE, Junho de Araujo MA (2008). Shear bond strength of a ceramic to Co-Cr alloys. *J Prosthet Dent* 99:54-9.
- Kelly JR, Giordano R, Pober R, Cima MJ (1989). Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations. *Int J Prosthodont* 3:430-40.
- Kim HR, Jang SH, Kim YK, Son JS, Min BK, Kim KH, Kim (2016). Microstructures and Mechanical properties of Co-Cr dental alloys fabricated by three CAD/CAM-based processing techniques. *Mater* 9:596.
- Koutsoukis T, Zinelis S, Eliades G, Al-Wazzan K, Rifaiy MA, Al Jabbari Y (2015). Selective laser melting technique of Co-Cr dental alloys: A review of structure and properties and comparative analysis with other available techniques. *J Prosthodont* 24:303-12.
- Kovalev AI, Vainshtein DL, Mishina VP, Titov VI, Moiseev VF, Tolochko NK (2000). Selective laser sintering of

- steel powders to obtain products based on SAPR-models. *Metallurgist* 44:206-9.
- Külünk T, Kurt M, Ural Ç, Külünk Ş, Baba S (2011). Effect of different air-abrasion particles on metal-ceramic bond strength. *J Dent Sci* 6:140-6.
- 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* 19:103-11.
- Mackert JR Jr, Ringle RD, Parry EE, Evans AL, Fairhurst CW (1988). The relationship between oxide adherence and porcelain-metal bonding. *J Dent Res* 67:474-8.
- Mecholsky J (1995). Fractography: Determining the sites of fracture initiation. *Dent Mater* 11:113-6
- Murakami I, Schulman A (1987). Aspects of metal-ceramic bonding. *Dent Clin North Am* 31:333-46.
- Özcan M (2003). Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil* 30:265-9.
- Park JK, Lee WS, Kim HY, Kim WC, Kim JH (2015). Accuracy evaluation of metal copings fabricated by computer-aided milling and direct metal laser sintering systems. *J Adv Prosthodont* 7:122-8.
- Prado RA, Panzeri H, Fernandes Neto AJ, Neves FD, Silva MR, Mendonça G (2005). Shear bond strength of dental porcelains to nickel-chromium alloys. *Braz Dent J* 16:202-6.
- Quante K, Ludwig K, Kern M (2008). Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dent Mater* 24:1311-5.
- Roach M (2007). Base metal alloys used for dental restorations and implants. *Dent Clin North Am* 51:603-27.
- Sced IR, McLean JW (1972). The strength of metal-ceramic bonds with base metals containing chromium. A preliminary report. *Br Dent J* 132:232-4.
- Schmitz K, Schulmeyer H (1975). Determination of the adhesion of dental metal-porcelain bonding systems. *Dental Labor* 23:1416-20.
- Schweitzer DM, Goldstein 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.
- Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Brackett SE (1997). Fundamentals of fixed prosthodontics. 3rd Ed. Chicago: Quintessence; pp. 455.
- Smyd ES (1961). The role of torque, torsion, and bending in prosthodontic failures. *J Prosthet Dent* 11:95-111.
- Stawarczyk B, Eichberger M, Hoffmann R, Noack F, Schweiger J, Edelhoff D, Beuer F (2014). A novel CAD/CAM base metal compared to conventional CoCrMo alloys: an in-vitro study of the long-term metal-ceramic bond strength. *Oral Health Dent Manag* 13:446-52.
- Takaichi A, Suyalatu, Nakamoto T, Joko N, Nomura N, Tsutsumi Y, Migita S, Doi H, Kurosu S, Chiba A, Wakabayashi N, Igarashi Y, Hanawa T (2013). Microstructures and mechanical properties of Co-29Cr-6Mo alloy fabricated by selective laser melting process for dental applications. *J Mech Behav Biomed Mater* 21:67-76.
- 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* 26:367-74.
- Viennot S, Dalard F, Lissac M, Grosgeat B (2005). Corrosion resistance of cobalt-chromium and palladium-silver alloys used in fixed prosthetic restorations. *Eur J Oral Sci* 113:90-5.
- Vojdani M, Shaghaghian S, Khaledi A, Adibi S (2012). The effect of thermal and mechanical cycling on bond strength of a ceramic to nickel-chromium (Ni-Cr) and cobalt-chromium (Co-Cr) alloys. *Indian J Dent Res* 23:509-13.
- Vojdani M, Torabi K, Farjood E, Khaledi A (2013).

- Comparison the marginal and internal fit of metal copings cast from wax patterns fabricated by CAD/CAM and conventional wax up techniques. *J Dent* 14:118-29.
- Vult von Steyern P, Ebbesson S, Holmgren J, Haag P, Nilner K (2006). Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. *J Oral Rehabil* 33:682-9.
- Wight TA, Bauman JC, Pelleu GB Jr (1977). An evaluation of four variables affecting the bond strength of porcelain to nonprecious alloy. *J Prosthet Dent* 37:570-7.
- Wu L, Zhu H, Gai X, Wang Y (2014). Evaluation of the mechanical properties and porcelain bond strength of cobalt-chromium dental alloy fabricated by selective laser melting. *J Prosthet Dent* 111:51-5.