

## 지르코니아 단일구조 전부도재관과 금속도재관의 파절강도 비교

부산대학교 치과대학 보철학교실

이상민 · 정희찬 · 전영찬

### I. 서 론

금속도재관은 뛰어난 심미성과 기계적 강도를 갖고 있지만 금속도재관의 상부도재 파절은 때때로 발생하고 있다. 금속도재관의 장기간의 임상연구에 따르면 10년 사용하는 동안 5~10%정도의 파절을 보고하였다.<sup>1)</sup> 이와 같은 금속도재관의 도재 파절가능성으로 인해 구치부에서는 금속도재관의 사용이 조심스럽다.

새로운 심미수복재료로 인기가 높은 지르코니아는 높은 강도와 파괴인성을 가지고 생체적합성이 뛰어나며 광투과성이 높아 치과용 심미수복재료로 적합하다. 그러나 지르코니아만으로는 치아와 같은 복잡한 색조를 낼 수 없으므로 통상 지르코니아를 하부구조로 하고 그 상부에 심미적인 장식계 도재를 이장하는 이중구조의 지르코니아 전부도재관을 사용하고 있다. 많은 연구들에서 이중구조의 전부도재관이 구치부 심미수복재료로 적용 가능하다고는 하지만 지르코니아 코어에 비해 상대적으로 취약한 상부도재로 인해 금속도재관과 마찬가지로 항상 파절가능성이 있는 것이 사실이다.

단일구조 전부도재관이란 금속도재관이나 전통적인 전부도재관과 같은 이중구조 즉 하부코핑과 상부도재로 이루어지지 않고 한 종류의 세라믹으로만 이루어진 전부도재관을 말하는 것으로서 Cerec 3 sys-

tem (Sirona, Germany)이 대표적인 단일구조 전부도재관이다. 단일구조 전부도재관은 기계적 물성이 뛰어난 세라믹 블럭을 CAD/CAM 기술로 제작하므로 수작업의 기공과정이 거의 필요하지 않고 기공과정에서 발생할 수 있는 오류 등에 의한 구조적 약화와 같은 문제가 발생하지 않는다. 따라서 정확하게 기준에 맞는 치아삭제를 하고, 표준화된 물리적 성질을 갖는 세라믹 블럭으로 보철물을 제작하는 경우 파절과 같은 문제는 거의 발생하지 않을 수 있다. 또한 제작시간이 대폭 단축되고 제작비용을 낮출 수 있는 장점이 있다.

단일구조 전부도재관을 위해 사용가능한 세라믹시스템으로는 IPS Empress I·II (Ivoclar, Lichtenstein), Cercon Express (Degudent, Germany) 등과 같은 pressible ceramics와 Vita Mark II (Vita Zahnfabrik, Germany), Procad (Ivoclar, Lichtenstein), G-blank (Kavo, Germany) 등의 절삭가능형 세라믹이 있다. 그리고 세라믹은 아니지만 지르코니아가 포함된 컴포지트 레진 (MZ100, 3M ESPE, Germany)도 단일구조관 제작에 이용가능하다. 이와 같은 재료들은 상부이장용 세라믹보다는 기계적 강도가 매우 높아 지대치 삭제가 적절한 경우 구치부에서 충분히 사용 가능하지만 지대치 삭제가 부족하거나 연결부의 크기가 작은 브릿지의 경우에는 적용하기 어렵다.

※ 본 연구는 부산대학병원 연구비 지원으로 이루어졌습니다.

지르코니아를 이용한 단일구조 전부도재관 (이하 지르코니아 단일구조관)은 이러한 불리한 조건에서도 이론적으로는 충분히 적용할 수 있지만 지르코니아를 이용한 단일구조관은 아직 개발되고 있지 않다. 왜냐하면 앞서 언급한 것처럼 지르코니아만으로 복잡한 치아 색조를 만들어 내기가 어렵고, 대합치의 마모 가능성과 제작상의 어려움, 그리고 임상적용을 위한 구조적 기준 등이 아직 마련되어 있지 않기 때문에 생각된다. 이 중에서 임상적용을 위한 구조적 기준은 단일구조관의 개발을 위해 필요할 뿐만 아니라 이중구조 전부도재관의 코어로서의 사용을 위해서도 잘 확립되어 있어야 할 것으로 사료된다. 이에 본 연구는 지르코니아 단일구조관을 구치부 수복재료로 사용하는 경우 구강내에서 안전하게 사용하기 위해 필요한 구조적 기준 중 적절한 보철물의 두께를 알아보고자 하였다. 이를 위해 서로 다른 두께를 갖는 세 종류의 지르코니아 단일구조관과 두 종류의 금속도재관을 제작하고 반복하중과 열순환 전후의 파절강도를 비교하였다.

## II. 연구 재료 및 방법

### 1. 실험용 금속 다이 제작

다이 베이스 제작용 실리콘 몰드에 초경석고를 주입하고, 측면 경사각  $6^\circ$ , 높이 5.5mm의 임플란트용 abutment lab analog (Osstem, Korea)를 몰드의 중앙에 위치시킨 다음, 초경석고를 경화시켰다. 다이 스캔 작업을 용이하게 하기 위해 금속 다이의 교합면 선각을 복합레진으로 릴리프 하였다.

### 2. 지르코니아 단일구조관 제작

금속 다이를 레이저 스캐너 (Kavo, Germany)를 이용하여 스캔하고 도재관의 두께가 각각 0.5mm, 0.8mm, 1.1mm가 되도록 컴퓨터 디자인하였다. 단일구조관과 금속 다이 사이의 시멘트 공간은 0.03mm가 되도록 하였고, 각 군당 12개씩의 pre-sintered zirconia block (ZS blank, KAVO)을 컴퓨터 절삭가공하여 반소결상태의 지르코니아 단일도재관을 제작하였다. 완전소결과정은 CAD/CAM

system (Kavo, Germany)의 전용 소결로에서 제조사의 지시대로 시행하였으며, 완전소결이 끝난 후에는 금속 다이에 변연적합을 확인하여 내면적합이 불량한 도재관은 새로 제작하였다. 변연적합을 확인한 도재관은 변연적합과정동안 발생할 수 있는 지르코니아의 상전이를 회복시키기 위해 1000℃에서 15분간 anealing을 시행하였다.

### 3. 금속도재관 제작

대조군으로 0.5mm 두께의 코핑을 갖는, 1.0mm와 1.5mm 두께의 Co-Cr 금속도재관을 제작하기 위해 지르코니아 전부도재관 제작에 사용된 동일한 금속 다이에 다이 스페이서 (GC, Japan)를 도포하고, 분리제를 바른 금속 다이를 wax pot에 2회 dipping하여 0.5mm 두께의 wax coping을 24개 제작하였다. 제작된 wax coping은 통상적인 방법으로 매몰, 소환하였고 Co-Cr 합금 (Rexillum III, Jeneric/Pentron, USA)을 이용하여 주조하였다. 도재축성 과정은 한 명의 숙련된 기공사에 의해 제조사의 지시에 따라 진행하였으며 도재 축성에는 고온소성용 도재인 Ceramco 3 (Dentsply, USA)를 사용하였다. 소성이 끝난 금속도재관은 metal gauge를 이용하여 변연부를 제외한 모든 면에서 각각 1.0mm, 1.5mm 두께가 되도록 마무리한 다음 글레이징을 시행하였다.

### 4. 합착

36개의 전부도재관과 24개의 금속도재관을 각각의 금속 다이에 레진 시멘트 (Rely X Unicem, 3M ESPE, Germany)를 이용하여 합착하였다. 합착과정 동안 손가락으로 5분정도 일정한 힘으로 유지하였으며 접착이 완료된 도재관은 증류수에 보관하였다.

### 5. 반복하중과 열순환

각 군당 6개의 합착된 시편을 dental chewing simulator (R&B, Korea)에 아크릴 레진으로 고정하고, antagonist로 3mm 직경의 금속구를 같은 방법으로 고정하였다. 반복하중 속도는 평균 저작 주기와 유사하도록 1 Hz로 설정하였고, 하중의 크기는 평균

저작력에 해당하는 50N으로 조절하였다. 반복하중의 횟수는 300,000번 시행하였다. 반복하중을 가하는 동안 열순환도 동시에 시행하였는데 5℃와 55℃를 물을 각각 60초간씩 반복하여 주수하였다.

### 6. 파절강도 측정

반복하중을 가하지 않은 시편과 반복하중을 가한 모든 시편 각각에 반경이 3mm인 금속구가 장착된 금속 지그를 위치시키고 만능시험기(Instron Model 4301, Instron, USA)를 이용하여 분당 1mm의 속도로 압축하중을 가하여 시편이 파절될 때의 하중을 측정하였다.

### 7. 통계분석

각 실험군간 유의한 차이가 있는지 확인하기 위해 일원분산분석과 Tukey multiple comparison test를 시행하였고 같은 실험군내에서 반복하중에 따른 파절강도의 변화가 있는지 확인하기 위해 paired t-test를 시행하였다.

## III. 연구성적

반복하중의 여부에 따른 각 실험군별 파절강도는 Table I 및 Fig. 1과 같았다. 반복하중의 여부에 따라 각 군별로 파절강도에 유의한 차이가 있는지를 통계학적으로 검정하기 위해 일원분산분석을 시행하고 Tukey 사후검정한 결과는 Table II와 III에 나타내었

다. 그리고 각 실험군별로 반복하중의 여부가 파절강도에 유의한 영향을 미치는지 확인하기 위해 independent t test를 시행한 결과는 Table IV와 같았다.

금속도재관과 지르코니아 단일구조관 모두 하중 조건에 관계없이 두께가 증가할수록 파절강도가 증가하였으며 (Table I, II, III), 지르코니아 단일구조관은 금속도재관에 비해 상대적으로 낮은 표준편차를 보였다 (Table I). 1.1mm 지르코니아 단일구조관은 반복하중을 가하지 않은 경우 파절강도가 3280N으로 가장 높았으나, 반복하중을 가한 경우 2919N으로 낮아졌다 ( $P<.05$ ). 0.8mm, 0.5mm 지르코니아 단일구조관 또한 반복하중을 가한 경우 하중을 가하기 전보다 파절강도가 낮아졌다 ( $P<.05$ ). 그러나 1.0mm 금속도재관은 반복하중 후에도 파절강도의

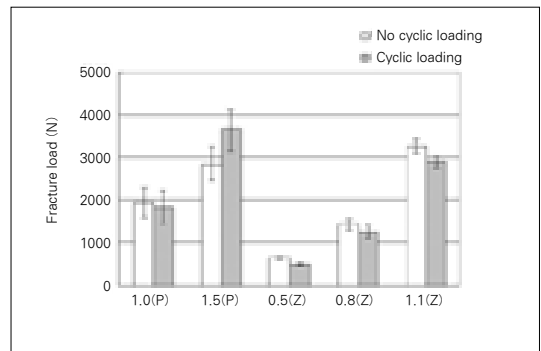


Fig. 1. Comparison of fracture load between all groups.

Table I. Static fracture load of all groups with and without cyclic loading (N)

Group	Without cyclic loading			With cyclic loading		
	Mean±SD	Max.	Min.	Mean±SD	Max.	Min.
1.0(P)	1956.9±334.3	2403.0	1428.8	1852.7±362.2	2444.1	1439.6
1.5(P)	2856.2±398.7	3521.1	2316.7	3658.0±494.5	4178.7	2844.0
0.5(Z)	635.8±23.6*	669.0	605.1	492.8±27.0	520.4	449.8
0.8(Z)	1439.9±133.2*	1569.0	1288.7	1251.8±147.7	1370.0	980.0
1.1(Z)	3280.3±157.2*	3471.2	2990.0	2919.1±132.2	3118.4	2741.1

\* Data from the previous study

**Table II.** Results of one-way ANOVA

Loading condition	Source	Sum of squares	df	Mean square	F value	P value
Without cyclic loading	Between groups	34919133.12	4	8729783.279	163.534	.000
	Within groups	1654847.171	31	53382.167		
	Total	36573980.29	35			
With cyclic loading	Between groups	38645186.33	4	9661296.582	116.202	.000
	Within groups	2078551.825	25	83142.073		
	Total	40723738.15	29			

**Table III.** Statistical comparisons of all groups with and without cyclic loading(Tukey test at  $P=.05$ )

Comparison	Loading condition	
	Without cyclic loading	With cyclic loading
1.0(P)-1.5(P)	.000	.000
1.0(P)-0.5(Z)	.000	.000
1.0(P)-0.8(Z)	.002	.011
1.0(P)-1.1(Z)	.000	.000
1.5(P)-0.5(Z)	.000	.000
1.5(P)-0.8(Z)	.000	.000
1.5(P)-1.1(Z)	.015	.001
0.5(Z)-0.8(Z)	.000	.001
0.5(Z)-1.1(Z)	.000	.000
0.8(Z)-1.1(Z)	.000	.000

**Table IV.** Statistical comparisons between each groups' fracture load before and after cyclic loading (paired t-test at  $P=.05$ )

Group	cyclic loaded vs unloaded
1.0(P)	0.616
1.5(P)	0.011
0.5(Z)	0.000
0.8(Z)	0.028
1.1(Z)	0.001

변화가 없었으며 ( $P>.05$ ), 1.5mm 금속도재관은 오히려 파절강도가 2856N에서 3658N으로 크게 증가하였다 ( $P<.05$ ). 반복하중 후에 파절강도가 오히려 증가한 것은 물론 실험상의 오류로 생각할 수도 있으나, 반복하중에 의한 '도재의 다짐효과'로 인해 일부 시편에서 파절강도가 증가한 것으로도 생각할 수 있으며 시편의 표면에 형성된 깊은 와동 (Fig. 2)은 이러한 '도재의 다짐효과'를 추측하게 하였다.

#### IV. 토 의

이중구조 전부도재관이나 금속도재관의 상부도재의 파절은 다양한 원인들이 복합적으로 작용한다고 알려져 있으며 그 원인으로는 코어재료와 도재의 열팽창계수의 불일치, 하부구조의 부적절한 디자인, 하부지지기 없는 과도하게 두꺼운 도재, 도재축성과정의 오류, 외상이나 과도한 교합력, 부적절한 치아삭제 등이 지적되고 있다.<sup>3)</sup> 이러한 원인들에 의한 도재의 파절은 숙련된 경험과 주의 깊은 제작과정으로 어느 정도 극복할 수 있지만 파절의 위험을 완전히

**Fig. 2.** Spherical indentation on the surface of the metal-ceramic crown sample after cyclic loading.

극복하기는 어렵다.

McLean<sup>4)</sup>은 알루미늄 전부도재관의 7년간의 조사 결과 구치부 15.2%, 소구치 6.4%, 전치 2.1% 실패를 보고하였고, Scotti<sup>5)</sup>는 63개의 In-Ceram crown의 24개월에서 44개월의 임상적용결과 98.4%를 보고하였다. Lehner 등<sup>6)</sup>은 구치부에서 6년 동안 11.6%의 Empress crown 실패를 보고하였고, Oden 등<sup>7)</sup>은 ProCera AllCeram crown의 5년간 임상연구결과 대구치에서 7%, 소구치에서 4%, 견치에서 0%의 실패를 보인다고 보고하고 있다. Sailer 등<sup>8)</sup>은 3년간 46개의 고정성 지르코니아 전부도재관을 임상관찰한 결과 지르코니아 framework은 100%의 성공률은 보였으나 13.0%의 상부도재 파절이 일어났다고 하였다.

금속도재관의 성공률에 관한 연구에서 Coornaert 등<sup>1)</sup>은 10년 동안 약 5%의 실패가 일어났다고 하였으나, Strub 등<sup>9)</sup>은 5년 동안 단지 1~3%의 낮은 실패율을 보인다고 하였다. Karlsson<sup>10)</sup>의 연구에서는 10년 동안 93%의 성공률을 보인다고 하였으나, Palmqvist와 Swartz<sup>11)</sup>는 18년에서 23년동안 79%의 성공률을 보였다고 하였다. Hankinson과 Cappetta<sup>12)</sup>의 연구와 Kelsey 등<sup>13)</sup>의 연구에 따르면 기능 후 2년까지는 2~4%의 낮은 실패율을 보였으나 4~5년 후에는 20~25%의 높은 실패율을 보인다고 하였다. 이와 같이 금속 하부구조이든 강화형 세라믹 하부구조이든 이중구조 도재관은 상부도재의 취약한 물리적 특성으로 인해 파절될 가능성이 항상 있다.

도재의 파절을 막기 위해서는 기존의 금속도재관이나 전부도재관의 파절강도가 얼마나 되는지 확인하는 것이 필요하며, 또 어느 정도의 파절강도를 가져야 구강내에서 파절의 위험 없이 안전한지 알아야 한다. Probster<sup>14)</sup>는 전치부 전부도재관과 금속도재관의 수직압축파절강도에 관한 연구에서 0.5mm 코핑 두께/2.0mm 전체두께의 In-Ceram crown은 964.3N, 0.6mm/2.0mm 두께의 veneered Empress crown은 751N, 그리고 0.3mm/2.0mm Ni-Cr 금속도재관은 1494N의 파절강도를 보이므로 실험에 사용된 모든 전부도재관은 임상적으로 충분한 강도를 지닌다고 하였다. Brukl과 Ocampo<sup>15)</sup>는 0.3mm 코핑 두께/2.0mm 전체두께의 구치부 금속도재관에 수직 하중을 가했을 때 평균 1895N 파절강도를 보였다고

보고하였다. 김 등<sup>16)</sup>은 1.5mm 두께의 stained Empress II crown은 30° 경사 하중을 가했을 때 1091N의 파절강도를 가지므로 파절의 위험은 없다고 하였다. Komine 등<sup>17)</sup>은 0.7mm 코핑두께/2.0mm 전체두께의 상악소구치 In-Ceram crown는 수직하중 하에서 2036N에서 2726N까지의 파절강도를 보였다고 하였다. Steyern 등<sup>18)</sup>은 0.6mm 코핑두께/2.0mm 전체두께의 알루미늄 전부도재관과 지르코니아 전부도재관에 열순환과 반복하중을 가한 다음 10° 경사 하중을 가했을 때 파절강도가 917N, 910N를 나타내었고 통계학적 유의성은 갖지 않는다고 하였다. Sundh와 Sjogren<sup>19)</sup>은 0.5mm 두께의 지르코니아 코핑/2.5mm 전체두께의 지르코니아 전부도재관에 수직 하중을 가했을 때 2226N의 파절강도를 나타내었다고 보고 하였다.

이러한 연구의 대부분은 보고된 평균 최대 교합력을 기준으로 이보다 높은 파절강도를 갖는 경우 임상적으로 적용가능하다고 하지만 평균 최대 교합력은 연구자들마다 많은 차이를 보이고 있다. 일반적으로 저작이나 연하시 평균 교합력의 크기는 40~50N 정도이고 평균 최대 교합력의 크기는 200N에서 540N까지 다양하다고 알려져 있으나<sup>20)</sup>, Waltimo와 Kononen<sup>21)</sup>은 악관절질환의 증상이 있는 사람들에게 있어서 구치부 최대 교합력이 남자에서는 909N이고 여자에서는 777N이었다고 보고하였다. 그리고 Waltimo 등<sup>22)</sup>은 심한 교합면 마모를 보이는 환자들의 평균 최대 교합력을 조사한 결과 구치부에서는 911N, 전치부에서는 569N의 높은 교합력을 보인다고 하였다. 한편 Ferrario 등<sup>23)</sup>이 발표한 최근의 연구에 따르면 건강한 성인 남녀의 근전위도측정을 통해 추정된 최대교합력은 평균 700N 정도이고 최대 1221N의 최대 교합력을 보인 경우도 있었다. 따라서 만일 1000N 이상의 최대 교합력을 갖는 사람들에게 앞서 살펴본 다양한 종류의 도재수복물들을 장착한 경우라면 이론적으로는 언제라도 도재파절은 일어날 수 있다고 생각한다.

본 연구에서 금속도재관과 지르코니아 단일구조 전부도재관을 열순환과 반복하중을 가한 후 수직 하중을 가했을 때 0.5mm 코핑두께/1.0mm 전체두께의 금속도재관은 1852N, 0.5mm/1.5mm 금속도재관은 3658N, 0.5mm 지르코니아 단일구조관은

492N, 0.8mm 단일구조관은 1251N, 1.1mm 단일 구조관은 2919N의 파절강도를 각각 나타내었다. 0.8mm, 1.1mm 단일구조 전부도재관은 1200N이상의 높은 파절강도를 보였으며, 각 시편들 사이의 파절강도 편차가 낮으므로 구강내에서 대단히 안전하게 사용할 수 있을 것으로 생각된다.

본 연구에서 사용된 1.0mm, 1.5mm 금속도재관도 매우 높은 파절강도를 보여 임상에서 사용하는데는 충분히 안전한 것으로 보인다. 그러나 실험의 결과에도 나타났듯이 금속도재관은 최대 파절강도와 최소 파절강도 사이에 큰 차이를 보이며 실험 시편들 간의 파절강도의 편차도 커서 실제 임상에서 나타나는 다양한 비율의 실패양상을 잘 반영해준다고 생각되었다. 그리고 최소 파절강도가 비록 보고되는 평균 최대 교합력보다 높기는 하지만 실제 구강내에서는 본 연구에서와 같이 교합력이 수직으로만 가해진다고 보기는 어려우며, 음식물이 게재된 저작운동 동안에는 다양한 방향으로의 측방력이 작용한다고 생각해볼 때, 금속도재관이 실험의 결과와 같은 높은 파절강도를 가질 수 있을 것으로는 생각되지 않는다. 이와 같은 추측은 금속도재관이나 전부도재관에 49N의 비교적 약한 측방력을 반복적으로 가한 실험에서 63%의 도재파절이 일어났다는 Strub와 Beschmidt<sup>24)</sup>의 연구결과와도 일치한다. 물론 환자의 저작양상을 주의 깊게 관찰해서 강한 측방 저작운동을 하는 환자에게는 주조금속관을 제작하는 것이 바람직하지만 항상 이러한 주의 깊은 관찰이 가능한 것은 아니며 심미수복에 대한 환자와 의사의 희망은 강하다. 따라서 보다 안전하면서도 심미적인 구치부 수복물을 제작하기 위해서는 지르코니아 단일구조 전부도재관과 같은 고강도, 고인성의 심미수복재료 개발이 반드시 필요하다고 생각한다.

하지만 지르코니아 단일구조관을 임상에 적용하기에는 아직 어렵다. 왜냐하면 지르코니아는 상대재의 마모성향이 매우 높은 재료로 알려져 있으며 또한 자체적으로는 마모율이 매우 낮고 경도가 대단히 높은 재료이다. 또한 아직까지는 지르코니아 자체의 색상을 치아와 유사한 투명도와 색조를 띄게 하는 기술이 개발되어 있지 않다. 따라서 지르코니아 단일구조 관이 임상에서 사용되기 위해서는 이와 같은 문제들을 극복해야 할 것으로 사료된다.

## V. 결 론

본 연구는 지르코니아 단일구조관의 두께가 파절강도에 미치는 영향을 알아보기 위하여 지르코니아 단일도재관의 두께를 각각 0.5mm, 0.8mm, 1.1mm로 달리하여 각 군마다 12개씩 도재관을 제작하였다. 그리고 대조군으로 임상에서 많이 사용되고 있는 금속도재관을 1.0mm, 1.5mm 두께로 각각 12개씩 제작하였다. 제작된 단일구조관과 금속도재관을 금속다이에 레진시멘트를 이용하여 합착하고, 각 군당 6개는 50N 하중하에서 300,000번의 반복하중 가하였고 동시에 5℃와 55℃의 물을 60초간씩 반복 주수 하였으며, 나머지는 증류수에 보관하였다. 각각의 시편들은 만능시험기상에서 치관장축에 평행하게 도재관의 중앙에 하중을 가해 파절강도를 측정된 결과 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 금속도재관과 지르코니아 단일구조관 모두 하중 조건에 관계없이 두께가 증가할수록 파절강도는 높게 나타났다 ( $P < .05$ ).
2. 지르코니아 단일구조관은 반복하중과 열순환을 시행한 경우 파절 강도가 낮아졌다 ( $P < .05$ ).
3. 지르코니아 단일구조관의 파절강도는 낮은 표준 편차를 보였다
4. 임상적으로 추천되는 두께의 금속도재관은 평균 최대 교합압을 충분히 견딜 수 있었다.

구치부 적용을 위한 지르코니아 단일구조관은 두께가 두꺼워질수록 파절강도가 증가하며, 금속도재관과 유사하거나 더 높은 파절강도를 갖기 위해서는 0.8mm 이상의 두께가 필요하다고 생각한다.

## 참고문헌

1. Coornaert J, Adriaens P, De Boever J. Long-term clinical study of porcelain-fused-to-gold restorations. J Prosthet Dent 1984;51:338-42.
2. Jeong HC. Fracture strength of zirconia monolithic crowns. J Korean Acad Prosthodont 2006;44:11-8.
3. Ozcan M. Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. J Oral Rehabil

- 2003;30:265-9.
4. McLean JW. The future for dental porcelain. In: Mclean JW, editor. Dental ceramics: dental ceramics-proceedings of the first international symposium on ceramics. Chicago: Quintessence; 1983. p. 13-40.
  5. Scotti R. A clinical evaluation of In-Ceram crowns. *Int J Prosthodont* 1995;8:320-3.
  6. Lehner C, Studer S, Scharer P. Seven-year results of leucite reinforced glass ceramic crowns [abstract 1368]. *J Dent Res* 1998;77:802.
  7. Oden A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera Allceram crowns. *J Prosthet Dent* 1998;80:450-6.
  8. Sailer I, Feher A, Filser F, Luthy H, Gauckler LJ, Scharer P, Franz Hammerle CH. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int* 2006;37:685-93.
  9. Strub JR, Stiffler S, Scharer P. Causes of failure following oral rehabilitation: biological versus technical factors. *Quintessence Int* 1988;19:215-22.
  10. Karlsson S. Clinical evaluation of fixed bridges 10 years following insertion. *J Oral Rehabil* 1986;13:423-32.
  11. Palmqvist S, Swartz B. Artificial crowns and fixed partial dentures 18 years after placement. *Int J Prosthodont* 1993;6:279-85.
  12. Hankinson JA, Cappetta EG. Five years clinical experience with a leucite-reinforced porcelain crown system. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1994;14:138-53.
  13. Kelsey WP, Cavel T, Blankenau RJ, Barkmeier WW, Wilwerding TM, Latta MA. 4 year clinical study of castable ceramic crowns. *Am J Dent* 1995;8:259-62
  14. Probst L. Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1992;5:409-14.
  15. Brukl CE, Ocampo RR. Compressive strengths of a new foil and porcelain-fused-to-metal crowns. *J Prosthet Dent* 1987;57:404-10.
  16. Kim SH, Lee JH, Lim YL, Dong JK. Fracture strength of the IPS Empress crown: The effect of occlusal depth and axial inclination on lower first molar. *J Korean Acad Prosthodont* 2003;41:48-60.
  17. Komine F, Tomic M, Gerds T, Strub JR. Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. *J Prosthet Dent* 2004;92:359-64.
  18. Vult von Steyern P, Ebbesson S, Holgren J, Haag P, Nilner K. Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic preloading and thermocycling. *J Oral Rehabil* 2006;33:682-9.
  19. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil* 2004;31:682-8.
  20. Yoshinari M, Derand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1994;7:329-38.
  21. Waltimo A, Kononen M. Maximal bite force and its association with signs and symptoms of craniomandibular disorders in young Finnish non-patients. *Acta Odontol Scand* 1995;53:254-8.
  22. Waltimo A, Nystrom M, Kononen M. Bite force and dentofacial morphology in men

- with severe dental attrition. Scand J Dent Res 1994;102:92-6.
23. Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. J Dent 2004;32:451-7.
24. Strub JR, Beschnidt SM. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. Int J Prosthodont 1998;11:602-9.

---

**Reprint request to:**

**Hee-Chan Jeong**, D.D.S., M.S.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Pusan National University  
#1-10, Ami-dong, Seo-Gu, Busan, Korea, 602-739  
ideamemo@pusan.ac.kr



ABSTRACT

## FRACTURE STRENGTH OF ZIRCONIA MONOLITHIC CROWNS AND METAL-CERAMIC CROWNS AFTER CYCLIC LOADING AND THERMOCYCLING

Sang-Min Lee, D.D.S., M.S.D., Hee-Chan Jeong, D.D.S., M.S.D.,  
Young-Chan Jeon, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

*Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Pusan National University*

**Purpose:** The purpose of this study was to compare the fracture strength of the zirconia monolithic all-ceramic crowns according to the thickness (0.5mm, 0.8mm, 1.1mm) and metal-ceramic crowns (1.0mm, 1.5mm)

**Material and method:** Twelve crowns for each of 3 zirconia crown groups were fabricated using CAD/CAM system (Kavo, Germany) and twelve crowns for each of 2 metal-ceramic crown groups were made by the conventional method. All crowns were luted to the metal dies using resin cement. Half of the specimens were exposed to thermocycling (5-55°C, 1 Hz) and cyclic loading (300,000 cycles, 50N). Subsequently, all crowns were mounted on the testing jig in a universal testing machine. The load was directed at the center of crown with perpendicular to the long axis of each specimen until catastrophic failure occurred. Analysis of variance and Tukey multiple comparison test ( $P < .05$ ) were used for statistical analysis of all groups, and paired t-test ( $P < .05$ ) was followed for statistical comparison between each groups' fracture load before and after cyclic loading.

**Results:**

1. The fracture strength of the zirconia monolithic crowns and the metal-ceramic crown increased as thickness increased ( $P < .05$ ).
2. The cyclic loading and thermocycling significantly decreased the fracture strength of the zirconia monolithic crowns ( $P < .05$ ).
3. The standard deviation of fracture strength of the zirconia monolithic crowns was very low.

**Conclusion:** The fracture strength of the zirconia monolithic crowns for the posterior area tends to be higher with thickness increased and 0.8mm or over in thickness is recommended to have similar or over the fracture strength of metal-ceramic crowns.

---

**Key words :** Zirconia, Monolithic, All-ceramic crown, Metal-ceramic crown, Fracture strength