

2011 년 2 월  
석사학위논문

Porcelain 소성 조건에 따른  
지르코니아 코어와 어버트먼트 치아의  
적합성 및 강도 특성

조선대학교 대학원

치 의 생 명 공 학 과

오 동 엽

Porcelain 소성 조건에 따른  
지르코니아 코어와 어버트먼트 치아의  
적합성 및 강도 특성

Fitness and Flexural Strength of Zirconia Core and Abutment Tooth  
with Various Porcelain Sintering Condition

2011年 2月 25 日

조선대학교 대학원

치 의 생 명 공 학 과

오 동 엽

Porcelain 소성 조건에 따른  
지르코니아 코어와 어버트먼트 치아의  
적합성 및 강도 특성

지도교수 최 한 철

이 논문을 공학 석사학위 신청 논문으로 제출함.

2010년 10월

조선대학교 대학원

치 의 생 명 공 학 과

오 동 업

# 오동엽의 석사학위 논문을 인준함.

|     |       |    |     |   |
|-----|-------|----|-----|---|
| 위원장 | 조선대학교 | 교수 | 고영무 | 인 |
| 위원  | 조선대학교 | 교수 | 김병훈 | 인 |
| 위원  | 조선대학교 | 교수 | 최한철 | 인 |

2010 년 11월

조선대학교 대학원

# 목 차

|                     |    |
|---------------------|----|
| 영문초록 .....          | iv |
| I. 서 론 .....        | 1  |
| II. 연구재료 및 방법 ..... | 4  |
| III. 결 과 .....      | 14 |
| IV. 총괄 및 고찰 .....   | 18 |
| V. 결 론 .....        | 21 |
| 참고문헌 .....          | 22 |

# 표 목 차

|   |    |
|---|----|
| Table 1. Experimental groups of specimens .....   | 6  |
| Table 2. Firing schedule of the veneering porcelain .....   | 9  |
| Table 3. Experimental groups of specimens .....   | 11 |
| Table 4. Mean and standard deviation of Labial margin, Lingual margin, and<br>Incisal margin gaps at the three groups ..... | 15 |

# 도 목 차

|  |    |
|--|----|
| Fig. 1. Diagrams of prepared tooth .....   | 7  |
| Fig. 2. Design of zirconia core by CAD / CAM system .....  | 8  |
| Fig. 3. Firing schedule of the post sintering .....  | 8  |
| Fig. 4. Cemented and sectioned in two planes: Labial and Lingual .....   | 10 |
| Fig. 5. Measuring points of specimen .....   | 10 |
| Fig. 6. Diagram of specimen .....  | 11 |
| Fig. 7. Schematic illustration of test setup and piston-on-three ball<br>biaxial flexural test device .....                                  | 12 |
| Fig. 8. OM images obtained from sectioned specimens of the three groups.<br>(a)(b)(c): Group A, (d)(e)(f): Group B, (g)(h)(i): Group C ..... | 14 |
| Fig. 9. Comparison of total mean Labial margin, Lingual margin, and<br>Incisal margin gaps at the three groups .....                         | 16 |
| Fig. 10. The biaxial flexuer strength of the three groups .....  | 17 |

# ABSTRACT

## Fitness and Flexural Strength of Zirconia Core and Abutment Tooth with Various Porcelain Sintering Condition

Dong-Yeob Oh

Advisor : Prof. Han-Cheol Choe, Ph. D.

Department of Bi dental Engineering,

Graduate School of Chosun University

The purposes of this study was to compare the marginal fitness and flexural strength of zirconia cores according to the firing times of porcelain. Twenty-one zirconia cores for porcelain veneered crowns and zirconia specimens were designed for experiments. The first group of cores were non veneered porcelain, the second group was veneered porcelain with firing of three times, and the third group was veneered porcelain with firing of six times. All specimens were cemented and sectioned into two planes: diagonal and labial-lingual. The measurement of the labial margin, lingual margin, and incisal margin fit was carried out using optical microscope (OM, BX60M, OLYMPUS®, Japan) at 50 x. And then, the biaxial flexural strength test were performed for twenty-one zirconia specimens.

The results of this study were obtained as follows:

1. The labial marginal fit of group C ( $32.79 \pm 16.26 \mu\text{m}$ ) showed no significant smaller than that of two groups ( $P > 0.05$ ).



2. The lingual marginal fit of group A ( $46.21 \pm 24.04 \mu\text{m}$ ) showed larger than that of two groups ( $P > 0.05$ ). There were no significant differences between the lingual marginal gap of two groups.
3. The incisal marginal fit of group C ( $81.79 \pm 12.84 \mu\text{m}$ ) showed no significant smaller than that of two groups ( $P > 0.05$ ).
4. The biaxial flexural strength values were identified no significant difference ( $P > 0.05$ ) in all groups.

# 1. 서론

최근 심미적 수복물에 대한 관심이 늘어남에 따라 이에 따른 요구 조건을 만족시킬 수 있는 다양한 All Ceramic System들이 개발되어 임상에서 이용되고 있다. 현재 치과 수복물 제조분야에서는 가장 비중이 많은 crown 제조 시에 원심주조법을 이용한 수작업으로 많은 제작이 이루어진다. 하지만 20세기 말부터 컴퓨터를 이용한 자동화 생산이 개발 및 사용되면서 여러 문제점과 함께 무한한 발전을 이루고 있다. 이상적인 심미 수복물은 투과성과 내마모성, 색조안정성이 좋아야 하고 충분한 강도와 우수한 생체 적합성 및 변연 적합도를 가져야 한다.<sup>1,2,3</sup> 최근 심미적 수복물에 대한 관심이 늘어남에 따라 이러한 요구 조건을 만족시킬 수 있는 다양한 전부 도재 시스템들이 개발되어 임상에 이용되고 있다. 특히 금속과 유사한 강도를 가지면서 금속의 비심미성을 극복할 수 있는 zirconia를 이용한 보철물의 제작이 국내외에서 시도되고 있는데, zirconia는 높은 강도로 인해 통상적인 도재 수복물 제작 방법으로는 가공이 어려워 CAD/CAM(Computer-assisted design / computer-assisted manufacturing) system으로 제작이 되고,<sup>4,5</sup> 최근 CAD/CAM System 개발의 활발한 전개로 수많은 시스템이 시장에 등장하며 제조 방식의 현대화를 도모하고 생산성을 높이게 되었다.

치과 영역에서 1990년대 초반 사용되기 시작한 zirconia는 높은 강도, 파절 인성, 그리고 생체 적합성을 지녀<sup>6</sup> 생체의학용으로 정형외과에서 처음으로 사용되었고, 강도, 전이 인성, 백색, 화학적 안정성, 구조적 안정성은 근관용 포스트와 임플란트 지대주 및 최선의 코어 재료로 치과 보철 분야에서 널리 사용되어진다.<sup>7,8,9</sup>

Zirconia는 zirconium의 안정 산화물인 이산화지르코늄 ( $ZrO_2$ )의 총칭이며,  $ZrSiO_4$ 를 주성분으로 하는 zircon sand에서 습식으로 추출하여 이것을 가열과 분말화 과정을 통해 제조하고 있다. Zirconia는 흰색의 고체이고 용점이 약 2700 °C로 매우 높으며 백색 안료 및 내화물로 이용되어 진다.<sup>10</sup> 순수한 zirconia는 단사정, 정방정, 그리고 입방정까지 3개의 결정계가 있고 온도에 따라서 전이 한다. Zirconia는 CAD/CAM System을 사용하여 기계적 절삭 가공 후 소결 과정을 거치게

되는데 15 ~ 30%의 선형 수축을 일으키고 결과적으로 밀도와 강도가 증가하게 된다.<sup>11,12</sup> 치과 영역에 도입되어 이용되고 있는 CAD/CAM System은 지대치의 3차원 입력과 수복물의 설계 및 재료 가공으로 그 체계를 나눌 수 있다.<sup>13</sup> 지대치 정보를 컴퓨터에 입력하는 방법에는 구강 내에서의 카메라 촬영을 통한 직접 입력법과 석고 모형을 제작 후 입력하는 간접 입력법등 2가지가 있는데 간접 입력법은 감지 방식에 따라 탐침을 이용하는 접촉식과 레이저 스캐너나 카메라를 이용하는 비 접촉식으로 또 다시 분류된다. 접촉식의 경우는 시간이 많이 소모되는 단점이 있지만 데이터가 비교적 정확하여 여러 시스템에서 이용되고 있다.<sup>14,15</sup>

1980년대 초에 치과 영역에도 소개된 CAD/CAM 방식은 전통적인 주조방식에서 발생하는 보철 수복물의 변형과 수축, 팽창문제 등 여러 문제점을 해결해 줄 대안으로 제시되었지만, 많은 초기비용 및 정밀한 가공기와 조작능력이 요구되며, 특히 변연적합도가 주조방식에는 많이 미치지 못하는 단점이 지적되어 왔다. 그러나 기술의 괄목할 만한 발달과 더불어 치과 영역에서도 기계절삭 가공의 오랜 숙원이었던 변연적합도가 주조방식에 근접하거나 더 낫다는 보고가 발표되고 있다. May 등<sup>16</sup>은 Procera<sup>®</sup> system에서 70  $\mu\text{m}$  이하의 변연 간격 값을 보고하였고, Tinschert 등<sup>17</sup>은 DCS<sup>®</sup> system에서, 그리고 Hertlain 등<sup>18</sup>은 LAVA<sup>®</sup> system에서 60  $\mu\text{m}$  이하의 변연 간격 값을 보고 하였다. 그러나 이러한 보고들에서는 포세린 파우더가 결합하였을 때 마진과 내면의 적합성에 대한 고려가 없었으며, 또한 최근 CAD/CAM system으로 국내에서 제작되는 zirconia 도재관의 적합도에 대한 연구도 미비한 실정이다.

치관의 변연 적합도는 임상적으로 매우 중요하다. 적합이 불량할 경우, 미세누출이 증가하고 지각 과민증을 일으켜 치은변연 주위의 치태 침착이 증가하여 결과적으로 치아우식증이나 치은염증, 그리고 치주질환으로 연조직 변성을 초래하고, 골 소실 등에 의해 치아 상실의 가능성을 증가시켜 궁극적인 보철물의 성패 여부를 결정하기 때문이다.<sup>19</sup>

일반적으로 보철물의 변연적합도는 치아 형성과정, 인상체 또는 주모형의 정확도, 매몰재의 종류, 사용한 금속, 주조상황, 수복재료의 종류와 제작방법, 변연의 형태와 위치, 접착제의 점도, 지대치의 측면의 경사도 등에 의해 영향을 받게 된

다고 하였다.<sup>20</sup> 그러나 이러한 보고들에서는 zirconia 코어와 포세린 파우더가 결합하였을 때 마진과 내면의 적합성에 대한 고려가 없었으며 또한 최근 CAD/CAM system으로 국내에서 제작되는 zirconia 도재관의 적합도에 대한 연구도 미비한 실정이다.

이에 본 연구에서는 CAD/CAM (Everest<sup>®</sup>, KAVO, Biberach/RiB., Germany)에 zirconia 블록 (Zir bank<sup>®</sup>, ACUCERA, Korea)으로 코어를 형성하고, zirconia 전용 도재 (Cerabien<sup>™</sup>, Noritake, Osaka, Japan) 파우더를 사용하여 zirconia cap상태 일 때 지대치와의 적합도, 및 zirconia cap과 porcelain 파우더를 결합시키고 각각 통산적인 도재 축성법을 사용하는 Zirconia Core가 최종적으로 도재 수복물로 제작되는 과정에서 소성 횟수가 증가함에 따라 적합과 강도에 미치는 영향을 비교 평가해 봄으로써 임상 적용에 활용하고자 한다.

## II. 연구재료 및 방법

### 1. 연구재료

#### 가. 치아 모형

상악 우측 중절치 -(Dentiform, Columbia, Newyorc)

#### 나. 인상재

비가역성 하이드로 콜로이드 인상재

Alginoplast<sup>®</sup>(Heraeus Kulzer GmbH., Holland)

부가중합형 실리콘 인상재

Examixfine<sup>®</sup>(GC Co.,Aichi, Japan)

#### 다. 복제용 레진

Pattern Resin<sup>®</sup>(GC Co.,Aichi, Japan)

#### 라. 초경석고

Suprastone<sup>®</sup>(KerrLab., Michigan, U.S.A)

#### 마. 영구 합착제

Maxcem<sup>®</sup>(KerrLab., Michigan, U.S.A)

#### 바. 매몰 레진

Epovia<sup>®</sup>(Crayvalley, Seoul, Korea)

#### 사. 포세린 파우더

Cerabien<sup>™</sup>(Noritake, Osaka, Japan)

#### 아. Zirconia 블록

Zir bank<sup>®</sup>(ACUCERA, Korea)

#### 자. CAD/CAM System

Everest<sup>®</sup>(KAVO, Biberach/Ri B., Germany)

#### 카. 다이아몬드 커팅기

Struers<sup>®</sup>(Accutom-5, Copenhagen, Denmark)

타. 광학현미경

BX60M<sup>®</sup> (OLYMPUS, Japan)

파. 만능시험기

Unitech<sup>®</sup> (RB Model 301 Unitech M<sup>™</sup>, Korea)

하. 도재로

Vacumat2500<sup>®</sup> (Vita, Germany)

## 2. 연구방법

### 가. 소성 횟수에 따른 적합도 측정

#### 1) 실험군의 분류

실험군은 준비된 21개의 zirconia 코어를 7개씩 A, B, C 세 그룹으로 나누고 A그룹은 대조군으로 도재를 축성하지 않았고, B와 C 그룹은 실험군으로 zirconia 코어 위에 zirconia 전용 도재(Cerabien™, Noritake, Japan)를 축성하였다. 그룹B는 임상에서 통상적으로 사용하는 930 °C에서 3회 소성하여, zirconia 완전 도재관을 완성하고, C그룹은 930 °C에서 3회 소성한 후 수정(Add on)시 권장 온도인 880 °C에서 3회 더 소성하여 총 6회 소성하여 zirconia 완전 도재관을 완성하였다(Table 1).

Table 1. Experimental groups of specimens

| Group   |   | Firing          | Specimens              |
|---------|---|-----------------|------------------------|
| Control | A | -               | Core (n=7)             |
|         | B | 3 <sup>th</sup> | Core + Porcelain (n=7) |
|         | C | 6 <sup>th</sup> | Core + Porcelain (n=7) |

## 2) 시편 제조

### 가) 치아 삭제 및 작업모형 제작

상악 우측 중절치(Dentiform, Columbia, Newyorc)를 이용하여 절단 연 2 mm, 측면 1 mm, 1 mm폭의 deep chamfer margin을 부여한 형태로 삭제하고 인상재(Alginoplast<sup>®</sup>, Heraeus Kulzer GmbH., Holland)를 사용하여 인상 채득 후, 경석고(Suprastone<sup>®</sup>, KerrLab., Michigan, U.S.A)를 주입하여 작업 모형 및 다이를 제작하였다(Fig 1).

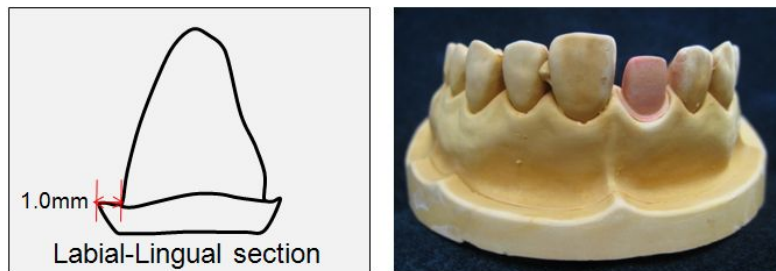


Fig. 1. Diagrams of prepared tooth.

### 나) Zirconia 코어의 제작

CAD/CAM system (Everest<sup>®</sup>, KaVo, Germany)의 3차원 입력 시스템인 Scanner를 이용해 지대치 모형의 데이터로 가상의 모형을 제작 하였다. 컴퓨터가 1차적으로 지정한 변연을 1명의 숙련된 실험자에 의해 프로그램 상의 X와 Y축 기울기 변화를 이용한 변연 수정을 시행하고, 최종적으로 스캐너의 변연 확대 프로그램과 회전 프로그램 등을 이용하여 변연을 설정하였다.

코어를 가공할 블록의 고정과 미세한 움직임에 의한 적합성 저하를 막기 위해 제조 회사의 지시에 따라 tray에 매몰하여 가공 기계에 장착하고 가공하였다. 임상 상황과 실험 조건의 동질성을 확보하기 위해 반복 스캔 과정에서 생길 수 있는 오차를 줄이도록 제조사에서 지시한 방법대로 지대치 모형에 baby powder (Johnson & Johnson<sup>®</sup>)를 분사해 빛 반사의 발생을 줄였다. 또한 정확한 절삭을 위해 절삭공구는 50회 사용을



넘기지 않은 새로운 절삭공구를 사용하였다(Fig 2).

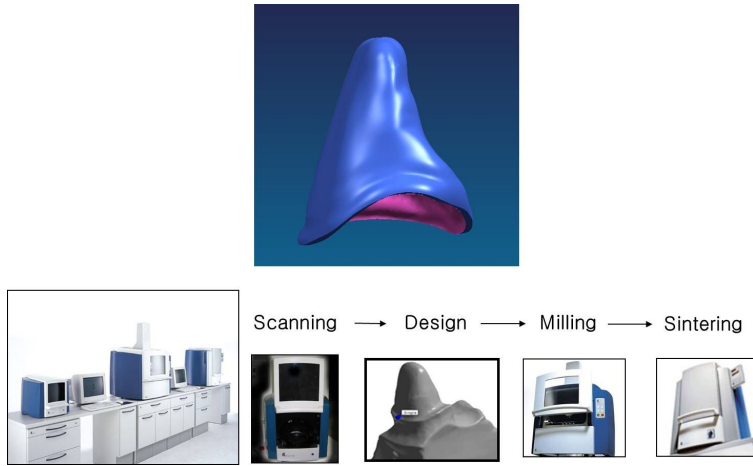


Fig. 2. Design of zirconia core by CAD / CAM system.

#### 다) 코어의 완전 소결

가공 된 코어는 제조사에서 제시 한 소성 스케줄에 따라 실온에서 1000 °C까지 상승 시킨 후 20분 동안 유지 하고 1450 °C로 상승 다시 90분간 유지한 후, 실온까지 하강 시켜 완전 소결을 시행하였다(Fig 3).

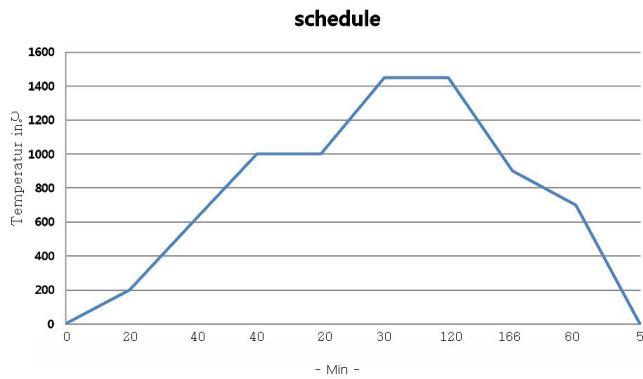


Fig. 3. Firing schedule of the post sintering.

### 3) 도재 특성

B그룹과 C그룹의 코어에 장식 도재 (Cerabien™, Noritake, Japan)를 축성하고, 도재로 (Vacumat2500® , Vita, Germany)에서, B그룹은 3회, C그룹의 코어는 6회 소성하여 완전 도재관을 제작하였다(Table.2). 최종적으로 완전도재관의 두께와 변연의 두께는 각각 1.5 mm, 1.0 mm로 하였다.

Table 2. Firing schedule of the veneering porcelain

|         | Base temp.(°C) | Heat rate (°C/min) | Final temp.(°C) | Add on temp.(°C) | Holding time(min) | Cool time(min) |
|---------|----------------|--------------------|-----------------|------------------|-------------------|----------------|
| Group B | 600            | 45                 | 930             | -                | 1.00              | 4.00           |
| Group C | 600            | 45                 | 930             | 880              | 1.00              | 4.00           |

#### 4)시편 합착 및 절단

21개의 시편을 초경석고 다이에 제조사의 지시에 따라 레진 시멘트 (Maxcem®, Kerr, Michigan, USA)를 이용하여 합착하였다. 시편의 합착은 손가락으로 5분정도 일정한 힘으로 유지 하였으며 접착이 완료된 다이는 실온의 증류수에서 24시간 보관하였다. 합착 후 acrylic resin (Epovia®, Crayvalley, Seoul, Korea)에 매몰하고 다이아몬드 날의 원형 톱 (Accutom-5, Struers, Copenhagen, Denmark)을 이용해 치관 장축의 협,설측 방향으로 절단 하여 총 2조각의 시편을 제작 하였다. 시편 절단면의 연마는 # 1000의 실리콘 카바이드 페이퍼로 시작하여 순차적으로 # 1200, # 1500, DP-suspension (Accutom-5, Struers, Copenhagen, Denmark), 폴리 크리스탈 다이아몬드의 순으로 500 rpm에서 시행 하였다(Fig 4).



Fig. 4. Cemented and sectioned sample in two planes: Labial and Lingual.

### 5) 광학 현미경을 이용한 적합도 분석

준비된 시편은 광학현미경 (BX60M<sup>®</sup>, OLYMPUS, Japan)을 이용하여 50배로 사진을 촬영한 후 관찰 하였다. 광학 현미경의 이미지 상에서 순측에서 설측 부위로 나누어 순측 변연 간격, 설측 변연 간격, 절단연측 간격을 순차적으로 측정하고 기록 하였다(Fig 5).

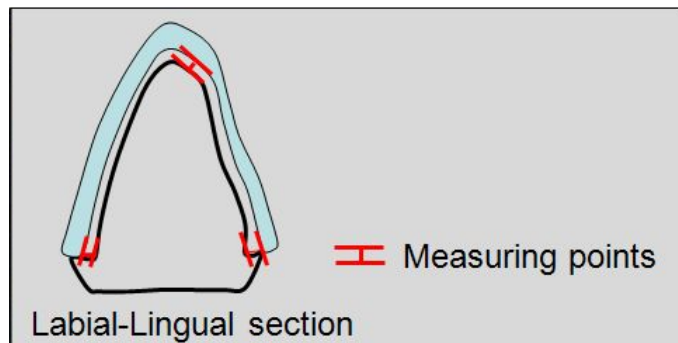


Fig. 5. Measuring points of specimen.

### 나. 소성 횟수에 따른 zirconia의 물리적 특성 변화

#### 1) 실험군의 분류

1회 소결한 원통형 zirconia 블록을 A, B, C 세 그룹으로 나누어 분류하였다. A 그룹은 대조군으로 1회 소결 후 그대로 사용하였고, 실험군인 B그룹은 1회 소결 후 도재 소성 온도와 같은 930 °C에서 3회 소성 하였고 C그룹은 930 °C에서 3회 add on 권장 온도 880 °C에서 3회, 총 6회 소성한 후 사용 하였다(Table 3).

Table 3. Experimental groups of specimens

| Group |   | Temperature(°C) | Firing          |
|-------|---|-----------------|-----------------|
| Group | A | -               | -               |
| Group | B | 930             | 3 <sup>th</sup> |
| Group | C | 930, 880        | 6 <sup>th</sup> |

## 2) 시편제작

반 소결된 원통형의 zirconia 블록(Zir bank<sup>®</sup>, ACUCERA, Korea)을 CAD/CAM system (Everest<sup>®</sup>, KaVo, Germany)의 sintering furnace에 넣고 제조사에서 제시한 소성 스케줄에 따라 완전 소결을 시행하였다. 그 후 ISO 6872 standard 규격<sup>21</sup>에 맞추어 다이아몬드 커팅기를 이용하여 절단하고, 각각의 절단면은 # 360의 다이아몬드 디스크로 시작하여 순차적으로 # 800, # 1200, # 2400, # 3000의 순으로 500 rpm 에서 연마하여 두께 1.2 mm, 직경 15~16 mm의 디스크 형태의 시편으로 제작하였다 (Fig 6).

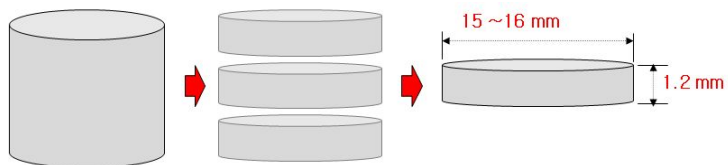


Fig. 6. Diagram of specimen.

### 3) 물리적 특성평가

연마 된 시편을 각 그룹 당 7개씩 만능시험기(Unitech®, RB Model 301 Unitech M™, Korea)를 이용해 ISO 6872 standard를 참고하여 biaxial flexural strength test를 시행하였다. 시편의 연마를 가하지 않은 면을 지름 10 mm인 원주상의 120° 의 각도를 이루는 지름 3 mm인 3개의 강철 구에 올려놓고, 연마를 행한 면의 중앙에 지름이 1.0 mm인 편평한 봉의 cross head를 1.0 mm/min의 속도로 하중을 가하고 파단 하였다. 각 시편의 파절 하중을 가하였다(Fig 7).

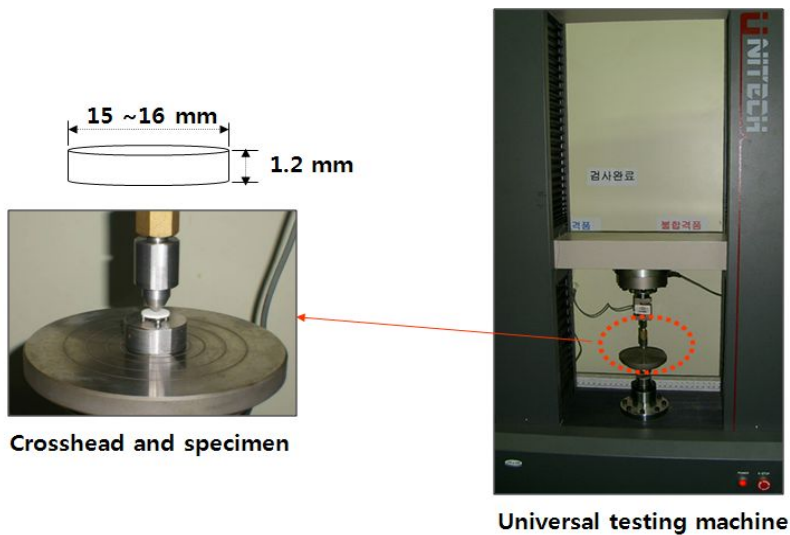


Fig. 7. Schematic illustration of test setup and piston-on-three ball biaxial flexural test device.

시편의 지지점 중앙에 1.0 mm/min의 속도로 시편이 파절될 때까지 하중을 가하여, 파절되는 순간의 부하 값 (N)을 측정하였다. 결과의 계산과 평가는 국제 규격 ISO 6872 standard (1-3)<sup>21</sup>에 따라 각 시편의 굴곡강도 (MPa)를 계산 하였다.

$$S = - 0.2387 P (X - Y)/d^2 \quad (1)$$

$$X = (1 + u)1n(r_2/r_3)^2 + [(1-u)/2](r_2/r_3)^2 \quad (2)$$

$$Y = (1 + u)[1 + 1n(r_1/r_3)^2] + (1-u)(r_1/r_3)^2 \quad (3)$$

S : 최대 강도 (MPa), P : 파단 하중 (N), u : 푸아송 비(값을 모르는 경우 0.25를 사용),  
 $r_1$ : 지지원의 반지름(mm),  $r_2$ : 하중부의 원주 반지름(mm),  $r_3$ : 시료의 반지름(mm)

## 다. 통계분석

순측 변연 간격, 설측 변연 간격, 절단연측 간격의 평균과 표준편차를 계산하고, 적합도의 차이를 살펴보고, 소성 횟수에 따른 zirconia의 강도 차이를 알아보기 위해 각각 one-way analysis of variance (ANOVA) (SPSS Version 12.0, SPSS Inc., Chicago, IL, USA) test를 시행한 후 실험 결과의 유의확률은 0.05 수준으로 분석하였다.

### III. 결과

#### 1. 소성 횟수에 따른 적합도 측정

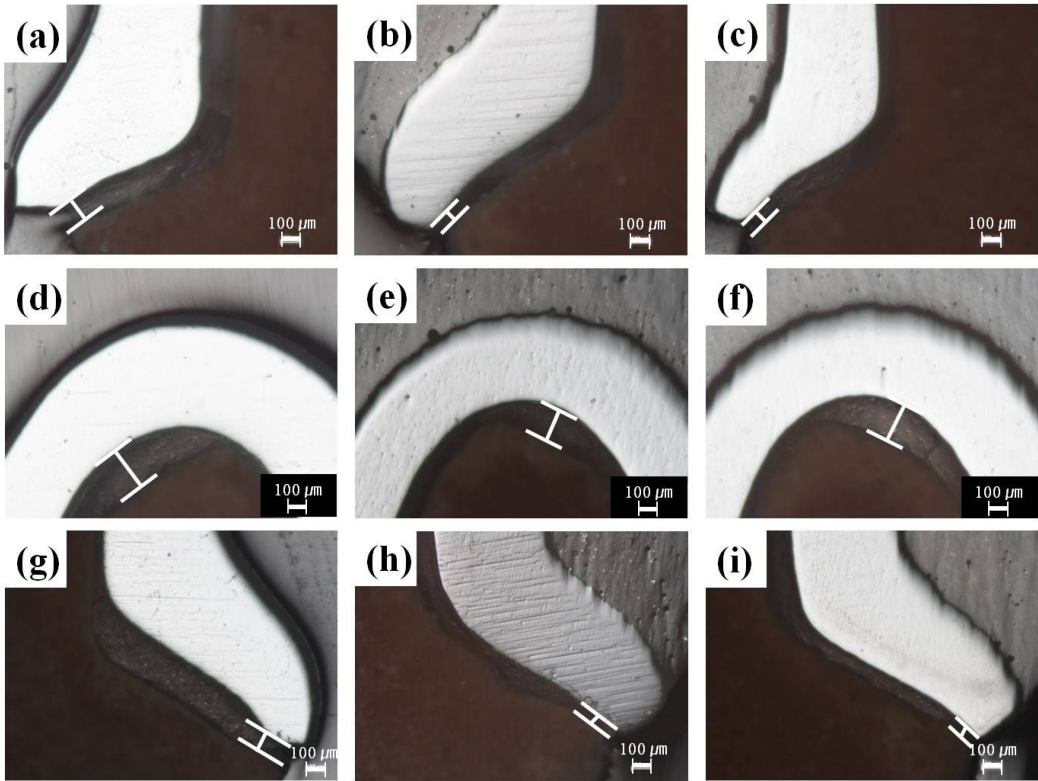


Fig. 8. OM images obtained from sectioned specimens of the three groups.

(a)(d)(g): Group A, (b)(e)(h): Group B, (c)(f)(i): Group C (X 50)

Fig. 8은 각 그룹별 측정부위를 OM을 이용하여 관찰한 결과로써 (a), (b) 그리고 (c)는 각 그룹별 순축부위 절단하여 관찰한 측정사진이다. (b), (e) 그리고 (f)는 각 그룹별 절단면 부위이다. (g), (h) 그리고 (i)는 설측면 부위이다. 각

그룹별 총 126곳 변연 간격의 평균값과 표준편차는 Table 4에 나타내었고, Fig 9 그래프로 나타내었다.

Table 4. Mean and standard deviation of Labial margin, Lingual margin, and Incisal margin gaps at the three groups (unit :  $\mu\text{m}$ )

| Labial | N  | Ave.           | STD      | Standard error | 95% confidence interval for the mean |         | Min.  | Max.   |
|--------|----|----------------|----------|----------------|--------------------------------------|---------|-------|--------|
|        |    |                |          |                | Low                                  | High    |       |        |
| 1.00   | 7  | <b>62.8571</b> | 33.03245 | 12.48509       | 32.3072                              | 93.4071 | 31.00 | 132.00 |
| 2.00   | 7  | <b>34.4286</b> | 11.65986 | 4.40701        | 23.6450                              | 45.2121 | 17.00 | 55.00  |
| 3.00   | 7  | <b>33.1429</b> | 16.42588 | 6.20840        | 17.9515                              | 48.3343 | 15.00 | 62.00  |
| Total  | 21 | 43.4762        | 25.42758 | 5.54875        | 31.9017                              | 55.0507 | 15.00 | 132.00 |

| Lingual | N  | Ave.           | STD      | Standard error | 95% confidence interval for the mean |         | Min.  | Max.  |
|---------|----|----------------|----------|----------------|--------------------------------------|---------|-------|-------|
|         |    |                |          |                | Low                                  | High    |       |       |
| 1.00    | 7  | <b>46.4286</b> | 24.17890 | 9.13876        | 24.0668                              | 68.7903 | 26.00 | 97.00 |
| 2.00    | 7  | <b>32.0000</b> | 2.58199  | .97590         | 29.6121                              | 34.3879 | 29.00 | 36.00 |
| 3.00    | 7  | <b>30.4286</b> | 15.19712 | 5.74397        | 16.3736                              | 44.4836 | 16.00 | 62.00 |
| Total   | 21 | 36.2857        | 17.35264 | 3.78666        | 28.3869                              | 44.1845 | 16.00 | 97.00 |

| Incisal | N  | Ave.           | STD      | Standard error | 95% confidence interval for the mean |         | Min.  | Max.   |
|---------|----|----------------|----------|----------------|--------------------------------------|---------|-------|--------|
|         |    |                |          |                | Low                                  | High    |       |        |
| 1.00    | 7  | <b>93.4286</b> | 24.85865 | 9.39569        | 70.4382                              | 116.419 | 70.00 | 146.00 |
| 2.00    | 7  | <b>83.1429</b> | 27.10737 | 10.24562       | 58.0727                              | 108.213 | 47.00 | 126.00 |
| 3.00    | 7  | <b>82.0000</b> | 12.87116 | 4.86484        | 70.0962                              | 93.9038 | 68.00 | 99.00  |
| Total   | 21 | 86.1905        | 21.98322 | 4.79713        | 76.1838                              | 96.1971 | 47.00 | 146.00 |



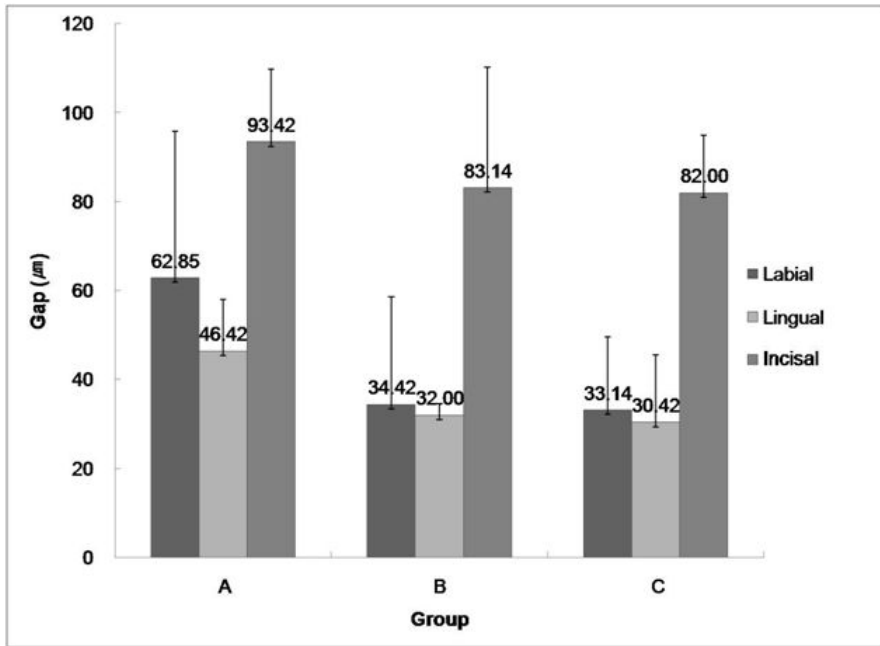


Fig. 9. Comparison of total mean Labial margin, Lingual margin, and Incisal margin gaps at the three groups.

## 2. 소성 횟수에 따른 물리적 특성

각 그룹별 소성 횟수에 따른 물리적 특성의 변화는 Table. 5, Fig.10 과 같다.

Table 5. Mean and standard deviation of the biaxial flexuer strength of the three groups (unit : MPa)

|       | N  | Ave.           | STD    | Standard error | 95% confidence interval for the mean |         | Min.   | Max.    |
|-------|----|----------------|--------|----------------|--------------------------------------|---------|--------|---------|
|       |    |                |        |                | Low                                  | High    |        |         |
| 1.00  | 7  | <b>1097.09</b> | 80.81  | 28.57          | 1029.53                              | 1164.65 | 992.50 | 1252.93 |
| 2.00  | 7  | <b>1047.05</b> | 89.18  | 31.53          | 972.48                               | 1121.61 | 910.04 | 1176.96 |
| 3.00  | 7  | <b>1019.95</b> | 161.31 | 57.03          | 885.09                               | 1154.81 | 824.46 | 1230.37 |
| Total | 21 | 1054.70        | 115.73 | 23.62          | 1005.83                              | 1103.56 | 824.46 | 1252.93 |

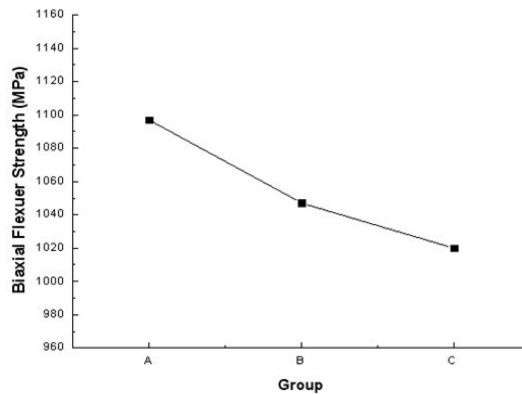


Fig. 10. The biaxial flexuer strength of the three groups.

## IV. 총괄 및 고찰

본 연구에서는 CAD/CAM System을 이용하여 임상에서 사용되는 환경과 동일한 조건으로 소성 횟수에 따른 변연 간격 그리고 기계적 특성에 대한 변화를 측정 및 비교 하였다.

산업사회의 발전 및 기계화에 따른 편리함으로 인간의 삶은 더욱 윤택해지고, 이와 함께 보철물의 심미성 및 적합성에 대한 치과적인 요구도 날로 증가하고 있다. 이를 충족시키기 위하여 많은 노력이 지속되어왔고, 금속 도재관 개발 이후 수많은 도재관 제작 기법들이 연구되어 여러 시행착오를 거쳐 도재와 신소재가 결합한 수복 방식의 상용화가 지금에 이르게 되었다.

특히 통상적인 제작 방식의 전부 도재관에 비해 컴퓨터에 의한 설계 및 가공으로 기존의 가공에 비해 적합도가 매우 중요시 되고 있으며, 도재와 zirconia의 결합시 소성 횟수에 따른 변연 간격을 정확히 비교하기 위해서는 도재관의 제작 방법 외 다른 모든 조건이 동일하여야 한다.<sup>22</sup> 자연 치아는 시편의 동일성을 이루기 어렵고, 동일성을 이뤘다 해도 보관조건과 발치 후 경과시간에 따라 물리적 성질 등에 변화가 발생한다.<sup>23,24</sup> 본 연구에서는 합착 후 변연 간격을 측정하기 위해서 수복물 시편의 수와 동일한 수의 다이제작을 위하여 덴티폼 상의 상악 우측 중절치에서 전부 도재관을 위한 지대치 삭제를 하고 이를 복제하여 제작하였다.

Koo등<sup>25</sup>은 전부 도재관에서 chamfer margin과 130° shoulder margin이 90° shoulder margin 보다 변연 적합도가 더 우수하다고 하였고, Pera등<sup>26</sup>은 90° shoulder margin에 비해 chamfer margin 또는 50° shoulder margin이 더 좋은 변연 적합도를 보였다고 보고하였다. 이에 본 연구에서도 Koo<sup>25</sup>와 Pera등<sup>26</sup>의 보고에 따라 1 mm폭의 deep chamfer margin으로 지대치를 삭제 제작 하였다.

시멘트의 접착시 변연 적합도에 영향을 미치는 요인으로는 시멘트의 종류, 피막후경, 접착시 발생하는 수압, 접착 압의 크기 및 변연의 형태와 위치 등이 있다. White등<sup>27</sup>은 레진 시멘트가 다른 시멘트 보다 변연 간격과 피막 후경이 더 크다고 하였지만, 일반적으로 전부 도재관의 합착에는 레진 시멘트가 사용되는데,

이는 유지력이 좋고<sup>28</sup> 미세 누출이 적으며<sup>28,29</sup> 파절강도가 증가하기 때문이다.<sup>30,31</sup> Davis<sup>32</sup>등은 접착압에 대해 10파운드의 접착압에서 전부 도재관의 변연부 파절을 보고 했고, Abbate<sup>33</sup>등은 5 kg의 접착압에서 전부 도재관의 미세 균열을 관찰하였다. Jorgensen과 Esbensen<sup>37</sup>은 20~140  $\mu\text{m}$ 의 시멘트 피막 두께의 차이는 유지력에 대해 단지 중등도의 영향만 미치지만 140  $\mu\text{m}$  이상에서는 유의한 유지력 감소를 보인다고 하였다. 적절한 시멘트 공간 (20~140  $\mu\text{m}$ ) 확보시 접착압은 25N 정도가 적당하고,<sup>34</sup> 본 연구에서도 적용하여 제작 하였다.

주조관의 변연 적합도 측정 기준에서 Holmes 등<sup>35</sup>은 crown과 삭제된 치아 변연 사이의 contour 차이에 따라 gap을 정의 하였고, 지대치 측면에서 수복물의 내면까지의 수직 거리를 내면 간격이라 하고 특히 변연 부위에서 동일한 측정치를 변연 간격이라고 하였다. 그리고 지대치의 변연과 수복물 변연 사이의 거리를 절대 변연 오차라고 하였는데, 변연 적합도 측정시 Holmes 등에 의한 정의된 절대 변연 오차를 이용하였다.

CAD/CAM System으로 제작된 전부 도재관의 변연 적합도에 관한 여러 연구를 보면, Boening KW<sup>36</sup>등은 procera all-ceram<sup>®</sup> crown을 이용한 연구에서 변연 간격은 63 $\mu\text{m}$ , 교합면 변연 간격은 74  $\mu\text{m}$ 라고 보고 하였고, Tinschert J<sup>17</sup>등은 President DCS<sup>®</sup> 시스템을 이용한 전부 도재관에서의 변연간격은 60.5 ~ 74  $\mu\text{m}$ , 그리고 Hertlein<sup>18</sup>등은 Lava<sup>®</sup>시스템에서 변연 간격이 72  $\pm$  36  $\mu\text{m}$ 라고 보고 하였다. 변연 적합도에 관한 여러 연구들의 계측치는 연구에 따라 차이가 있고, 명확한 변연 간격은 아직까지 규명되지 않았다.

본 연구의 순측 변연 간격, 설측 변연 간격, 절단면 간격의 평균과 표준 편차를 계산하고, 적합도의 차이를 살펴보기 위해 각각 One-way (ANOVA) (SPSS Version 12.0 for window) test를 시행한 후 실험 결과의 유의 확률은 0.05 수준으로 분석하였고, TukeyHSD, Bonferroni test로 사후 검정을 실시하였다.

소성 횟수에 따른 변연 간격 측정 실험은 A, B, C 세 그룹으로 나누어 A 그룹은 대조군으로 완전 소결한 코어 상태로 측정하였고 B와 C 그룹은 각 3회와 6회의 포세린 소성후 간격을 측정하였다.

순측 변연 간격 측정 시 A그룹은 62.71  $\pm$  33.12  $\mu\text{m}$ , B그룹, 34.50  $\pm$  12.63

$\mu\text{m}$ , 그리고 C그룹은  $32.79 \pm 16.26 \mu\text{m}$ 로 C그룹이 가장 작은 값을 나타내었다.

절단면 변연 간격 측정 시 A그룹은  $93.21 \pm 24.78 \mu\text{m}$ , B그룹,  $82.17 \pm 29.71 \mu\text{m}$ , 그리고 C그룹은  $81.79 \pm 12.84 \mu\text{m}$ 로 A그룹이 가장 큰 값을 나타내었다.

설측 변연 간격 측정 시 A그룹은  $46.21 \pm 24.04 \mu\text{m}$ , B그룹,  $31.92 \pm 3.02 \mu\text{m}$ , 그리고 C그룹은  $30.21 \pm 15.04 \mu\text{m}$ 로 C그룹이 가장 작은 값을 나타내었다.

McLean등<sup>30</sup>은  $120 \mu\text{m}$ 가 변연 적합도의 임상적 허용 한계라고 보고 하였다. 그러나 각 연구마다 적합도를 측정하는 부위에 대한 용어와 정의가 다르고, 실험 조건이 다르기 때문에 적합도를 수치만으로 비교하는 것은 무리가 있다. 하지만 이전의 연구들을 바탕으로 볼 때 현재 연구 결과의 변연 적합도, zirconia 코어의 1회 소결 이후 보다 포세린 파우더가 결합하여 소성이 되는 과정에서 소성 횟수가 증가 할수록 변연 적합도가 우수한 것으로 나타났지만, 1회 소결한 zirconia 코어 변연 간격도 임상적으로 받아들일 수 있는 양호한 값을 보였다.

한편 Weertman<sup>38</sup>은 세라믹의 미세 구조는 작은 크기의 입자일수록 더 균일하기 때문에 소결 시간이 늘어나면 입자의 크기가 커지므로 미세 구조가 불균일하게 되어 강도에 영향을 줄 수 있다고 하였는데, 본 연구에서 포세린 소성 횟수에 따른 강도 변화 측정 실험 결과, 1회 소결한 A그룹은 평균  $1097.09 \pm 80.81 \text{ MPa}$ , 1회 소결 후 3회 소성한 B그룹은 평균  $1047.05 \pm 89.18 \text{ MPa}$ , 그리고 1회 소결 후 6회 소성한 C그룹은 평균  $1019.95 \pm 161.31 \text{ MPa}$ 로, 소성 횟수가 증가 할수록 낮은 값을 나타냈다.

Zirconia가 소결 후 수축이 일어나는 정도에 있어서는 아직 연구 결과가 많지 않은 실정이고 CAD/CAM 시스템으로 제작된 zirconia 기반 완전 도재관의 적합도에 대한 연구도 미비하다. 본 실험 연구에서 나타난 포세린 소성 횟수에 따른 변연 간격 측정값을 보면 임상 사용 시 무방하지만, 강도와 나아가 포세린의 심미적 색상에 대한 연구도 다양한 방법을 통한 평가와 연구가 필요할 것으로 사료된다.

## V. 결 론

본 연구에서는 CAD / CAM system (Everest<sup>®</sup>, KaVo, Germany)을 이용하여, zirconia 코어를 제작하고, 여기에 포세린을 축성하여 임상에서 사용되는 온도와 횡수로 zirconia 기반 전부 도재관을 제작하였다. 그리고 소성 횡수를 더 하여서도 제작하고 각 그룹별 변연 간격을 광학현미경을 이용하여 측정하였다.

소성 횡수에 따른 물리적 특성 평가를 하기 위하여 1회 소결한 원기동형 zirconia 블록을 다이아몬드 커팅기를 이용하여 디스크 형태로 ISO 6872 standard 규격에 맞게 제작한 후 변연 간격측정 실험과 동일한 방법으로 각 그룹별로 시편을 제작하고 만능 시험기를 사용하여 Biaxial flexural strength (MPa)를 계산하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 순측 변연 간격에서 C그룹이  $32.79 \pm 16.26 \mu\text{m}$ 로 가장 작은 값을 나타내었다 ( $P > 0.05$ )
2. 설측 변연 간격에서 A 그룹이  $46.21 \pm 24.04 \mu\text{m}$ 로 가장 큰 값을 나타내었다 ( $P > 0.05$ ).
3. 절단면 변연 간격은 C 그룹이  $81.79 \pm 12.84 \mu\text{m}$ 로 가장 작은 값을 나타내었다 ( $P > 0.05$ ).
4. 물리적 특성평가 결과, A 그룹이  $1097.09 \pm 80.81 \text{ MPa}$ 로 가장 높은 값을 나타내었다 ( $P > 0.05$ ).

이상의 결과로 볼 때 소성 횡수가 증가 할수록 변연 간격은 좁아지고 강도는 낮아 지는 것을 알 수 있었고, 모든 실험군간 통계적인 유의성이 없었다.

## 참 고 문 헌

1. Boen KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH. Clinical fit of Procera Allceram crowns, J Prosthet Dent 2000;84:419-24.
2. Moon BW, Yang JH, Lee SH, Chung HY. A study on the marginal fit of all-ceramic crowns using CCD camera. J Korean Acad of Prosthodont 1998;36:273-292.
3. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. Int J Prosthodont 1995;8:239-46
4. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. Int J Prosthodont 1995;8:239-46
5. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spickermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. Oper Dent 2001;26:367-74.
6. Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia-TZP and alumina-advanced technologies for the manufacturing of single crowns. Eur J Prosthodont Resor Dent 1997;7:113-119
7. Jeong SM, Ludwig K, Kern M. Investigation of the fracture resistance of three types of zirconia posts in all-ceramic post-and core restorations. Int J Prosthodont 2002;15:154-158
8. Edelhoff D, Sorensen JA. Retention of selected core materials to zirconia posts. Oper Dent 2002;27:455-461
9. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. J Prosthet Dent 2002;87:438-445
10. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterials. Biomaterials

- 1999;20:1-25.
11. Ariel J. Raigrodski. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004;92:557-562
  12. Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. Lava - the system for all-ceramic ZrO<sub>2</sub> crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent* 2001;3:195-206
  13. Rekow ED. High-Technology innovations and limitations for restorative dentistry. *Dental Clinics of North America* 1993;37:513-24.
  14. Duret F. The practical dental CAD/CAM in 1993. *J Can Dent Assoc* 1993;59:445-6, 448-53.
  15. Kim IS, Kang DW. Marginal adaptation of the conical inner crown fabrication with CAD/CAM. *J Korean Acad of Prosthodont* 2002;40:30-41.
  16. May KB, Russel MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the pro-cera Allceram crown. *J Prosthet Dent* 1998;80:394-404
  17. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent* 2001;26:367-74.
  18. Hertlein G, Hoescheler S, Frank S, Suttor D. Marginal fit of CAD/CAM manufactured all ceramic prosthesis. *J Dent Res* 2001;80:42-4.
  19. Christina A., Maria R., William H. Douglas.: Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. *J Prosthet Dent* 2001; 85:575-84,
  20. Shillingburg HT Jr, Hobo S, Fisher DW. Preparation design and margin distortion in porcelain-fused-to-metal restorations. *Prosthet Dent* 1973;29:276-84.
  21. ISO 6872 standard. International standard for dental ceramic. 2nd ed.; 1995.
  22. Yang JH, Yeo IS, Lee SH, Han JS, Lee JB. Marginal fit of Celay/In-Ceram,



- Conventional In-Ceram and Empress 2 All-Ceramic Single crowns. *J Kor Acad Prosthodont* 2002;40:131-139
23. Cater JM, Sorensen SE, Johnson RR, Teitelbaum RL, Levine MS. Punch shear testing of extracted vital and endodontically treated teeth. *J Biomech* 1983;16:841-848
  24. Strawn SE, White JM, Marshall GW, Gee L, Goodis HE, Marshall SJ. Spectroscopic changes in human dentine exposed to various storage solution-short term. *J Dent* 1996;24:417-423
  25. Koo JY, Lim JH Cho IH. Marginal fidelity according to the margin types of all ceramic crowns. *J Kor Acad Prosthodont* 1997;35:445-457
  26. Pera P, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crown. *J Prosthet Dent* 1994;72:585-590
  27. White SN, Kipnis V. Effect of adhesive luting agents on the marginal seating of cast restorations. *J Prosthet Dent* 1993;69:28-31
  28. Gorodovsky S, Zidan O. Retentive strength, disintegration, and marginal quality of luting cements. *J Prosthet Dent* 1992;68:269-274
  29. Lacy AM, Wade C, Du W, Watanabe L. In vitro Microleakage at gingival margin of porcelain and resin veneers. *J Prosthet Dent* 1992;67:7-10
  30. Mclean JW, Von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by in vivo technique. *Br Dent J* 1971;131:107-111
  31. Scherrer S, Rijk W, Beslser U. Fracture resistance of human enamel and three all-ceramic crown systems on extracted teeth. *Int J Prosthodont* 1996;9:580-585
  32. Davis DR. Comparison of fit of two types of all ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1988;59:13-16
  33. Abbate MF, Tjan A, Fox WM. Comparison of marginal fit of various ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 1989;61:527-531
  34. Wu JC, Wilson PR. Optimal cement space of resin luting cement. *Int J*

Prosthodont 1994;7:209-215

35. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 1989;62:405-8
36. Boening KW, Wolf BH. Clinical fit of Procera All ceram crown. *J Prosthet Dent* 2000;84:419-424
37. Jorgensen KD, Esbensen AL. The relationship between the film thickness of zinc phosphate cement and the retention of veneer crowns. *Acta Odontologica Scandinavica* 1968;26:169-75
38. Weertman JR, Averback RS. Mechanical Properties, Edited by AS, in *Nanomaterials: Synthesis Properties and Applications*. Philadelphia, Edelstein and RC Cammarata. Institute of Physics 1996:323-345

## 감사의 글

배우겠다는 열정 하나로 뭣 모르고 들어온 대학원 생활이 어느덧 종점을 향해 가고 있습니다. 그 동안 연구실에서 울고 웃고 했던 세월이 스치듯 지나가 지금은 세상 무엇과도 바꿀 수 없는 값진 추억이 되었습니다.

먼저 값진 추억이 있기까지 절 믿어 주시고 지원해주신 부모님과 동생 은주, 또 다른 부모님 장인어른과 장모님, 그리고 저의 아내 윤정에게 감사에 말씀을 드립니다.

부족한 저를 격려해 주시고 정성으로 지도해 주신 최한철 교수님, 고영무 교수님, 김병훈 교수님께 감사의 말씀 올립니다.

논문 실험과 실습을 병행 할 수 있게 도와주신 박근형 소장님과, 사임이 누나, 형철이 형, 상민이 형 정말 감사합니다.

치과 기공사로서 직장생활과 학교생활을 겸 할 수 있도록 도와주시고 임상에서 제게 큰 사수가 되어주신 김지웅 소장님. 정말 감사드립니다. 그리고 현미 누나, 창룡이 형, 요한이 에게도 감사의 말씀을 전합니다.

석사 졸업논문을 쓰면서 제게 많은 도움을 준 강이형 용훈이형 병학이형 재운이형 재원이 은주 모두에게 고맙습니다.

길의 끝은 언제나 새로운 길을 의미하는 것 같습니다. 석사 과정을 마치고, 어떠한 길이 제게 나타나더라도 제게 힘을 주시는 수많은 분들이 계시기에 헤쳐 나갈 수 있는 용기가 생겼습니다. 대학원에서 보고 배우고 느낀 것을 디딤돌 삼아 이 당당하고 멋지게 살겠습니다. 마지막으로 다시 한번 모든 분들께 감사드립니다.

## 저작물 이용 허락서

|      |   |     |          |     |    |
|------|---|-----|----------|-----|----|
| 학 과  | 치의생명공학  | 학 번 | 20097370 | 과 정 | 석사 |
| 성 명  | 한글: 오 동 엽    한문: 吳 東 燁    영문: Oh, Dong-Yeob   |     |          |     |    |
| 주 소  | 광주광역시 동구 산수2동 두암타운 아파트 105-1003   |     |          |     |    |
| 연락처  | E-MAIL : <a href="mailto:yeobdongoh@hanmail.net">yeobdongoh@hanmail.net</a>   |     |          |     |    |
| 논문제목 | 한글 : Porcelain 소성 조건에 따른 지르코니아 코어와 어버트먼트 치아의 적합성 및 강도 특성<br>영어 : Fitness and Flexural Strength of Zirconia Core and Abutment Tooth with Various Porcelain Sintering Condition |     |          |     |    |

본인이 저작한 위의 저작물에 대하여 다음과 같은 조건아래 조선대학교가 저작물을 이용할 수 있도록 허락하고 동의합니다.

- 다                    음 -

1. 저작물의 DB구축 및 인터넷을 포함한 정보통신망에의 공개를 위한 저작물의 복제, 기억장치에의 저장, 전송 등을 허락함
2. 위의 목적을 위하여 필요한 범위 내에서의 편집·형식상의 변경을 허락함. 다만, 저작물의 내용변경은 금지함.
3. 배포·전송된 저작물의 영리적 목적을 위한 복제, 저장, 전송 등은 금지함.
4. 저작물에 대한 이용기간은 5년으로 하고, 기간종료 3개월 이내에 별도의 의사 표시가 없을 경우에는 저작물의 이용기간을 계속 연장함.
5. 해당 저작물의 저작권을 타인에게 양도하거나 또는 출판을 허락을 하였을 경우에는 1개월 이내에 대학에 이를 통보함.
6. 조선대학교는 저작물의 이용허락 이후 해당 저작물로 인하여 발생하는 타인에 의한 권리 침해에 대하여 일체의 법적 책임을 지지 않음
7. 소속대학의 협정기관에 저작물의 제공 및 인터넷 등 정보통신망을 이용한 저작물의 전송·출력을 허락함.

동의여부 : 동의( 0 )    반대(       )

2011 년 02 월 25 일

저작자:                    오 동 엽                    (서명 또는 인)

**조선대학교 총장 귀하**