

## 열가압 방식의 금속-유리도재 이중 구조물의 전단결합강도에 대한 연구

이경은, 박진영\*, 김지환, 김웅철

고려대학교 일반대학원 보건과학과 치의기공전공, 고려대학교 보건과학연구소\*

### Shear bond strength in bilayer metal-heat pressed glass ceramic structure

Kyungeun Lee, Jin-Young Park\*, Ji-Hwan Kim, Woong-Chul Kim

Department of Health Science, Specialized in Dental Lab. Science & Engineering, Graduate School, Korea University.  
Institute for Health Science, College of Public Health Science, Korea University\*

#### [Abstract]

**Purpose:** The purpose of this study was to compare the shear bond strength of the metal-heat pressed glass ceramic bilayer structure.

**Methods:** Metal framework specimens were prepared and surface is spreaded opaque(IPS InLine system opaque, IvoclarVivadent, Liechtenstein). There were 10 specimens for each bilayer dental ceramic group. The first group was porcelain fused metal, Press on metal IPS Inline press group, and press on metal HASS prototype group. Specimens measured for the shear bond strength on Schwickerath test by Instron universal testing machine(Instron3345, Instron Corp., USA). Mean average bond strength values of each specimen group were analyzed using a one-way ANOVA analysis of variance Saphiro-wilk's test. Statistical analysis were performed using IBM SPSS 23.0(IBM Co., Armonk, USA)

**Results:** RMS±SD The highest mean average HASS POM showed a bond strength value ( $47.55 \pm 12.80$  Mpa).

The lowest mean average values Porcelain fused metal ( $33.30 \pm 2.00$  Mpa). Independent t-test was conduct to analysis the significant difference ( $p < 0.05$ ) (Table 3).

**Conclusion:** Three kinds of Metal/ glass bilayer dental ceramics bond strength were clinical acceptability. Especially, as lithium disilicate containing represents higher bond strength.

● **Key words:** Bilayer dental ceramic, Shear bond strength, Press on Metal ceramic

Corresponding author	Name	김웅철	Tel.	02-3290-5665	E-mail	kuc2842@korea.ac.kr
	Address	서울시 성북구 안암동5가 고려대학교 안암캠퍼스 하나과학관 B동 375호				
Received	2016. 10. 31	Revised	2017. 6. 10	Accepted	2017. 6. 19	

## I. 서론

금속-도재관은 현재까지 알려진 보철 재료 중 임상 성공률이 가장 높고, 가장 대중적으로 사용되는 재료로서, 여기에 사용되는 도재는 심미적 수복재료로서의 장점뿐만 아니라 생체적합성과 광투과성이 높아 1887년 Land에 의해 소개된 이후 임상에서 많이 사용되어 왔다. 최근에는 환자들의 심미적, 기능적 요구가 증대되어 파절이 쉽게 일어나는 도재의 단점을 보완하고자 합금을 이용한 금속-도재관의 제작이 일반화되어 있다 (Jeoung et al., 2012; Lee, 2014). 금속-도재관은 금속 코어 위에 자연치아와 유사한 결정화 유리가 상부 구조로 올라가기 때문에 기존의 자연치아와 비슷한 심미적 효과를 낸다. 또한 금속 코어의 치수 치밀성, 얇은 두께에 의한 변연 부위의 뛰어난 적합성 등을 갖는다 (Pettenò et al., 2000). 그러나 전부구조관은 인장강도가 낮은 것에 비해 상대적으로 취성이 높기 때문에 하부 금속을 강화하여 단점을 보완하고 있다.

도재는 내마모성뿐만 아니라 압축강도, 화학적 안정성 등 우수한 성질을 지니고 있지만 인장응력에 약하고 소성으로 인한 수축이 커서 수복물의 변연 적합도가 떨어지는 문제점을 가지고 있다 (Schaerer et al., 1988). 특히 금속-도재관 제작 시 하부 코어 위에 상부 도재를 축성하고 소성하는 과정에서 고온의 영향을 받는 것이 금속의 변형을 야기하여 최종보철물의 적합도에도 영향을 미친다는 보고가 있다 (Fonseca et al., 2003). 이후 다양한 도재의 축성법이 개발되면서 도재를 고온으로 녹여 왁스로 제작된 형상에 고압으로 주입하는 방식인 열가압성형법(Press On Metal, POM)이 최근에 각광받고 있다.

열가압성형방식은 도재 신터링 과정 중 고온 퍼니스에 의해 대기가스가 차단되므로 금속 하부구조 (framework)에 해로운 산화막이 거의 형성되지 않는 등의 장점이 있다. 또한 퍼니스에 직접 도재를 소결하는 기존의 도재 성형방식에 비해 제조공정이 정확하며 변연적합도, 굴곡강도 또한 우수하다는 장점도 있다 (Gorman et al., 2000).

열가압성형법에 사용되는 재료로는 글라스 세라믹에 백류석(leucite) 결정을 첨가한 재료이며 여러 가지 축성방식과 재료가 개발됨에 따라 금속구조물이 아닌 도재축성법에 대한 관심이 높아졌고, 그에 따라 도재와 금속 간의 결합강도에 대한 연구도 많이 이루어지고 있다. 그러나 금속-도재보철물이 전부도재관에 비해 우수한 파절 저항성을 가지는 것은 금속이 지지 역할을 하기 때문이지만, 열가압성형 도재의 경우 열팽창 계수가 치과용 도재 합금과 적절한 결합이 되는 범위를 벗어날 수 있어 금속과의 결합에 어려움을 겪기도 한다 (Höland et al., 2000).

따라서 본 논문의 목적은 기존의 방식인 도재를 금속 위에 축성하고 소성하여 완성된 금속-도재 구조물 (Porcelain Fused to Metal, PFM)과 열가압(Press On Metal, POM) 방법으로 성형한 이중 층(bilayer) 구조인 금속-도재 구조물 사이의 결합강도를 굴곡강도 측정법인 Schwickerath test를 통해 비교 분석함으로써 임상에 도움이 될 수 있는 참고 자료 제공하는 것이다.

## II. 연구 방법

### 1. 실험재료 및 시편의 제작

#### 1) 금속 시편의 제작

하부 금속 구조물을 제작하기 위해 ISO 9693-1 (ISO9693-1, 2012) 기준에 따라 먼저 가로( $25.0 \pm 1.0\text{mm}$ ), 세로( $3.0\text{mm}$ ), 높이( $0.5 \pm 0.05\text{mm}$ )의 왁스 시편을 CAD/CAM을 이용하여 제작하였다. 그리고 사용 금속으로는 비 귀금속 합금인 코발트-크롬 합금 (Star Loy C® Dentsply, Germany)을 사용하였다 (Table1). 완성된 왁스 시편은 비 귀금속 전용의 매몰재 (MicrostarHS Investment, Microstar Dental, USA)로 매몰한 다음 제조사의 지시에 따라 소환 및 주조함으로써 금속시편을 제작하였다. 시편의 개수는 각 군에 10개씩 총 30개를 제작하였다.

Table 1. Material properties of the Co-Cr alloys used

Compositions in	Cobalt (Co)	Chromium (Cr)	Wolfram (W)	Niobium (Nb)	Vanadium (V)	Silicium (Si)	Molybdenum (Mo)	Iron (Fe)
% By mass	59.4	24.5	10.0	2.0	2.0	1.0	1.0	0.1

2) 금속 접착면의 소결 처리

주조 후 얻어진 금속시편에 도재와의 접착면으로 사용될 부분을 50 $\mu$ m 직경의 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> 분말을 이용하여 0.2 MPa의 압력으로 20mm 거리에서 15초간 샌드 블라스팅(Sandblaster, Basic Duo, RenfertStrahlmittel, Germany) 처리하였다. 블라스팅의 작업 후에는 공기 압력분사장치를 이용하여 도재가 접착될 표면에 잔존한 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> 입자 등을 깨끗하게 제거하였다.

비금속 주조용 합금으로 제작된 금속시편은 도재 퍼니스(Programat P300, IvoclarVivadent, Liechtenstein)에서 950-980 $^{\circ}$ C에서 5분 계류시킨 다음, 또 다시 980 $^{\circ}$ C에서 8분간 계류시켜 추가 소결하였다(Fig. 1).

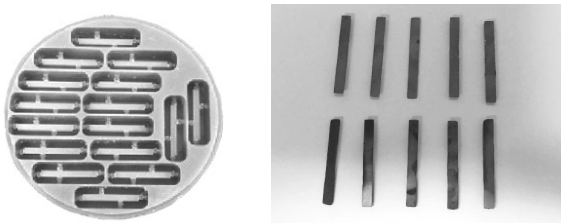


Figure 1. Wax specimens (left) and metal specimen after the end of sintering (right)

3) Opaque 처리

소결 처리가 끝난 후 ISO 9693-1[ISO(International standard Organisation)9693-1] 서 제시하는 기준에 따라 금속 시편의 중앙에 크기 8.0 $\pm$ 0.1 mm, 두께 0.1 mm로 전용 오펙(IPS InLine system opaque, IvoclarVivadent, Liechtenstein)을 도포하고 도재로(Programat P300, IvoclarVivadent, Liechtenstein)에 넣어 소성하였다. Opaque은 분당 60 $^{\circ}$ C로 상승시켰고 700 $^{\circ}$ C에서 15분간 계류시켰다(Fig.2).

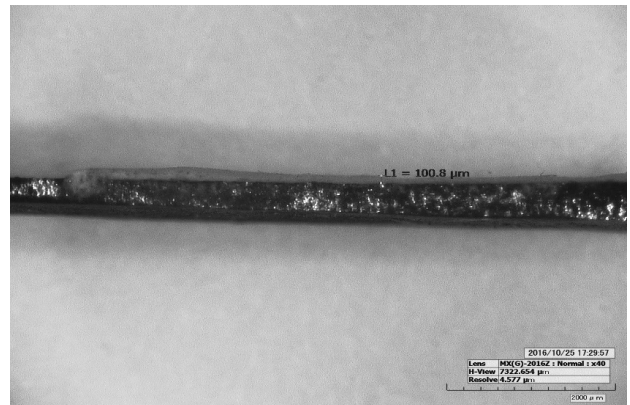


Figure 2. Micro meter photo after the opaque firing

4) 전통적인 금속-도재(Porcelain Fused to Metal) 시편의 제작

오펙 처리가 완료된 시편의 중앙(8.0 $\pm$ 0.1mm)에 dentin 도재(IPS In-LineDentinA1/TI1, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)를 이용해 직접 붓으로 떠올리는 방법으로 축성하였다. 축성된 도재는 두께 1.1 $\pm$ 0.1mm가 유지되도록 하였다(Fig.3).

그리고 도재 퍼니스(ProgramatP300, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)에서 분당상승온도 60 $^{\circ}$ C/min로 910 $^{\circ}$ C에서 소성하여 15분간 계류하였다. 이 방식으로 총 10개의 전통적인 방식에 의한 금속-도재의 시편을 제작하였다.

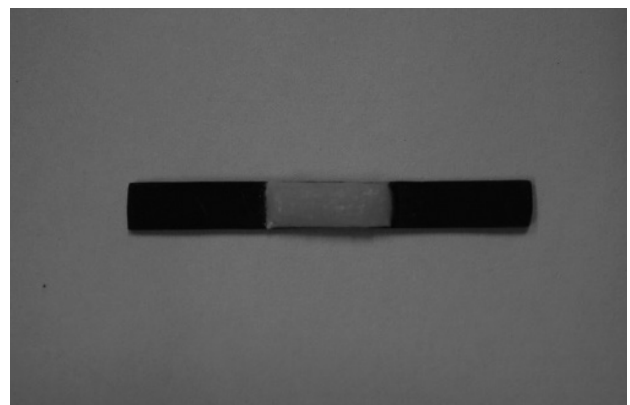


Figure 3. Traditional porcelain fused metal specimens

5) Press-on-metal system의 금속-도재(porcelain fused to metal) 시편의 제작

오펙 처리를 끝낸 시편의 중앙(8.0 $\pm$ 0.1mm)에 press on metal 전용 왁스(SU-Modellingwax, Schuler-

Dental, Germany)를  $1.1 \pm 0.1\text{mm}$  두께로 축성하였다 (Fig.4). 이렇게 만들어진 왁스가 축성된 시편은 두가지 열가압성형도재 실험군 (POMH, POMI)으로 구분하였고, 시편의 수는 각군에 10개씩 총 20개로 하였다.

첫 번째 실험군인 POMI 시편의 제작을 위해 왁스업을 완료한 시편에 주입선을 달고 열가압성형도재 제작 전용 실리콘 링에 전용 매몰재(Press Vest Speed, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)로 매몰하였다. 매몰은 제조사에서 제시하는 방법을 따랐는데, 분말 100g에 전용액 16ml, 증류수 11ml(혼수비 100g/27ml)를 사용하여 진공혼합기에서 1분간 교반한 다음, 실리콘 링에 주입시켰다. 매몰재를 주입한 실리콘 링은 실온에서 30분간 건조 시킨 다음 소환용 퍼니스에 넣고 실온에서  $900^{\circ}\text{C}$ 까지 90분간 소환하였다. 그리고 소환된 매몰재 중앙의 주입구에 pressing ingot(Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)와 IPS e. max Alox plunger(Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)를 삽입하였다. 이어서 이것을  $700^{\circ}\text{C}$ 로 예열된 프레스퍼니스(EP30010, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)에 넣고  $60^{\circ}\text{C}/\text{min}$ 의 속도로 가열하여  $940^{\circ}\text{C}$ 에서 20분간 계류시키면서 지정된 압력과 속도로 가압성형을 실시하였다. 가압이 완료된 매몰링은 약 50분간 실온에서 서냉했다. 그리고 60 psi 압력에서 polishing beads를 이용하여 rough divesting을 한 다음, 압력을 15~20 psi로 낮추어 추가적인 fine divesting을 함으로써 매몰재를 제거하였다. 이어서 주입선을 제거한 다음 글레이징을 실시함으로써 첫 번째 실험군의 시편 10개를 제작하였다.

두 번째 실험군인 POMH도 10개의 시편을 앞에서와 같은 방법으로 제작하였다(Fig.5).



Figure 4. Wax up on metal specimen

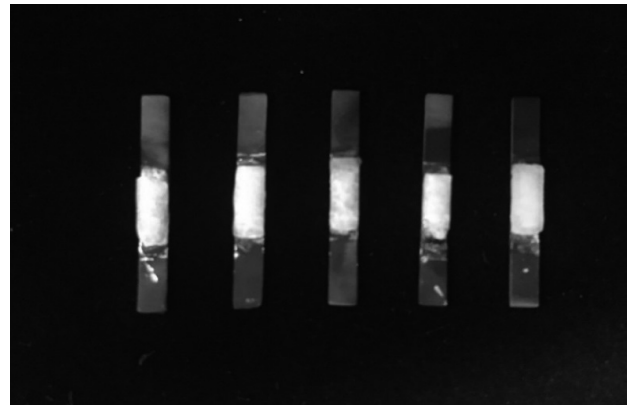


Figure 5. Press on metal specimens

Table 2. Bilayer metal- ceramic used in this study

CODE	NAME	Manufacturer
PFMC	Porcelain Fused to Metal Crown	Ivoclar / Liechtenstein
POMI	Press On Metal InLine IPS	Ivoclar / Liechtenstein
POMH	Press On Metal HASS prototype	HASS / Korea

## 2. 결합강도의 측정

### 1) 측정방법

결합강도를 측정하기 위하여 2.0mm 넓이의 Shwickerath test 전용 지그 위에 측정을 위한 시편을 고정시켰다(Fig.7). 결합강도 시험은 Instron universal testing machine(Instron3345, Instron Corp.,USA)을 이용하여 cross head speed  $1.5 \pm 0.5\text{mm}/\text{min}$ 의 속도로 하중을 적용시켜 도재와 메탈 사이의 crack이 개시되는 최대 파손하중( $F_{fail}$ )을 기록하였다. Debonding Stress( $T_b$ ) 값은 아래 수식을 이용하여 기록된 fracture force와 계수 k의 곱으로 나타내었다.

$$T_b = k \times F_{fail}$$

여기서 상수k값은 ISO9693-1(ISO 9693-1, 2012)의 기준에 따라 Metal의 시편 높이와 탄성계수값의 함수를 이용하여 구해진 값이다.

### 2) 통계분석

기술적 통계를 이용하여 평균과 표준편차를 구하고 (Table 3), 정규성을 검정하기 위하여 Shapiro-Wilk

test가 수행하여 정규성 검정을 만족하였다( $p > 0.05$ ). PFMC와 POMI, POMH 세 군의 평균 결합강도의 차이를 평가하기 위하여 One-way ANOVA를 시행하였고 (Table 4), 분산의 동질성은 Levene의 통계량으로 검정한 후 사후분석은 Tukey 방법으로 실시하였다(Table 3). 통계적 분석은 IBM SPSS Statistics Ver. 23.0 (IBM Co., USA)을 이용하여 분석하였다. 통계적 판단을 위하여 제 1종 오류의 수준은 0.05로 하였다.

### III. 결과

#### 1. 결합강도

기존의 정통적인 금속-도재관 제작 방식인 PFMC의 결합강도는  $33.3 \pm 2.0$  MPa를 나타내었다. 새로운 열가압성형방식 가운데 POMI은  $40.92 \pm 1.3$  Mpa의 결합강도 값을 보였고, POMH은  $47.55 \pm 12.8$  Mpa의 결합강도 값을 보였다(Table 3). 세 그룹 모두 임상적으로 허용 가능한 수치인 25Mpa 이상의 결합강도를 나타내었는데, 이 가운데 가장 높은 결과값을 보인 것은 POMH 군 이었다(Fig. 6).

그리고 PFMC, POMI, POMH 세 그룹에 있어서 Star Loy C® 금속하부구조와의 결합강도는 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다( $p < .05$ ).

Table 3. Results of Schwickerrath tests

Alloy	N	T <sub>b</sub> , Mean ± SD	p
PFMC	10	33.30 ± 2.0 <sup>a</sup> Mpa*	< .05
POMI	10	40.92 ± 1.3 <sup>b</sup> Mpa	< .05
POMH	10	47.55 ± 12.8 <sup>c</sup> Mpa	< .05

\*Different alphabets mean significantly different at type one error rate 0.05.

Table 4. One-way ANOVA table for comparing shear bond strengths of 3 veneering porcelains

Source	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Between groups	1017.667	2	508.834	109.564	<.001
Within groups	125.393	27	4.644		
Total	1143.060	29			

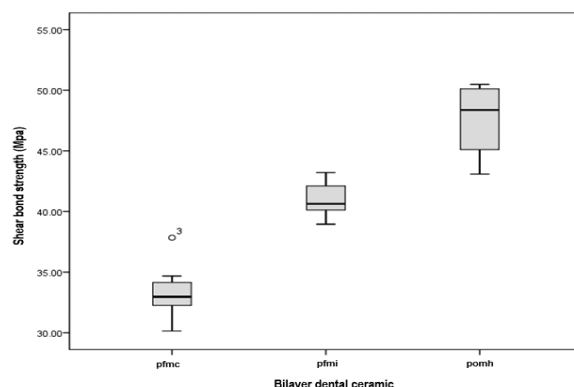


Figure 6. Shear bonding strength of bilayer dental ceramics

### IV. 고찰

일반적으로 금속 도재관에서 보철물의 파절은 도재와 금속 사이의 결합실패로 인한 경우가 많다. 종전의 연구에서 도재와 금속의 결합에 관여하는 것은 반데르발스력, 열팽창에 의한 압축력, 금속표면과의 기계적 결합력, 금속과 도재의 산화물에 의한 화학적 결합력 등이 서로 연관되어 작용한다고 하였으나, 어떤 힘이 상대적으로 결합력에 더 크게 영향을 미치는지는 아직도 의견이 분분하다(Niedermeier et al., 2002; Al-Dohan et al., 2004).

금속-도재와의 결합으로 이루어진 치과보철물의 경우에 있어서 환자의 구강 내에서 장기간 사용이 가능하려면 금속과 도재 사이에 충분한 결합강도가 있어야 한다. 그러기 위해서는 내구성이 좋은 재료를 선택하여야 하며, 특히 금속화합물과 도재 간의 화학적 결합력이 우수하여야 한다는 것이 통용되고 있는 사실이다(Anusavice et al., 2013). 그 이외에도 상부 도재의 두께가 하부금속 두께에 비해 상대적으로 두꺼워 질수록 작은 힘에 파절된다는 연구결과가 있으며(Sundh et al., 2004), 지르코니아-도재 간의 두께에 대한 굽힘 강도 실험에서도 지르코니아의 두께가 증가하면 응력 저항 가능성이 높아서 파절저항성이 높아진다는 선행연구도 있다(Sundh et al., 2004).

한편 금속과 도재 사이에 심미성을 높이고 결합강도를 높이기 위한 방안의 하나로 개발된 것이 금속 구조

물의 표면에 결합되는 글라스 세라믹이다. 글라스 세라믹이란 미세 결정이 핵을 형성하여 만들어진 부분적으로 결정화된 유리이다. 글라스 세라믹은 생체 친화적이고 심미적으로 우수할 뿐만 아니라 열전도율 또한 낮으며 일반 유리보다 훨씬 높은 강도를 지닌 장점이 있다 (Zanotto et al., 2010).

1990년대 초반에 개발된 백류석 강화형 글라스 세라믹(leucite-reinforced glass ceramics, IPS Empress 1)은 비정형 유리 기질에 백류석 결정이 들어있는 것으로, 백류석 입자가 도재 균열의 진행을 억제하여 강도를 증가시키고, 산 부식 접착이 가능하므로 금속-도재 수복물의 품질을 높일 수 있었다(Chu, 2012). 그리고 후에 리튬 이규산염(Lithium disilicate) 글라스세라믹이 개발되었는데, 이것은 장석 포세린에 비해 강도가 월등하기 때문에 금속-도재관에 적용할 수도 있다.

본 연구의 결과에 있어서 기존의 PFM 방식인 PFMC 군과 열가압성형 방식으로 제작된 POMI군 및 POMH군의 3군 모두의 결합강도는 금속-도재관의 임상적 사용 가능 수치 값인 25 MPa보다 높은 수준을 나타내었다 (Craig, 2002). 그리고 PFMC군과 POMI, POMH군 간의 결과값에는 유의하게 차이가 났는데, 이것은 POMI와 POMH의 상부 도재로 쓰이는 재료에 리튬 이규산염(Lithium disilicate)이 더욱 많이 함유되었기 때문에 결합강도가 더 우수한 것으로 사료된다. 그리고 본 연구에 있어서 금속-도재 결합부위의 파절이 도재의 내부에서 발생하였음에도 불구하고 금속과 도재와의 결합이 유지된 것은 도재 자체보다 도재와 금속 사이의 결합강도가 더욱 높다는 것을 의미한다고 볼 수 있다(McLaren et al., 2010).

본 연구에서는 3점 굴곡강도 시험인 Schwickerath test를 통해 금속과 도재의 파절저항성을 측정하였다. 파절 저항의 측정값은 이러한 기계적, 물리적 요소만으로 평가하기에는 한계가 있다. 앞으로 Schwickerath test 외에 파절면의 미세 분석 등의 요소가 보완된 연구가 추가되어 평가되기를 바란다(Ishibe et al., 2011; Albakry et al., 2003).

## V. 결론

종래의 금속-도재 구조물의 개선을 위해 개발되고 있는 금속-열가압 유리로재 구조물의 결합강도를 평가하여 임상적 사용에 도움을 줄 수 있는 자료를 마련할 목적으로 시도된 본 연구의 결론은 다음과 같다.

### 1. 세 종류의 강도비교

금속-열가압 유리로재 구조물의 결합강도는 전통적인 금속-도재 구조물의 결합강도보다 높았으며, 전통적인 금속-도재 구조물의 결합강도보다 높은 것으로 나타났다.

### 2. 임상적 안정성

금속-열가압용 리튬 이규산염(Lithium disilicate)이 포함 된 유리 도재 구조물의 결합강도는 유의한 차이는 있으나 임상적으로 사용 가능한 수준을 나타내었다.

## 참고문헌

- Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent*, 89(4), 374-380, 2003.
- 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(4), 349-355, 2004.
- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences, 2013.
- Chu S. Current clinical strategies with lithium-disilicate restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 33(1) 64, 6-7, 2012.

- Craig RG. Mechanical properties in restorative dental materials. 11th ed, 551-92, 2002.
- Fonseca JC, Henriques GEP, Sobrinho LC, de Góes MF. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium - aluminum - vanadium copings. *Dent Mater*, 19(7), 686-691, 2003.
- Gorman C, McDevitt W, Hill R. Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials. *Dent Mater*, 16(6), 389-395, 2000.
- Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS Empress® glass - ceramics. *J Biomed Mater Res*, 53(4), 297-303, 2000.
- International standard Organisation. ISO9693-1: Metal-ceramic dental restorative systems. 2012.
- Ishibe M, Raigrodski AJ, Flinn BD, Chung KH, Spiekerman C, Winter RR. Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to high-noble alloy and zirconia cores. *J Prosthet Dent*, 106(1), 29-37, 2011.
- Jeoung SH, Bae JM, Oh SH. Effect of Chemical Treatment on the Bond Strength Between Zirconia and Veneer Ceramics. *J Korean Res Soc Dent Mater*, 12;39(4):269-276, 2012.
- Lee BJ. Shear bond strengths of ceramic to a soft milling cobalt-chromium alloy and a base metal casting alloy. Department of dentistry Graduate School, Kyungpook National University, 2014.
- McLaren EA, Whiteman YY. Ceramics: rationale for material selection. *Compend Contin Educ Dent*, 31(9), 666-668, 2010.
- Niedermeier W, Dentb M. Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *J Prosthodont*, 15(3), 299-302, 2002.
- Pettenò D, Schierano G, Bassi F, Bresciano ME, Carossa S. Comparison of marginal fit of 3 different metal-ceramic systems: an in vitro study. *Int J Prosthodont*, 13(5), 405-408, 2000.
- Schaerer P, Sato T, Wohlwend A. A comparison of the marginal fit of three cast ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, 59(5), 534-542, 1988.
- Sundh A, Sjögren 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(7), 682-688, 2004.
- White S, Miklus V, McLaren E, Lang L, Caputo A. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent*, 94(2), 125-131, 2005.
- Zanotto ED. Bright future for glass-ceramics. *Am Ceram Soc Bull*, 89(8), 19-27, 2010.