

# 시편 제작 방법이 지르코니아 코어와 비니어링 세라믹의 미세 인장결합강도에 미치는 영향

김기연 · 여인성 · 김성훈 · 한중석 · 이재봉 · 양재호\*

서울대학교 치의학대학원 치과보철학교실

**연구 목적:** 미세 인장결합강도 측정을 위한 시편 제작 시 발생하는 스트레스가 결합강도에 어떠한 영향을 미치는 지를 알아보고자 하였다.

**연구 재료 및 방법:** 원통 모양의 지르코니아 블럭을 다이아몬드 디스크를 이용해 디스크 형태로 자른 후 소결하였다. 소결된 지르코니아 디스크에 소성시 수축을 고려한 적당한 크기의 틀을 제작하여 LAVA ceram (3M ESPE, Seefeld, Germany) 도재를 축성한 후 소결하였다. 먼저 그룹 1은 디스크 모양의 시편을 충분히 물을 뿌려가며 다이아몬드 디스크를 이용하여 1×1×7mm<sup>3</sup>의 막대기 모양으로 저속에서 절단하였다(n=15). 그룹 2는 같은 방법으로 1.2×1.2×7mm<sup>3</sup>로 자른 후 두꺼운 다이아몬드 디스크를 이용해 1×1×7mm<sup>3</sup>로 트리밍하였다(n=15). 그 후 특별히 제작된 지그에 각각의 시편을 core-veneer의 접착면이 오염되지 않도록 조심히 접착한 후 미세 인장결합강도 측정기(Instron 8848, Instron® Co., Norwood, USA)를 이용하여 미세 인장결합강도를 측정하였다. 측정이 끝난 시편은 파절면을 stereomicroscope (MZ6, Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Germany)로 30배 확대 관찰하여 파절의 종류를 구분하였다.

**결과:** 지르코니아 코어와 비니어링 세라믹 간의 평균 미세 인장결합강도는 절단만 시행한 그룹은 28.8 ± 7.0 MPa, 절단 후 트리밍을 한 그룹은 11.0 ± 3.3 MPa로 절단 후 트리밍을 한 시편이 유의성 있게 결합강도가 낮아진 것으로 나타났다(P=0.00).

**결론:** 미세 인장결합강도 측정을 위한 시편 제작 시 가능한 한 스트레스를 가하지 않고 미세 시편을 제작하는 것이 중요하다고 사료된다. (대한치과보철학회지 2011;49:114-9)

**주요단어:** 지르코니아, 미세 인장결합강도, 트리밍

## 서론

완전 도재 수복물은 뛰어난 심미성과 생체 적합성으로 인해 임상에서 점점 금속 도재관을 대체해 많이 사용되는 추세이나 강도 문제로 길이가 긴 고정성 가공의치에는 사용이 제한적이었다. 그러나 지르코니아 도재의 개발로 강도 문제가 많이 해결되었고 CAD/CAM기술의 발달로 임상에서 적용 범위가 점점 넓어지는 추세이다. 지르코니아는 스테인레스 스틸과 유사한 기계적 물성들을 갖는다. 인장력에 대한 저항은 900 - 1200 MPa 이고 압축 강도는 대략 2000 MPa 정도이다.<sup>1</sup> 이와 같이 지르코니아는 뛰어난 기계적 물성들을 가지고 있으나 지르코니아 자체의 불투명성 때문에 심미적인 보철물을 만들기 위해 임상에서는 주로 지르코니아 코어 위에 비니어링 도재를 축성하게 된다. 그러나 임상에서 관찰시 지르코니아 코어의 강도는 많이 개선되어 코어 자체의 파절 문제는 많이 줄었으나 비니어링 도재의 파절이나 코어와 비니어링 도재 간의 박리 문제가 대두되어 비니어링 도재와 지르코니아 코어 간의 결합 강도에 관한 많은 실험들이 행해지고 있다. 실제 임상에서 비니어링 도재의 파절이나 박리로 인한 실패 사례들을 조사한 연구에 따르면 24개월 동안 15%, 31개월 동안 25%, 36개월 동안 13% 등

상당히 높은 실패 원인이 되고 있음을 알 수 있다.<sup>2,4</sup> Aboushelib 등의 연구에 의하면 지르코니아(Cercon)의 경우 코어만의 미세 인장결합강도는 340 MPa, Empress 2의 경우 124 MPa이었지만 코어-비니어 간의 미세인장결합강도는 Cercon의 경우 29 MPa, Empress 2의 경우 37 MPa이었다.<sup>5</sup>

복합적인 구조물의 강도는 결국 가장 취약한 부분의 강도가 결정하기 때문에 지르코니아 도재 수복물의 경우 아무리 코어 자체의 강도가 크다고 하더라도 비니어링 도재와의 결합력이 작다면 임상 적용에 있어 문제가 될 수 있다. 실제로 그 동안의 많은 연구들을 살펴보면 지르코니아 도재의 경우 임상에서든 실험 연구에서든 코어와 비니어링 도재 간의 계면 분리가 실패의 원인이었다고 lithium disilicate ceramic의 경우 코어나 비니어링 도재의 파절이 실패의 주원인이었다.<sup>6,7</sup> 코어-비니어 간에 실패가 일어나는 원인으로는 첫째로 구조적인 미세 균열이 있다. 치과용 세라믹은 구조적으로 탄성 에너지를 흡수하는 능력에 제한이 있어 미세 균열이 있는 경우 낮은 스트레스에도 실패할 수 있다. 또한 코어-비니어 간의 다른 열팽창계수에 의해 발생하는 pre-stress나 코어 위에 비니어링 세라믹의 wetting이 불량하거나 비니어링 세라믹의 firing shrinkage, 열이나 stress에 의해 야기되는 계면에서의 zirconia crystal의 변형 등이 실패의 원인이 될 수 있다.<sup>8,9</sup>

\*교신저자: 양재호

110-749 서울시 종로구 연건동 28 서울대학교 치의학대학원 치과보철학교실 02-2072-3393; e-mail, jhoyang@smu.ac.kr

원고접수일: 2010년 10월 5일 / 원고최종수정일: 2010년 10월 14일 / 원고채택일: 2011년 3월 11일

두 재료간의 결합강도를 측정하는 방법으로는 그 동안 전단 결합강도 측정 방법이 가장 널리 사용되어져 왔다. 그러나 Della Bona와 van Noort는 레진-세라믹 간의 전단결합강도 실험에서 동일한 재료를 이용해 단지 base와 cylinder 위치를 바꿔서 측정 시 다른 측정값을 보이는 것을 알아냈고 이는 실제 실험 시 접착면보다는 base material에 tensile stress가 더 많이 작용해 adhesive failure보다는 cohesive failure가 더 많이 일어날 가능성이 더 커서 두 재료간의 정확한 결합강도를 측정하기 힘들다는 점을 들어 인장결합강도 측정이 두 재료 간의 결합강도를 측정하는데 더 정확한 방법이라고 하였다.<sup>10</sup> 이에 비해 인장결합강도 측정의 장점은 전단결합강도 측정과는 달리 adhesive failure가 많아 비교적 좀 더 합리적으로 결합강도를 측정할 수 있다. 하지만 단점으로 정확한 지점에서 하중을 가하지 않으면 torque stress가 발생해 정확한 결합강도를 측정할 수 없다는 점과 technique sensitive해서 재료의 모양이나 가해지는 stress의 적은 변화에도 결과가 많이 변할 수 있다는 점이다.<sup>11,12</sup> 미세 인장결합강도 측정은 장점으로 3가지를 동시에 시행한 실험에서 보면 coefficient of variance가 가장 낮다는 점이다. 이는 실험하는 표면적이 작을수록 결합이 더 적어 결합강도가 높게 측정되고 오차는 줄어들어서라고 설명하고 있고 그러므로 가장 정확히 결합강도를 측정할 수 있는 방법이라고 주장하고 있다.<sup>13</sup> 하지만 단점으로는 시편의 표면적을 가능한 줄여야 하므로 시편 제작이 어렵다는 점과 시편 면적을 줄일수록 시편 제작 도중에 접착면이 부러질 수 있다는 점이다. Valandro 등<sup>14</sup>은 고강도 세라믹은 시편 제작 시 발생하는 stress가 접착면에 영향을 줄 수 있고 미세 인장결합강도를 떨어뜨릴 수 있다고 하였다.

이에 본 연구에서는 시편 제작 시 발생하는 stress가 미세 인장결합강도에 어떠한 영향을 미치는 지를 알아보기 위하여, 시편 제작 시 절단만 시행한 시편과 절단 후 트리밍을 한 시편에서 미세 인장결합강도를 비교 분석하였고 향후 좀 더 정확한 미세 인장결합강도 측정 실험에 대한 기초 자료를 마련하고자 하였다.

## 연구 재료 및 방법

### 1. 시편 제작

실험에 사용되는 기본 지르코니아 코어는 Lava zirconium oxide (3M ESPE, Seefeld, Germany)를 사용하였고 비니어링 도재는 Lava Ceram (3M ESPE, Seefeld, Germany)을 사용하였다. 소결 전에 원통 모양의 지르코니아 블럭을 다이아몬드 디스크를 이용해 지름 24.4 mm, 두께 4 mm의 디스크 형태로 자른 후 전용 퍼니스에서 제조사의 지시대로 소결하였다. 소결 후 수축된 지르코니아 디스크(지름: 19.5 mm, 두께: 3.2 mm)에 소성시 수축을 고려한 약간 큰 크기의 틀을 제작하여 총 두께가 7 mm가 되도록 LAVA ceram 도재를 대략 2 mm씩 2번에 나누어 숙련된 한 사람의 기공사가 축성하였다. 이 후 전용 퍼니스에 넣고 제조사의 지시대로 소성하였다.

### 2. 미세 인장결합강도 측정

먼저 대조군은 디스크 모양의 시편에 충분히 물을 뿌려가며 얇은 두께의 다이아몬드 디스크를 이용하여 1×1×7 mm<sup>3</sup>의 막대기 모양으로 저속으로 절단 하였다. 실험군은 같은 방법으로 1.2×1.2×7 mm<sup>3</sup>로 자른 후 시편을 적당한 지그에 접착체로 붙였다. 그 후 지그를 잡고 두꺼운 두께의 다이아몬드 디스크를 이용해 1×1×7 mm<sup>3</sup>로 트리밍하였다 (Fig. 1). 이후 stereomicroscope (MZ6, Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Germany)를 이용하여 건전한 15개의 microbar를 채택하였다. 그 후 이번 실험을 위해 가능한 한 시편에 순수한 인장력만 가해지도록 특별히 제작된 지그에 각각의 microbar를 adhesive resin (Maxcem Elite, Kerr Co., California, USA)을 이용하여 core-veneer의 접착면이 오염되지 않도록 조심히 접착한 후 미세 인장결합강도 측정기 (Instron 8848, Instron® Co., Norwood, USA)를 이용하여 미세 인장결합강도를 측정하였다 (Fig. 2). 이 때 crosshead speed는 분당 1 mm

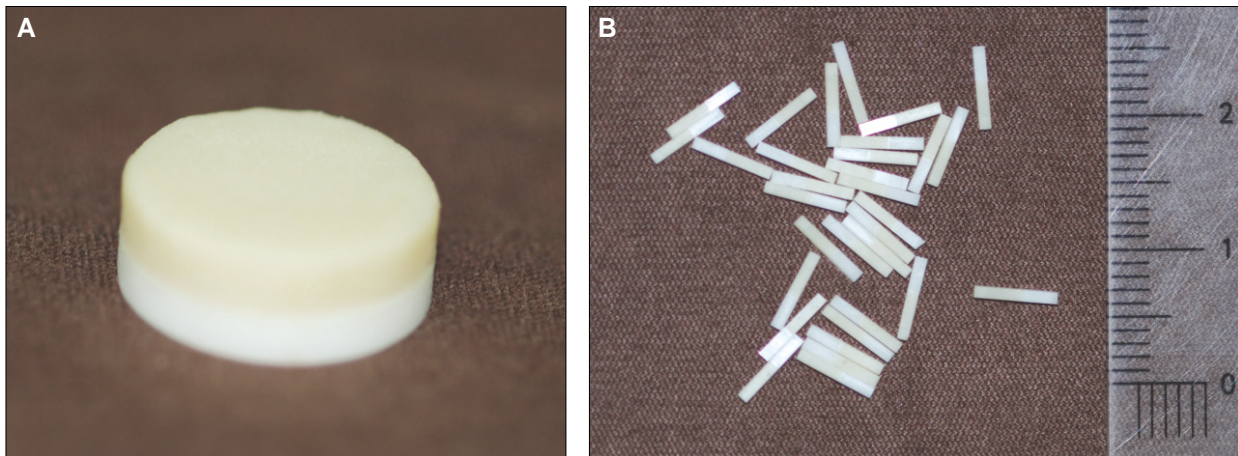


Fig. 1. Veneered zirconia disc (A) was cut into microbars (B) for conducting microtensile bond strength test.

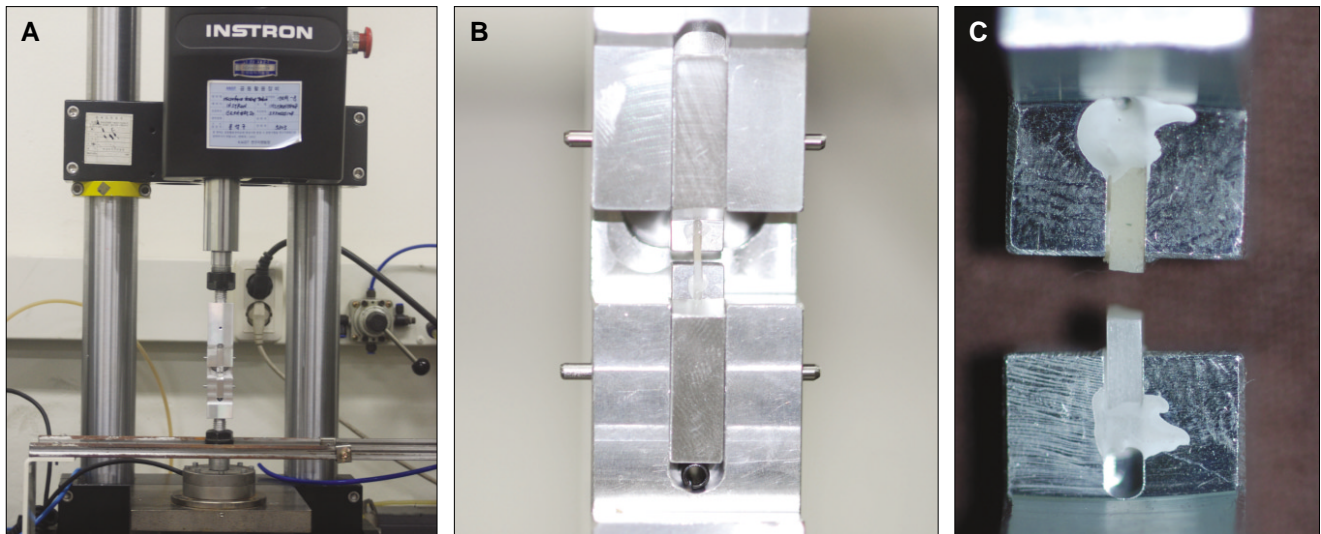


Fig. 2. Microtensile bond strength test. A: microtensile tester, B: before the test, C: after the test.

로 하였고<sup>15,16</sup> load cell은 1 KN 용량을 사용하였다. 이 때 측정된 하중 값은 시편의 단면적으로 나누어 미세 인장결합강도를 계산하였다. 시편의 단면적은 digital caliper (Mitutoyo, Kawasaki, Japan)를 이용해 측정하였다.

$$\text{미세 인장결합강도 (MPa)} = \text{하중 (N)} / \text{단면적 (mm}^2\text{)}$$

측정이 끝난 시편은 파절면을 stereomicroscope (MZ6, Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Germany)로 30배 확대 관찰하여 파절의 종류를 구분하였다.

### 3. 통계 분석

두 실험군의 미세 인장결합강도의 평균과 표준편차를 계산하고, 부가적인 트리밍에 따른 유의한 차이가 있었는지를 검증하기 위하여 95% 신뢰도로 t-test (SPSS Version 12.0, Spss Inc, Chicago, USA)를 실시하였다.

### 결과

지르코니아 코어와 비니어링 세라믹 간의 평균 미세 인장결합강도는 절단만 시행한 그룹에서 28.8 ± 7.0 MPa, 절단 후 트리밍을 한 그룹에서 11.0 ± 3.3 MPa로, 절단 후 트리밍을 한 시편이 유의성있게 결합강도가 낮아진 것으로 나타났다 (P=.00) (Table 1).

지르코니아 코어와 비니어링 세라믹 간의 미세 인장결합강도 측정 후 파절 양상을 살펴본 결과, 절단만 시행한 그룹 1은 15개의 시편 중 14개가 비니어링 세라믹 내 파절 (cohesive fracture) 양상을 보였고 1개는 접착면에서 파절이 시작되어 비니어링 세라믹 쪽으로 파절이 진행된 혼합 파절 (mixed fracture) 양상을 보였다. 절단 후 트리밍을 한 그룹 2는 15개의 시편 중 7개가 비

니어링 세라믹 내 파절 (cohesive fracture) 양상을 보였고 8개는 접착면에서 파절이 시작되어 비니어링 세라믹 쪽으로 파절이 진행된 혼합 파절 (mixed fracture) 양상을 보였다 (Table 2).

Table 1. Microtensile bond strength value (MPa) of veneering ceramic to zirconia core

	Group 1	Group 2
1	29.8	11.6
2	21.8	10.9
3	29.8	10.4
4	29.1	15.6
5	26.0	19.3
6	33.1	10.7
7	33.0	9.4
8	40.3	6.8
9	20.3	8.4
10	24.3	10.1
11	24.3	7.5
12	21.7	10.0
13	20.1	11.1
14	38.0	14.5
15	40.7	8.0
Mean	28.8	11.0
SD	7.0	3.3

Table 2. Failure type was classified into two groups: cohesive failure in the Lava ceram and mixed failure\*

	Group 1	Group 2
Failure type	93% ceramic cohesive 7% mixed	47% ceramic cohesive 53% mixed

\*mixed failure: adhesive failure and cohesive failure in the Lava ceram

## 고찰

미세 인장결합강도 측정은 1994년에 Sano 등에 의해 치과계에 처음 소개되었다. 그 이후 많은 연구자들이 좀 더 정확한 결합강도 측정을 위해 이 방법을 사용하고 있다.<sup>11</sup>

미세 인장결합강도 측정 시에는 몇 가지 고려사항이 있는데 첫 번째 고려 사항은 실험 시 시편을 잡는 방법이다. 이론적으로는 시편의 꼭대기와 바닥 부분만 잡고 인장결합강도를 측정하는 것이 가장 정확하나 실제 실험 시에는 시편을 잡은 부분이 약해 먼저 탈락될 수 있어서 실험 시 시편의 측면을 잡아야 하는 상황을 피할 수 없다면 시편의 두께를 최소화하는 것이 중요하다고 하였다. 대부분의 연구들은 시편 제작의 난이도와 이 점을 고려해  $1 \times 1 \text{ mm}^2$ 의 단면적을 추천하고 있고 그래서 본 연구에서도  $1 \times 1 \text{ mm}^2$  단면적의 시편을 제작해 실험하였다.<sup>17-20</sup> 이번 연구를 위한 예비 실험 중에 시편을 잡는데 알맞은 접착제를 찾기 위해 여러 접착성 레진으로 시편을 지그에 접착 후 인장결합강도를 측정하였다. 접착 계면에서 파절이 일어나기 전에 시편을 붙인 접착성 레진과 시편이 분리 되어 측정에 실패가 난 경우들이 있었는데 모두 지르코니아 쪽이었다. 그래서 지르코니아 쪽은 좀 더 주의 깊게 접착면이 오염되지 않는 범위에서 최대한 접착면을 늘려야 했다. 이는 임상에서도 지르코니아 수복물의 접착 시 접착력이 떨어질 수 있다는 것과 지르코니아 수복물의 수리 시 레진의 접착력이 떨어질 수 있어 주의해야 한다는 점을 인지해야 하고 실제로 이런 문제로 인해 많은 연구가 행해지고 있다.

가능한 한 정확한 실험을 위해 시편을 잡는 지그를 제작하는 데에도 많은 노력을 들였다. 편평한 지그보다는 홈이 있는 지그가 좀 더 높고 정확한 측정값을 얻었다는 앞선 연구들의 결과를 토대로<sup>21</sup> 시편을 위치시킬 공간과 접착성 레진이 들어갈 공간을 고려해 정확히  $1.1 \text{ mm} \times 1.1 \text{ mm}$ 의 홈을 형성하였다. 또한 실험 시 시편에 가능한 한 순수한 인장력만 가해질 수 있도록 특수한 베어링과 밀링 공법을 이용해 세 부분으로 이루어진 지그를 제작하였다. 시편을 잡고 있는 부분과 정확히 상하로만 움직일 수 있도록 고안된 부분과 연결 시에는 두 부분을 조여서 연결하면 시편에 응력이 가해질 수 있어 금속 봉을 이용해 시편에 응력을 주지 않도록 했다.

두 번째 고려 사항은 시편의 단면 모양이다. 원통 모양과 사각형 모양의 단면으로 제작할 수 있는데 stress 분포를 보면 원통 모양이 실험의 정확도 면에서는 좀 더 유리하나<sup>18</sup> 원통 모양을 만들기 위해 bur로 trimming하는 과정 자체가 결합강도에 영향을 줄 수 있어<sup>20</sup> 실제 실험에서는 사각형 모양의 단면을 좀 더 추천하고 있다.

세 번째 고려 사항으로 시편의 전체적인 모양인데 stick 형태와 모래시계 모양 (hourglass-shape)의 형태가 있다. 기존에 행해진 실험들에서 stick 모양이 결합 강도가 더 크게 나왔는데 이는 hourglass-shape을 만들기 위해 trimming을 행한 것이 결합강도를

떨어뜨렸다고 하면서 가능한 non-trimming method를 추천하고 있다.<sup>20</sup>

Valandro 등은 일반적으로 전단결합강도 측정보다 미세 인장결합강도 측정이 좀 더 우수한 방법이지만 실험할 대상이 고강도의 세라믹이라면 꼭 그렇지 않을 수 있다고 하였다. 이는 미세 인장결합강도 측정 실험을 위한 시편 제작 시 고강도의 세라믹을 절단하는 과정이 상아질을 절단하는 과정보다 매우 까다롭고 시간이 많이 소요되는 일이며 절단 시 발생하는 stress가 접착면에 영향을 줄 수 있고 미세 인장결합강도를 떨어뜨릴 수 있다고 하였다.<sup>14</sup> 실제 이번 연구에서도 파절 양상을 살펴본 결과 절단만 시행하여 가능한 한 시편에 stress를 주지 않았을 때에는 대부분의 파절이 비니어링 세라믹 내에서 이루어졌으나 부가적인 트리밍으로 시편에 stress를 좀 더 가한 경우에는 파절이 접착면에서 시작된 경우가 많아진 것을 관찰할 수 있었다. 즉 부가적인 stress가 접착면을 많이 약화 시켰고 따라서 결합강도 측정치가 낮아진 원인이 되었음을 알 수 있다.

지르코니아는 외부 충격이나 절삭 등에 의해 유발되는 응력이 가해졌을 때 tetragonal (t) → monoclinic (m) phase transformation을 일으키며 3 - 5% 정도 부피 팽창이 일어나면서 균열이 진행되는 것에 저항력을 증가시킨다. 그러므로 이 사항을 고려한다면 본 실험에서 절단 후 트리밍을 시행한 시편의 지르코니아는 강도가 더 증가해야 하는데 이 때 또 하나 고려해야 할 사항이 트리밍 시 발생하는 열이다. 이 때 발생하는 열은 m → t transformation을 일으키는 온도(약 700°C)를 초과하게 되고 결국 지르코니아를 약하게 만드는 m → t transformation을 일으키게 된다.<sup>22</sup> 이번 연구에서 트리밍한 그룹에서 지르코니아 내 파절 양상은 관찰되지 않았는데 이는 아마도 트리밍에 의한 응력이 지르코니아를 약하게 했을지라도 접착면의 결합강도나 비니어링 세라믹의 강도보다 떨어지지 않는 때문이라 사료된다.

## 결론

본 연구에서 절단 후 트리밍을 한 시편들이 절단만 시행한 시편들보다 결합강도가 유의성 있게 낮은 결과를 보여주었는데 이는 앞으로 고강도 세라믹에 대한 미세 인장강도 측정 시 시편을 제작할 때 가능한 한 시편에 stress를 주지 말고, 또한 가능한 한 열 발생을 최소화할 수 있는 방법을 연구 개발한다면 좀 더 정확하고 순수한 결과를 얻는데 많은 도움이 될 수 있다고 사료된다. 또한 임상에서 지르코니아 수복물은 진료실에서 조정을 최소화하는 것이 수복물의 수명을 늘리는데 도움이 될 것이라 사료된다.

## 참고문헌

1. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. J Dent 2007;35:819-26.

2. Vult von Steyern 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.
3. 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.
4. Sailer I, Fehér A, Filser F, Lüthy H, Gauckler LJ, Schäfer P, Franz Hämmerle CH. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int* 2006;37:685-93.
5. 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.
6. 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.
7. Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *J Dent Res* 1995;74:1253-8.
8. Isgro G, Pallav P, van der Zel JM, Feilzer AJ. The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent* 2003;90:465-73.
9. al-Shehri SA, Mohammed H, Wilson CA. Influence of lamination on the flexural strength of a dental castable glass ceramic. *J Prosthet Dent* 1996;76:23-8.
10. Della Bona A, van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res* 1995;74:1591-6.
11. Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J Dent Res* 1994;73:1205-11.
12. Van Noort R, Cardew GE, Howard IC, Noroozi S. The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin. *J Dent Res* 1991;70:889-93.
13. Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater* 1998;14:394-8.
14. Valandro LF, Ozcan M, Amaral R, Vanderlei A, Bottino MA. Effect of testing methods on the bond strength of resin to zirconia-alumina ceramic: microtensile versus shear test. *Dent Mater J* 2008;27:849-55.
15. Reis A, de Oliveira Bauer JR, Loguercio AD. Influence of crosshead speed on resin-dentin microtensile bond strength. *J Adhes Dent* 2004;6:275-8.
16. Yamaguchi K, Miyazaki M, Takamizawa T, Tsubota K, Rikuta A. Influence of crosshead speed on micro-tensile bond strength of two-step adhesive systems. *Dent Mater* 2006;22:420-5.
17. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater* 1994;10:236-40.
18. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. *Dent Mater* 1998;14:120-8.
19. El Zohairy AA, de Gee AJ, de Jager N, van Ruijven LJ, Feilzer AJ. The influence of specimen attachment and dimension on microtensile strength. *J Dent Res* 2004;83:420-4.
20. Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Cardoso PE, Ferrari M. Influence of substrate, shape, and thickness on microtensile specimens' structural integrity and their measured bond strengths. *Dent Mater* 2004;20:643-54.
21. Poitevin A, De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Influence of three specimen fixation modes on the micro-tensile bond strength of adhesives to dentin. *Dent Mater J* 2007;26:694-9.
22. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 1999;15:426-33.

## Effect of specimen preparation method on the microtensile bond strength of veneering ceramic to zirconia

Ki-Yeon Kim, DDS, MSD, In-Sung Yeo, DDS, MSD, PhD, Sung-Hun Kim, DDS, PhD,  
Jung-Suk Han, DDS, MSD, PhD, Jai-Bong Lee, DDS, MSD, PhD, Jae-Ho Yang\*, DDS, MSD, PhD  
*Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Seoul National University, Seoul, Korea*

**Purpose:** The aim of this study was to investigate effect of specimen preparation method on the microtensile bond strength of veneering ceramic to zirconia core. **Materials and methods:** Cylindrical Lava zirconia block (3M ESPE, Seefeld, Germany) was cut into discs using a diamond disc. After sintering, the core specimens were placed in an adjustable mold and veneered with Lava ceram (3M ESPE, Seefeld, Germany). The disc shaped specimen of group 1 was cut into microbars ( $1 \times 1 \times 7 \text{ mm}^3$ ) using a low speed diamond disc under water cooling ( $n = 15$ ). The specimen of group 2 was cut into microbars ( $1.2 \times 1.2 \times 7 \text{ mm}^3$ ) in the same way. Whereafter the microbars were trimmed ( $1 \times 1 \times 7 \text{ mm}^3$ ) using a thick diamond disc under water cooling ( $n = 15$ ). The microtensile bond strength was tested in a microtensile tester (Instron 8848, Instron® Co., Norwood, USA). Fractured microtensile specimens were analyzed under a stereomicroscope (MZ6, Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Germany) at magnification  $\times 30$ . **Results:** The microtensile bond strength of group 1 ( $28.8 \pm 7.0 \text{ MPa}$ ) was significantly higher than group 2 ( $11.0 \pm 3.3 \text{ MPa}$ ) ( $P=.00$ ). **Conclusion:** It appears advisable to avoid the trimming action, especially high strength ceramic specimens. (*J Korean Acad Prosthodont 2011;49:114-9*)

**Key words:** Zirconia, Microtensile bond strength, Trimming

\*Corresponding Author: **Jae-Ho Yang**

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University, 28, Yongon-dong, Chongro-gu, Seoul, 110-749, Korea  
+82 2 2072 3393; e-mail, jhoyang@snu.ac.kr

Article history

Received October 5, 2010 / Last Revision October 14, 2010 / Accepted March 11, 2011