

# Base-Alloy에 따른 치과 도재의 소성방법과 열순환에 따른 결합강도 비교

김임선<sup>1\*</sup>, 민경진<sup>2</sup>

<sup>1</sup>계명대학교 대학원 공중보건학과

## Comparison of dental porcelain baking methods by base-alloy and bonding strength by thermocycling

Im-Sun Kim<sup>1\*</sup> and Kyung-Jin Min<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Public Health Graduate School, Keimyung University

**요 약** 이 연구는 심미성과 내구성을 살릴 수 있는 보철 재료들을 선택하기 위해 각종 도재 보철 재료들의 열 순환 전후 결합 강도를 측정하였다.

결합 강도 측정을 위해 시중에 시판되고 있는 base-alloy중에서 with Beryllium 금속과 non-Beryllium 금속 8종과 Zirconia 1종위에 각종 도재 제품들을 소성하여 열 순환 전 후 결합 강도 측정 다음과 같은 결과를 얻었다.

- 1) PTM(press-to-metal) 도재가 열 순환 시행 전후의 각각 73.2MPa, 59.2MPa로 높은 결합 강도를 보였다.
- 2) non-Beryllium 금속 위에 소성한 도재가 with-Beryllium 금속 위에 소성한 도재보다 결합 강도가 우수했다.
- 3) Zirconia 도재는 38.7MPa의 가장 낮은 결합 강도를 보였다.

**Abstract** This study measured the bonding strength of various porcelain prosthesis materials before and after thermocycling to select prosthesis materials that can maximize beauty and tolerance.

To measure bonding strength, various porcelain materials were baked on with-Beryllium metals, non-Beryllium metals 8group and Zirconia 1 group among commercially available base alloys, and measured the bonding strength was measured before and after thermocycling. The findings of this study are as follows:

- 1) PTM(press-to-metal) porcelain non-Beryllium metal showed the, highteat bonding strength each 73.2MPa, 59.2MPa before and after thermocycling.
- 2) The porcelain materials baked on non-Beryllium metal showed higher bonding strength before and after thermocycling than those baked on with-Beryllium metal.
- 3) Zirconia products showed the lowest 38.7MPa bonding strength before and after thermocycling.

**Key Words** : Porcelain, Beryllium, Thermocycling

## 1. 서론

### 1.1 연구의 필요성

인공치아 보철이란 상실된 치아 기능을 회복하기 위하여 각종 치과 재료를 이용하여 인공적인 치아를 제작한 후 환자의 구강 내에 장착시켜 씹으므로써, 본래 치아의 기

능을 회복시켜 주는 치과 진료를 말한다.

치과용 도재는 1886년 Land에 의해 백금박과 도재의 친화성이 있다고 보고된 이래 1989년에 전부도재판(All-ceramic)이 소개되는 등 초기부터 비약적인 발전이 이루어졌다(김기철 2005) [3].

현재 임상에서 널리 사용되는 치과용 수복 재료로는 금합금, 치과용 도재와 레진, 그리고 CAD/CAM을 이용

\*교신저자 : 김임선(futuredt@hanmail.net)

접수일 09년 10월 11일

수정일 10년 02월 22일

게재확정일 10년 02월 24일

한 전부도재관용 Zirconia, 임플란트 등이 있다(고제만 2002) [2].

현재 사용되고 있는 인공치아 보철재료인 도재치관의 해당되는 특성을 실험을 통해서 비교 분석 함으로써, 인공 도재치아 제작 시 가장 적절한 보철재료를 선택하는데 참고자료로 활용하고자 한다.

### 1.2 연구의 목적

이 연구는 보철재료들의 결합강도를 실험을 통하여 측정하고, 가장 적절한 보철재료를 환자와 시술자에게 제안하고자 한다.

첫째, 열순환 전 후 결합강도, 열팽창계수의 측정에 대하여 현재 사용되고 있는 치과보철 재료의 시편을 제작하여 실험한다.

둘째, 각 시편 간의 실험 결과를 비교함으로써 적절한 보철물을 제안하고자 한다.

### 1.3 Base-Alloy의 특성

#### 1.3.1 Porcelain metal의 특성

도재전장금속관 제작에 사용되는 합금은 크게 금합금, 팔라듐-은 합금 및 니켈-크롬 합금으로 나눌 수 있다. Ni-Cr 합금에 Be를 첨가하면 합금의 용점을 100℃ 낮추고 결정을 미세화하며 기계적 성질과 주조성을 향상시키므로 Be를 2% 정도 첨가한 합금에 도재를 용착시키면 양호한 결합을 얻을 수 있다. Be는 기공 과정 중 분진이 나 금속 증기로 흡입되면 인체에 대한 유해성이 문제가 되고 있다(Phillips 1982) [13].

#### 1.3.2 Zirconia의 특성

치과영역에서 사용되는 지르코니아는 파절강도가 700-800MPa 정도로 금속과 비슷하며 최대 굽힘 강도는 900-1200MPa로 임플란트 상부구조 근관용 포스트, 교정용 브라켓 및 구체부 온레이크라운 브릿지 등에 사용되고 있다. 특히 치과영역의 CAD/CAM을 이용한 보철물 제작 시 정밀도와 편리성이 향상되어 이를 이용한 지르코니아 수복물이 점차 증가하는 추세이다 [9].

## 2. 본 실험

### 2.1 실험 재료

이 실험 연구에서 사용한 재료는 현재 도재용 인공치아 제작 시 사용되고 있는 재료들로서 8종을 선택하였다 (표 1).

[표 1] 실험재료

Material	Product	Manufacturer (Lot. no)	Shade
Alloy	Rexillium V	Jeneric/Pentron, U.S.A (2451139)	
Alloy	Wirocer	Bego, Germany (50001)	
Alloy	Zirconia	Cerasys international Inc., U.S.A (10015)	
Porcelain	PTM	Ceramay, Germany (3030130604)	A3
Porcelain	Vita VM13	Vita Zahufabrik H, Germany (28960)	A3
Porcelain	Authentic	Ceramay, Germany (3214120605)	A4
Porcelain	Finesse	Ceramco, USA (11062766)	A3
Porcelain	Vintage ZR	Shofu Inc., Japan (030706)	A3

### 2.2 실험 방법

도재와 금속 또는 Zirconia 결합강도는 ISO 9693(1999) Metal-ceramic dental restorative system에 따라 3-point bend test 시험으로 측정하였다 [8]. 결합강도를 측정하여 비교해보기 위하여 각 재료 별 인장강도, 굴곡강도, 탄성계수, 결합강도, 열팽창계수 등을 측정하고 비교하였다.

#### 2.2.1 실험군 설정

이 실험에서는 임상에서 금속소부도재관 내관으로 가장 보편적으로 사용하는 Rexillium V와 Wirocer 금속 표면 위에 고온 도재와 저온 도재를 소성하고 전부 도재관에 이용되는 Zirconia 표면 위에는 전용의 도재를 이용하여 base-alloy와 도재의 종류에 따라 결합강도의 양상을 관찰하기 위해 표 2와 같이 실험군을 설정하였다.

[표 2] 실험군 설정

Group	Base-alloy	Porcelain	Porcelain type
RP	Rexillium V	PTM	high temperature
RV	Rexillium V	Vita VM13	high temperature
RA	Rexillium V	Authentic	low temperature
RF	Rexillium V	Finesse	low temperature
WP	Wirocer	PTM	high temperature
WV	Wirocer	Vita VM13	high temperature
WA	Wirocer	Authentic	low temperature
WF	Wirocer	Finesse	low temperature
ZV	Zirconia	Vintage ZR	high temperature

- RP : Rexillium V 위에 소성된 PTM 도재
- WP : Wirocer 위에 소성된 PTM도재
- RV : Rexillium V 위에 소성된 Vita VM13 도재
- WV : Wirocer 위에 소성된 Vita VM13 도재
- RA : Rexillium V 위에 소성된 Authentic 도재
- WA : Wirocer 위에 소성된 Authentic 도재
- RF : Rexillium V 위에 소성된 Finesse 도재
- WF : Wirocer 위에 소성된 Finesseh 도재
- ZV : Zirconia 위에 소성된 Vintage ZR 도재

### 2.2.2 시편수

결합강도 측정을 위한 시편 수는 아래와 같다.

[표 3] 결합강도 측정을 위한 시편 수

Group	Before thermocycling bonding strength	After thermocycling bonding strength	N
RP	7	7	14
RV	7	7	14
RA	7	7	14
RF	7	7	14
WP	7	7	14
WV	7	7	14
WA	7	7	14
WF	7	7	14
ZV	7	7	14
Total	63	63	126

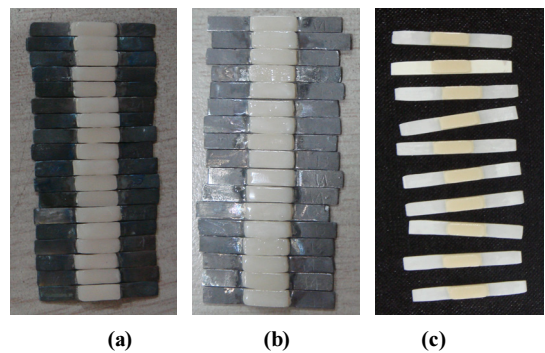
[표 4] 인장강도 측정을 위한 시편 수

Alloy	N
RexilliumV	5
Wirocer	5
Zirconia	5
Total	15

### 2.2.3 결합강도 시편 제작

Rexillium V와 Wirocer 금속은 26.0mm×3.2mm×0.6mm의 크기를 갖는 판상의 왁스패턴을 이용하여 주입선 부착 후 전용의 CB-30매몰재(Ticonium, U.S.A)를 이용하여 제조사가 제시한 방법으로 매몰을 하였다. 고주파 주조기 NAUTILUS MC Plus(Bego, Germany)로 캐스팅 하였다. 시편은 기공용 carbide bur를 이용하여 연마 후 600 grit SiC 연마지로 습식 연마하여 시편크기가 25.0mm×3.0mm

×0.5mm가 되도록 하였다. 시편들은 도재 소성 전 제조사의 지시대로 110 $\mu$ m의 alumina oxide로 3bar의 압력으로 샌드블라스팅을 실시하고 증류수에 초음파 세척을 시행하였다. 지르코니아는 CRASYS-ZR을 이용하여 ISO 6892에 따라서 26.0mm×3.1mm ×0.6mm의 크기로 제작하였다. 제작된 시편 중 금속시편과 Zirconia시편은 도재 전용 도재로인 VITA VACUMAT40(VITA, Germany)를 이용하여 산화막 형성을 위해 degassing을 1000℃에서 5분간 계류하였다. 실험군에 맞도록 도재를 선택하여 시편의 중앙부에 Wash opaque 1회, Opaque 도재 2회를 실시하고, Dentine 도재를 8.0mm×3.0mm×1.0mm 크기의 도재층을 갖도록 사각형 상자형태의 몰드 이용하여 제조사의 지시대로 소성하였다(그림. 1). PTM(press-to-metal) 제작 방법은 각 금속의 오펙이 소성된 시편 위에 왁스업을 8.0mm×3.0mm×1.0mm 크기로 하여 제조회사의 지시대로 메몰 후 열가압 성형법으로 주조하여 시편을 완성하였다.



[그림 1] 3점 굴곡 강도 실험을 위한 완성된 시편.  
 (a) Wirocer 위에 소성된 도재 시편.  
 (b) Rexillium V 위에 소성된 도재 시편.  
 (c) Zirconia 위에 소성된 도재 시편.

### 2.2.4 Thermocycling

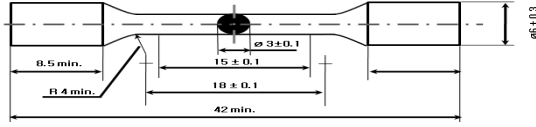
결합강도 실험군당 제작된 시편 중 절반을 열 순환을 시행하였다. Thermocycling M/C(Motortronics, Korea)를 이용하여 5℃와 55℃의 수중에서 각 온도 유지 시간 30초, 대기시간 15초의 조건으로 2,000회를 실시하였다.

### 2.2.5 금속재와 Zirconia의 계수 k값

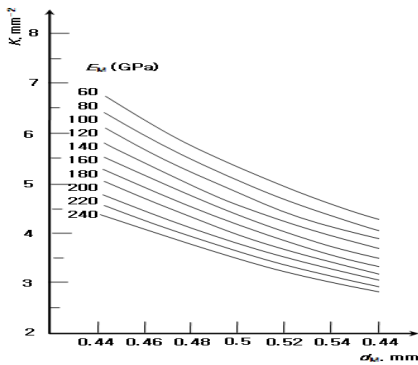
Zirconia와 금속재의 계수 k 값을 측정하기 위해 인장강도 측정을 하였다. Zirconia는 그림. 2와 같은 시편을 제작하였다.

인장강도는 만능시험기(Model 4202: Instron Inc. canton, U.S.A)를 사용하여 분당 1.5mm의 속도로 시편이 파절될 때까지 하중을 가하였다. 결합강도측정을 위해서

제작된 시편에서 금속 또는 Zirconia 부분의 두께를 0.01 mm까지 측정한다. 이렇게 측정된 영률  $E_M$ 과 금속이나 Zirconia의 두께를 그림. 3의 그래프를 이용하여 계수 k 값을 구하였다.



[그림 2] 인장강도 실험을 위한 시편



[그림 3] 측정된 영률  $E_M$ 의한 Zirconia와 금속재의 계수 k 값 (ISO 9693:1999).

### 2.2.6 결합강도 측정

만능시험기(Model 3343: Instron Inc., Canton, USA)에 1000N의 로드셀을 이용하여 1.5mm/min의 크로스헤드 속도로 시편의 중앙에서 도재층이 한쪽 끝에서 debonding crack에 의해 파괴가 일어날 때까지 하중을 가하였다.

$$\textcircled{1} M(\text{MPa}) = 3FL/2bh^2$$

F: 파괴시의 하중(N)

L: 시험체 전폭, 지지대 중심간 거리 (mm)

b: 시험체의 너비, 하중 적용 방향의 수직인 면의 치수 (mm)

d: 시험체의 두께, 하중 적용 방향의 평행 한 면의 치수 (mm)

$$\textcircled{2} \tau_b = k * F_{\text{fail}}$$

$\tau_b$ : 결합 강도 (MPa)      $F_{\text{fail}}$ : 파괴 하중 (MPa)

k: 금속판의 두께  $d_M$  와 금속의 Yong's modulus  $E_M$  (상수)

### 2.2.7 열팽창 계수 측정

제작된 시편은 Dilatometer(Pyris Diamond TMA, Perkin-Elmer)를 이용하여 측정하였으며, 가온 속도를 5°C/min로 하여 25~500°C까지 측정하고 실험 결과로부터 얻은 온도-팽창 곡선에서 25~500°C에서의 선열팽창 계수( $\alpha$ ) 를 계산하였다.

$$\text{선열팽창계수}(\alpha) = \Delta L / L_0 * \Delta T$$

여기서  $L_0$ 는 시편의 원래길이,  $\Delta L$ 는 시편이 늘어난 길이,  $\Delta T$ 는 온도구간을 나타낸다.

### 2.2.8 파절면 관찰

결합강도 측정 후 도재층이 한쪽 끝에서 debonding crack된 부분까지 diamond disk를 이용하여 절단한 다음 도재층과 결합되었던 Metal면 또는 Zirconia면을 PT로 코팅한 후 시편들의 파절면을 주사전자현미경(FE-SEM, JSM-6700F, JEOL)으로 분석하였다.

### 2.2.9 통계분석

각 군의 결합강도 결과는 SPSS Ver 12.0 for windows(SPSS INC., U.S.A.)를 이용하여 일원배치분산 분석 (One-way ANOVA)와 Tukey HSD 사후검정 (post-hoc test)을 실시하여 다중 비교하였으며 자료 검정에 이용된 유의수준은 95%로 하였다.

## 3. 연구 결과

### 3.1 금속과 Zirconia의 인장강도 측정

결합강도를 측정하기 위해서 금속과 Zirconia의 인장강도를 측정하였고, 인장강도의 데이터를 토대로 탄성계수와 연신율을 나타내었다(표 5).

[표 5] 금속재와 Zirconia의 기계적강도 비교

Alloy	Tensile strength (MPa)	Modulus of elasticity (GPa)	Elongation (%)
RexillumV	551(89.2)	133(24.7)	17.2(4.2)
Wirocer	846(45.5)	118(23.2)	22.1(2.86)
Zirconia	159(13.8)	153.6(12.9)	2.98(0.63)

표준편차 (SD).

### 3.2 열 순환 시행 전 후 결합강도

시편에 대하여 열순환 전 후 결합강도 실험에 관한 결

과는 표 6 및 그림 4와 같다. 열 순환을 시행 전에는 WP 군이 73.2MPa로 가장 높은 결합 강도를 보였으며 RF군이 37.5MPa로 가장 낮은 결합 강도를 보였다. ZV군은 38.7MPa의 결합강도로 RV군과 유의하게 낮은 결과 값을 보였고, 나머지 군과는 유의성이 없었다.

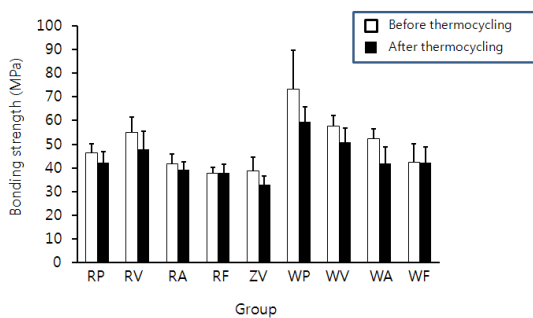
시편들을 열 순환 시행한 후에도 WP군이 59.2MPa로 가장 높은 결합강도 값을 보였고 RV군이 37.6MPa로 낮은 결합강도 값을 보였지만 두 군과의 유의성이 없었다. ZV군도나머지 군과는 유의성이 없었다.

[표 6] 결합강도 측정 결과 값 (Unit:MPa)

Group	Before thermocycling	After thermocycling
	bonding strength	bonding strength
RP	46.2 (4.00) <sup>b,c,d,e</sup>	42.2 (4.39) <sup>a,b,c,d</sup>
RV	55.0 (6.30) <sup>e,f</sup>	47.7 (7.58) <sup>b,c,d,e,f</sup>
RA	41.5 (4.04) <sup>a,b,c,d</sup>	39.3 (3.06) <sup>a,b,c</sup>
RF	37.5 (2.75) <sup>a,b</sup>	37.6 (3.79) <sup>a,b</sup>
WP	73.2 (16.46) <sup>g</sup>	59.2 (6.55) <sup>f</sup>
WV	57.4 (4.61) <sup>e,f</sup>	50.7 (6.01) <sup>c,d,e,f</sup>
WA	52.3 (3.96) <sup>d,e,f</sup>	41.9 (6.95) <sup>a,b,c,d</sup>
WF	42.3 (7.70) <sup>a,b,c,d</sup>	41.9 (6.93) <sup>a,b,c,d</sup>
ZV	38.7 (5.71) <sup>a,b,c</sup>	32.7 (3.80) <sup>a</sup>

표준편차 (SD).

같은 문자는 통계적 차이를 의미(a,b,c,d,e,f,g)(P>0.05).



[그림 4] 열 순환 전후 테스트간의 결합강도 비교

### 3.3 열팽창계수

금속의 열팽창계수(Coefficient of Thermal Expansion, CTE)는 13.95와 13.9로 비슷한 결과가 측정되었으며, Zirconia는 4.44로 측정된 재료들 중 가장 낮은 열팽창계수를 나타냈다.

[표 7] 각 재료들의 열팽창 계수 값 (25~500℃)

Material	Product	CTE* (× 10 <sup>-6</sup> /℃)
Alloy	Rexillum V (With-Be)	13.95(0.21)
	Wirocer (Non-Be)	13.9(0.42)
Alloy	Zirconia	4.44(0.48)
Porcelain	PTM	14.5(0.42)
Porcelain	Vita VM13	13.25(0.35)
Porcelain	Authentic	12.25(0.35)
Porcelain	Finesse	12.36(0.35)
Porcelain	Vintage ZR	9.11(0.30)

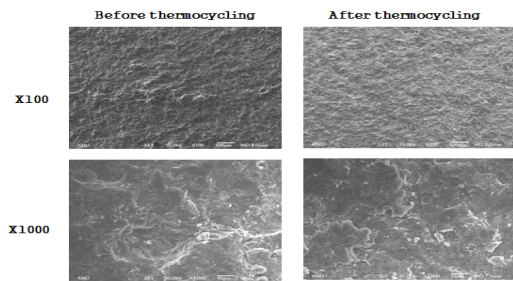
표준편차 (SD).

CTE : 열팽창 계수.

### 3.4 파절면 관찰

파절면은 주사전자현미경을 이용하여 전체적인 파절 양상을 100배에서 관찰한 후 1000배에서 미세구조를 관찰하였다.

RexillumV와 Wirocer 위에 소성된 도재들의 파절면을 관찰했을 때 Wirocer 표면에 좀 더 많은 도재들이 접착되어 있는 것을 확인할 수 있었다.



[그림 5] WP군의 파절면 관찰(Wirocer 위에 소성된 PTM 도재).

## 4. 고찰 및 제언

최근 들어 치과 보철 수복 재료들이 다양하게 개발되어 현재 시중에 판매되고 있는 제품들은 그 성분과 물성 그리고 소성 온도, 축성 방법 등 제조 방법이 다양하게 사용되고 있으나 시술자나 제작자의 임의의 선택으로 수복 재료들이 사용되고 있는 실정이다. 이에 연구자는 각각의 제품들을 실험을 통하여 그 결합강도와 열순환 후의 결합강도를 비교 검토함으로써 내구성이 좋은 재료를

선별할 수 있으리라 생각하였다.

이 연구에서는 보철물로써 9군의 시편을 제작이 용이하고 일관적인 평가를 얻을 수 있는 판상으로 제작하여 국제규격인 ISO 9693(1999) 결합강도 시험법 중에서 3-point bend test를 사용해서 금속과 도재의 결합강도를 평가하였다. ISO 9693 결합 시험법은 비록 몇 가지 문제점들이 보고되고 있으나 치과용 금속-도재 시스템의 결합강도 측정에 신뢰성이 있는 결과를 제시한다고 인정되고 있다 [6].

인장강도 측정 결과 Wirocer이 846MPa로 Rexillium V의 551MPa 보다 강하게 측정되었으며 Zirconia 159MPa는 모든 기계적 성질에서 금속보다 낮은 값을 나타내었다. 이결과는 Zirconia의 내구성에 문제가 있음을 시사한다.

Base-Alloy에 따른 결합강도 측정 결과 Wirocer 위에 소성한 PTM 도재가 73.2MPa로 다른 군들 보다 유의한 차이를 보이며 가장 높은 결합강도를 보였다. 이 연구에서 Wirocer 위에 소성한 각종 도재들이 Rexillium V 위에 소성한 도재들보다 높은 결합강도를 나타내었는데 금속의 성분을 살펴본 결과 Rexillium V에서 Ni 74%, Cr 14%, Be 1.9%가 함유되어 있었고, Wirocer에서는 Ni 65.2%, Cr 22.5%, Be 0%로 Cr의 양이 Rexillium V보다 많아 Moffa, Beck, Hoke(1997)의 보고에서 크롬산화물이 결합력을 높인다는 보고와 일치함을 알 수 있었다 [10].

Peterson, Philips, Swartz 등(1966)은 구강 외에서 0°C, 60°C인 커피가 구강 내에서 15°C, 45°C로 측정되었다고 하였다 [12]. Palmer, Barco, Billy(1992)는 구강 내에서 냉·온수를 입에 머금게 하여 치면에서 온도를 측정된 결과 0-67°C라고 하였다 [13]. 이처럼 구강 내 온도는 최저 4-5°C, 최고 50-60°C의 범위이므로 이 연구에서는 열순환 시 5-55°C 범위를 선택하였다. Thermocycling의 조건으로 시편의 노출시간은 15초에서 3분까지 횟수는 수백에서 100,000회까지 그 범위가 더욱 다양하다 [14]. 그러나 실험실적 연구는 온도의 범위, 노출시간, cycle의 수 등을 고려해야 하는데, Wendt, McInnes, Dickinson(1992)의 주장대로 계류시간 15초의 조건으로 2,000회의 thermocycling을 시행한 후 결합강도를 측정하였다 [15]. 이 연구에서 열 순환에 의한 금속과 도재간의 결합강도를 측정한 결과 9 group 모두 열 순환을 시행한 군에서 결합강도가 감소하였으나, 유의한 차이는 없었다. 그러나 WP 군에서는 열 순환 후 유의한 차이를 보이며, 결합강도가 낮아졌다. 이는 결합 시 기포 혹은 체적 변화에 의한 것으로 생각되며, 열팽창계수 차이, 경화 수축, 열 순환 시 열에 의한 수축과 팽창이 가속화된 것으로 생각된다. 구강 내 온도변화가 보철물에 결합강도에 영향을 미

침을 시사한다. 이 결과는 금속 처리방법과 사용하는 재료에 따라 열 순환이 정도의 차이는 있지만, 결합강도를 감소시킨다고 보고한 Yoshida 등(1997)의 연구 결과와 일치하였다 [16].

금속-도재용 치과도재의 열팽창계수는 결합하는 금속의 열팽창계수보다  $1 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  이내로 약간 작게 조절된다. 도재소부용 합금의 열팽창계수는 통상  $14.0 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ (25~500°C)이므로 함께 사용하고 치과도재의 열팽창계수는 대부분  $(13.0 \sim 13.5) \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ (25~500°C)로 맞추어 제조하고 있다 [4]. 열팽창계수의 차이는 도재가  $1 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  정도 작은 값이 가장 좋고  $1.7 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ 를 넘으면 크랙의 발생 요인이 된다고 알려져 있다 [1].

이 연구에서 PTM 도재는 열 순환 후의 유의성 있는 차이로 볼 때 적절한 방법으로 열팽창계수를 좀 더 줄이면 더 좋은 결합강도를 가질 것으로 생각된다.

이 연구에서 고온용도재와 저온용도재에서의 결합강도 값이 유의성 있게 차이가 나타났는데, 이상에서 사용되고 있는 base-alloy에는 고온용도재들은 적합하다고 생각되고, 저온용도재는 non-Beryllium metal에 사용하는 것이 적합하다고 생각된다.

이 연구에서 사용한 도재 측정 방법으로는 rayering기법과 열가압성형법으로 소성하였는데, 박혜양(2002)은 rayering기법은 축성을 통해 진공소성 과정에서 없어지지 않은 기포나, 소성 후 냉각과정에서 발생하기 쉬운 결함(flaw)등의 문제로 인해 수복 후 파절이 발생할 수 있다고 하였다 [5]. Gorman, McDevitt, Hill(2000)은 열가압성형법은 rayering기법으로 소성한 방법에 비해 정확한 제조공정, 우수한 변연적합성, 기공의 감소, 강도의 증가 및 Weibull 계수의 증가 등의 면에서 장점을 보인다고 하였다 [7]. 이 연구에서 사용한 열가압성형법으로 제작한 WP군의 PTM 도재가 결합강도가 가장 높게 나타난 것은 PTM 도재는 Wax에서 형태를 잡는 장점이 있어 Zirconia 처럼 뛰어난 심미성도 있다. 롱 브릿지인 경우 full contour 부여된 Wax Pattern을 구강에서 시적해서 최종의 형태를 만든 후, 그대로 도재로 전환되며 margin fitting이 좋다. 열가압성형법의 단점으로는 주조 후 매몰제 제거가 불편하고 crack과 debending의 원인이 되므로 세심한 주의가 요구된다.

이 연구의 한계점은 하악골의 다양한 운동 양상과 환자마다 다양한 저작습관에 의해 실제 구강 내에서 보철물에 가해지는 인장력, 전단력, 압축력 등의 여러 가지가 재현할 수 없다는 점과 다양한 식습관에 의해 시시각각으로 변하는 구강 내 환경과 장시간 사용 시 나타나는 현상을 재현할 수 없다는 점이다. 앞으로 이러한 한계점을 보완하여 구강 내 환경과 보다 유사한 연구가 계속되어

야 할 것으로 생각된다.

## 5. 결론

이 연구자는 기존의 도재 치아 재료 9종에 대하여 인장 강도, 굴곡 강도, 결합 강도, 열팽창계수 등을 실험실 실험을 통하여 그 결과를 측정, 비교해 본 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 열 순환을 시행 전에는 WP군이 결합강도가 가장 높았고 RF군이 가장 낮은 결합강도를 보였다 ( $p < 0.05$ ).
2. 열 순환을 시행 후에는 WP군이 결합강도가 가장 높았고 ZV군이 가장 낮은 결합강도를 보였다 ( $p < 0.05$ ).
3. ZV군은 38.7MPa의 결합강도로 RV군( $p < 0.05$ ), WP군( $p < 0.05$ ), WV군( $p < 0.05$ ), WA군( $p < 0.05$ )과는 유의하게 낮은 결합강도를 보였다.
4. WP군은 열 순환 시행 전·후의 각각 73.2MPa, 59.2MPa로 결합강도는 유의하게 차이가 낮았다 ( $p < 0.05$ ).
5. Non-Beryllium금속을 권장할 필요가 있다.

이 결과에 따르면 non-Beryllium 금속위에 도재를 조성하는 것이 좋다는 결과를 얻었고, 적절한 방법으로 열팽창계수를 좀 더 조절하고, 도재 축성방법도 열가압소성법이 더 좋은 결합강도를 가질 것으로 생각된다. 제작자의 입장에서 치과보철물의 파절을 줄일 수 있는 재료들을 선택하여 내구성을 높여 줌으로써 환자의 구강보건 향상에 기여 할 것으로 생각된다. 이런 결과는 보다 심미적 기능적인 동시에 경제적인 보철물을 개발하는데 유용한 정보를 제공할 것이라 생각된다.

## 참고문헌

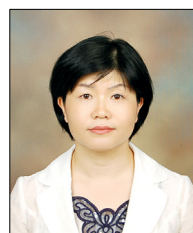
- [1] 고대진, “금속-세라믹 수복용 저온소성 치과도재의 제조 및 물성 평가”, 박사학위논문, 연세대학교, 2004.
- [2] 고재만 등, “페이스트 오피크 제조에 관한 연구”, 대한치과기재학회, 제29권, 제1호, pp.165-170, 2002.
- [3] 김기철, “Porcelain metal의 표면 및 열처리에 의한 결합력 분석”, 석사학위논문, 경기대학교, 2005.
- [4] 김사학, 등, “치과도재기공”학, 서울: 청구문화, 2005.
- [5] 박혜양, “치과용 도재의 재소성 과정중 수분 함량이 강

도에 미치는 영향”, 박사학위논문, 연세대학교, 2002.

- [6] 이순형, “금속-세라믹 수복 시스템을 위한 3점 및 4점 굽힘 결합시험의 평가”, 치의학석사학위논문, 단국대학교, 2005.
- [7] Gorman, C. M, W. E. McDevitt, and R. G. Hill, "Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials", *Dent. Mater* 16:389-395, 2000.
- [8] ISO 9693, "Metal-ceramic dental restorative systems", 1999.
- [9] Kern, M., and S. M. Wegner, Bonding to zirconia ceramic: "Adhesion methods and their durability", *Dent. Mater* 14:64-71, 1998.
- [10] Moffa, J. P., W. D. Beck, and A. W. Hoke, "Allergic response to nickel-containing dental alloys". *J. Dent. Res.* 56:78B, 1997.
- [11] Palmer DS, Barco MT, Billy EJ, "Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids", *J prosthet Dent.* 67:325-327, 1992.
- [12] Peterson EA, Philips RW, Swartz ML, "A comparison of physical properties of four restorative resins", *J Am Dent Assoc.* 73:1324-1336, 1966.
- [13] Phillips, R. W, Skinner's science of dental materials 8th ed". Philadelphia: Saunders Co, 1982.
- [14] Tanaka T, Hirano M, Kavahara H, Atsuta M, "A new ion-coating surface treatment of alloys for adhesive resins", *J Dent Res.* 67:1376-1380, 1988.
- [15] Wendt Jr. SL, McInnes PM, Dickinson GL, "The effect of thermocycling in microleakage analysis", *Dent Mater* 8:181-184, 1992.
- [16] Yoshida K, et al, "Effects of adhesive primers on bond strength of self-curing resin to cobalt-chromium alloy", *J Prosthet Dent.* 77:617-620, 1997.

김 임 선(Im-Sun Kim)

[정회원]



- 2004년 8월: 단국대학교 정책경영대학원(천) 구강보건학과(보건학 석사)
- 2008년 8월 : 계명대학교 공중보건학과(보건학 박사)
- 1998년 8월 ~ 현재 : 미래치과기공소 소장
- 2009년 3월 ~ 현재 : 대구보건대학 겸임전임강사

<관심분야>

치과기공, 치과도재, 의생명공학

민 경 진(Kyong-Jin Min)

[정회원]



- 1973년 2월:영남대학교 대학원 경영학과(경영학 석사)
- 1981년 8월:영남대학교 대학원 약학과(약학석사)
- 1985년 2월:영남대학교 대학원 약학과(약학박사)
- 1986년 ~현재 : 계명대학교 공중구강보건학과 교수

- 2008년 9월 ~현재 :계명대학교 자연과학대학 학장

<관심분야>  
의생명공학