

# 지르코니아, 유리침투알루미나 및 PFM 전부관 시스템의 파절 경향에 관한 비교연구

이상혁<sup>1</sup> · 안진수<sup>1</sup> · 김명호<sup>2</sup> · 임범순<sup>1\*</sup>

<sup>1</sup>서울대학교 치과대학 생체재료과학교실, <sup>2</sup>메덴트솔루션

**연구 목적:** 본 연구는 지르코니아, 유리침투알루미나 및 금속도재소부용치관의 파절강도를 비교하고자 하였다.

**연구 재료 및 방법:** 지르코니아, 유리침투알루미나 및 금속도재소부용합금으로 각각 15개의 치관을 제작한 후, 제작된 치관을 장축에 30° 경사지게 제작된 지그에 장착하여 만능시험기로 파절강도를 측정하였으며, 전단결합강도 시험을 위하여 지르코니아, 유리침투알루미나 및 금속도재소부용합금을 5.5 (Ø) × 2.5 mm 크기로 제작하고 포세린 분말을 3.5 (Ø) × 2.5 mm 크기로 축성한 후 제조사의 설명서에 따라 전기로(Ceramco 7, Dentsply, USA)에서 소결하여 총 10개의 시편을 제작하였다.

**결과:** 전부관 형태로 제작한 시편의 파절강도는 금속-도재 시스템이 569.1 ± 61.8 N, 알루미나-도재 시스템이 551.0 ± 76.5 N, 지르코니아-도재 시스템이 588.3 ± 49.6 N으로 측정되었으며, 각 실험군간 유의한 차이는 없었다( $P>.05$ ). 전단결합강도는 금속-도재 시스템이 38.9 ± 5.0 MPa, 알루미나-도재 시스템이 39.4 ± 5.1 MPa, 지르코니아-도재 시스템이 25.5 ± 5.6 MPa로 지르코니아-도재 시스템이 다른 두 시스템 보다 유의하게 낮은 값을 보였다( $P<.05$ ). 금속-도재 시스템, 알루미나-도재 시스템 및 지르코니아-도재 시스템의 각 결합계면을 SEM/EDS로 분석한 결과 각 시스템에서 상이한 결합 양상이 관찰되었다.

**결론:** 본 연구 결과 지르코니아-도재 시스템의 파절강도가 제일 높았으며, 금속-도재 시스템, 알루미나-도재 시스템 순서로 나타났으며, 전단결합강도는 알루미나-도재 시스템이 제일 높았고 금속-도재 시스템, 지르코니아-도재 시스템 순서로 나타났다. (대한치과보철학회지 2012;50:235-42)

**주요단어:** 지르코니아 도재관; 유리침투알루미나; 파절강도; 이지세라

## 서론

도재-금속 시스템이 치과용으로 최근까지 많이 사용되고 있으나, 금속의 낮은 심미성과 금속 이온 용출에 따른 생체위해성 문제로 도재용 합금을 생체적합성이 우수한 알루미나 또는 지르코니아 등의 세라믹 소재로 대체하여 사용하는 경우가 증가되고 있는 추세이다.<sup>1,2</sup> 기존에 사용하던 치과용 도재는 심미성과 생체적합성이 우수하여 보철용 재료로 유리한 조건을 가지고 있지만, 취성이 있고 인장응력에 취약하여 이를 보완하기 위하여 금속 또는 고강도 세라믹(알루미나 또는 지르코니아)으로 코어를 제작한 다음 그 위에 비니어용 도재를 소결하여 완성한 전부관이 사용되고 있다. 이 경우 결합력 뿐 아니라 코어의 자체 강도는<sup>3\*</sup> 보철물의 내구성 유지에 중요한 역할을 하며, 저작력을 견디지 못하게 되면 파절되어 보철물로서의 기능을 상실하게 된다.

금속, 지르코니아 및 유리침투알루미나 등이 보철용 재료로 널리 사용되고 있으나, 귀금속 원소의 가격 급등과 낮은 심미성으로 지르코니아의 사용이 크게 증가되고 있는 추세이다. 그러나 비니어링 도재가 지르코니아 코어로부터의 chipping<sup>4</sup>과 고가의 가공장비 사용에 따른 고가의 보철 제작비용 등의 문제점이 제기되고 있다. 유리침투알루미나인 In-Ceram<sup>5</sup>은 지르코니아 코어와 유사하게 복잡한 제작과정과 별도의 추가장비

사용에 따른 높은 제작비용과 지르코니아 코어보다 낮은 강도(400 MPa) 때문에 보철물에 적용할 수 있는 범위가 좁은 문제가 있었으나 최근 이러한 단점들을 개선하려는 연구들이 이루어지고 있다.<sup>11,12</sup> 그 중 유리침투알루미나 코어용 EZ-Cera (Medent Solution Co., Korea)는 보철물 제작에 별도의 추가장비가 필요 없고 높은 파절강도(650 MPa)를 보여 구치부를 포함하는 3본 판교 의치에도 적용이 가능할 것으로 보였다.<sup>13</sup> 따라서 본 연구에서는 유리침투알루미나(EZ-Cera) 전부관과 현재 임상에서 사용하고 있는 치과용 비귀금속합금과 지르코니아로 제작한 코어에 비니어용 도재를 올려 제작한 전부관의 파절강도를 비교 평가하여 유리침투알루미나(EZ-Cera) 전부관의 임상 적용 가능성을 평가하고자 하였다. 각 전부관 시스템의 파절 경향을 비교하기 위하여 삭제된 덴티폼 다이로 복제하여 금속 다이를 제작하였다. 치과용 니켈-크롬 합금(Super 1, USA), 지르코니아(Dentime Co., Korea) 및 유리 침투 알루미나 (EZ-Cera, Medent Solution Co., Korea)로 코어를 제작한 다음 그 위에 치과용 도재 Super Porcelain Ex-3 (Noritake Co., Japan), Vintage, ZR (Shofu Co., Japan), Vintage, AL (Shofu Co., Japan)를 올려 각 15개 전부관을 제작한 후 파절강도를 측정하였고, PFM, 알루미나-도재 및 지르코니아-도재간의 전단결합강도를 측정하였으며, 각 계면에서의 결합 양상은 SEM/EDX로 분석하였다.

\*교신저자: 임범순

110-749 서울특별시 종로구 연건동 28 서울대학교 치과대학 치과생체재료과학교실  
02-740-8692; e-mail, nowick@snu.ac.kr

원고접수일: 2012년 5월 3일 / 원고최종수정일: 2012년 6월 19일 / 원고채택일: 2012년 8월 22일

© 2012 대한치과보철학회

© 이 글은 크리에이티브 커먼즈 코리아 저작자표시-비영리 3.0 대한민국 라이선스에 따라 이용하실 수 있습니다.

## 연구 재료 및 방법

### 1. 금속상 제작

덴티폼 상에서 상악 우측 중절치를 선별한 후 치아 삭제 방법<sup>14,15</sup>에 의하여 절단부는 약 2 mm, 그리고 순측과 설측은 약 1.2 mm 삭제하고 치경부 변연은 1 mm의 heavy chamfer 형성하였다. 형성된 지대치를 DUBLISIL-SP (Ratident, Dreve-Dentamid Gamb. Germany)로 복제한 후 납형을 얻어 니켈-크롬 합금(Super 1, USA)으로 주조 연삭하여, master metal die 를 제작하였다(Fig. 1).

### 2. 도재관 제작

지르코니아 전부관 제작을 위하여 제작된 금속 다이를 Ez-scan Scanner (Ez-scan, Dentaim, Korea)와 Ener-mill (Ez-scan, Dentime, Korea)을 이용하여 zirconia blanks에서 두께 0.5 mm 로 지르코니아 코어를 제작하였으며, 지르코니아 전용 도재인 Vintage ZR (Shofu Co., Japan)을 축성하였다. 도재의 두께가 절단부 1.5 mm, 순설부 0.7 mm의 두께가 되도록 제작한 후 최종 글레이징하여 15개의 지르코니아 전부관을 제작하였다.

알루미나 전부관 제작을 위하여 제작된 금속 다이에 알루미나(EZ-Cera, Medent Solution Co., Korea) 슬러리를 0.5 mm로 축성한 후 도재용 전기로에 1150℃에서 15분간 소결하여 제작된 알루미나 코어에 유리를 올려 1150℃에서 20분간 침투시켜 알루미나 코어를 제작하였으며, 알루미나 전용 도재 Vintage AL (Shofu Co., Japan)을 사용하였다. 도재의 두께를 절단부 1.5 mm, 순설부 0.7 mm의 두께가 되도록 제작한 후 최종 글레이징하여 15개의 알루미나 전부관을 제작하였다.

금속-도재 전장금관 제작을 위하여 제작된 금속 다이에서 통법에 따라 치과용 니켈-크롬 합금(Super 1, USA)으로 0.5 mm 코어를 제작하였으며, 전용도재인 Super Porcelain Ex-3 (Noritake

Co., Japan) 를 축성하여 도재 두께가 절단부 1.5 mm, 순설부 0.7 mm가 되도록 제작한 후 최종 글레이징을 15개의 PFM전부관을 제작하였다.

### 3. 전단결합강도 시편제작

5.5 (Ø) × 2.5 mm크기로 소결된 지르코니아(Dentime Co. Korea)시편을 #400 sand paper로 연마하고, 50 µm 크기의 aluminum oxide를 0.3 MPa 압력으로 분사한 후 10분간 초음파 세척한 다음 Vintage ZR (Shofu Co., Japan) 로 최종 3.5 (Ø) × 2.5 mm 크기로 축성하여 제조사의 설명서에 따라 전기로(Ceramco 7, Dentsply, USA)에서 소결하여 총10개의 전단결합강도시편을 제작하였다.

유리침투알루미나(EZ-Cera, Medent Solution Co., Korea)를 5.5 (Ø) × 2.5 mm 크기로 제작된 시편을 #400 sand paper로 연마한 하고 50 µm 크기의 Aluminum oxide를 0.3 MPa 압력으로 분사한 후 10분간 초음파 세척을 한 후 Vintage AL (Shofu Co, Japan) 로 최종 3.5 (Ø) × 2.5 mm 크기로 축성하여 제조사의 방법에 따라 전기로에서 소결하여 총 10개의 전단강도시편을 작하였다.

치과용 니켈-크롬 합금(Super 1, USA)을 5.5 (Ø) × 2.5 mm 크기로 원심 주조하여 제작한 시편을 #400 sand paper로 연마하고 50 µm 크기의 aluminum oxide를 0.3 MPa 압력으로 분사한 후 10분간 초음파 세척을 한 후 Super Porcelain Ex-3 (Noritake Co, Japan)로 최종 Ø 3.5 × 2.5 mm 크기로 축성하여 제조사의 설명서에 따라 전기로에서 소결하여 총10개의 전단결합강도시편을 제작하였다(Fig. 2).

### 4. 파절강도 측정

상악우측 중절치의 장축이 30° 경사진 상태로 유지될 수 있도록 금속 지그에 고정하고 직경(Ø)이 5 mm인 금속구를 이용하여 도재관 설측 fossa에 하중이 가해지도록 하였다. 만능시험



Fig. 1. Metal die used for the fracture strength test.

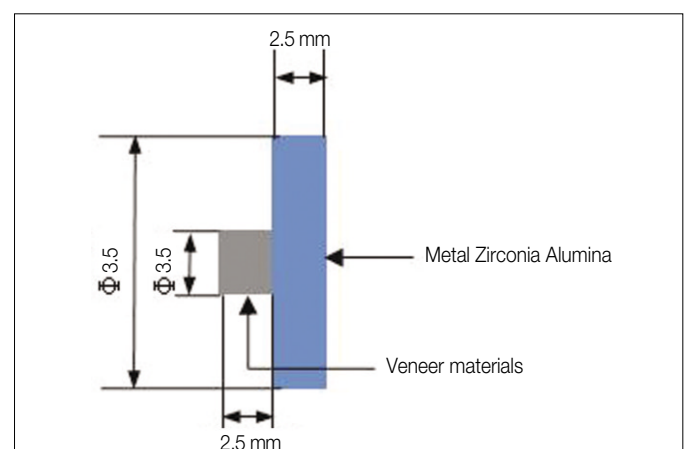


Fig. 2. Specimens for shear bond strength test.

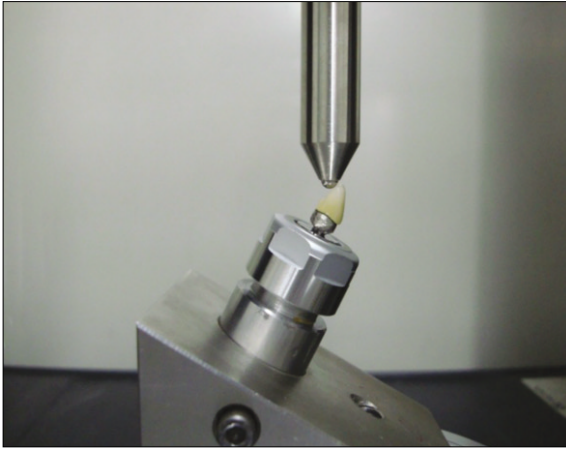


Fig. 3. Schematic diagram of fracture strength test.

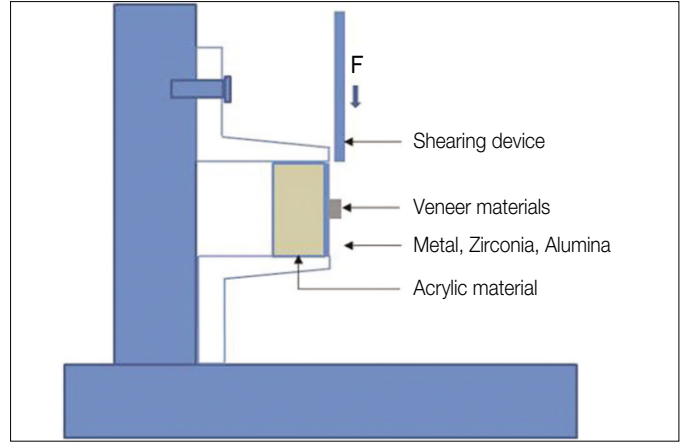


Fig. 4. Schematic diagram of shear bond strength test.

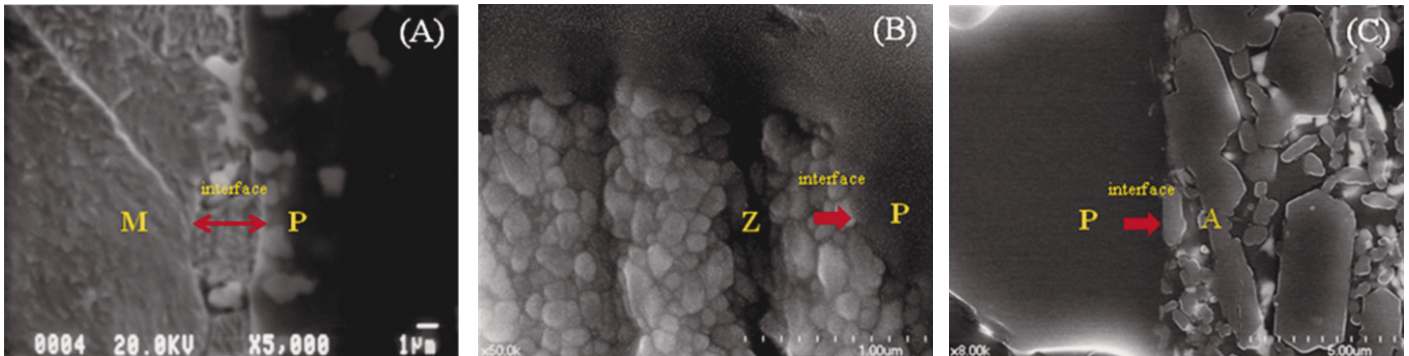


Fig. 5. Cross-sectional SEM image of the interface between porcelain and PFM system (A), zirconia system (B), glass infiltrated alumina system (C). (note : M = metal, P = Porcelain, Z = Zirconia and A = Alumina).

기(Universal Testing Machine, Model 4465, Instron Co., USA)에서의 분당 1 mm의 속도로 전부관이 파절 될때까지 하중을 가했다 (Fig. 3).

## 5. 전단결합강도 측정

코어와 비니어 도재의 전단결합강도 측정을 위하여 Fig. 2와 같은 시편을 제작하였다. 시편을 지그에 고정 한 후 만능시험 기에서 crosshead speed 0.5 mm/min의 속도로 압축응력을 가하여 파절시의 순간 최대 하중을 측정하였으며, 아래 식으로 코어와 비니어 도재간의 결합력을 계산하였다. 여기서 전단결합강도는 도재와의 파절까지의 가해진 응력(load)을 도재의 결합면 면적으로 나눈 값이다(Fig. 4).

$$\text{Shear stress (MPa)} = \text{Load (N)} / \text{Area (mm}^2\text{)}$$

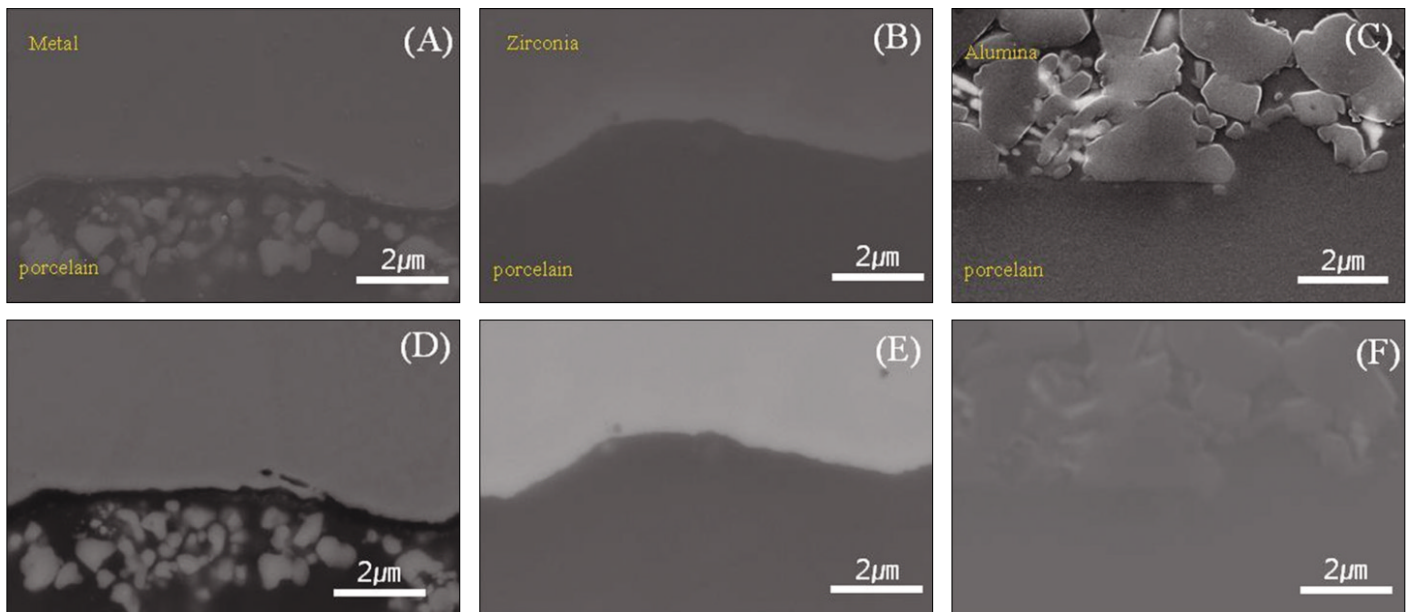
## 6. 주사전자현미경 관찰

코어와 도재와의 결합계면을 관찰하기 위해 각 군의 시편을 저속다이아몬드 톱(Isomet 100, Buehler Co., USA) 으로 절단하여 phenocure powder와 mounter (Simplimet3 Buehler Co., USA)로 mounting한 후 #240-4000 SiC 연마지로 연마한 후 diamond spray (6  $\mu\text{m}$ , 3  $\mu\text{m}$ , 1  $\mu\text{m}$ ),  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (0.03  $\mu\text{m}$ ) 순서대로 최종표면 연마를 하였다. 결합계면은 SEM (Scanning electron microscope, S-4700, Hitachi, Japan), EDX (Energy Dispersive X-ray Spectroscopy, EX-250, HORIBA, Japan) 사용하여 mapping을 실시하여 시행하였다(Figs. 5 - 7).

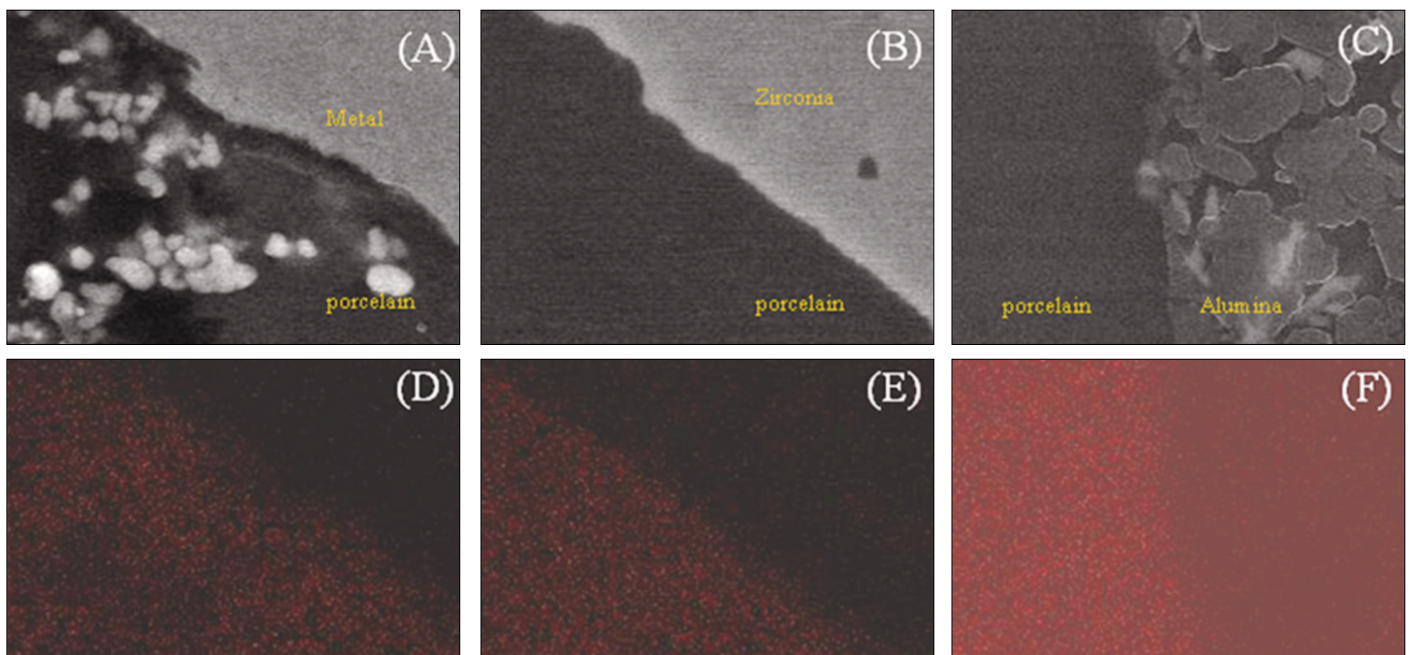
## 7. 통계처리

각 군의 결합강도값은 Newman-Keuls multiple comparisons ( $\alpha=.05$ )와 Weibull statistics로 분석하였다.





**Fig. 6.** Cross-sectional SEM image of the interface between porcelain (A) metal, (B) zirconia (C) alumina and back scattered electron image (D), (E), (F). ( $\times 50,000$ ).



**Fig. 7.** Cross-sectional SEM image of the interface between porcelain and PFM system (A), zirconia system (B), glass infiltrated alumina system (C) and their EDX mapping image (D, E, F).

## 결과

### 1. 파절강도

전부관 형태로 제작한 시편의 평균 파절강도와 표준편차 값은 시스템이  $569.1 (\pm 61.8)$  N, 알루미나-도재 시스템이  $551.0 (\pm 76.5)$  N 및 지르코니아-도재 시스템이  $588.3 (\pm 49.6)$  N으로 측

정되었으며 (Fig. 8), 각 실험군간 유의한 차이는 없었다( $P>.05$ ).

### 2. 파절양상

지르코니아-도재 시스템, 유리침투알루미나-도재 시스템, PFM 시스템 전부관의 각 파절양상을 Fig. 9에 나타내었다. 지르코니아-도재 시스템의 파절양상은 하중이 가해진 부위에서 지

르코니아 코어와 도재에서 박리가 된 후 코어의 파절이 나타났으며 직하방 장축방향으로 파절되는 경향을 보였다. 알루미나-도재 시스템의 경우는 방향성이 없었고, 파절 후 알루미나 코어와 도재가 박리되지 않고 잘 결합되어 있었으며, PFM 시스템 도재관의 경우 도재에서 파절되는 경향을 보였다.

### 3. 전단결합강도

Fig. 10에는 전단결합강도 값을 나타내었다. PFM 시스템이  $38.9 \pm 5.0$  MPa, 알루미나-도재 시스템이  $39.4 \pm 5.1$  MPa, 지르코니아-도재 시스템이  $25.5 \pm 5.6$  MPa를 보여, 지르코니아-도재 시스템이 다른 두 시스템 보다 유의하게 낮은 값을 보였다( $P < .05$ ).

### 4. SEM/EDS로 분석

PFM 시스템, 알루미나-도재 시스템 및 지르코니아-도재 시스템의 각 결합계면을 SEM/EDX로 분석한 결과 각 시스템에서 각기 상이한 결합계면 양상을 보였다.

## 고찰

본 연구에서는 용융유리침투알루미나인 EZ-Cera도재관과 임상에서 널리 사용되고 있는 치과용 합금과 지르코니아로 제작한 코어에 비니어용 도재를 올려 제작한 치과용 전부관의 파절강도, 결합전단강도 및 결합계면을 SEM과 mapping 분석을 실시하였다.

전부관 형태로 제작한 시편의 파절강도는 PFM 시스템이  $569.1 \pm 61.8$  N, 알루미나-도재 시스템이  $551.0 \pm 76.5$  N 및 지르코니아-도재 시스템이  $588.3 \pm 49.6$  N으로 측정되었으며, 각 실험군간 유의한 차이는 없었다( $P > .05$ ).

도재관을  $30^\circ$  경사진 상태에서 상악의 우측 중절치 설 측 fossa에 점하중이 가해지도록 반영한 것이다. 이와 같은 실험조건에서 이<sup>16</sup>는 지르코니아 도재관의 파절양상은 하중이 가해진 부위에서부터 지르코니아 코어와 도재의 박리가 된 후 코

어 파절 후 직하방 장축방향으로 파절이 이루어지는데, 이러한 양상은 하중이 가해진 부위에 압축 응력이 형성되어 하부의 금속 다이를 기점으로 하여 절단면과 교합면의 중심과 하중점 사이에 인장 응력이 형성되어 파절이 일어나는 것으로 보고함과 같이 본 연구에서도 마찬가지로 비슷한 파절 경향을 나타내었으며(Fig. 5A). 박<sup>17</sup>, 정<sup>18</sup>의 연구에서와 유사한 파절강도를 보였다(Fig. 9A).

알루미나의 파절에서는 방향성 없었고 파절 후 대부분의 보철물에서 도재와의 박리는 일어나지 않았다(Fig. 9B). 황 등<sup>19</sup>의 연구에서 알루미나 전부도재관의 파절양상은 하중이 가해진 곳에서 균열이 시작되어 방사상으로 파절이 일어나 설측으로도 퍼져나가는 파절양상을 보였다고 하였다.

이와 전<sup>20</sup>의 연구에서 파절은 도재 내부의 기포 때문에 도재 · 금속 계면에서 시작하여 도재 속으로 다양하게 번져가는 소견을 보이며 이와 더불어 열팽창계수의 차이로 인하여 발생한 delayed crack으로 연결되는 경우가 많다고 하였는데, 본 연구에서 금속과 도재 사이에서 불규칙적으로 파절되는 경향을 나타내었다(Fig. 9C).

전부도재관 코어, 금속-도재의 결합강도 측정 시험에 전단결합강도시험, 3, 4점 굽힘시험, microtensile bond strength test<sup>21-24</sup> 등이 다양한 방법이 사용되어지고 있다. 그 중에서 3, 4점 굽힘시험은 도재-금속간의 시험에 많이 사용되고 있으나 본 연구에서 탄성률이 다른 금속, 지르코니아 및 알루미나간의 결합강도를 측정해야 하므로, 탄성률 영향 적게 받는 전단결합강도시험방법을 선택하였다.

전단결합강도 실험에서는 Fig. 10에서와 같이 유리가 침투된 알루미나가 40.4 MPa가 가장 높은 결합강도를 나타내었고 다음으로는 니켈-크롬 합금이 38.8 MPa를 지르코니아 25.5 MPa의 순으로 통계학적으로 유의한 평균 전단결합강도를 나타내었다.

도재와 하부구조물의 접촉계면을 Fig. 5에서 살펴보면, 각기 다른 3종류의 하부구조물과 그의 결합이 다르게 나타났다.

Fig. 5A는 도재와 니켈-크롬합금과의 결합층 사진으로서 금속 도재 사이에 화학반응된 층을 볼 수 있었으며 Vickery와 Badinelli<sup>25</sup>, Knap와 Ryge<sup>26</sup>의 보고에서 두 재료의 결합기전은 기계

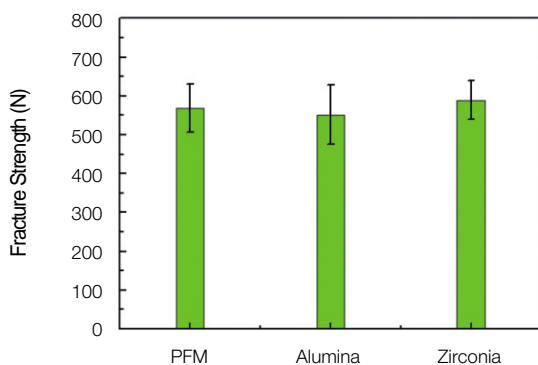


Fig. 8. Fracture strength of experimental groups.

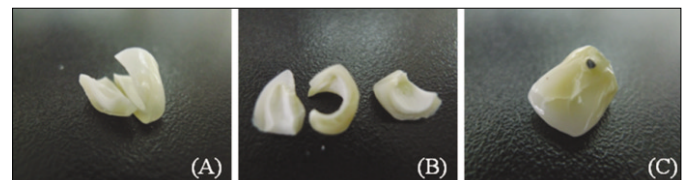


Fig. 9. Fracture pattern of zirconia system (A), glass infiltrated alumina system (B) and PFM system (C).

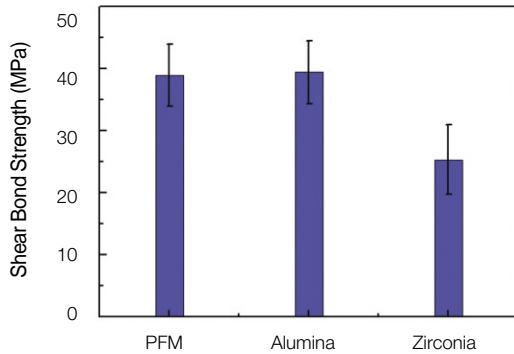


Fig. 10. Shear Bond Strength of experimental groups.

적인 결합 ionic, covalent 또는 metallic), Van der Waal's force도재와 하부구조물과의 열팽창계수의 차이에서 발생하는 잔류응력, 탄성계수의 차이, 도재와 금속 간 용착력(adhesive force)에 대해서는 기계적인 결합, 화학적 결합과 같이 다양한 결합으로 이루어져 있다고 하였다. 본 실험에서 도재와 금속과의 전단결합 강도는 ( $38.85 \pm 4.99$  MPa)로서 최 등<sup>27</sup>의 보고에서와 유사한 값을 보였다.

Fig. 5B는 도재와 지르코니아의 결합계면을 관찰한 사진으로서 결합계면에서 화학반응된 층은 볼 수 없었고, 도재가 지르코니아의 결정 및 결정립계에 침투하여 결합하고 있는 것을 볼 수 있다. 이는 대체적으로 물리적 결합에 의존하고 있음을 알 수 있다. Vickery와 Badinelli<sup>25</sup>, Knap와 Ryge<sup>26</sup>는 도재와의 결합에서 화학적 결합이 가장 큰 영향을 준다고 하였는데 전단결합 강도 실험 결과에서 가장 낮은 전단결합강도( $25.25 \pm 5.77$  MPa)를 보인 이유를 뒷받침 하고 있다.

Fig. 5C는 도재와 유리침투알루미나의 결합계면을 관찰한 사진으로서 화학적 결합보다는 물리적 결합을 하고 있음을 볼 수 있다. Figs. 6D, 6E 및 6F는 결합계면에 대한 backscattered electron image이다. 하부구조물을 이루는 도재-금속, 지르코니아와의 구분이 확연한 차이가 나는 것을 확인할 수 있었으나, 도재-알루미나에서는 차이를 볼 수 없었다. 이는 도재의 주성분인 SiO<sub>2</sub>와 침투유리의 성분과 비슷한 조성의 가지고 있기 때문이며, 도재와의 결합시 알루미나에 침투된 유리와 잘 결합하고 있음을 Fig. 6F에서 볼 수 있다.

Fig. 7은 도재-금속, 지르코니아, 알루미나의 SiO<sub>2</sub> 성분 에 대한 mapping 사진으로서 SiO<sub>2</sub> 원소는 치과용 도재와 침투유리에서 널리 사용되는 주성분으로 SiO<sub>2</sub>의 분포를 분석하여 도재와의 결합 경계면을 확인할 수 있다. Figs. 7D, 7E 및 7F에서와 같이 금속과 지르코니아와 결합하고 있는 도재층에서만 SiO<sub>2</sub> 검출되었으며, 도재-알루미나 결합에서는 두 층 모두에서 SiO<sub>2</sub>가 분포 검출됨을 알 수 있었는데 이는 도재와 침투유리와의 물리적, 화학적으로 강한 결합을 하고 있음을 확인할 수 있었다.

본 연구 결과에서와 같이 각기 다른 3종류의 하부구조물인 도재-금속, 도재-지르코니아, 도재-유리침투 알루미나의 파절 강도 값이 크게 차이가 나지 않는 것은 하부구조물을 감싸고 있는 도재와의 결합방법이 파절강도에 큰 영향을 주고 있다고 예측할 수 있으며, 이에 대한 많은 연구가 추가로 진행되어야 할 것으로 생각된다.

## 결론

본 연구는 PFM 시스템, 알루미나-도재 시스템 및 지르코니아-도재 시스템의 파절강도와 각 시스템의 결합강도를 측정하여 비교하였다. 또한 각 시스템에서 결합계면의 상태를 SEM/EDS로 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 전부관 형태로 제작한 시편의 파절강도 값은 PFM 시스템이  $569.1 \pm 61.8$  N, 알루미나-도재 시스템이  $551.0 \pm 76.5$  N 및 지르코니아-도재 시스템이  $588.3 \pm 49.6$  N으로 측정되었으며, 각 실험군간 유의한 차이는 없었다( $P > .05$ ).
2. 전단결합강도값은 금속-도재 시스템이  $38.9 \pm 5.0$  MPa, 알루미나-도재 시스템이  $39.4 \pm 5.1$  MPa, 지르코니아-도재 시스템이  $25.5 \pm 5.6$  MPa를 보여, 지르코니아-도재 시스템이 다른 두 시스템 보다 유의하게 낮은 값을 보였다( $P < .05$ ).
3. 금속-도재 시스템, 알루미나-도재 시스템 및 지르코니아-도재 시스템의 각 결합계면을 SEM/EDX로 분석한 결과 각 시스템에서 상이한 결합 양상이 관찰되었다.

## 참고문헌

1. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. J Prosthet Dent 2004;92:557-62.
2. Sproull RC. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. J Prosthet Dent 1973;29:416-26.
3. Dickinson AJ, Moore BK, Harris RK, Dykema RW. A comparative study of the strength of aluminous porcelain and all-ceramic crowns. J Prosthet Dent 1989;61:297-304.
4. Levy H, Daniel X. Working with the In-Ceram porcelain system. Prothese Dentaire 1990;44-45:1-11.
5. Ludwig K. Study on the ultimate strength of all-ceramic crowns. Dental-labor No.5/91:647-51.
6. Miller A, Long J, Miller B, Cole J. Comparison of the fracture strengths of ceramometal crowns versus several all-ceramic crowns. J Prosthet Dent 1992;68:38-41.
7. Rosenstiel SF, Porter SS. Apparent fracture toughness of all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent 1989;62:529-32.
8. Seghi RR, Daher T, Caputo A. Relative flexural strength of dental restorative ceramics. Dent Mater 1990;6:181-4.
9. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, Mercante DE. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. J Prosthet Dent 2006;96:237-44.



10. Sadoun M. All ceramic bridges with the slip casting technique. Presented at the 7th International Symposium on Ceramics. Paris, 1988.
11. Al-Makramani BM, Razak AA, Abu-Hassan MI. Biaxial flexural strength of Turkom-Cera core compared to two other all-ceramic systems. *J Appl Oral Sci* 2010;18:607-12.
12. AL-Makramani BM, Razak AA, Abu-Hassan MI. Comparison of the load at fracture of Turkom-Cera to Procera AllCeram and In-Ceram all-ceramic restorations. *J Prosthodont* 2009;18:484-8.
13. ISO 6872 Dental Ceramic. 2008.
14. Anusavice KJ, Carroll JE. Effect of incompatibility stress on the fit of metal-ceramic crowns. *J Dent Res* 1987;66:1341-5.
15. Warpeha WS Jr, Goodkind RJ. Design and technique variables affecting fracture resistance of metal-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1976;35:291-8.
16. Lee IS. Fracture strength of zirconia ceramic crowns according to tooth position. *J Korean Acad Prosthodont* 2010;48:94-100.
17. Park HS. A comparative study on the fracture strength of two different CAD/CAM zirconia ceramic system. PhD Thesis. In Korea; Seoul National University, College of Dentistry, 2011.
18. Jeong HC. Fracture strength of zirconia monolithic crowns. *J Korean Acad Prosthodont* 2006;44:157-64.
19. Hwang JW, Yang JH, Lee SH, Chung HY. A study on fracture strength of conventional and copy-milled In-Ceram crowns. *J Korean Acad Prosthodont* 1997;35:417-30.
20. Lee MH, Jeon YC. A study on fracture strength and color by the design if metal coping in ceramo metal crown. *J Korean Acad Prosthodont* 1992;30:103-24.
21. Dünder M, Özcan M, Gökçe B, Cömlekçioğlu E, Leite F, Valandro LF. Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. *Dent Mater* 2007;23:630-6.
22. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2005;21:984-91.
23. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater* 2006;22:857-63.
24. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 3: double veneer technique. *J Prosthodont* 2008;17:9-13.
25. Vickery RC, Badinelli LA. Nature of attachment forces in porcelain-gold systems. *J Dent Res* 1968;47:683-9.
26. Knap FJ, Ryge G. Study of bond strength of dental porcelain fused to metal. *J Dent Res* 1966;45:1047-51.
27. Choi BK, Han JS, Yang JH, Lee JB, Kim SH. Shear bond strength of veneering porcelain to zirconia and metal cores. *J Adv Prosthodont* 2009;1:129-35.

## A comparative study on the fracture behavior of zirconia, glass infiltrated alumina and PFM full crown system

Sang-Hyeok Lee<sup>1</sup>, PhD, Jin-Soo Ahn<sup>1</sup>, DDS, PhD, Myung-Ho Kim<sup>2</sup>, MS, Bum-Soon Lim<sup>1\*</sup>, PhD

<sup>1</sup>Department of Dental Biomaterials Science, College of Dentistry, Seoul Nation University, Seoul, Korea

<sup>2</sup>MedentSolution, Seoul, Korea

**Purpose:** The purpose of this study was to compare the fracture behavior of Zirconia, glass infiltrated Alumina and PFM full crown system. **Materials and methods:** Fifteen crowns for each of 3 experimental groups (Zirconia, glass infiltrated Alumina and PFM full crown) were made by the conventional method. The crowns mounted on the testing jig were inclined in 30 degrees to the long axis of the tooth and the universal testing machine was used to measure the fracture strength. **Results:** 1. The mean fracture strengths were  $588.3 \pm 49.6$  MPa for zirconia system,  $569.1 \pm 61.8$  MPa for PFM system and  $551.0 \pm 76.5$  MPa for glass-infiltrated alumina system ( $P > .05$ ). 2. The mean shear bond strengths were  $25.5 \pm 5.6$  MPa for zirconia system,  $38.9 \pm 5.0$  MPa for Ni-Cr alloy system and  $39.4 \pm 5.1$  MPa for glass-infiltrated alumina system. 3. The chemical bonding was observed at interfaces between PFM or glass-infiltrated alumina and veneering porcelain, however, no chemical bonding was observed at interface between zirconia and veneering porcelain. **Conclusion:** With the study, the fracture strengths of PFM crown system had a higher fracture strength than conventional zirconia system crown and glass-infiltrated alumina crowns. and than the shear bond strengths glass-infiltrated alumina system had a higher shear bond strength than conventional PFM system and zirconia system. (*J Korean Acad Prosthodont* 2012;50:235-42)

**Key words:** Zirconia ceramic crown; Fracture strength; Ez-Cera; Glass-infiltrated alumina

\*Corresponding Author: Bum-Soon Lim

Department of Dental Biomaterials Science, College of Dentistry, Seoul Nation University 28, Yeongum-Dong, Chongno-Gu, Seoul, 110-749, Korea

+82 2 740 8692: e-mail, nowick@snu.ac.kr

Article history

Received May 3, 2012 / Last Revision June 19, 2012 / Accepted August 22, 2012