

완전 지르코니아 크라운의 교합면 두께에 따른 파절강도의 비교 연구

장수아 · 김윤영 · 박원희 · 이영수*

한양대학교 의과대학 치과학교실

Comparative study of fracture strength depending on the occlusal thickness of full zirconia crown

Soo-Ah Jang, DDS, MSD, Yoon-Young Kim, DDS, MSD, Won-Hee Park, DDS, PhD, Young-Soo Lee*, DDS, PhD

Major in Dentistry, Department of Medical Science, Hanyang University Graduate School, Seoul, Korea

Purpose: The purpose of this study was to compare the fracture strength of traditional metal-ceramic crowns and full zirconia crowns according to the occlusal thickness. **Materials and methods:** A mandibular first molar resin tooth was prepared with 1.5 mm occlusal reduction, 1.0 mm rounded shoulder margin and 6° taperness in the axial wall. Duplicating the resin tooth, 64 metal dies were fabricated. 48 full zirconia crowns were fabricated using Prettau zirconia blanks by ZIRKONZAHN CAD/CAM and classified into six groups according to the occlusal thickness (0.5 mm, 0.6 mm, 0.7 mm, 0.8 mm, 0.9 mm, 1.0 mm). 16 metal-ceramic crowns were fabricated and classified into two groups according to the occlusal porcelain thickness (1.0 mm, 1.5 mm). All crowns were cemented on each metal die and mounted in a universal testing machine. The load was directed at the functional cusp of each specimen until catastrophic failure occurred. One-way ANOVA, Tukey multiple comparison test ($\alpha=.05$) and t-test ($\alpha=.05$) were used. **Results:** The results were as follows. 1. The test 1 group (646.48 N) showed the lowest fracture strength ($P<.05$), and the value of the test 2,3,4,5 groups (866.40 N, 978.82 N, 1196.82 N, 1222.41 N) increased as thickness increased, but no significant difference were found with the groups ($P>.05$). The value of test 6 group (1781.24 N) was significantly higher than those of the other groups ($P<.05$). 2. There were no significant differences of the fracture strength of metal ceramic crowns according to occlusal porcelain thickness 1.0 mm (2515.71 N) and 1.5 mm (3473.31 N) ($P<.05$). **Conclusion:** Full zirconia crown needs to be 1.0 mm or over in occlusal thickness for the posterior area to have higher fracture strength than maximum bite force. (*J Korean Acad Prosthodont 2013;51:160-6*)

Key words: Full zirconia crown; Fracture strength

서론

심미수복용 세라믹 재료로서 Pierre 등은 도재를 치과에 사용하려는 시도를 하였다.¹ 그러나 이는 취성이 커서 낮은 인장응력이 작용하는 상태에서 쉽게 파절이 일어나는 문제점으로 널리 보급되지 못하였다. 1962년 Weinstein 등²에 의해 상대적으로 큰 열팽창을 보이는 백류석 결정을 함유하는 도재가 개발되면서 도재를 금속에 용착시키는 금속도재관이 소개되었고 이는 도재의 우수한 심미성과 금속의 높은 파괴인성의 장점을 가지

고³ 현재까지 치과임상에서 사용되고 있다. 그러나 한편으로는 금속도재관 하부의 금속 코핑으로 인한 광학적 불투과성, 변연부 금속의 노출, 치은부에서 shadow의 발현, 금속과 도재의 결합 실패, 금속산화물 용출로 인한 치은의 변색 등이 문제점으로 지적되면서, 금속도재관을 대체할 만한 완전도재관의 필요성이 제기되었다.⁴

1984년 도재를 주조해서 제작한 Dicor® (Dentsply International Inc., York, PA)가 개발되었으며⁵ 1988년 내화성 매몰재 모형상에서 도재를 직접 축조 및 소성하는 Hi-Ceram® (Vita Zahnfabrik, Germany),

*Corresponding Author: Young-Soo Lee

Major in Dentistry, Department of Medical Science, Hanyang University Graduate School, 17 Hangdang-dong, Sungdong-gu, Seoul, 133-792, Korea

+82 2 2290 8675: e-mail, leeys@hanyang.ac.kr

Article history: Received April 19, 2013 / Last Revision June 11, 2013 / Accepted July 3, 2013

© 2013 The Korean Academy of Prosthodontics

© This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

Optec HSP® (Jeneric/Pentron Inc., Wallingford, CT)가 소개되었다.⁶ 1989년 알루미늄 나 코어를 사용하여 강도를 크게 보강시킨 In-Ceram® (Vita Zahnfabrik, Germany)이 개발되었으며⁷ 1990년에는 자연치와 유사한 투명도를 가질 수 있는 IPS-Empress® (Ivoclar, Liechtenstein)가 개발되었다.⁸ 그러나 완전도재관은 뛰어난 심미성과 생체 친화성에도 불구하고 파절 가능성 때문에 수복물의 내구성 저하의 위험이 있다.

이러한 완전도재관의 단점을 극복하기 위해 개발된 지르코니아는 Garvie 등이 "ceramic steel"이라고 명명했듯이 기존의 도재와 비교하여 뛰어난 물리적 성질을 가지고 있으며 생체적합성이 뛰어나고 광투과성이 높아 심미수복 재료로 사용이 증가되고 있는 추세이다.¹⁰ 그러나 지르코니아만으로는 치아와 유사한 색조를 재현하기가 어려우므로 지르코니아를 하부 구조로 하고 상부에 심미적인 장식계 도재로 이장하는 이중구조의 완전도재관이 주를 이루고 있다. 지르코니아에 대한 현재까지의 임상적 연구를 종합해 보면 가장 큰 문제점은 상부 도재의 부분적인 파절 또는 박리이다. Heintze와 Rousson¹¹의 문헌에서 지르코니아 완전도재관의 3년간 도재 부분 파절 발생률은 54%로 금속도재관의 34%보다 높은 것으로 조사되었다.

구치부에서도 완전도재관의 적용에 대한 시도가 증가하면서 상부 도재의 파절이라는 문제점을 극복하고, 지르코니아 하부구조와 상부 도재층의 이중구조를 위한 많은 양의 치아사체를 피하기 위해 지르코니아만으로 이루어진 완전 지르코니아 크라운(full zirconia crown)의 수요가 꾸준히 증가하고 있다. 그러나 임상에서 사용과 관련한 장기적인 데이터의 부족 등으로 현재 널리 이용되고 있지는 않다.

이에 본 연구는 완전 지르코니아 크라운을 구치부 수복재료로 사용하는 경우 구강 내에서 안전하게 사용하기 위해 필요한 구조적 기준 중 적절한 보철물의 최소의 두께를 알아보고자 함이다. 이를 위해 다른 교합면 두께를 갖는 완전 지르코니아 크라운과 금속도재관을 제작하고 파절강도를 비교하였다.

연구 재료 및 방법

1. 실험용 금속 다이 제작

표준형 텐티폼(Hanil Dental Ind. Co., Korea)상의 하악 우측 제 1대구치에 해당하는 경질 레진치로 지대치를 형성 하였다. 교합면은 1.5 mm, 변연은 백악-법랑경계의 1.0 mm 상방에 1.0 mm 폭의 rounded shoulder로 형성하였으며 측면 경사각은 6°가 되도록 하였다. 삭제된 지대치를 실리콘 인상재(Exafine, GC Co., Japan)를 이용하여 인상을 채득하고 아크릴릭 레진(Pattern resin, GC Co., Japan)을 이용하여 복제하였다. 복제된 아크릴릭 레진을 매몰, 소환한 후 니켈-크롬 합금(New crown, RUBY dental alloy works, Japan)으로 주조하여 64개의 실험용 금속 다이를 제작하였다(Fig. 1).

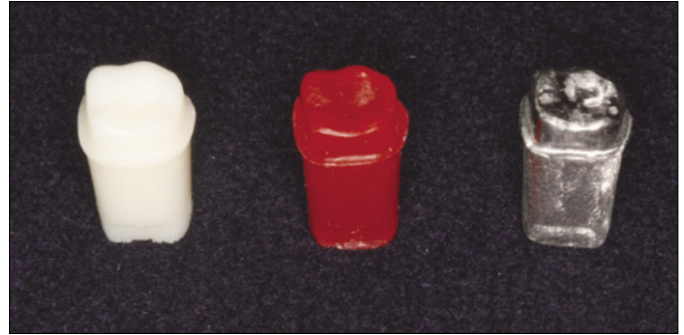


Fig. 1. Fabrication process of metal die.

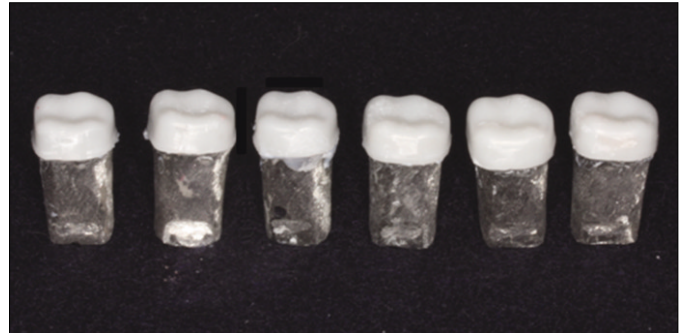


Fig. 2. Full zirconia crown.

2. 완전 지르코니아 크라운 제작

완전 지르코니아 크라운의 제작을 위해 실험용 금속 다이를 ZIRKONZAHN CAD/CAM SYSTEM (ZIRKONZAHN, Dusseldorf, Germany)의 스케너를 이용하여 금속 다이의 정보를 입력하고, 교합면의 두께를 실험1군은 0.5 mm, 실험2군은 0.6 mm, 실험3군은 0.7 mm, 실험4군은 0.8 mm, 실험5군은 0.9 mm, 실험6군은 1.0 mm가 되도록 디자인하였다. 완전 지르코니아 크라운과 금속 다이 사이의 시멘트 공간은 0.03 mm가 되도록 하였고, 각 군당 8개씩 Prettau zirconia blanks (ZIRKONZAHN, Dusseldorf, Germany)를 컴퓨터에 의해 절삭하였다. 교합면 교두정의 두께를 확인 후 glazing을 시행하였다(Fig. 2).

3. 금속도재관 제작

대조군으로 코발트-크롬 금속도재관을 제작하기 위해 실험용 금속 다이 위에 0.03 mm 두께의 다이 스페이서(Nice fit, GC Co., Tokyo, Japan)를 바르고 0.5 mm 두께의 wax coping을 16개 제작하였다. 제작된 wax coping은 통상적인 방법으로 매몰, 소환하였고 코발트-크롬 합금(Rexillum III, Jeneric/Pentron, USA)을 이용하여 주조하였다. 도재 축성 과정은 한 명의 숙련된 기공사에 의해 제조사의 지시에 따라 진행하였으며 도재 축성에는 고온소

성용 도재인 Noritake Super porcelain EX-3 (Noritake, Japan)을 사용하였다. 소성이 끝난 금속도재관은 metal gauge를 이용하여 교합면 교두정에서 대조1군은 1.5 mm, 대조2 군은 2.0 mm 두께가 되도록 각 8개씩 총 16개를 제작한 후 glazing을 시행하였다(Fig. 3).

4. 완전 지르코니아 크라운, 금속도재관과 금속 다이의 합착

완전 지르코니아 크라운과 금속도재관은 Rely X Unicem (3M ESPE, Germany)로 금속 다이에 합착하였다. 합착과정 동안 손가락으로 5분 동안 일정한 힘으로 유지 하였으며 접착이 완료된 후 37℃의 증류수에 24시간 보관하였다.

5. 파절강도 측정

준비된 시편은 만능시험기(Universal testing machine Model 6022, Instron Co., Canton, MA, USA)를 사용하여 파절강도를 측정하였다. 치아 장축에 수직이 되도록 시편을 금속 지그에 고정하고 바닥이 편평한 봉 형태를 지닌 금속 기구를 이용하여 각 시편의 기능교두정에 수직 하중이 가해지도록 하였다. 만능시험기의 시험 속도는 분당 1 mm로 각 시편이 파절 될 때까지 하중을 가하였다(Fig. 4).



Fig. 3. Metal ceramic crown - occlusal porcelain thickness 1.0 mm (left), 1.5 mm (right).

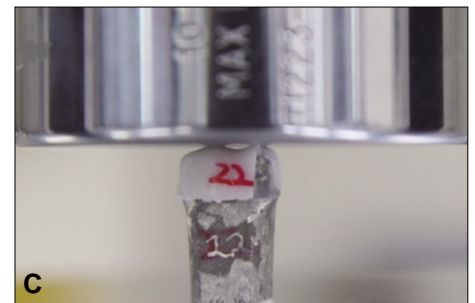
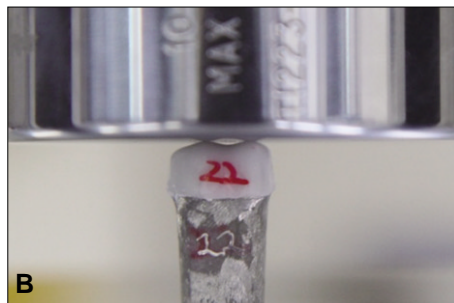
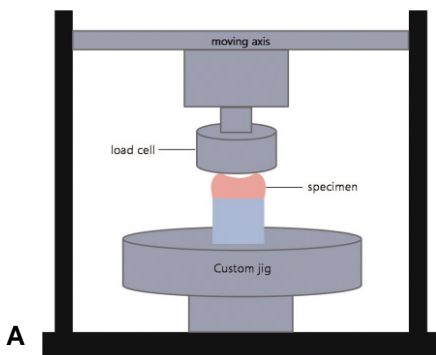


Fig. 4. A: Schematic illustration of the universal test machine experimental setup, B: Secured crown for testing in custom jig on universal testing machine, C: Fractured specimen after loading.

6. 통계분석

본 연구는 SPSS (IBM SPSS Ver.20, Chicago, IL, USA)를 사용하여 통계처리 하였다. 정규성 검정 후 완전 지르코니아 크라운 (실험군) 6개 그룹간에 평균 파절강도를 비교하기 위해 일원배치분산분석(One-way ANOVA)을 시행하였고, 사후검정을 위해 Tukey multiple comparison test ($P < .05$)를 시행하였다. 금속도재관 (대조군) 2개 그룹간 유의한 차이는 t-test를 시행하였다($P < .05$).

결과

1. 파절강도

완전 지르코니아 크라운의 각 실험군별 파절강도는 Table 1과 같았다. 각 군별로 평균 파절강도에 유의한 차이가 있는지를 통계학적으로 검정하기 위해 일원배치분산분석을 시행하였고(Table 2), 사후검정을 위한 Tukey test를 시행하였다(Table 3). 실험 1군은 가장 낮은 값을 나타내었고($P < .05$) 실험 2, 3, 4, 5군은 교합면의 두께가 증가할수록 파절강도는 증가하였지만 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 않았다($P > .05$). 실험 6군 다른 군보다 통계적으로 유의하게 가장 높은 값을 나타내었다($P < .05$).

Table 1. Fracture strength of full zirconia crown (unit: N)

	Mean	SD	Minimum	Maximum
Test 1 (0.5 mm)	646.48	300.82	140.58	932.94
Test 2 (0.6 mm)	866.40	220.98	506.74	1124.75
Test 3 (0.7 mm)	978.82	235.87	703.40	1404.36
Test 4 (0.8 mm)	1196.82	305.35	859.60	1689.08
Test 5 (0.9 mm)	1222.41	449.17	865.22	1941.44
Test 6 (1.0 mm)	1781.24	423.30	1214.38	2366.23

Table 2. Results of one-way ANOVA

Source	Sum of squares	df	Mean square	F value	P value
Between groups	6095736.74	5	1219147.35	10.931	<.001
Within groups	4684134.40	42	111527.01		
Total	10779871.14				

Table 3. Statistical comparisons of full zirconia crown (Tukey test at $P=.05$)

	Subgroup at $P=.05$		
	1	2	3
Test 1 (0.5 mm)	A		
Test 2 (0.6 mm)		B	
Test 3 (0.7 mm)		B	
Test 4 (0.8 mm)		B	
Test 5 (0.9 mm)		B	
Test 6 (1.0 mm)			C

Table 4. Fracture of metal ceramic crown and results of t-test (unit: N)

	Mean	SD	Minimum	Maximum	t	df	P value
Control 1 (1.0 mm)	2515.71	388.81	823.56	4302.49	1.854	14	0.085
Control 2 (1.5 mm)	3473.31	961.13	2724.36	7667.95			

($P=.05$)

금속도재관의 각 그룹간에 평균 파절강도가 통계학적으로 차이가 있는지 검정하기 위해 t-test를 시행하였다(Table 4). 금속도재관은 도재의 두께가 1.0 mm에서 1.5 mm로 증가했을 때 파절강도가 증가하였지만 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 않았다($P>.05$).

2. 파절양상

실험군에서 파절양상은 6개 군에서 모두 유사하게 하중이 가해진 교두정 직하방에서 수직적인 파절선이 나타나 변연부 위까지 진행되어 파절편이 금속 다이에서 분리되는 양상을 보였으며 두께가 얇을수록 파절편의 크기가 작았고, 두께가 두꺼울수록 파절편의 크기가 컸다.

대조군에서 파절 양상은 2개 군에서 모두 유사하게 나타났는데 하중이 가해진 교두정에서 파절선이 시작되어 변연부 위까지 도달 후 파절편은 금속 도재 결합부에서 떨어져 나가는 양상을 보였다.

고찰

지르코니아는 금속원소인 지르코늄(zirconium, Zr)의 산화물(ZrO_2)을 일컫는 말로서, 천연산 단사정 지르코니아(baddeleyite) 또는 지르콘($ZrSiO_4$)을 원료로 사용하여 제조하고 있다. 순수 지르코니아는 온도가 상승함에 따라 1,170°C까지는 단사정계

(monoclinic), 1,170°C부터 2,370°C까지는 정방정계(tetragonal), 그 이상의 온도부터 녹는점인 2,680°C까지는 입방정계(cubic) 등 3가지 결정상으로 존재하며, 온도가 내려가면 다시 입방정계, 정방정계, 단사정계로 상변이가 일어난다. 지르코니아는 고온에서 안정적인 정방정계 결정상으로 존재하다가 상온으로 서서히 냉각 시 단사정계로 상변이를 할 때, 3-5%의 부피 증가와 약 8%의 진단 변형을 보이며, 이 때 균열이 발생하여 지르코니아가 파절하게 된다. 따라서 상온에서 이러한 상변이를 안정화시키기 위하여 지르코니아에 Y_2O_3 , MgO , CeO 등의 금속산화물을 첨가하면 일부 지르코니아는 냉각이 진행되더라도 단사정계로 변화하지 않고 정방정계 결정구조로 남아서 미세구조를 형성하고 단사정계의 지르코니아에 의해서 제한된 공간으로 둘러싸이게 된다. 이처럼 정방정계와 단사정계가 공존하여 안정화된 지르코니아를 부분안정화 지르코니아(partially stabilized zirconia: PSZ)라고 한다. 다량의 금속산화물이 함유되어 단일상의 정방정계의 결정구조가 존재하는 경우 정방정 지르코니아 다결정체(tetragonal zirconia polycrystalline: TZP)라고 하며, 치과에서 사용되는 지르코니아는 Ytria (Y_2O_3)를 3-5mol% 첨가한 yttrium tetragonal zirconia polycrystalline (Y-TZP)가 주를 이루고 있다. CAD/CAM 지르코니아 블록은 정방정 지르코니아 다결정체를 블록 형상으로 제작한 것으로서 완전소결과 반소결 지르코니아가 널리 사용되고 있다. 완전소결 지르코니아는 가압성형 후 미리 최종 소결한 블록으로서, 경도가 높고 가공 효율이 낮으며 밀링 과정에서 온도가 상승될 경우 상전이로 인해 파절

이나 균열이 생길 수 있다. 그렇지만 밀링 후 수축이 없으므로 정밀도가 우수하고 반소결 지르코니아에 비해 강도와 투명도가 높다. 반소결 지르코니아는 가압성형 후 저온에서 반소결한 것으로 연질이므로 가공효율이 높지만 최종 소결 과정에서 일어나는 수축으로 인해 정밀도가 떨어지고 완전소결 지르코니아에 비해 강도가 낮고 투명도가 낮다.¹²

치과용 지르코니아 시스템의 임상수명에 관한 연구보고가 발표되고 있다. Ozkurt와 Kazazoglu¹³는 지르코니아 하부구조와 상부 도재층의 이중구조로 된 완전도재관(이하 지르코니아 코어 완전도재관)의 임상성적에 대하여 5년 생존율을 97.8%로 보고하였고 실패는 5-unit framework의 연결부에서 일어났다고 하였다. 또한 가장 빈번한 합병증은 상부 도재의 균열이나 파절이었다. Sailer 등¹⁴은 3년간 46개의 지르코니아 코어 완전도재관을 관찰한 결과 지르코니아 코어는 100% 성공률을 보였으나 13%에서 상부도재의 파절이 일어났다고 하였다. Molin과 Karlsson¹⁵은 3-unit 지르코니아 코어 완전도재관의 생존율을 5년간 94.7%로 보고하였다.

도재의 파절을 막기 위해서 완전도재관의 파절강도를 측정하는 것이 필요하며 교합력을 수용하기 위해 어느 정도의 두께가 필요한지 아는 것은 중요하다. Craig와 Powers¹⁶의 연구에서 치아의 최대 교합력은 전치에서는 155 N, 견치에서는 208 N, 소구치에서는 288 N, 대구치에서는 565 N으로 보고하였다. Waltimo와 Könönen¹⁷의 연구에서는 여성에서는 전치부에서 325 N, 구치부에서 777 N이었으며, 남성에서는 이보다 높은 값이 측정되었는데 전치부에서 382 N, 구치부에서 909 N이었다고 보고하였다. 또한 심한 교합면 마모를 보이는 환자들의 평균 최고 교합력을 조사한 결과 전치부에서 777 N, 구치부에서는 911 N을 보인다고 하였다.¹⁸ 또 다른 연구에서는 건강한 성인 남녀의 근전위도 측정 결과 최대 교합력은 평균 700 N정도이고 최대 1221 N의 교합력을 보이는 경우도 있다고 보고하였다.¹⁹

본 연구에서 금속도재관의 파절강도는 금속 코핑이 0.5 mm 이고 도재의 두께가 1.0 mm, 1.5 mm 일 때 각각 2515.71 N, 3473.31 N을 나타내었다. Brukl과 Ocampo²⁰은 0.3 mm 금속 코핑에 전체 2.0 mm 두께를 갖는 금속도재관에 수직 하중을 가했을 때 평균 1895 N으로 보고하였고, 이 등²¹은 0.5 mm 금속 코핑을 갖는 1.0 mm와 1.5 mm 두께의 금속도재관의 파절강도 측정 실험에서 반복하중을 가하지 않은 경우 각각 1956 N, 2856 N을 보고하였다. 본 연구에서 측정된 값은 이보다 높은 값으로 금속도재관을 임상적으로 적용하였을 때 성공적으로 사용할 수 있을 것으로 사료된다.

완전 지르코니아 크라운은 실험1군에서 646.48 N, 실험2군에서 866.40 N, 실험3군에서 978.82 N, 실험4군에서 1196.82 N, 실험5군에서 1222.41 N, 실험6군에서 1781.24 N으로 두께에 따라 파절강도가 증가하였다. 이 등의 연구²¹에서 Kavo CAD/CAM시스템(Kavo, Biberach, Germany)을 이용하여 완전 지르코니아 크라운을 제작하고 반복하중을 가하지 않고 두께에 따른 파절강도를 측정한 결과 완전 지르코니아 크라운의 교합면 두께가 0.5 mm, 0.8

mm, 1.1 mm일 때 각각 635.8 N, 1439.9 N, 3280.3 N이라고 보고하였다. 본 연구와 비교하였을 때 같은 두께의 Prettau 지르코니아에서 더 낮은 파절강도를 나타냈고 두께가 증가할 때 그 차이는 더 크게 나타났다. Ferrario 등¹⁹이 제시한 최대 교합력과 수치적으로 단순 비교하였을 때 구강 내에서 안전하게 사용할 수 있는 두께는 실험 6군인 1.0 mm와 그 이상으로 사료된다. 또한 실험군에 대한 사후감정을 시행하였을 때 실험 2, 3, 4, 5군의 평균 파절강도는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았지만 실험 표본이 더 많고 균일한 실험 결과를 나타냈다면 서로 다른 실험군간에 통계적 차이가 있었을 것이라고 생각된다.

본 연구에서 만능시험기를 이용하여 분당 1 mm의 속도로 수직적인 하중을 주고 파절 강도를 측정하는 것을 택했으며, 넓은 면적의 접촉이 파절 강도를 증가시키며 결과의 일관성을 부여하므로²² 편평한 기능교두정에 접촉 하여 하중이 가해지도록 하였다.

본 연구는 하중이 수직적으로만 가해진 결과이며 타액에 의한 습윤한 상태, 삼입되는 음식에 의한 온도 변화, 교합력에 의해 즉각적, 점진적으로 반응하는 치주인대와 치조골을 고려하지 않은 점 등 구강내의 조건과는 다르므로 실제 임상에 그대로 적용하기에는 한계가 있다. 그러나 임상 실험 이전에 기초적인 자료를 제공할 수 있으므로 향후 이와 관련하여 다양한 요소들이 고려되는 실험연구와 임상연구가 계속 이루어져야 할 것이다.

결론

본 연구는 완전 지르코니아 크라운의 두께에 따른 파절 강도를 알아보기 위하여 완전 지르코니아 크라운의 교합면의 교두정 두께를 0.5 mm, 0.6 mm, 0.7 mm, 0.8 mm, 0.9 mm, 1.0 mm로 제작하고 대조군으로는 금속도재관을 0.5 mm 두께의 금속 코핑 위에 상부 도재의 두께가 1.0 mm, 1.5 mm가 되도록 제작하였다. 각각의 완전 지르코니아 크라운과 금속도재관은 만능시험기 하에서 수직으로 기능교두에 하중을 가한 후 파절강도를 측정하였고 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 완전 지르코니아 크라운과 금속도재관은 모두 교합면 도재의 두께가 증가할수록 파절강도는 높게 나타났다.
2. 금속도재관은 도재의 두께가 1.0 mm와 1.5 mm일 때 유의한 차이가 없었으며 이는 구강내의 교합력을 견디기에 충분한 파절강도를 지닌다.
3. 완전 지르코니아 크라운은 대구치부에서 최대교합력보다 높은 파절강도를 갖기 위해서는 1.0 mm이상의 두께가 필요하다.

References

1. Ersmere JB. Porcelain dental work. Br J Dent Sci 1900;43:547-50.

2. Weinstein M, Katz S, Weinstein AB. Fused porcelain-to-metal teeth. 1962; US patent 3052, 982.
3. Johnston JF. Porcelain veneers bonded to gold castings-A progress report. *J Prosthet Dent* 1958;8:120-2.
4. Piddock V, Qualtrough AJ. Dental ceramics-an update. *J Dent* 1990;18:227-35.
5. Adair PJ, Grossman DG. The castable ceramic crown. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1984;4:32-46.
6. Optec HSP laboratory technique manual. Jeneric/Pentro Inc, Wallingford, Conn., 1988.
7. Sadoun M. All ceramic bridges with the slip casting technique. Presented at the 7th International Symposium on Ceramics. Paris, September, 1988.
8. Beham G. IPS-Empress: a new ceramic technology. *ZWR* 1991;100:404-8.
9. Garvie RC, Hannik RH, Pascoe RT. Ceramic Steel? *Nature* 1975;258:703-4.
10. Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Net-shaping of ceramic components by direct ceramic machining. *Assembly Autom* 2003;23:382-90.
11. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2010;23:493-502.
12. Bachhav VC, Aras MA. Zirconia-based fixed partial dentures: a clinical review. *Quintessence Int* 2011;42:173-82.
13. Ozkurt Z, Kazazoglu E. Clinical success of zirconia in dental applications. *J Prosthodont* 2010;19:64-8.
14. Sailer I, Fehér A, Filser F, Lüthy H, Gauckler LJ, Schärer P, Franz Hämmerle CH. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int* 2006;37:685-93.
15. Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *Int J Prosthodont* 2008;21:223-7.
16. Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials. 8th ed. St Louis, Mo: The CV Mosby Co, 1989.
17. Waltimo A, Könönen 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.
18. Waltimo A, Nyström M, Könönen M. Bite force and dentofacial morphology in men with severe dental attrition. *Scand J Dent Res* 1994;102:92-6.
19. 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.
20. Brukl CE, Ocampo RR. Compressive strengths of a new foil and porcelain-fused-to-metal crowns. *J Prosthet Dent* 1987;57:404-10.
21. 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.
22. Shin MR, Kim MJ, Oh SC. Fracture load and marginal fitness of zirconia ceramic coping by design and coloration. *J Korean Acad Prosthodont* 2009;47:406-15.

완전 지르코니아 크라운의 교합면 두께에 따른 파절강도의 비교 연구

장수아 · 김윤영 · 박원희 · 이영수*

한양대학교 의과대학 치과학교실

연구 목적: 본 연구의 목적은 전통적인 금속도재관과 완전 지르코니아 크라운의 교합면 두께에 따른 파절강도를 비교하는 것이다.

연구 재료 및 방법: 하악 제1대구치에 해당하는 레진치를 교합면 1.5 mm, 변연은 1.0 mm 폭의 rounded shoulder로 하고 측면 경사각이 6°가 되도록 삭제하여 금속 다이 64개를 제작하였다. 완전 지르코니아 크라운은 ZIRKONZAHN CAD/CAM을 이용하여 Prettau zirconia blanks를 절삭하여 48개의 크라운을 제작하고 교합면 교두정의 두께에 따라 6개 군으로 분류하였다(0.5 mm, 0.6 mm, 0.7 mm, 0.8 mm, 0.9 mm, 1.0 mm). 16개의 금속도재관을 제작하여 교합면 교두정 도재의 두께에 따라 2개 군으로 분류하였다(1.0 mm, 1.5 mm). 완성된 완전 지르코니아 크라운과 금속도재관은 만능시험기 상에서 치아 교합면에 수직으로 하중이 가하도록 하여 파절강도를 측정하였다. One-way ANOVA, Tukey multiple comparison test ($\alpha=.05$)와 t-test ($\alpha=.05$)로 검정하였다.

결과: 본 연구의 결과는 다음과 같다. 1. 실험 1군은 가장 낮은 값(646.48 N)을 나타내었고($P<.05$), 실험 2, 3, 4, 5군은 교합면의 두께가 증가할수록 파절강도는 증가하였지만(866.40 N, 978.82 N, 1196.82 N, 1222.41 N) 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 않았다($P>.05$). 실험 6군은 다른 군보다 통계적으로 유의하게 가장 높은 값(1781.24 N)을 나타내었다($P<.05$). 2. 대조군의 파절강도는 도재의 두께가 1.0 mm와 1.5 mm일 때 각각 2515.71 N, 3473.31 N이며 이는 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 않았다($P>.05$).

결론: 완전 지르코니아 크라운은 대구치부에서 최대교합력보다 높은 파절강도를 갖기 위해서는 1.0 mm 이상의 두께가 필요하다. (대한치과보철학회지 2013;51:160-6)

주요단어: 완전 지르코니아 크라운; 파절강도

*교신저자: 이영수

133-792 서울시 성동구 행당동 17 한양대학교병원 치과보철과

02-2290-8675: e-mail, leeys@hanyang.ac.kr

원고접수일: 2013년 4월 19일 / 원고최종수정일: 2013년 6월 11일 / 원고채택일: 2013년

7월 3일

© 2013 대한치과보철학회

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