

## 치과 보철물에 사용되는 지르코니아 코어의 전단결합강도에 관한 연구

심 지 영, 김 재 흥, 김 응 철, 김 혜 영, 김 지 환  
고려대학교 대학원 보건과학과 치의기공전공

### Study about shear bond strength of zirconia core used in dental prosthesis

Ji-Young Sim, Jae-Hong Kim, Woong-Chul Kim, Hae-Young Kim, Ji-Hwan Kim

Department of Health Science Specialized in Dental Lab. Science & Engineering, Graduate School, Korea University

#### [Abstract]

**Purpose:** This study aimed to investigate the shear bond strength by manufacturing the veneering porcelain on the IPS e.max ZirCAD® zirconia core, using the layering technique and heat-pressing technique, and to evaluate the clinical stability by comparing to the conventional metal ceramic system.

**Methods:** The Schmitz-Schulmeyer test method was used to evaluate the core-veneer shear bond strength of zirconia core ceramic(IPS e.max ZirCAD®) and their manufacture recommended two veneering ceramic systems(IPS e.max ceram®, IPS e.max ZirPress®). A metal ceramic system(Bellabond plus®, VITA VM13®)was used as a control group for the two all ceramic system test groups. The maximum loading and shear bond strength was measured. The average shear strength(MPa) was analyzed with the one-way ANOVA and the Tukey's test( $\alpha=.05$ ). The fracture specimens were examined using Microscope to determine the failure pattern.

**Results:** The mean shear bond strengths(SD) in MPa were MBSB control 43.62(2.13); ZBSB 18.65(1.76); ZPSB 18.89(1.54). The shear strengths of the zirconia cores were not significantly different( $P>.05$ ). Microscope examination showed that zirconia specimens presented mixed failure, and base metal alloy specimens showed adhesive failure.

**Conclusion:** There was no significant different between the layering technique and the heat pressing technique in the veneering methods on the zirconia cores. None of the zirconia core and veneering ceramics could attain the high bond strength values of the metal ceramic combination.

○Key words : zirconia core, shear bond strength, IPS e.max Zirpress®, failure mode

교신저자	성명	김 지 환	전화	02-940-2843	E-mail	kjh2804@korea.ac.kr	
	주소	서울시 성북구 정릉3동 산1번지 고려대학교 보건과학대학 호림관 420호					
접수일	2011. 10. 28		수정일	2011. 12. 7		확정일	2011. 12. 28

## I. 서 론

치과보철용 수복재료는 구강 내 환경에서 제 기능을 발휘하기 위해서 재료에 따라 다르겠지만 일반적으로 우수한 기계적 특성, 화학적 내구성 및 생체적합성 등을 필요로 한다. 우수한 심미성을 가진 치과보철용 수복인 치과용 세라믹은 이러한 구강 내 요구조건을 충족하고 있으나 세라믹이 가지고 있는 단점이 적지 않은 문제라고 생각한다. 현재 사람들이 심미성과 관련된 보철치료에 대한 관심이 높아짐에 따라 치과임상에서 금속도재 재료로 수복물을 제작하는 것 보다 생체친화적인 전부 도재 재료로 수복하려는 경향이 늘어나고 있는 추세이다. 금속도재관은 전부도재관에 비해 생체친화성이 낮으며 비 귀금속을 사용함으로써 생기는 조직의 알리지 반응 등의 문제점이 있고, 금속 구조물이 빛의 투과를 차단시키기 때문에 다른 치아와 자연스러운 색조로 어우러지기 힘든 점이 존재한다. 이러한 어려움을 극복하기 위해 전부도재관의 개발이 활발히 이루어지고 있다. 그 예로 제작되고 있는 도재 보철물들은 결정화 유리를 이용한 주조 전부도재관, 백류석 강화형 전부도재관, 알루미나 전부도재관, 지르코니아 전부도재관 등 이다(Komine et al, 2004). 초기의 도재관은 물성이 약하여 임상에서 많이 사용되지 못하였으나, 이를 극복하기 위해 다양한 재료와 기술들이 개발되었다. 최근들어 지르코니아를 이용한 보철물의 제작이 늘어나고 있는데, 지르코니아를 이용한 보철물들은 기존의 전부도재 보철물들에 비해 굴곡강도와 파절강도가 우수하며 마모 저항성이 높고 생체적합성이 뛰어난 것으로 입증되었다(Guazzato et al, 2004). 지르코니아 세라믹은 세라믹 코어나 포스트는 물론 단일 도재 관과 교의치까지 다양하게 사용되고 있으며, 이들 재료의 물성과 임상적 특징으로 보아 앞으로 그 사용이 더욱 증가할 것으로 생각된다(Kosmac et al, 1999).

최근 치과기공 작업에 CAD/CAM 기술의 접목으로 지르코니아 코어를 이용한 전부도재관 수복물 제작이 늘었으며 이를 이용한 고정성 국소의치의 전치부, 구치부 수복물 등 다양한 보철물의 제작이 증가 추세에 있다. 지르코니아는 물리적, 기계적 성질이 우수하나 지르코니아 자체만으로는 자연치와 같은 색상과 투명도를 재현하기 어

려운 단점이 존재한다. 또한 대합치 마모 등 임상적 안정성에 관한 구조적 기준 등이 없으므로 지르코니아 만을 가지고 단일 구조 전부 도재관의 재료로 사용하는 것은 아직 시기상조라고 할 수 있다. 따라서 이러한 단점을 보완하고 정밀한 보철물의 완성도와 치아색의 재현을 위해서는 포세린 축조가 중요하고 필요하다(Braga et al, 2000). 지르코니아 코어 위에 상부도재를 제작하는 방법에는 두 가지가 있다. 파우더를 사용하여 상부도재를 축성하는 적층법, 그리고 금속 주조물 제작과 유사한 방식으로 납형을 제작하여 매몰하고 고온으로 소환한 후 세라믹 ingot을 가압하여 제작하는 열 가압 방식이 있다. 전자의 경우는 기공사의 숙련된 기술에 의존되기 때문에 수복물의 강도 저하를 야기 시킬 수 있고 적층과정 시 미세 기포가 유입될 가능성도 내포하고 있는 반면, 열 가압 방식은 이러한 축성법의 단점을 극복할 수 있다(Aboushelib et al, 2008). 그러나 아직 열 가압 방식의 결합강도에 관한 연구는 부족한 실정이며, 이에 대한 검증이 필요하다고 생각된다.

따라서 본 연구의 목적은 치과 임상 분야에서 적용되고 있는 수종의 지르코니아 코어와 도재 축성법에 따른 비니어 포세린 사이의 전단결합강도를 측정하고, 전통적인 금속도재관과의 결합강도를 비교한 후 그 임상 적용 가능성 여부를 알아보려고 한다.

## II. 연구 방법

### 1. 실험 재료 및 시편 제작

#### 1) 실험 재료

실험에 사용한 재료는 반 소결된 지르코니아 블록(IPS e.max ZirCAD®, Ivoclar vivadent, Liechtenstein)과 비귀금속 합금인 Ni-Cr base metal alloy(Bellabond plus®, BEGO, Germany)를 이용하였다. 금속주조도재군(MBSB)을 대조군으로 하였고, 적층법 방식인 ZBSB군과 열 가압방식인 ZPSB군을 실험군으로 각 종류 별로 10개씩, 총 30개의 시편을 제작하였다(Table 1).

Table 1. Experimental groups of specimens

N=10

group	material		manufacturer
	core	veneer	
MBSB	Bellabond plus Ni-Cr alloy	Vita VM13	BEGO, Bremen, Germany
			Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany
ZBSB	IPS e.max ZirCAD	IPS e.max ceram A3.5	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
ZPSB	IPS e.max ZirCAD	IPS e.max Zirpress ingot A3.5 MO	Ivoclar Vivadent

\*MBSB: Metal build-up shear bond, ZBSB: Zirconia build-up shear bond, ZPSB: Zirconia press shear bond

2) 시편 제작

(1) 금속주조 시편 제작(MBSB군)

현재까지 전단결합강도를 이용하여 전장도재와 하부구조물에 대한 많은 연구들이 있었으나 실험상의 결과를 임상적인 상황에 직접 적용할 수 없다는 단점과 전단결합강도의 측정값의 편차가 크다는 단점이 지적되어 왔다. 편차가 작은 측정값을 얻기 위해서는 시편제작과 접착면의 면적 및 유형에 대한 실험설계가 매우 중요하다(Aboushelib et al, 2008).

선행연구 중 Schmitz 등(1975)의 연구에서 사용하였던 시편의 모양을 참고하여 자체 제작한 silicone mold를 이용하여 Pattern resin (GC® corporation, Tokyo, Japan)으로 가로 5mm, 세로 5mm, 높이 10mm가 되도록 직사각기둥 시편을 제작하여 이를 통상적인 방법으로 매몰, 소환, 주조 하였다. 기공용 disk를 이용하여 sprue cutting을 하고 주조체의 표면을 stone point, wheel, 기공용 carbide bur를 이용하여 연마하였다. 최종적으로 400 grit silicone carbide 연마지로 균일하게 연마를 마쳤다.

(2) 지르코니아 시편 제작(ZBSB군, ZPSB군)

소결 후 수축을 고려하여 가로 6mm, 세로 6mm, 높이 12mm의 직사각기둥 시편을 20개를 제작하였다. 금속주조 시편과 동일한 모양이며, 완전소결 과정은 CAD/CAM system(CEREC® in-lab system, Sirona, Germany)의 전용 퍼니스(in-fire®, Sirona, Germany)에서 제조사의 지시에 따라 시행하였다. 완전 소결된 지르코니아 시편은 320 grit silicone carbide 연마지를 이용하여 금속시편

과 같은 형태로 맞추었으며, 초음파 세척기에서 10분 세척 후 건조하였다.

(3) 도재 축성

시편마다 동일한 접착면과 크기를 갖는 도재 축성을 위해 시편모양과 유사한 실리콘 주형을 제작하여 이를 이용한 각각 시편에 도재를 축성하였다. 금속주조 시편에는 금속주조전장도재(VITA VM13®, Vita Zahnfabrik, Germany)를 이용하였고, 지르코니아 시편에 전용 전장도재(IPS e.max ceram®, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)로 축성하였다. 제조사의 지시대로 지르코니아 이장재(IPS e.max ceram Zirliner®, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)를 소성 후 두께가 약 0.1mm 정도 되도록 축성을 하고, 도재의 수축량을 감안하여 모든 시편을 약 2회에 걸쳐서 제조사의 소성 스케줄(Table 2)에 의거하여 최종적으로 전장도재가 가로 5mm, 세로 4mm, 높이 4mm의

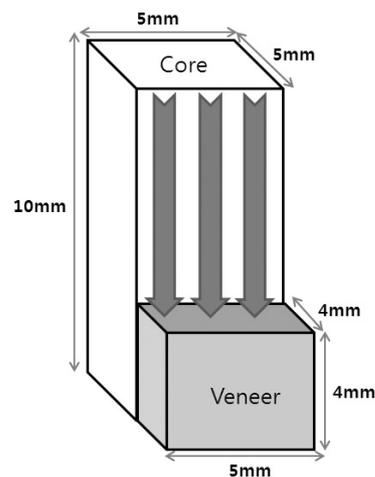


Fig. 1. Final dimensions of specimens.

직사각기둥의 형태가 되도록 조정하였다. 비니어링 세라믹 색상은 모두 A3.5로 지정하여 작업하였고, 한명의 숙련된 기공사에 의해 제작을 하였다(Fig. 1).

(4) 열 가압 도재 성형(ZPSB군)

ZBSB군과 같은 방법으로 지르코니아 시편 위에 Zirliner를 축성하고 가로 5mm, 세로 4mm, 높이 4mm가 되도록

Table 2. Firing and pressing temperatures for veneering ceramics used in study

materials	firing cycle	final temperature(°C)	rate of temperature increase (°C/min)	holding time (min)
Bellabond plus Ni-Cr alloy	degassing	950	50	10
Vita VM13	opaque	890	75	1
Vita VM13	dentin	880	55	1.5
IPS e.max Ceram	zirliner	960	40	1
IPS e.max Ceram	dentin	750	40	1
IPS e.max Zirpress	zirliner	960	40	1
IPS e.max Zirpress	press	910	60	15

록 납형을 제작하고 이를 통상적인 열 가압 도재 성형 방법으로 매물, 소환과정을 거쳐 IPS e.max ZirPress® MO ingot (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)을 열 가압 주조 방식으로 상부도재를 제작하였다.

2. 전단결합강도 측정

힘의 하중이 지르코니아 블록과 도재 사이의 접착면과 동일한 방향으로 전달되도록 전단결합강도 측정용 지그에 시편을 고정하여, 시편에서 전장 도재가 파절될 때까지 실험을 시행하였다. 전단결합강도 측정기는 Instron

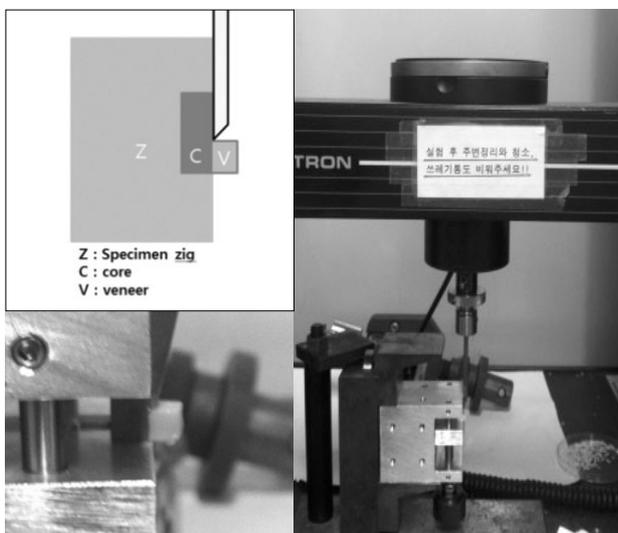
Universal Testing machine(Model 3345, Instron, Canton, MA, USA)를 이용하여 crosshead 0.5mm/min의 속도로 압력을 가하여 표면에 결합되어 있는 도재가 분리되는 시점의 최대 하중값(N)을 측정하였다. 측정된 값과 계면 단면적을 이용하여 전단 결합강도를 계산하였다(Fig. 2).

3. 파절면 관찰

파절 양상을 알아보기 위해 파절된 도재의 단면을 실제 현미경(KH-7700®, Hirox, Japan)을 이용하여 선행연구의 분류(윤귀덕 등, 2010)의 방법에 따라 파절양상을 3가지로 나누었다. 첫째는 접착성 파절(adhesive failure), 둘째는 응집성 파절(cohesive failure), 셋째는 혼합형 파절(mixed failure)로 나누어서 파절양상의 관찰하였다(윤귀덕 등, 2010).

4. 통계분석

측정된 각 군의 전단결합강도 간에 유의할만한 차이가 있는지를 결정하기 위해 SPSS (Statistical Package for Social Science 12.0, SPSS Inc. USA)을 사용하여 일원 배치 분산분석(one-way ANOVA)를 시행하였다. 집단 간의 차이를 다중비교분석의 하나인 Tukey 검정을 통해 사후분석을 하였다. 통계적 유의성 여부는 유의수준 0.05를 기준으로 판단하였다.



Shear bond strength(MPa) = Maximum applied force(N)/bonded cross-sectional

Fig. 2. Shear bond test in Universal testing machine

### III. 결 과

#### 1. 전단결합강도

지르코니아 코어와 전장 도재 간의 평균 전단결합강도는 적층법으로 축성한 실험군(ZBSB)에서는  $18.65 \pm 1.76 \text{ MPa}$ ,

열 가압 방식으로 축성한 실험군(ZPSB)에서는  $18.89 \pm 1.54 \text{ MPa}$ 로 금속주조 실험군(MBSB)의 결과  $43.62 \pm 2.13 \text{ MPa}$ 에 비해 낮게 나타났다(Table 3). 평균 전단결합강도는 MBSB, ZPSB, ZBSB 순으로 컸으며, 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다( $P < .05$ ) (Table 4).

Table 3. Mean of Shear bond strength(MPa) and standard deviation

group	N	mean*	standard deviation	min	max
MBSB	10	43.62 <sup>A</sup>	2.13	40.70	46.81
ZBSB	10	18.65 <sup>B</sup>	1.76	17.15	23.29
ZPSB	10	18.89 <sup>B</sup>	1.54	17.01	22.51

\*Values with the same alphabet are not statistically different using Tukey's test at  $P < .05$

Table 4. One-way ANOVA data of shear strength of groups

	sum of squares	mean squares	df	F-ratio	P-value
Inter-group	4118.257	2	2059.129	614.451	.001
Intra-group	90.482	27	3.351		
Sum	4208.739	29			

\*Values with the same alphabet are not statistically different using Tukey's test at  $P < .05$

#### 2. 파절 양상

MBSB 실험군에서는 주로 접착성 파절(adhesive failure)양상이 관찰되었으며, ZBSB와 ZPSB 실험군에서

는 혼합형 파절(mixed failure)의 양상을 보였다. 모든 실험군에서 응집성 파절(cohesive failure)은 발견되지 않았다(fig. 3).

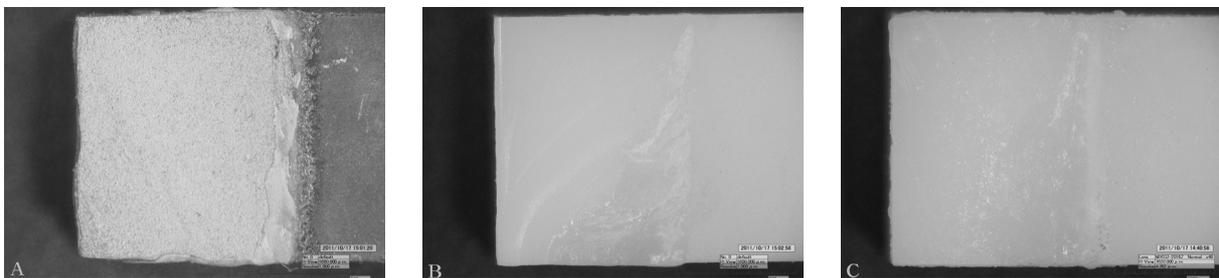


Fig. 3. Microscope images show fractured surfaces of specimens(A: MBSB군, B: ZBSB군, C: ZPSB군)

### IV. 고 찰

심미에 대한 환자들의 요구가 커지면서 완전 도재관 수복물에 대한 관심이 높아졌으나, 초기에 개발된 완전 도재관은 파절강도가 약하고, 정밀성이 부족한 등 기계적 특성이 취약하여 사용이 제한적이었다. 1990년대 초 Y-TZP가 소개되고 CAD/CAM System이 사용 가능해짐에

따라 물리적, 기계적 성질이 우수한 지르코니아 전부 도재관의 사용이 확대되고 있다. 그러나 고인성, 고강도의 물리적 성질에도 불구하고 지르코니아는 너무 하얗고 불투명하여 자연치아와 같은 색상과 투명도를 얻기 불가능하여 그 표면에 도재를 축성하는 것이 필수적이다. 고강도의 지르코니아 코어와 장식류 전장 도재로 구성이 되는 지르코니아 도재관의 성공에는 재료자체의 강도가 중요

한 요소이기는 하나 더불어 코어와 상부 도재 간의 결합 역시 매우 중요한 요소이다. Sundh 등(2004)은 지르코니아와 전장도재 수복물에서는 대부분의 실패가 도재의 파절과 박리에서 발생된다고 보고하고 있다. 지르코니아 코어와 도재간의 결합강도를 측정하는 방법 중 하나는 전단결합강도 시험인데(Guess PC et al, 2008), 이는 접착된 두 가지 재료가 분리될 때 까지 전단력을 가하여 최대 적용력을 횡단면적으로 나누어 결합력을 계산하는 것으로, 비교적 간단하고 결과를 빠르게 얻을 수 있는 장점이 있다. 코어-전장도재의 결합강도와 실패양상에 대한 정보는 전부도재관의 임상 적용 시 내구성을 예측하는데 도움을 준다. 전단 결합강도 측정은 전부도재관의 코어와 전장도재 결합력을 평가하는데 사용되는 일반적인 방법이다. 그 중 코어-전장도재의 전단 결합강도 연구에서 도재의 종류에 따라 다양한 결합강도를 보인다는 보고가 있다(Al-Dohan et al, 2004). 금속 도재관에서 적절한 코어와 전장도재의 결합강도는 25MPa 이상이 되어야 한다고 알려져 있으며(Craig, 2002), glass ceramic과 glass infiltrated alumina ceramic의 전단 결합강도는 23-41 MPa 이라는 연구결과가 보고되고 있다(Dundar et al, 2005).

본 연구에서는 금속주조 실험군은 40~46MPa의 분포를 보였다. 이는 다른 여러 연구의 수치를 비교하였을 낮은 수치이다. 금속 도재간 접착실험에 대한 선행연구(Anusavice et al, 1980)에 의하면 하부 물질과 도재 간 순수한 전단력을 가하기는 어렵다는 것을 지적했다. 응력은 세라믹의 말단 지점에 불연속적인 형태로 존재하고, 하부 물질과 세라믹 간에 열수축계수의 부조화에 의한 계면 간 잔존 응력이 존재하게 된다고 한다. 이는 도재층에 동일하게 존재하기 않기 때문에 전단 결합강도 실험에서 낮은 전단강도의 원인이 된다고 한다. 또한 본 실험에서 사용한 금속은 Bellabond plus® Ni-Cr alloy(BEGO, Bremen, Germany) 제품으로 기존에 사용하던 금속에서 베릴륨의 성분을 없애고 생산된 비귀금속 합금이다. 금속과 세라믹과의 결합강도에 관한 선행연구(Wu et al, 1991)에 의하면 베릴륨이 포함되지 않은 Ni-Cr 합금은 Ni-Cr-Be 합금보다 결합강도가 낮은 것으로 보고하였으며, De Melo 등(2005)의 연구에 의하면 전단결합강도

는 합금의 조성 및 열팽창계수, 그리고 산화막의 두께에 의해 좌우된다는 보고가 있다. 본 실험에서 사용된 금속 주조 시편을 실제현미경 장비를 통해 표면을 관찰한 결과 금속의 표면에 산화막이 두껍게 형성되어 있는 것을 확인할 수 있었다. 지르코니아를 이용한 두 실험군의 전단결합강도는 크게 차이가 있지 않았다. 두 실험군 모두 평균 약 18MPa의 결합강도를 나타냈는데 가압식으로 제작된 시편에서 약간 우세한 결과가 나타났다. 가압법에 비해 적층법으로 도재를 축성한 실험군이 낮은 결과 값을 보였으며 통계학적으로 유의하지 않았다(P>.05). 이는 가압식으로 제작된 시편보다 적층법에 의한 도재축성에서 도재의 치밀도와 기포 함입 때문이라 생각된다. Al-Dohan 등(2004)의 연구에서 제시한 22~31MPa에 비하면 낮은 값이지만 그의 연구에서 임상적으로 받아들일 수 있는 수치 13MPa에는 벗어나는 결과는 아니었다. 전단결합강도 측정 시 파절의 양상을 육안으로 관찰 시 시편에서 파절이 도재 내에서 시작된 후 균열이 접착면 쪽으로 진행되어 접착면이 분리되는 양상을 보였다 실제 현미경을 통해 관찰하여 파절 양상을 분류한 결과 지르코니아 실험군에서는 대부분 혼합형(mixed) 파절양상을 보였다. 지르코니아 표면 위에 도재 입자들이 남아있는 양상을 보였다(fig. 3). 이러한 파절 양상은 선행연구(Hamid et al, 2008)의 접착성(adhesive) 파절양상과 응집성(cohesive) 파절양상이 동시에 나타나는 혼합형 파절양상의 결과와 유사하게 나타났다.

금속주조 시편과 전장 도재간의 파절양상은 기존연구들과 좀 다른 양상이었다. 선행연구(Choi et al, 2009)의 결과에 의하면 금속주조 실험군에서는 응집성 파절양상이 우세하게 나타난다는 결과와는 상이하게 본 실험에서는 대부분이 접착성 파절양상이 우세하게 나타났다. 이는 금속과 세라믹간의 결합강도를 결정하는 기계적 결합, 분자간 인력, 산화물에 의한 화학적 결합, 열팽창계수의 불일치로 인한 원인으로 들 수 있으나, 가장 크게 작용한 원인은 합금의 조성에서 베릴륨을 포함하지 않은 합금을 사용했기 때문이라 사료된다. 실제 현미경으로 파절 단면을 관찰한 결과 가압법으로 축성한 도재가 적층법에 비해 입자가 치밀하고 기포가 없는 균일한 양상을 보였다. 임상 적용 시 가압법으로 제작된 보철물이 더욱 우수한 안정성

을 가질 수 있을 것이라 짐작할 수 있다. 전단 결합 강도의 자체만 보게 되면 두 실험군의 결과 값은 큰 차이가 없지만 가압법으로 제작된 상부도재가 더 우수하고 견고할 것이라고 생각된다.

본 실험에서 지르코니아 코어 위에 다른 방식으로 상부도재를 제작하여 전단결합강도를 측정하고 비교한 연구이다. 이 실험에서 사용된 시편의 모양은 치과 수복물의 형태에는 반영되지 못하고 실제 구강 내 환경과는 유사하지 않다는 한계점을 내포한다. 또한 전단결합강도는 사용되는 재료의 종류나 표면처리 방법, 시편의 형태, 응력을 전달하는 속도나 방법에 따라 달라질 수 있기 때문에 이에 대한 보다 세분화된 연구가 뒷받침되어야 한다고 생각된다. 또한 비 귀금속 합금에서 베릴륨이 포함되지 않은 합금에 대한 임상적 효용성에 대한 연구가 필요하다 생각된다.

## V. 결 론

본 연구는 지르코니아 코어에 도재 축성 방법에 따른 전단결합강도를 평가하기 위한 연구로 지르코니아 코어위에 적층방식(IPS e.max ceram<sup>®</sup>, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)과 열 가압주조 방식(IPS e.max ZirPress<sup>®</sup> MO ingot, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)을 이용하여 전장 도재를 제작하여 전단결합강도를 측정하였으며, 이를 금속 주조시편을 대조군으로 설정하여 비교한 결과 다음과 같은 결론을 도출하였다.

1. 지르코니아 코어와 금속주조 코어의 전장도재 간의 전단결합강도는 유의한 차이가 있었다( $P < 0.05$ ).
2. 지르코니아 코어의 전장도재 축성방법에 따른 전단결합강도는 유의한 차이가 없었다( $P > 0.05$ ).
3. 파절 양상을 관찰한 결과 금속주조 시편에서는 접착성 파절양상이 나타났으며, 지르코니아 시편에서는 적층방식, 열 가압주조 방식 모두 혼합형 파절양상이 관찰되었다.

## 참 고 문 헌

- 윤귀덕, 유수경, 방몽숙, 양홍서, 김현승, 박상원, 염화수  
 화물용액 침지법으로 제작한 유색 지르코니아와 전장도재의 전단결합강도. 대한치과보철학회지, 48(2), 151-9, 2010.
- Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. J Prosthodont, 17, 401-8, 2008.
- Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. J Prosthet Dent, 91, 349-55, 2004.
- Braga RR, Ballester RY, Daronch M. Influence of time and adhesive system on the extrusion shear strength between feldspathic porcelain and bovine dentin. Dent Mater, 16, 303-10, 2000.
- Choi BK, Han JS, Yang JH, Lee JB, Kim SH. Shear bond strength of veneering porcelain to zirconia and metal core. J Adv Prosthodont, 1, 129-35, 2009.
- Craig RG. Mechanical properties in restorative dental materials. 11th ed, New York, Mosby, 551-592, 2002.
- DeMelo RM, Travassos AC, Neisser MP. Shear bond strengths of a ceramic system to alternative metal alloys. J prosthet Dent, 93, 64-69, 2005.
- Dundar M, Ozcan M, Comlekoglu E, Gungor MA, Artunc C. Bond strengths of veneering ceramics to reinforced ceramic core materials. Int J Prosthodont, 18, 71-72, 2005.
- Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of allceramic materials. Part II.

- Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*, 20, 449-56, 2004.
- 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*, 24, 1556-67, 2008.
- Hamid MA, Ariel JR, Brian DF, Harald H. Flexural and shear strength of ZrO<sub>2</sub> and a high-noble alloy bonded to their corresponding porcelians. *J Prosthet Dent*, 100, 274-84, 2008.
- Komine F, Tomic M, Strub JR. Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. *J Prosthet Dent*, 92, 359-64, 2004.
- Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater*, 15, 426-433, 1999.
- Schmitz K, Schulmeyer H. Determination of the adhesion of dental metal-porcelain bonding systems. *Dental Labor*, 23, 1416-20, 1975.
- Sundh A, Sjogren GA. 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, 2004.
- Wu J, Moser B, Jameson LM. The effect of oxidation heat treatment of porcelain bond strength in selected base metal alloys. *J prosthet Dent*, 66, 439-44, 1991.