

치아 부위에 따른 지르코니아 도재관의 파절강도

이인섭¹ · 김정미² · 동진근^{1*}

원광대학교 치과대학¹ 치과보철학교실, ²치과병원

연구목적: 본 연구는 상악과 하악의 각 치아부위에 Lava™ All-Ceramic System을 이용하여 지르코니아 전부도재관을 제작하고 각각의 파절강도를 알아보고자 하였다.

연구방법: 중절치와 견치는 절단면의 삭제량을 2.0mm, 소구치와 대구치는 교합면의 삭제량을 1.5mm, 그리고 측면 경사도는 8°로 하여 모두 8군의 실험군을 설정하였다. 금속 다이와 지르코니아 도재관을 제작한 후 레진시멘트 (Rely X™ Unicem)를 이용하여 합착하고 만능시험기상에서 치아 장축에 30° 경사지게 하여 중절치와 견치에 제작된 지르코니아 도재관은 절단면 중앙 부위에 하중을 가하였고, 소구치와 대구치에 제작된 지르코니아 도재관은 기능교두의 협설측 경사면 중앙부위에 하중이 가해지도록 한 후 파절강도를 측정하였다.

결과: 1. 지르코니아 도재관의 평균 파절강도는 하악 제1대구치에서 2963N으로 가장 높게 나타났으며, 하악 중절치에서 1035N으로 가장 낮게 나타났다. 2. 지르코니아 도재관과 IPS Empress 도재관의 평균 파절강도는 모든 치아에서 지르코니아 도재관이 더 크게 나타났다. 3. 지르코니아 도재관의 파절 양상은 하중이 가해진 중앙 부위에서 치아 장축으로 수직적인 파절상을 보였다. 4. 상악과 하악의 동일 부위에 제작된 지르코니아 도재관의 파절강도는 소구치에서 상악이 하악에 비하여 낮은 것으로 나타났으며 ($P < .05$), 다른 부위에서는 유의한 차이가 없었다 ($P > .05$).

결론: 본 실험의 결과로 지르코니아 도재관은 임상에서 활용하기에 만족할 만한 강도를 갖고 있음을 알 수 있었다. (대한치과보철학회지 2010;48:94-100)

주요단어: 지르코니아 도재관, 파절강도

서론

최근 치과임상에서는 심미적인 수복이 필요한 부위의 치료를 위하여 다양한 종류의 전부도재관이 사용되고 있다. 전부도재관은 자연치와 유사한 광투과성과 생체적합성으로 심미적인 치료가 필요한 경우 우선적으로 활용할 수 있다. 그러나 전부도재관은 파절에 대한 취약한 특성¹을 가지고 있기 때문에 심미성이 요구되는 부위에는 제한적으로 사용되었으며 이를 극복하기 위한 지속적인 연구가 계속되었다. 그 결과 최근에는 다양한 종류의 전부도재관이 심미성의 개선과 변연적합성의 향상, 화학물질에 대한 저항성의 증가와 향상된 파절강도를 강조하며 소개되어 그 활용 범위가 전치부 및 구치부로 확대되어 전부도재관의 임상적 사용을 증가시키는 계기가 되었다.³

도재관의 파절에 대한 저항성을 높이기 위해 도재를 강화시키는 방법으로 이온교환 (ion exchange), 열적합 (thermal compatibility), 압축유약 (compressive glaze), 표면 급냉 (thermal tempering), 고강도와 고인성의 세라믹 입자의 분산, 미세균열의 이용, 상 변태를 이용한 방법 등이 있다.^{4,5} 이 중에서 상 변태를 이용한 강화 방법은 금속재료에서는 오래전부터 이용되어 왔으나 세라믹재료에서는 부분 안정화 지르코니아가 이용되면서부

터 시작되었다.

최근 심미적인 수복재료로 많이 사용되고 있는 지르코니아는 높은 강도를 가지며 생체친화성이 우수한 성질을 갖고 있다. 지르코니아는 임상에서 전치부와 구치부 단일 도재관 및 고정성 국소의치 도재관, 세라믹 포스트, 임플란트 지대치, 교정용 브라켓 등의 용도로 이용되고 있다.

Lava™ All-Ceramic System (3M- ESPE, St. Paul, MN, USA)은 전치부나 구치부 영역에서 적용할 수 있도록 고안된 지르코니아 세라믹을 소재로 CAD/CAM을 이용하여 세라믹 하부구조를 제작하는 고강도 도재 시스템이다. Lava™ All-Ceramic System은 모델을 비접촉식으로 광스캐닝한 후 컴퓨터상에서 일정한 형태의 하부구조를 각각의 모형에 맞게 설계한 다음, 반소결된 green state zirconia를 정밀가공기기로 밀링 가공한 다음, 이를 필요에 따라 8가지의 색조 부여가 가능한 특수 염료를 사용하여 적절한 색조를 부여한 후, 퍼니스에서 자동으로 완전 소결함으로써 보다 간단한 과정으로 20 - 25% 수축이 일어나 실제 크기와 밀도로 우수한 최종 강도의 세라믹 하부 구조 수복물을 제공하는 시스템이다.

치아의 삭제량 및 경사도에 따른 IPS Empress도재관의 파절강도에 대한 일련의 연구가 있었는데 송 등⁶은 상악 중절치에서 절단면 두께 2.0 mm, 측면 경사도 8°인 경우에서 평균 791 N, 신

*교신저자: 동진근

570-749 전라북도 익산시 신용동 334-2 원광대학교 치과대학 보철과 063-859-2938; e-mail, dong@wku.ac.kr

원고접수일: 2010년 1월 20일 / 원고최종수정일: 2010년 3월 13일 / 원고채택일: 2010년 3월 31일

* 이 논문은 2008년도 원광대학교의 교비 지원에 의해서 연구되었음.

등⁷은 상악 견치에서 절단면 두께 2.0 mm, 측면 경사도 8°인 경우에서 평균 609 N으로 나타났다고 하였다. 동 등⁸은 상악 제1소구치에서 교합면 두께 1.5 mm, 측면 경사도 8°인 경우에서 평균 464 N, 최 등⁹은 상악 제1대구치에서 교합면 두께 1.5 mm, 측면 경사도 8°인 경우에서 평균 1278 N으로 나타났다고 하였다. 남 등¹⁰은 하악 중절치에서 절단면 두께 2.0 mm, 측면 경사도 8°인 경우에서 평균 493 N, 정 등¹¹은 하악 견치에서 절단면 두께 2.0 mm, 측면 경사도 8°인 경우에서 평균 900 N으로 나타났다고 보고하였다. 김 등¹²은 하악 제2소구치에서 교합면 두께 1.5 mm, 측면 경사도 8°인 경우가 평균 951 N, 김 등¹³은 하악 제1대구치에서 교합면 두께 1.5 mm, 측면 경사도 8°인 경우에서 평균 1170 N으로 나타났다고 보고하였다.

지르코니아 전부도재관의 파절강도에 관한 연구가 많지 않기 때문에 다른 종류의 전부도재관이나 지르코니아 코어만의 강도실험과 비교할 수 있다. 정 등¹⁴은 지르코니아 단일구조 전부도재관의 파절강도에 관한 연구에서 지르코니아 전부도재관은 두께가 두꺼울수록 파절에 대한 저항성이 높았으며 1.1 mm 두께의 지르코니아 전부도재관은 1.5 mm 두께의 Empress II 전부도재관보다 파절강도가 높았다고 보고하였다. 또한 신 등¹⁵은 3종의 CAD/CAM 시스템을 이용한 지르코니아 코어의 파절강도에 관한 연구에서 Adens 시스템은 615.89 ± 156.1 N, Cerasys 시스템은 863.98 ± 151.5 N, 3MLAVA 시스템은 1143.1 ± 286.6 N의 평균 파절강도를 보인다고 하였다. Sundh와 Sjogren¹⁶은 0.5 mm 두께의 지르코니아 코핑/2.5 mm 전체두께의 지르코니아 전부도재관에 수직 하중을 가했을 때 2226 N의 파절강도를 나타내었다고 보고하였으며, Steyer 등¹⁷은 0.6 mm 코핑두께/2.0 mm 전체두께의 알루미나 전부도재관과 지르코니아 전부도재관에 열순환과 반복하중을 가한 다음 10° 경사 하중을 가했을 때 파절강도가 917 N, 910 N을 나타내었고 통계학적 유의성은 갖지 않는다고 하였다

본 연구는 IPS Empress도재관의 파절강도에 대한 일련의 연구를 바탕으로 전부도재관의 임상 적용에 도움을 주고자 각각 상악 중절치, 상악 견치, 상악 제1소구치, 상악 제1대구치, 하악 중절치, 하악 견치, 하악 제2소구치, 하악 제1대구치 부위에

Lava™ All-Ceramic System 을 이용한 전부도재관을 제작하고 파절 강도를 측정하였다.

연구 재료 및 방법

1. 실험용 금속 다이 제작

기본 치아의 주모형 제작을 위해 경질 레진치 (Columbia Co., USA)의 치근부를 레진으로 포매한 뒤 전부도재관을 위한 치아 형성을 하였다. 상악과 하악의 중절치, 견치는 2.0 mm의 두께가 되도록 절단면을 삭제하고, 상악의 제1소구치, 하악의 제2소구치, 상악과 하악의 제1대구치는 1.5 mm의 두께가 되도록 교합면을 삭제하였다. 측면 경사각은 milling machine (PF-200, CM., Switzerland)를 사용하여 8°가 되게 하였으며 변연은 1.0 mm 폭의 rounded shoulder로 형성하여 백악-법랑경계의 1mm 상방에 위치시켰다. 실리콘 인상재 (Exafine, GC Co., Japan)를 이용하여 주모형의 인상을 채득하고 납형을 얻어 니켈-크롬 합금 (Rexillum III, Concilon dental materials, instrument & equipments, USA)으로 각 치아당 10개씩 모두 80개의 실험용 금속 다이를 제작하였다 (Fig. 1).

2. 지르코니아 전부도재관 제작

지르코니아 전부도재관의 제작을 위해 제작된 금속 다이를 Optical 3D Scanner (Lava™ Scan, 3M-ESPE, USA)를 이용하여 금속 다이의 정보를 입력하고 Computer-aided milling machine (Lava™ Form, 3M-ESPE, USA)을 이용해 pre-sintered zirconia blanks를 절삭하여 internal relief 30 μm, 기본 두께 0.5 mm 로 제작하였다 (Fig. 2). 지르코니아 전부도재관을 일정한 형태와 두께로 제작하기 위한 인덱스로 사용하기 위해 각각의 경질 레진치 (Columbia Co., USA)를 실리콘 퍼티 (Exafine, GC Co. Japan)로 복제하였다. 복제된 실리콘 퍼티를 이용하여 도재를 측정하였으며, 소성이 완료된 후 동일한 형태의 지르코니아 전부도재관을 얻기 위해 실리콘 퍼티 index에 맞춰가며 도재의 형태를 균일하게 완성하

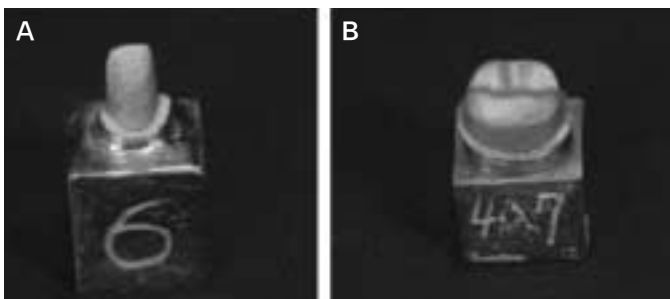


Fig. 1. Metal dies were fabricated on upper central incisor (A) and lower 1st molar (B) with 8 degree axial inclination and 2.0 mm incisal reduction and 1.5 mm occlusal reduction.

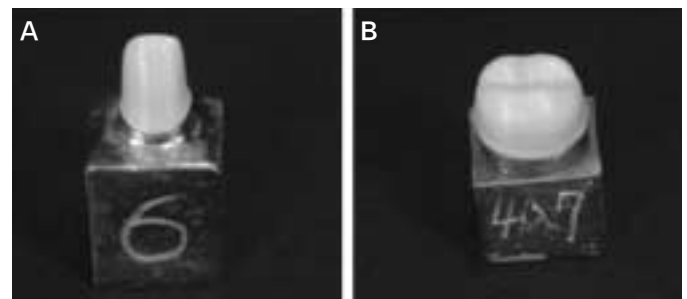


Fig. 2. Zirconia cores were fabricated on upper central incisor (A) and lower 1st molar (B).

였다. 도재 축성에는 Lava™ Ceram (3M-ESPE, Germany)를 사용하였으며, 실리콘 인덱스와 금속 게이지를 사용하여 도재관의 두께를 ± 0.1 mm 오차 범위 내에서 조정하였다. 지르코니아 전부도재관은 상악과 하악의 중절치와 견치는 2.0 mm의 두께가 되도록 하였으며, 상악과 하악의 소구치와 대구치는 1.5 mm의 두께가 되도록 마무리한 다음 글레이징을 시행하였다.

3. 지르코니아 도재관과 금속다이의 합착

지르코니아 도재관은 Rely X™ Unicem (3M-ESPE, Germany) 레진시멘트를 사용하여 합착하였다 (Fig. 3, 4). 합착에 앞서 도재관의 내면을 증류수 내에서 초음파 세척기로 수세하고, 금속 다이의 피착면과 도재관의 내면은 샌드 블라스터를 이용하여 표면 처리 하였다. 레진 시멘트를 RotoMix™ Capsule Mixing Unit

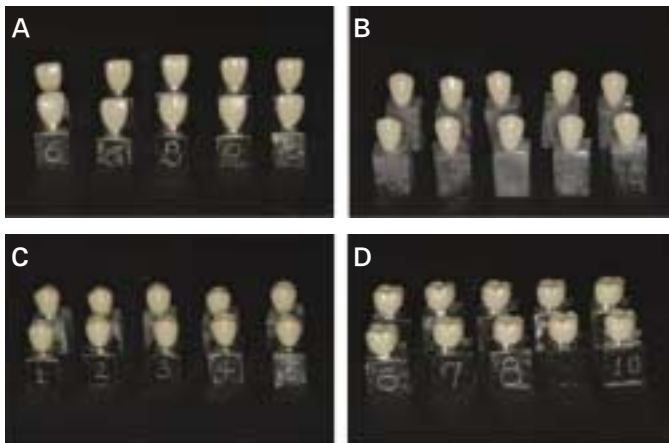


Fig. 3. Cemented upper zirconia ceramic crowns on the metal die for fracture test (A, central incisor; B, canine; C, 1st premolar; D, 1st molar).

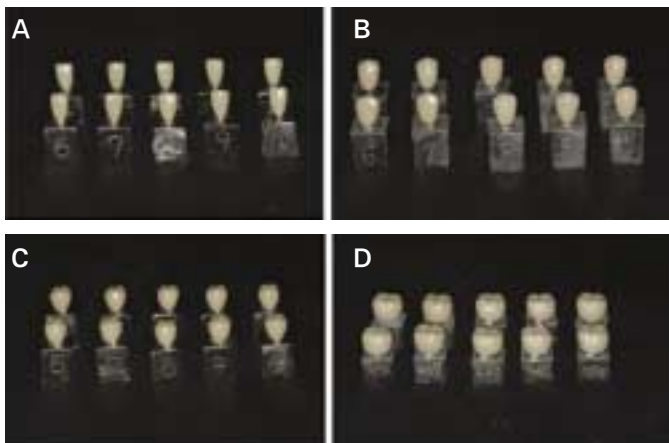


Fig. 4. Cemented lower zirconia ceramic crowns on the metal die for fracture test (A, central incisor; B, canine; C, 2nd premolar; D, 1st molar).

(3M-ESPE, Germany)를 이용하여 혼합하고 도재관 내면에 골고루 도포한 후 도재관을 금속다이에 적합시키고 여분의 시멘트를 제거하였다. 일정한 힘을 가하기 위하여 10 kg의 정하중기를 사용하였으며, Rely X™ Unicem (3M-ESPE, Germany) 레진시멘트의 경화를 위해 10초간 광중합을 시행하였고 접착이 완료된 도재관은 37℃의 증류수에 24시간 보관하였다.

4. 파절강도 측정

준비된 시편은 만능시험기 (Z020, Zwick, Germany)를 사용하여 파절강도를 측정하였다 (Fig. 5). 상악과 하악 중절치는 치아의 장축이 30° 경사진 상태로 유지될 수 있도록 금속 지그를 제작하여 설측이 위로 향하도록 금속다이를 넣고, 직경이 5 mm인 반원형 봉 형태를 지닌 금속 기구를 이용하여 도재관의 설측 절단면 부위에 하중이 가해지도록 하였다. 상악과 하악 견치는 치아의 장축이 30° 경사진 상태로 유지될 수 있도록 금속 지그에 고정하고 끝이 직각인 바 형태의 단면을 지닌 직경이 5 mm인 금속기구를 이용하여 도재관의 절단면 중앙 부위에 하중이 가해지도록 하였다.

상악과 하악의 소구치와 대구치는 치아의 장축이 30° 경사진 상태로 유지될 수 있도록 금속 지그에 고정하고 직경이 5 mm인 반원형 봉 형태를 지닌 금속기구를 이용하여 도재관 기능교두의 협설측 경사면 중앙부위에 하중이 가해지도록 하였다. 만능시험기의 시험 속도는 분당 1 mm로 도재관이 파절될 때까지 하중을 가했다. 시편의 최대 파절강도 측정은 만능시험기를 이용하였으며 치아 부위에 따른 파절강도의 차이를 검정하기 위하여 SPSS 15 program 을 이용하여 일원분산분석 (One-way ANOVA)과 independent T-test ($P < .05$)를 시행하였다.



Fig. 5. Fracture strength test of zirconia ceramic crown using the universal testing machine.

결과

1. 파절강도

지르코니아 도재관의 파절강도의 평균값과 표준편차는 상악에서 중절치는 1110 N, 172 N, 견치는 1343 N, 355 N, 제1소구치는 1101 N, 194 N, 제1대구치는 2820 N, 489 N이었다. 하악에서는 중절치는 1035 N, 263 N, 견치는 1077 N, 226 N, 제2소구치는 2221 N, 422 N, 제1대구치는 2963 N, 669 N 이었다 (Table I, II). 지르코니아 도재관의 파절강도에 유의한 차이를 통계학적으로 검증하기 위해 일원 분산 분석을 시행하여 $P < 0.0001$ 을 얻었으며, independent T-test ($P < .05$)를 실시한 결과 상악과 하악의 동일 부위에 제작된 지르코니아 도재관의 파절강도는 소구치에서 상악이 하악에 비하여 낮은 것으로 나타났으며 ($P = 0$), 다른 부위에서는 유의한 차이가 없었다 ($P > .05$).

Table I. Fracture strength of zirconia crowns on upper teeth (unit: Newton)

	Maximum	Minimum	Mean	SD
Central incisor	1525	955	1110	172
Canine	1881	972	1343	355
1st premolar	1505	903	1101	194
1st molar	3378	2059	2820	489

Table II. Fracture strength of zirconia crowns on lower teeth (unit: Newton)

	Maximum	Minimum	Mean	SD
Central incisor	1599	802	1035	263
Canine	1494	830	1077	226
2nd premolar	2879	1622	2221	422
1st molar	3897	2156	2963	669

2. 파절 양상

지르코니아 도재관의 파절 양상은 상악과 하악 모두 중절치와 견치에서는 하중이 가해진 설측 절단면에서 변연 부위까지 수직적인 파절이 일어났다 (Fig. 6). 특히 하악의 중절치에서는 40%의 시편에서 지르코니아 코어까지 파절되는 양상을 보였다 (Table III). 상악과 하악의 소구치와 대구치에서는 하중이 가해진 기능교두(상악-설측, 하악-협측)의 협설측 경사면 중앙부위 직하방으로 수직적인 파절이 일어났고, 도재관의 파절은 변연 부위까지 일어났으며 파절선을 중심으로 도재관 파절편이 급속모형에서 분리되었다. 상악에서는 지르코니아 코어의 파절은 일어나지 않았으며, 하악의 소구치와 대구치에서는 각각 1개의 시편에서 지르코니아 코어의 파절을 관찰하였다. 지르코니아 코어까지 파절이 일어난 시편에서 파절 강도가 높게 측정되었다.

Table III. Fracture mode of zirconia ceramic crowns (N: number of crowns)

Fracture mode	Upper				Lower			
	I	C	P	M	I	C	P	M
Ceramic only (N)	10	10	10	10	6	10	9	9
Extended core (N)	0	0	0	0	4	0	1	1

* I: central incisor, C: canine, P: premolar, M:molar

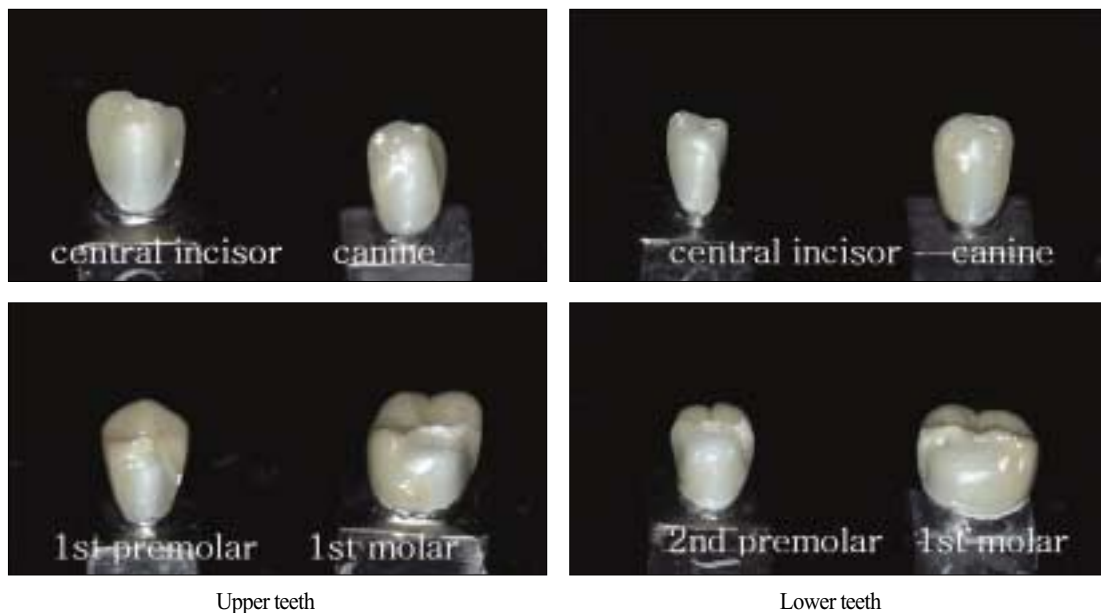


Fig. 6. Aspects of fractured zirconia ceramic crowns.

고찰

전부도재관이 임상에서 효과적으로 사용되기 위해서는 교합력에 견딜 수 있는 적절한 강도를 가져야 한다. 본 연구의 결과에서 지르코니아 도재관의 평균 파절강도는 하악 제1대구치에서 2963 N으로 가장 높게 나타났고, 하악 중절치에서 1035 N으로 가장 낮게 나타났다. 일반적으로 치아의 최대 교합력은 각 치아의 위치에 따라 전치에서는 155 N, 견치에서는 208 N, 소구치에서는 288 N, 대구치에서는 565 N으로 나타난다.¹⁸

이 등¹⁹은 지르코니아 단일구조 전부도재관과 금속도재관의 파절강도에 관한 연구에서 0.5 mm 금속코핑을 갖는 1.0 mm와 1.5 mm 두께의 Co-Cr 금속도재관의 파절강도는 반복하중을 가하기 않은 경우 각각 1956 N, 2856 N의 평균 파절강도를 보고하였는데 이는 금속도재관이 임상에서 성공적으로 사용할 수 있는 재료로 특별한 제약없이 사용이 가능한 것으로 사료된다.

본 연구에서는 분당 1 mm의 속도로 하중을 가했는데 Aboushelib 등²⁰은 하중을 가하는 속도와 파절기전의 영향에 관한 연구에서 IPS Empress 2-Eris crown 과 Cercon-Ceram S crown을 비교하였는데 파절실험과 충격강도실험에서 IPS Empress 2-Eris crown은 에너지의 흡수 양상에서 큰 차이를 보였으나 Cercon-Ceram S crown에서는 특이한 양상을 발견하지 못했다고 하였다. 또한 지르코니아 코어의 높은 강도에도 불구하고 충격강도 실험에서는 두 시스템간의 에너지 흡수방식에는 차이가 없었다고 하였으며, 교합 하중에 놓인 layered all-ceramic restoration의 지배적인 실패 형태는 veneering ceramic의 cone cracking 이라고 보고하였다.²⁰ 하중 속도가 본 연구 결과에는 큰 영향을 주지는 않았다고 사료된다.

지르코니아 전부도재관 제작을 위해서는 여러 번의 열처리 과정을 거치게 되는데 Oilo 등²¹은 지르코니아를 코어로 제작한 도재관의 열처리 시 1차 소성 후에 굴곡 강도가 감소한다고 하였으나, 이후의 소성이 재료의 특성에 유해한 영향을 주지는 않는다고 하였다. Dong 등²²은 IPS Empress도재는 가열 및 가압과정에서 굽힘강도가 증가되고 staining 과정과 glazing 과정에서도 도재의 강도가 더 증가된다고 보고하였다. 위의 과정에서 강도가 증가하는 이유는 glass와 crystal의 서로 다른 열팽창 계수에 의한 것으로 보여진다.

본 연구에서는 도재관의 장축이 30° 경사진 상태에서 상악과 하악의 중절치, 견치 부위는 지르코니아 도재관의 설측 절단면 중앙 부위에 하중이 가해지도록 하였으며, 상악과 하악의 소구치와 대구치는 지르코니아 도재관의 기능교두의 협설 측 경사면 중앙부위에 하중이 가해지도록 하였는데 이는 저작시 절단면 설측 중앙 부위와 기능 교두의 사면에 주 하중이 가해지는 것을 반영한 것이다.

이와 같은 실험조건에서 지르코니아 도재관의 파절양상은 하중이 가해진 부위에서 직하방으로 수직적인 파절선이 나타

났다. 이러한 파절 양상은 하중이 가해진 부위에 압축 응력이 형성되어 하부의 금속 다이를 기점으로 하여 절단면과 교합면의 중심과 하중점 사이에 인장 응력이 형성되어 파절이 일어나는 것으로 사료된다. 본 연구에서의 파절양상을 관찰한 결과 대부분의 경우 도재부분에서 파절이 일어났으나, 하악에서 중절치 4개, 소구치와 대구치는 각각 1개의 시편에서 지르코니아 코어까지 파절이 일어났다. 코어까지 파괴된 경우에서 최대 파절강도를 측정할 수 있었다.

본 연구에서는 접착이 완료된 도재관을 37°C의 증류수에 24 시간 보관한 후 파절강도를 측정하였는데, Studart 등²³은 3 mol%-yttria partially stabilized zirconia (3Y-TZP, Cercon, Degudent GmbH), Al₂O₃-ZrO₂-Glass composite (Inceram-Zirconia, Vita Zahnfabrik GmbH) 와 Li₂O·2SiO₂ glass ceramic (Empress 2, Ivoclar Vivadent AG) 를 물속에서 반복하중을 가한 후 피로도와 파절 실험을 시행하였는데, 물속에서의 피로도에 대한 현저한 감수성에도 불구하고 3Y-TZP는 높은 초기 기계적 강도로 인해 구치부 완전 도재 브리지의 사용에도 적합하다고 하였다.

도재의 수명은 구강내의 환경에서 우발적인 파절에 의해 시작되어 점진적인 확대에 의존한다. Tinschert 등²⁴은 현재의 CAD/CAM system으로 제작되어 사용되는 다양한 종류의 지르코니아 도재관과 glass-infiltrated alumina의 장기간에 걸친 강도 연구에서 수분 환경에서 glass-infiltrated alumina와 어떤 종류의 지르코니아 도재관은 파절의 진행에 대해 높은 감수성을 나타낸다고 하였다. 그러나 0.25 wt%의 alumina oxide를 함유한 지르코니아 도재관은 초기와 장기간에 걸쳐 높은 강도를 보인다고 하였다. 이는 본 실험조건이 구강내의 환경을 반영하지는 못하였으나 실험의 결과에 큰 변수로 작용하지는 않는다고 사료된다.

본 연구에서는 금속시편 (Ni-Cr 합금)을 사용하여 지르코니아 전부도재관의 파절강도를 알아보았다. Potiket 등²⁵은 금속 치아를 사용하지 않고 자연치아를 사용한 수종의 전부도재관의 파절강도에 관한 연구에서 모든 시편의 파절이 자연치아의 치경부에서 일어나고 파절강도도 낮게 측정되었다고 보고하였는데 이는 자연치아의 탄성계수가 금속보다 매우 낮기 때문에 나타난 결과로 사료된다.

본 연구에서는 상악과 하악의 중절치, 견치, 소구치, 대구치를 대상으로 지르코니아 전부도재관을 제작하여 각각의 파절강도를 알아보았다. 향후의 연구에서는 지르코니아 전부도재관을 이용한 브리지를 대상으로 지르코니아 도재관의 내면처리 방법과 접착제의 종류, 하중 조건 등을 달리한 파절강도의 연구가 진행된다면 임상에서의 활용에 큰 도움을 줄 것으로 사료된다.

결론

본 연구는 상악과 하악의 각 치아 부위에 금속 다리와 Lava™ All-Ceramic System을 이용하여 지르코니아 전부도재관을 제작

하고 각각의 파절강도를 측정하였다. 중절치와 견치는 절단면의 삭제량을 2.0 mm, 소구치와 대구치는 교합면의 삭제량을 1.5 mm, 그리고 측면 경사도는 8° 로 하여 모두 8군의 실험군을 설정하였다. 금속 다이와 지르코니아 도재관을 제작한 후 레진시멘트를 이용하여 합착하고 만능시험기상에서 치아 장축에 30° 경사지게 하여 중절치와 견치에 제작된 지르코니아 도재관은 절단면 중앙 부위에 하중을 가하였고, 소구치와 대구치에 제작된 지르코니아 도재관은 기능교두의 협설측 경사면 중앙부위에 하중이 가해지도록 한 후 파절강도를 측정한 결과 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 지르코니아 도재관의 평균 파절강도는 하악 제1대구치에서 2963 N으로 가장 높게 나타났으며, 하악 중절치에서 1035 N으로 가장 낮게 나타났다.
2. 지르코니아 도재관과 IPS Empress 도재관과의 평균 파절강도는 모든 치아에서 지르코니아 도재관이 더 크게 나타났다.
3. 지르코니아 도재관의 파절 양상은 하중이 가해진 중앙 부위에서 치아 장축으로 수직적인 파절상을 보였다.
4. 상악과 하악의 동일 부위에 제작된 지르코니아 도재관의 파절강도는 소구치에서 상악이 하악에 비하여 낮은 것으로 나타났으며 ($P < .05$), 다른 부위에서는 유의한 차이가 없었다 ($P > .05$).

참고문헌

1. Southan DE, Jörgensen KD. Faulty porcelain jacket crowns. Aust Dent J 1972;17:436-40.
2. Anusavice KJ. Degradability of dental ceramics. Adv Dent Res 1992;6:82-9.
3. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. Quintessence Int 2002;33:415-26.
4. Oh SC, Dong JK, Lüthy H, Schärer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. Int J Prosthodont 2000;13:468-72.
5. Lee HH. Dental Ceramics: Processing and clinical implications. J Korea Clin Dent 2000;2:106-15.
6. Song BK, Lee HH, Dong JK. Fracture Strength of the IPS Empress Crown : The effect of occlusal depth and axial inclination on upper central incisor. J Korean Acad Stomato Func Occlu 2000;16:237-44.
7. Shin DK, Kang HJ, Park YS, Park KS, Dong JK. Fracture Strength of the IPS Empress Crown : The effect of incisal reduction and axial inclination on upper canine. J Korean Acad Prosthodont 2005;43:30-40.
8. Dong JK, Oh SC, Kim SD. Fracture Strength of the IPS Empress Crown . The effect of occlusal depth and axial inclination on upper first premolar crowns. J Korean Acad Prosthodont 1999;37:127-33.
9. Choi TR, Lee HH, Dong JK. Fracture Strength of the IPS Empress Crown : The effect of occlusal depth and axial inclination on upper first molar. J Korean Acad Prosthodont 2001;39:171-83.
10. Nam YS, Dong JK. Fracture Strength of the IPS Empress Crown. The effect of incisal reduction and axial inclination on lower central incisor. J Korean Acad Stomato Func Occlu 2003;19:207-17.
11. Jung YC, Shin DK, Park EJ, Kim MJ, Dong JK. Fracture Strength of the IPS Empress Crown. The effect of incisal reduction depth and axial inclination on lower canine. J Korean Acad Stomato Func Occlu 2004;20:20-9.
12. Kim HJ, Lee HH, Nam YS, Dong JK. Fracture Strength of the IPS Empress Crown : The effect of occlusal depth and axial inclination on lower second premolar. J Korean Acad Prosthodont 2002;40:441-50.
13. Kim SH, Lee JH, Kim 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;41:48-59.
14. Jeong HC. Fracture strength of zirconia monolithic crowns. J Korean Acad Prosthodont 2006;44:157-64.
15. Shin ES, Lee YS, Park WH. Comparative study in fracture strength of zirconia cores fabricated with three different CAD/CAM systems. J Korean Acad Prosthodont 2008;46:22-30.
16. Sundh A, Sjögren 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.
17. Vult von Steyern P, Ebbesson S, Holmgren J, Haag P, Nilner K. Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. J Oral Rehabil 2006;33:682-9.
18. Craig RG. Restorative dental materials. St Louis: CV Mosby; 1989, p. 65.
19. Lee SM, Jeong HC, Jeon YC. Fracture strength of zirconia monolithic crowns and metal-ceramic crowns after cyclic loading and thermocycling. J Korean Acad Prosthodont 2007;45:12-20.
20. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. Dent Mater 2007;23:952-9.
21. Oilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. Dent Mater 2008;24:471-5.
22. Dong JK, Lüthy H, Wohlwend A, Schärer P. Heat-pressed ceramics: Technology and strength. Int J Prosthodont 1992;5:9-16.
23. Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. *In vitro* lifetime of dental ceramics under cyclic loading in water. Biomaterials 2007;28:2695-705.
24. Tinschert J, Natt G, Mohrbötter N, Spiekermann H, Schulze KA. Lifetime of alumina- and zirconia ceramics used for crown and bridge restorations. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2007;80:317-21.
25. 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.

Fracture strength of zirconia ceramic crowns according to tooth position

In-Seob Lee¹, DDS, MSD, PhD, Jeong-Mi Kim², MSD, Jin-Keun Dong^{1*}, DDS, MSD, PhD

¹Department of Prosthodontics, ²Dental Hospital,
College of Dentistry, Wonkwang University, Iksan, Korea

Purpose: The purpose of this study was to compare the fracture strength of the zirconia ceramic crowns according to tooth position. **Material and methods:** After 10 metal dies were made for each group, the zirconia ceramic crowns were fabricated using CAD/CAM system (Lava™ All-Ceramic System) and each crown was cemented on each metal die with resin cement (Rely X™ Unicem). The cemented zirconia ceramic crowns mounted on the testing jig were inclined with 30 degrees to the long axis of the tooth and the universal testing machine was used to measure the fracture strength. **Results:** 1. The fracture strength of the zirconia ceramic crown in the lower 1st molar (2963 N) had the highest and that in the lower central incisor (1035 N) had the lowest. 2. The fracture strength of zirconia ceramic crown was higher than that of the IPS Empress crowns in all tooth position. 3. The fracture mode of the crowns was similar. Most of fracture lines began at the loading area and extended through proximal surface perpendicular to the long axis of the crowns. 4. There were no significant differences on the fracture strength of the zirconia ceramic crowns according to tooth position except in premolar group. **Conclusion:** Within the limitations of this study, the results suggested that strength of zirconia ceramic crown is satisfactory for clinical use. (*J Korean Acad Prosthodont 2010;48:94-100*)

Key words: Zirconia ceramic crown, Fracture strength

*Corresponding Author: Jin-Keun Dong

Department of prosthodontics, College of Dentistry, Wonkwang University 334-2, Sinyong-dong, Iksan, Jeonbuk, 570-749, Korea

+82 63 857 4824; e-mail, dong@wku.ac.kr

Article history

Received January 20, 2010/ Last Revision March 13, 2010/ Accepted March 31, 2010