

# 착색지르코니아 코어와 전장 도재 사이의 전단결합강도에 관한 연구

강선녀<sup>1</sup> · 조 욱<sup>1</sup> · 전영찬<sup>2\*</sup> · 정창모<sup>2</sup> · 윤미정<sup>1</sup>

부산대학교 치과대학 치과보철학교실, <sup>1</sup>대학원생, <sup>2</sup>교수

**연구목적:** 지르코니아-도재 수복물에 있어 상부도재와 코어 사이의 결합 실패가 종종 보고되어 왔으며 특히 착색지르코니아 코어는 기존의 백색 지르코니아보다 상부 도재와의 결합력이 약하다고 보고된 바 있다. 이 연구의 목적은 착색 지르코니아 코어 위의 상부도재를 적층식과 열가압식으로 제작하여 그 전단결합강도를 알아보고, 이를 전통적인 금속-도재간 결합강도와 비교하여 그 임상적 안정성을 평가하는 것이다.

**연구 재료 및 방법:** 금속도재군(MC)을 대조군으로 하였다. 전통적인 금속도재군(MC)과 지르코니아 코어를 사용한 두가지 군(ZB, ZP)에 대하여 각 시스템 별로 10개씩, 총 30개의 시편을 제작했다. CAD/CAM을 이용해 직경 12 mm, 높이 2.8 mm의 원판형 지르코니아 코어(Katana zirconia)를 제작하고, 그 상부에 직경 2.8 mm, 높이 3 mm의 도재를 축성했다. ZB군은 CZR을 이용하여 적층법으로 상부도재를 제작했으며 ZP군은 NobelRondo Press ingot를 열가압하여 제작했다. Shear bond test machine (R&B Inc. Daejeon, Korea)을 이용하여 분당 0.50 mm의 속도로 파절이 일어날 때까지 전단력을 가하여 최대적용력(N)을 측정하여 전단결합강도를 계산하고, 일원배치 분산분석을 사용하여 유의수준 5%에서 검정하였다. 파절양상을 알아보기 위하여 전자주사현미경을 통해 파절단면을 관찰했다.

**결과:** 평균 전단강도(SD)는 MC 대조군 29.14 (2.26); ZB 29.48 (2.30); ZP 29.51 (2.32) 이었다. 실험군과 대조군 사이에 유의한 차이는 없었다. 모든 실험군에서 접착성 실패와 응집성 실패가 혼재된 양상을 보였으며, 응집성 실패가 우세했다.

**결론:** 1. 착색지르코니아 코어와 상부도재들 간의 전단결합강도는 금속 도재간 전단결합강도와 유의한 차이가 없었다. 2. 착색지르코니아 코어의 상부도재를 제작하는 방식에 있어 적층법과 열가압법 간의 전단결합강도에 유의한 차이는 없었다 ( $P > .05$ ). 3. 파절양상은 응집성 파절이 우세한 가운데 접착성 파절과 응집성 파절이 혼재되어 나타났다. (대한치과보철학회지 2009;47:312-9)

**주요단어:** 착색지르코니아, 전단결합강도, 열가압법, 적층법

## 서론

건강에 대한 개념이 확대되면서 심미에 대한 요구는 점점 증가하고 있으며 보다 높은 심미성을 획득하기 위한 전부도재관의 사용이 확대되고 있다. 전부도재관은 우수한 심미성을 지니고 있지만 금속도재전장관에 비해 강도가 약하다는 단점이 있다. 이를 극복하기 위해 다양한 재료와 술식이 개발되어 왔으며, 근자에 지르코니아를 이용한 보철물이 소개되었다.

지르코니아는 기존의 도재들에 비해 굴곡강도와 파절강도가 우수하며 마모 저항성이 높고 생체 적합성이 뛰어나다.<sup>1</sup> 지르코니아의 우수한 기계적 성질은 정방정상에서 단사정상으로의 상전이로부터 기인하는데, 이는 압축응력을 발생시켜 균열의 전이를 차단하고 파절 및 굴곡강도가 증가된다.<sup>2</sup>

지르코니아를 이용한 보철물의 제작 방식은 크게 두 가지로 구분된다. 첫 번째는 지르코니아 단일 구조로 이루어지는 단일 구조 전부도재관으로서, 한 번의 CAD/CAM 작업으로 제작되므로 가공시간이 없고 최

소한의 삭제량으로 충분한 강도를 얻을 수 있지만 대합치의 마모가 과다하게 발생할 수 있으며 심미성이 떨어진다. 두 번째는 하부의 지르코니아 코어와 상부 도재로 이루어지는 이중구조 전부도재관이다. 이는 전자보다 심미성이 뛰어나며 현재 대부분의 지르코니아 전부도재관에서 사용되고 있지만 파절강도가 약하고 지대치의 삭제량이 많다는 단점이 있다.<sup>3</sup> 이중구조 전부도재관이 장기적으로 안정되게 사용되기 위해서는 재료 자체의 기계적인 물성이 우수해야 할 뿐만 아니라 코어와 상부도재간의 결합이 우수해야 한다. 지르코니아-도재 수복물에 있어 상부 도재와 코어 사이의 결합 실패가 종종 보고되어 왔다.<sup>4</sup>

지르코니아 코어는 금속에 비해 심미적이기는 하나 너무 희고 불투명해서 자연치의 심미성을 구현하는데 무리가 있다. 따라서 수복물의 색조 조화를 위해 착색지르코니아 코어가 개발되었다. 착색지르코니아 코어의 장점은 하부 구조물의 색을 차폐하기 위해 요구되는 상부도재의 두께를 감소시킬 수 있다는 점과 지르코니아와 상부도재간의 결합 강도에 영향을 줄 수 있는 masking

교신저자: 전영찬

602-739 부산광역시 서구 아미동 1가 10번지 부산대학교 치과대학 치과보철학교실 051-240-7438; e-mail, jeonyc@paran.com

원고접수일: 2009년 6월 19일 / 원고최종수정일: 2009년 6월 29일 / 원고채택일: 2009년 7월 6일

liner를 사용하지 않아도 된다는 점이다.<sup>5</sup> 그러나 이것은 기존의 백색 지르코니아보다 상부 도재와의 결합력이 약하다고 보고된 바 있다.<sup>6</sup>

지르코니아 코어 위에 상부도재를 제작하는 두 가지 방법이 있다. 파우더를 사용하여 상부도재를 축성하는 적층법, 그리고 금속 주조물 제작과 유사한 방식으로 납형을 제작, 매몰하여 고온에서 도재 잉고트를 가압하는 열가압 방식이다. 전자는 일차적으로 기공사의 수기에 의존하며 수복물의 강도 저하를 야기하는 미세 기포 함입의 발생 가능성이 높다. 열가압 방식을 이용한 세라믹 전장 기법은 이러한 축성 방식의 한계점을 극복할 수 있어 이를 지르코니아 전부도재판에 이용하려는 시도가 이루어져 왔다.<sup>6</sup> 그러나 지르코니아와 열가압 도재간의 결합강도에 관한 연구는 미약한 편이었으며 이에 대한 검증이 필요하다.

이 연구의 목적은 착색 지르코니아 코어위의 상부도재를 적층식과 열가압식으로 제작하여 그 전단결합강도를 알아보고, 이를 전통적인 금속 도재간 결합강도와 비교하여 그 임상적 안정성을 평가하는 것이다.

## 연구 재료 및 방법

### 1. 연구 재료

금속도재군(MC)을 대조군으로 하였다. 전통적인 금속도재군(MC)과 두가지 지르코니아 도재군(ZB, ZP)에 대하여 각 시스템 별로 10개씩, 총 30개의 시편을 제작하였으며 사용된 재료는 Table I 과 같다. ZB군은 적층법, ZP군은 열가압법으로 제작하였다.

### 2. 연구 방법

#### 1) 시편제작

##### 가. 금속도재 시편의 제작(MC군)

자체 제작한 알루미늄 몰드를 이용하여 패턴레진(Pattern resin, GC corporation, Tokyo, Japan)으로 직경 12 mm, 높이 3 mm의 원반형 시편을 제작하고 이를 통상적

인 방법으로 매몰, 소환, 주조하였다. 스프루 커팅 후 절삭면을 기공용 다이아몬드 바로 정리하고 45도 각도로 10초간 air abrasion 후 알코올 용매에서 초음파 세정했다. 980℃의 도재로에서 degassing 시행하고 세정하였다. 불투명 도재와 상아질 도재(Cerabien, Noritake, Aichi, Japan)를 제조사의 소성 스케줄에 따라 각각 2회에 걸쳐 적용하여 직경 2.8 mm, 높이 3 mm의 상부도재를 적층법으로 완성하였다.

#### 나. 지르코니아 도재 시편의 제작(ZB군과 ZP군)

##### A. ZB군

30% 수축을 고려하여 직경 17 mm, 두께 4 mm의 원판형 지르코니아 블록을 CAD/CAM system (Katana milling machine H-18, Noritake, Aichi, Japan)으로 제작하고 제조사의 소성 스케줄(Table III)에 의거하여 8시간 동안 소성하여 직경 12 mm, 두께 2.8 mm의 지르코니아 코어를 만들었다.

지르코니아 코어 표면의 거칠기를 일정하게 만들기 위하여 50  $\mu$ m 크기의 알루미나 입자를 이용하여 45도의 각도로 10초간 air abrasion하고 알코올 용매에서 초음파 세정했다. 그리고 표면의 탈오염과 지르코니아 조직의 유연성을 위해 분당 50℃의 상승온도로 600℃에서 1100℃까지 열처리하였다. 불투명 도재와 상아질 도재(CZR, Noritake, Aichi, Japan)를 제조사의 소성 스케줄(Table II)에 따라 각각 2회에 걸쳐 적용하여 직경 2.8 mm, 높이 3 mm의 상부도재를 적층법으로 완성했다.

##### B. ZP군

ZB군과 동일한 방법으로 지르코니아 코어를 제작하고 열가압식 상부도재인 NobelRondo Press Zirconia ingot (Nobel Biocare, Kloten, Swiss)을 열가압하여 직경 2.8 mm, 높이 3 mm의 상부도재를 제작하였다. 열가압 프로그램은 Table IV와 같으며 완성된 시편은 Fig. 1에 나와 있다.

#### 2) 전단결합강도 측정

전단결합강도측정기 (Simple Tensile Tester Model No. RB312 PETI, R&B Inc., Daejeon, Korea)를 이용하여 0.5

Table I. List of materials

Group	Material	Composition (%)	CTE(10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup> )	Manufacturer
MC	core LY 85	Au 85%, PT 13%, Ag/Ir 3%	8.1	Samshin, Seoul, Korea
	veneer Cerabien	glass ceramic	6.8	Noritake, Aichi, Japan
ZB	core Katana Zirconia	ZrO <sub>2</sub> 94.4%, Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 5.4%	10.5	Noritake, Aichi, Japan
	veneer CZR	glass ceramic	9.1	Noritake, Aichi, Japan
ZP	core Katana Zirconia	ZrO <sub>2</sub> 94.4%, Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 5.4%	10.5	Noritake, Aichi, Japan
	veneer NobelRondo Press Zirconia	glass ceramic for pressing technique	9.3	Nobel Biocare, Kloten, Swiss

mm/min의 Crosshead speed로 파절이 일어날 때까지 전단력을 가하여 최대 적용력 (N)을 측정하고 다음의 식을 이용하여 전단결합강도 (MPa)를 계산하였다.

Shear bond strength (MPa)

= Maximum applied force (N)/bonded cross-sectional area (mm<sup>2</sup>)

### 3) Scanning electron microscopy (SEM) 관찰

파절 양상을 알아보기 위하여 파절 단면을 주사전자현미경 (JSM-6480LV, JEOL, Tokyo, Japan)으로 관찰하였

다. 시편을 알코올 용매를 이용하여 초음파 세정한 후 건조시키고 금-팔라듐 이온 분사 코팅하여 각각 20배율과 400배율로 관찰하였다.

### 4) 통계처리

측정된 각 군의 전단결합강도 간에 유의할만한 차이가 있는지를 결정하기 위해 SPSS (Release 12.0, SPSS Inc. USA) 를 사용하여 일원배치 분산분석을 시행하고 유의수준 5%에서 검정하였다.

**Table II.** Firing schedule of Cerabien and CZR ceramic veneers

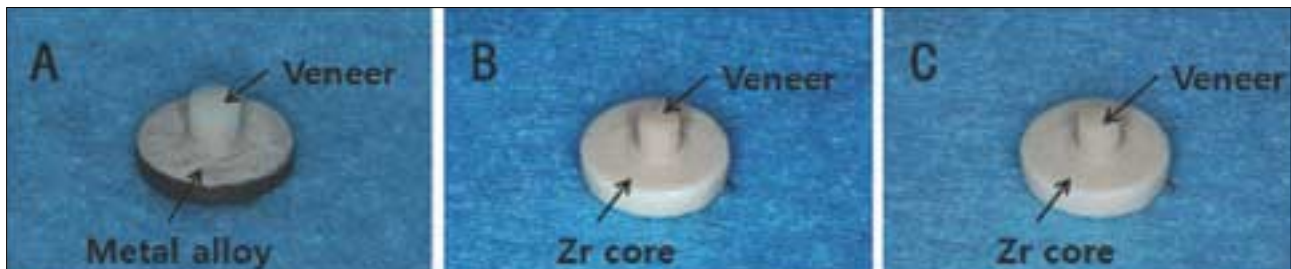
	Unit	Opaque	Dentin
Dry-out time	min	5	7
Low temperature	℃	600	600
Start vacuum	℃	600	600
Heat rate	℃/min	45	45
Vacuum level	KPa	96	96
Release vacuum	℃	960	960
Hold time	min	1	1
High temperature	℃	960	960
Cooling time	min	4	4

**Table III.** Firing schedule of zirconia cores

Temperature	Hour
Room temperature → 500℃	2 hr
500℃ → 1430℃	1.5 hr
1430℃	1.5 hr
1430℃ → 500℃	3 hr
500℃ → 0℃	-

**Table IV.** Press program of NobelRondo Press veneer

Ivoclar EP500 100 g Muffle	B (℃)	T (℃/min)	T (℃)	H (min)	V <sub>1</sub> (℃)	V <sub>2</sub> (℃)	Pressure (bar)	N (min)
	700	60	1060	10	700	1060	4	0



**Fig. 1.** Fabricated specimens. A: MC, B: ZB, C: ZP



**Fig. 2.** Shear bond test machine (Simple Tensile Tester Model No. RB312 PETI, R&B Inc., Daejeon, Korea).

## 결과

각 실험군의 평균 전단결합강도와 표준편차는 Table V, Fig. 3과 같다.

평균 전단결합강도는 ZP군, ZB군, MC군 순으로 컸으나 유의한 차이는 없었다 ( $P > .05$ ).

파절 양상을 주사전자 현미경으로 관찰한 결과 모든

실험군에서 상부도재층 내에서의 응집성 실패가 우세한 가운데 부분적으로 접착성 실패도 나타났으며 ZP은 다른 군에 비해 접착성 실패 경향이 높았다 (Fig. 3 - 5). 그리고 응집성 실패가 일어난 부위의 고배율 주사전자 현미경 관찰결과 MC군과 ZB군의 파절단면은 표면이 거칠고 기포가 많았으나 ZP군의 경우 비교적 덜 거칠고 기포가 적었다 (Fig. 6).

Table V. Mean values and SDs of the shear bond strength (MPa)

Group	Mean	SD
MC	29.14	2.26
ZB	29.48	2.30
ZP	29.51	2.32

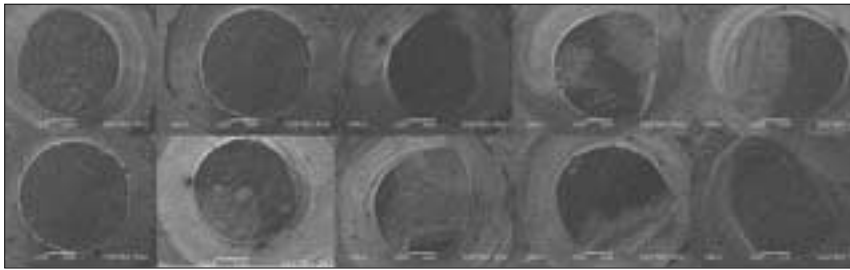


Fig. 3. SEM photographs of MC group after shear bond strength test ( $\times 20$ ). They presented cohesive and adhesive failures, and showed predominance of cohesive failures in ceramic veneers.

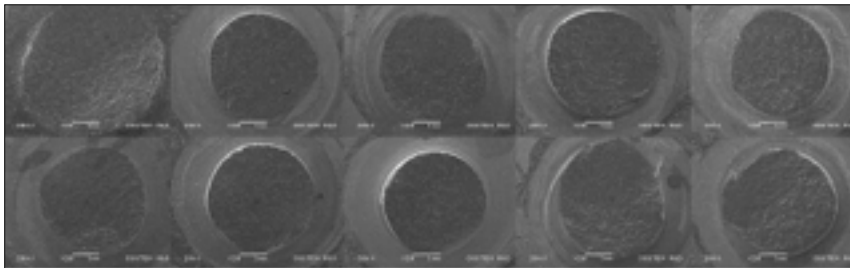


Fig. 4. SEM photographs of ZB group after shear bond strength test ( $\times 20$ ). They presented cohesive and adhesive failures, and showed predominance of cohesive failures in ceramic veneers.

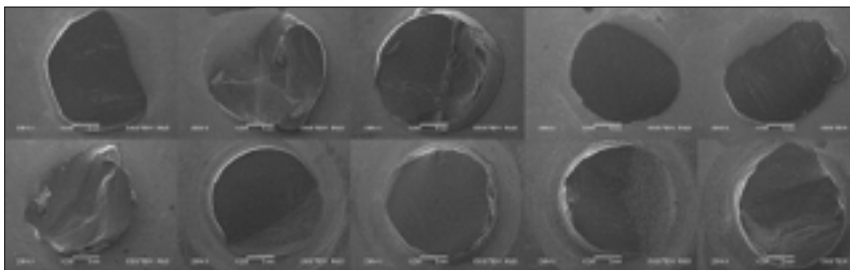


Fig. 5. SEM photographs of ZP group after shear bond strength test ( $\times 20$ ). They presented cohesive and adhesive failures, and showed predominance of cohesive failures in ceramic veneers.

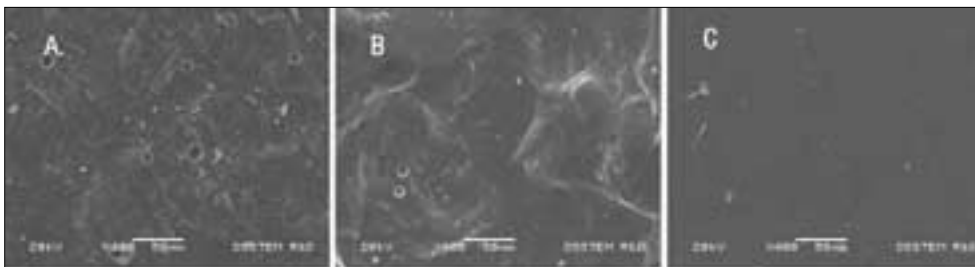


Fig. 6. SEM photographs of the interfaces for A: MC, B: ZB, C: ZP after shear bond strength test ( $\times 400$ ).

## 고찰

초기에 개발된 전부도재관은 심미적 장점에도 불구하고 재료와 제작기술의 한계로 인하여 파절강도와 정밀성이 부족하여 그 사용이 제한되었으나, 현대의 기술적 진보를 통하여 물성의 개선<sup>7</sup>과 접착제 개발<sup>8</sup>등으로 오늘날 전부도재관은 현대 보철 임상에서 차지하는 비중이 현저히 증가되고 있다. 알루미늄나 결정상을 갖는 In-Ceram, 백색 결정상을 갖는 IPS Empress와 lithium disilicate 결정상을 갖는 IPS Empress 2 등이 많은 관심을 받았으며<sup>9,10</sup> 근년에는 CAD/CAM 기법을 이용하는 지르코니아 코어 전부도재관의 사용이 점차 확대되고 있다.<sup>11-13</sup>

고강도의 지르코니아 코어와 장식계 상부 도재로 구성되는 지르코니아 도재관의 성공에는 재료 자체의 강도가 중요한 요소이기는 하나 더불어 코어와 상부 도재간의 결합 역시 중요하다. Potiket 등<sup>7</sup>은 금속도재관과 알루미늄 도재관 및 지르코니아 도재관의 파절강도가 차이가 없었음을 보고했으며 이는 이들 도재수복물의 파절강도가 코어 재료 자체의 물성보다는 다른 요인에 의해 결정된다는 것을 의미하는데<sup>8</sup> 코어재료와 상부 도재간의 결합강도가 파절강도에 큰 영향을 미치는 것으로 추정된다.

지르코니아 코어와 도재간 결합강도를 측정하는 방법 중 하나는 전단결합강도 시험인데<sup>14,15</sup> 이는 접착된 두 가지 재료가 분리될 때 까지 전단력을 가하여 최대 적용력을 횡단면적으로 나누어 결합력을 계산하는 것으로, 비교적 간단하고 결과를 빠르게 얻을 수 있는 장점을 지닌다.<sup>16,17</sup> 그러나 실험을 통하여 접착성 재료의 임상 적용가능성을 예상할 때는 실험상의 결과를 임상적인 상황으로 직접적으로 추정할 수 없다는 점과 전단결합강도 시험은 편차가 크다는 점을 고려해야 한다.<sup>17</sup> 편차가 작은 측정값을 얻기 위해서는 시편제작, 접착면의 유형, 접착면적, 적용되는 힘의 속도 등의 실험설계가 중요하다.<sup>6</sup>

crosshead speed가 높으면 전단결합강도 시험 동안 응집성 실패를 발생시키는 비정상적인 스트레스 분포를 유발할 수 있으며 이는 결합강도 값에 영향을 줄 수 있다. Hara 등<sup>19</sup>은 0.50 mm - 0.75 mm/min 의 crosshead 속도는 접착성 실패를 좀 더 유발하기 때문에 전단강도 측정에 바람직하다고 하였으며 이 연구에서는 0.5 mm/min의 crosshead speed를 적용하였다.

금속 도재 간의 파절 강도가 25 MPa 이상이면 적절한 결합이 이루어 졌다고 하며<sup>20</sup> Dundar 등<sup>14</sup>은 여러 가지 전부도재시스템의 전단결합강도를 측정하여 23 - 41 MPa 범위의 결합강도를 보고했으며 Al-Dohan 등<sup>17</sup>은 22 - 31

MPa 범위의 결합강도를 보고했다.

백색 지르코니아는 금속에 비해 심미적이기는 하지만 너무 희고 불투명하기 때문에 심미성을 증진시키기 위해 지르코니아에 산화철과 같은 금속 산화물을 첨가시켜 자연치의 색조효과를 부여한 지르코니아가 개발되었다.<sup>6</sup> 착색 지르코니아의 가장 큰 장점은 지르코니아 코어의 비심미적인 백색을 차폐하는데 필요한 위한 비니어의 두께를 감소시킬 수 있다는 점이다.<sup>21</sup> 이런 효과를 위하여 지르코니아를 착색하는 방법으로는 절삭된 블록의 가압 전후에 지르코니아 파우더에 금속 색소를 첨가하거나 용해시킨 색소에 절삭된 프레임워크를 담그는 것, 또는 소결된 백색 프레임워크에 라이너를 적용하는 것과 같은 다양한 방법이 소개되고 있다.<sup>6</sup> 착색지르코니아는 심미적 장점은 있으나 첨가된 색소가 지르코니아와 상부 도재간 결합력에 영향을 미칠 수 있다.<sup>22</sup> Aboushelib 등<sup>4</sup>은 착색 지르코니아 코어는 백색 지르코니아 코어에 비해 상부도재와의 결합강도가 낮았다고 했으며 착색지르코니아의 결정주위로 색소의 농도가 증가한 부위에서 지르코니아 안정화 성분이 빠져나간 것을 관찰했다. 안정화 성분의 비율이 감소하면 정방정-단사정 상전이(tetragonal-monoclinic transformation)의 비율이 증가하며 이것이 지르코니아 코어의 표면에서 일어나는 경우 표면의 물성에 악영향을 줄 수 있다고 한다.<sup>23</sup> 만약 이로 인해 지르코니아 코어와 상부도재간의 결합력이 크게 저하된다면 이는 보철물의 실패로 이어질 것이다.

본 연구의 실험 결과에 따르면 착색 지르코니아 코어에서 열가압법으로 상부 도재를 제작한 경우의 평균 전단결합강도는 29.51 MPa로서 통상적인 적층법으로 상부도재를 제작한 경우의 평균 전단결합강도(29.48 MPa)와 유사했다. 이 수치는 앞서 보고된 수 종의 전부도재관의 결합강도와 유사하였으며<sup>5,17,18</sup> Al-Dohan 등<sup>17</sup>이 제시한 적정 결합강도의 범위에 해당되었지만 이것만으로 착색지르코니아 코어를 사용한 지르코니아 도재관이 임상적으로 안전한 결합강도를 갖는다고 단정하기는 어렵다.

파절단면의 주사전자 현미경 관찰 결과에서는 앞선 연구<sup>17</sup>에서 나타난 결과와 유사하게 모든 실험군에서 응집성 실패가 우세한 가운데 접착성 실패와 응집성 실패 양상이 혼재되어 나타났다. 응집성 실패가 많이 발생한 이유는 전단결합강도 시험 시 시편의 계면부위에 정확히 전단력을 적용하기가 어려워 상부도재 부위에도 부하가 작용할 수 있기 때문으로 생각한다. ZP군 역시 응집성 실패가 우세했으나 다른 군에 비해 접착성 실패의 비율이 높았는데, 이는 열가압법으로 제작한 장식계 도재 자체의 강도가 적층법으로 제작한 장식계 도재보다 높아 코

어와 상부도재 간의 결합강도를 초과했기 때문이다.

타액과 열구액은 도재의 부식을 유발할 수 있으며 도재가 치밀하지 못하고 기포 함입이 많은 경우 더욱 그러하다.<sup>24</sup> MC군과 ZB 군의 파절단면에서는 거친 표면과 기포가 관찰되었으나 ZP 군에서는 파절단면이 좀 더 치밀하고 균질한 양상을 보였다. 이로 미루어 보아 도재 수복물이 구강 내에 노출되었을 때 적층법으로 제작한 도재에 비해 열가압법으로 제작한 도재의 안정성이 더 우수할 것임을 짐작할 수 있다.<sup>15</sup> 따라서 전단결합강도 자체만 보면 두 실험군 간에 큰 차이가 없었으나, 임상에서는 열가압식으로 상부도재를 제작한 경우 더 우수한 강도를 가지리라 생각된다

본 실험에서는 착색지르코니아 코어에서 상부 도재를 제작하는 두 가지 제작방법에 따른 전단결합강도를 측정하였다. 그러나 이 실험에서 사용한 시편은 임상적인 치과 수복물의 형태를 반영하지 못하며, 오랜시간 구강 내 수분에 노출되었을 때의 상황과도 다르다는 한계점이 있다. 이를 보완하기 위해서는 치과 수복물과 유사한 형태의 시편을 제작하고 충분한 온도 순환 조건을 적용하는 실험이 우선 필요하다고 생각한다. 또한 착색지르코니아 수복물의 결합 강도와 실패양상은 사용 재료 및 표면 처리 방법, 응력 전달 방법 등 다양한 요소에 의해 달라질 수 있으며 이에 대한 보다 세분화된 연구가 이루어져야 한다.

## 결론

본 연구에서는 착색지르코니아 코어와 장식계 상부 도재간의 제작방식에 따른 결합강도를 평가하기 위해 지르코니아 코어 위에 적층식 도재 (CZR)와 열가압 도재 (NobelRondo Press Zirconia)를 이용하여 상부 도재를 제작하여 전단결합강도를 측정하였고 이를 금속 도재간 전단결합강도와 비교한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 착색지르코니아 코어와 상부도재들 간의 전단결합강도는 이 시험에서 사용된 금속도재간 전단 결합강도와 유의한 차이가 없었다 ( $P>.05$ ).
2. 착색지르코니아 코어의 상부도재를 제작하는 방식에 있어 적층법과 열가압법 간의 전단결합강도에 유의한 차이는 없었다 ( $P>.05$ ).
3. 파절양상은 응집성 파절이 우세한 가운데 접착성 파절과 응집성 파절이 혼재되어 나타났다.

## 참고문헌

1. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. Dent Mater 2004;20:449-56.
2. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. Int J Prosthodont 2002;15:339-46.
3. Jeoung HC. Fracture strength of zirconia monolithic crowns. J Korean Acad Prosthodont 2006;44:157-64.
4. Denry Isabelle, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mater 2008;24:299-307
5. 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.
6. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. J Prosthodont 2008;17:401-8.
7. Potiket N, Chiche G, Finger IM. *In vitro* fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent 2004;92:491-5.
8. Strub JR, Beschnidt SM. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. Int J Prosthodont 1998;11:602-9.
9. Gorman CM, Hill RG. Heat-pressed ionomer glass-ceramics. Part I: an investigation of flow and microstructure. Dent Mater 2003;19:320-6.
10. Gorman CM, Hill RG. Heat-pressed ionomer glass-ceramics. Part II. Mechanical property evaluation. Dent Mater 2004;20:252-61.
11. Kim CH, Jeon YC, Joeng CM, Lim JS. Effect of surface treatments of zirconia ceramic on the bond strength of resin cements. J Korean Acad Prosthodont 2004;42:386-96.
12. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials 1999;20:1-25.
13. Vult von Steyem P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. J Oral Rehabil 2005;32:180-7.
14. Dünder M, Özcan M, Gökeç B, Cömlekçioğlu E, Leite F, Valandro LF. Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. Dent Mater 2007;23:630-6.
15. 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 2008;24:1556-67.
16. Dünder M, Özcan M, Cömlekçioğlu E, Güngör MA, Artunç C. Bond strengths of veneering ceramics to reinforced ceramic core materials. Int J Prosthodont

- 2005;18:71-2.
17. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent* 2004;91:349-55.
18. Aboushelib MN, Kler M, Feilzer AJ. Effect of veneering method on the fracture and bond strength of bilayered zirconia restoration. *Int J Prosthodont* 2008;21:237-40.
19. Hara AT, Pimenta LA, Rodrigues AL Jr. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent Mater* 2001;17:165-9.
20. ISO 9693. Metal-ceramic bond characterization (Schwickerath crack initiation test). Geneva, Switzerland: International Organization for standardization; 1999).
21. Devigus A, Lombardi G. Shading Vita In-ceram YZ sub-structures: influence on value and chroma, part II. *Int J Comput Dent* 2004;7:379-88.
22. Shah K, Holloway JA, Denry IL. Effect of coloring with various metal oxides on the microstructure, color, and flexural strength of 3Y-TZP. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008;87:329-37.
23. Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials* 2004;25:5539-45.
24. Peterson IM, Wuttiaphan S, Lawn BR, Chyung K. Role of microstructure on contact damage and strength degradation of micaceous glass-ceramics. *Dent Mater* 1998;14:80-9.

## A study on the shear bond strengths of veneering ceramics to the colored zirconia core

Sun-Nyo Kang<sup>1</sup>, DDS, MSD, Wook Cho<sup>1</sup>, DDS, MSD, Young-Chan Jeon<sup>2\*</sup>, DDS, MSD, PhD,

Chang-Mo Jeong<sup>2</sup>, DDS, MSD, PhD, Mi-Jung Yun<sup>1</sup>, DDS, MSD

<sup>1</sup>Graduate Student, <sup>2</sup>Professor, Department of Dentistry, Graduate School, Pusan National University, Korea

**Statement of problem:** Delamination of veneering porcelain from underlying ceramic substructures has been reported for zirconia-ceramic restorations. Colored zirconia cores for esthetics have been reported that their bond strength with veneered porcelain is weaker compared to white zirconia cores. **Purpose:** This study aimed to investigate the shear bond strength by manufacturing the veneering porcelain on the colored zirconia core, using the layering technique and heat-pressing technique, and to evaluate the clinical stability by comparing the result of this with that of conventional metal ceramic system. **Material and methods:** A Metal ceramic (MC) system was tested as a control group. The tested systems were Katana zirconia with CZR (ZB) and Katana Zirconia with NobelRondo Press (ZP). Thirty specimens, 10 for each system and control, were fabricated. Specimen disks, 3 mm high and 12 mm diameter, were fabricated with the lost-wax technique (MC) and the CAD-CAM (ZB and ZP). MC and ZB specimens were prepared using opaque and dentin veneering ceramics, veneered, 3 mm high and 2.8 mm in diameter, over the cores. ZP specimens were prepared using heat pressing ingots, 3 mm high and 2.8mm in diameter. The shear bond strength test was performed in a Shear bond test machine. Load was applied at a cross-head speed of 0.50 mm/min until failure. Mean shear bond strengths (MPa) were analyzed with the One-way ANOVA. After the shear bond test, fracture surfaces were examined by SEM. **Results:** The mean shear bond strengths (SD) in MPa were MC control 29.14 (2.26); ZB 29.48 (2.30); and ZP 29.51 (2.32). The shear bond strengths of the tested systems were not significantly different ( $P > .05$ ). All groups presented cohesive and adhesive failures, and showed predominance of cohesive failures in ceramic veneers. **Conclusion:** 1. The shear bond strengths of the tested groups were not significantly different from the control group ( $P > .05$ ). 2. There was no significant different between the layering technique and the heat pressing technique in the veneering methods on the colored zirconia core. 3. All groups presented cohesive and adhesive failures, and showed predominance of cohesive failures in ceramic veneers. (*J Korean Acad Prosthodont* 2009;47:312-9)

**Key words:** colored zirconia, shear bond strength, heat pressing technique, layering technique

Corresponding Author: Young-Chan Jeon

Department of Dentistry, Graduate School, Pusan National University, 10 Ami-dong 1ga, Seo gu, Pusan, 602-739, Korea

+82 51 240 7438: e-mail, jeonyc@paran.com

Article history

Revised June 19, 2009 / Last Revision June 29, 2009 / Accepted July 6, 2009