

금속하부구조의 fin이 적층소결법과 열가압성형법을 적용한 금속-세라믹 크라운의 파절강도에 미치는 영향

박진수^{1,+}, 박정은^{2,+}, 손시원³, 김예나³, 이민호², 장용석^{2,*}, 배태성^{2,*}

¹(주)쿠보텍 기업부설연구소

²전북대학교 치과대학 치과생체재료학교실, 생체흡수성소재연구소 및 구강생체과학연구소

³(주)하스

⁺공동 1저자

Effect of fins in the metal substructure on the fracture strength of metal-ceramic crowns fabricated by porcelain sintering and heat-pressing techniques

Jin-Su Park^{1,+}, Jung-Eun Park^{2,+}, Si-Won Son³, Ye-Na Kim³, Min-Ho Lee²,
Young-Seok Jang², Tae-Sung Bae^{2,*}

¹*kuwotech Co.,Ltd R&D Center, Gwangju, Republic of Korea*

²*Department of Dental Biomaterials, institute of biodegradable Materials and Oral Bio-Science, School of Dentistry, Jeonbuk National University, Jeonju, Republic of Korea*

³*Department of R&D, Hass Co, Gangneung, Republic of Korea*

⁺*These authors contributed equally to this work*

In this study, the effect of fin formation (0.2 mm wide×2 mm long×0.1 mm high) in the cervical region of the metal substructure on the fracture strength of porcelain-fused-to-metal (PFM) and lithium disilicate-pressed-on-metal (LPM) crowns was investigated. A model of a maxillary second premolar was scanned, and an abutment and coping with a cutback design were created using the 3Shape CAD program. Twenty Co-Cr alloy copings were fabricated using selective laser sintering (SLS) and randomly assigned to two groups (n=10 per group). The first group received PFM crowns made with Vintage A2 porcelain (Shofu), while the second group received LPM crowns fabricated using Amber LiSi-Pressed on Metal ingots (HASS). The crowns were cemented onto the abutments using RelyXTM U200 self-adhesive resin cement and subjected to an aging process by immersion in distilled water at 37°C for 10 days. Fracture testing was conducted using a universal testing machine. A 3 mm diameter steel ball was positioned at the center of the occlusal surface, and the initial chipping load was measured at a crosshead speed of 0.5 mm/min. The results led to the following conclusions: The cusp angles and orientation of the fabricated crowns closely matched the original design in the LPM group. However, in the PFM group, deviations were observed, including an increased angle between the buccal and lingual cusps and inconsistencies in crown orientation. The initial chipping strengths of PFM and LPM crowns were 1284.98±502.43 N and 1178.45±268.52 N, respectively, with no statistically significant difference between the groups ($p>0.05$). However, the Weibull modulus for the initial chipping strength was 2.961 for PFM crowns and 4.882 for LPM crowns, indicating that LPM crowns exhibited greater reliability.

Keywords : Co-Cr alloy, Fin formation, Laminated sintering process, Heat pressing method, Fracture strength

Jin-Su Park (ORCID: 0009-0007-4942-0929)
Jung-Eun Park (ORCID: 0000-0003-3087-1539)
Si-Won Son (ORCID: 0009-0006-4139-6955)
Ye-Na Kim (ORCID: 0009-0002-8377-2980)
Min-Ho Lee (ORCID: 0000-0001-6142-4876)
Young-Seok Jang (ORCID: 0000-0002-2757-232X)

*Correspondence: Tae-Sung Bae (ORCID: 0000-0002-8307-4544)
567 Baekje-daero, Deokjin-gu, Jeonju 54896, Republic of Korea
Affiliation: Department of Dental Biomaterials, institute of biodegradable Materials and Oral Bio-Science, School of Dentistry, Jeonbuk National University, Jeonju, Republic of Korea
Tel: +82-63-270-4040
E-mail: bts@jbnu.ac.kr

Received: June, 11, 2025; Revised: June, 24, 2025; Accepted: June, 24, 2025

서론

최근 치과 보철물에 대한 심미성에 대한 요구가 증가하면서, 기능성뿐만 아니라 심미성도 개선된 보철물을 제작하기 위한 다양한 재료와 가공 방식들이 개발되어 적용되고 있다. 이상적인 심미보철물을 제작하기 위해서는 자연치아와 유사한 기계적 강도, 심미성 및 생체적합성 등의 요구 조건을 충족해야 한다(1, 2). 루사이트를 함유하는 포세린은 우수한 심미성을 제공하지만 강도가 낮은 단점이 있다. 이를 개선하기 위해 포세린에 알루미늄을 혼합한 연구가 진행되었으나, 심미성의 저하와 함께 강도 증가에 있어서도 한계를 보였다. 이후 포세린의 우수한 심미성과 금속의 높은 파절 저항성을 결합한 금속-세라믹 수복법이 도입되어, 현재까지도 치과 임상에서 널리 사용되고 있다(3).

최근 세라믹 재료의 제조 및 가공 기술이 발전하며, 치과 임상에 여러 종류의 글라스-세라믹(glass-ceramics)이 비니어 재료로 도입되었다. 글라스-세라믹은 뛰어난 광투과성으로 인해 심미성이 우수하므로 전치부 수복물의 제작에 적합하고, 또한, 루사이트를 함유한 포세린에 비해 강도가 우수한 장점이 있다(4). 그러나 PFM 수복물의 제작에 사용되는 포세린에 비해 글라스-세라믹은 임상적인 연구 결과가 부족하고, 금속 코핑과의 열수축 차이로 인해 결합부에서 파절이 발생할 수 있는 문제점이 있다(5-8).

컴퓨터 기술의 발전으로 치과 보철물의 제작에 디지털 장비들이 도입되며, 전통적인 왁스 소실법에 의한 제작 방식은 CAD를 이용한 디자인과 CAM 또는 3D 프린팅을 활용한 금속 프레임워크 제작 방식으로 점차 변화되고 있다(9, 10). 그러나 메탈 프린팅 방식에서는 표면 처리의 한계와 메탈 파우더의 높은 비용 등의 문제점이 있다. 그렇지만 메탈 파우더의 높은 비용에도 불구하고 기존의 주조 방식에 비해 재료 소모량이 약 40% 적고, wax-up, investing, burn out, casting 등의 과정을 생략할 수 있어서 시간이 절감되는 등의 장점이 있다(11, 12). 금속 프레임워크 제작에 가장 널리 사용되는 SLS (Selective Laser Sintering) 방식에서는 현재 Co-Cr 합금 파우더가 가장 많이 사용되고 있다(13, 14).

금속세라믹 보철물의 주요 문제 중 하나는 비니어와 코핑 사이의 결합부에서 발생하는 실패이다(15). 이 실패의 가장 중요한 원인 중 하나로 각 재료의 열팽창계수(CTE) 차이가

지적되고 있다(16, 17). Behr(18)는 메탈과 세라믹 간의 결합 실패가 금속-세라믹 보철물 실패의 90% 이상을 차지한다고 보고하였다.

여러 연구에서 비니어 세라믹의 파절을 방지하기 위해서는 비니어 세라믹의 열수축이 메탈 코핑의 열수축보다 더 커야 한다고 언급하고 있다(19, 20). 일반적으로 메탈과 세라믹 사이의 적합한 열팽창계수 차이는 $0.5 \times 10^{-6} \text{ m/m}^\circ\text{C}$ 으로 보고되었다(21). 열팽창계수 차이가 이 범위를 초과하면, 도제가 소성 후 냉각되는 과정에서 결합면에 균열이 발생할 수 있으며, 제작 과정에서 문제가 없더라도 환자의 구강 내에서 저작력에 의한 응력으로 인해 단기간 내에 파절이 발생할 수도 있다. 따라서 금속-세라믹 보철물의 파절을 억제하려면 메탈과 세라믹의 열팽창계수의 매칭이 무엇보다도 중요하다. 그러나 임상에서는 다양한 분말이 사용되고 있고, 또한 경제성(22), 심미성(23), 작업 효율성(24), 기계적 성질(25) 등의 여러 요소들을 종합적으로 고려해야 한다.

본 연구는 비니어 세라믹과 3D 프린팅으로 제작한 Co-Cr 합금 코핑 간의 열팽창계수 불일치로 발생하는 응력을 완화하기 위해 금속 코핑의 하면에 4개의 fin을 형성한 후, 포세린을 축성하고 소성하여 제작한 PFM 크라운과 리튬 디실리케이트 잉곳을 열가압 성형하여 제작한 LPM 크라운의 칩핑 강도를 비교하였다. 본 연구의 귀무가설은 LPM 크라운이 PFM 크라운보다 더 높은 초기 칩핑 강도를 가질 것이라는 가정이다.

재료 및 방법

1. 연구재료

본 연구에서는 PFM 단일 치관의 제작을 위해 Shofu사의 Vintage A2 포세린 분말을 사용하였으며, 열가압 성형용 재료로는 HASS사에서 개발한 Amber LiSi-POM (LPM) 리튬 디실리케이트 계 글라스-세라믹 잉곳을 사용하였다. 금속 하부구조물의 제작에는 열팽창계수 $14.1 \times 10^{-6} \text{ m/m}^\circ\text{C}$ 및 조성 61.5 Co-28.1 Cr인 3D 프린팅용 Co-Cr 합금 분말 (Audental SLM Powder, Audental, China)을 사용하였다.

2. 지대주 디자인 및 밀링

상악 제2소구치 모형을 모형 스캐너 S300 arti (Zirkonzahn, Italia)로 스캔한 후 cutback 상태로 custom design 하여 지대주의 디자인을 준비하였다. 이후 5축 밀링머신 Arum 5X-100 (Doowon, Korea)으로 Ti봉을 가공하여 지대주 20개를 준비하였다.

3. 지대주 고정

지대주의 고정 시는 임플란트 대신 직경 4 mm × 길이 11 mm 내부연결형 Lab용 아날로그를 사용하였다. 준비한 Ti 지대주를 Lab용 아날로그에 장착한 후 30 Ncm의 토크로 1차 체결하였고, 이후 나사체결부의 안정성 향상을 위해 30초 경과 후 2차 체결을 진행하였다.

4. 금속 코핑의 준비

금속 지대주를 스캔한 후 3Shape CAD 프로그램을 사용하여 코핑을 디자인하고 이를 STL 파일로 변환하였다. 이후 SLS 메탈프린터를 이용하여 Co-Cr 합금제 코핑 20개를 제작하였다. 금속 코핑의 내면 값은 접합재 간격 0.020 mm, 추가접합재 간격 0.030 mm 및 드릴반경 없음으로 설정하여 제작하였다.

금속 코핑을 디자인 할 때, 포세린의 용착면을 증가시키고 열팽창계수 미스 매칭에 의한 문제를 개선하기 위해, 마진 라인을 기준으로 하여 가로 0.2 mm × 길이 2 mm × 높이 0.1 mm 크기의 막대형 fin을 금속 코핑의 협면, 설면, 근심면 및 원심면에 각각 형성하였다(Figure 1).

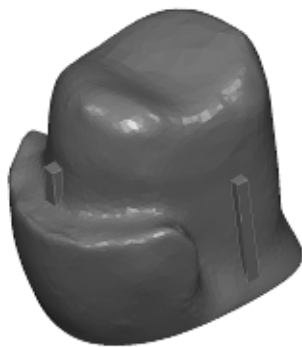


Figure 1. Design of a coping prepared using 3 shape.

5. Co-Cr 합금제 코핑의 표면처리

Co-Cr 합금제 코핑의 프린팅 후 부착되어 있는 supporter를 가능한 한도 내에서 stone point로 제거한 후 디자인한 표면이 손상되지 않도록 주의하며 매끈하게 마무리하였다. 이후 증류수 중에서 5분간 초음파 세정을 하고서 steam cleaner를 사용하여 30초 동안 세정하였다(Figure 2).



Figure 2. Polished Co-Cr alloy coping after SLS printing.

6. Co-Cr 합금제 코핑의 탈기 처리

마무리 연마 후 Co-Cr 합금제 코핑의 탈기 처리는 980°C에서 진행하였다. 코핑의 표면에 Metal bond GC Initial을 도포한 후, 제조사의 소성 스케줄에 따라 980°C에서 소성하였다. 이후 불투명재를 도포하고서 소성을 2회 반복하여 코핑의 금속 색을 완전히 차단하였다(Table 1).

Table 1. Firing schedule for each material

	start temp. (°C)	temp. increase (°C/min)	final temp. (°C)	holding time	vaccum on(°C)	vaccum off(°C)
metal bond	550	80	980	1	550	1 last min
Li-Si POM	700	60	825	15	700	820
Vintage MP	400	45	920	0	400	920
glaze paste	400	40	760	1(air)	450	759

7. PFM 크라운 시편의 준비

포세린은 Shofu 사의 Vintage 파우더를 사용하였으며, 소성은 제조사의 소성 스케줄에 따라 진행하였다(Table 1).

먼저 치경부 부위에 opaque-dentin 파우더를 1.5 mm 두께로 축성한 후 그 위에 dentin 파우더를 크라운의 외형에 맞게 축성하고 1차 소성하였다. 이후 1차 소성 시 발생한 수축을 보상하기 위해 크라운의 크기보다 약 10% 크게 축성하고 2차 소성을 진행하였다. 외형의 수정이 완료된 후 metal-ceramic 크라운 시편의 표면에 IPS e.max Ceram glaze paste를 균일하게 도포하고서 제조사의 권장 소성 스케줄에 따라 소성하였다.

8. LPM 크라운 시편의 준비

준비한 금속 코핑 중에서 하나를 임의로 선택하여 모델 스캐너로 스캔한 후, 3Shape CAD 프로그램을 사용하여 상악 제2소구치를 디자인하고서 STL 파일로 변환하였다. 이후 CAM 장비에 SSAN 블록을 장착하고, 디자인에 따라 밀링 가공하여 크라운의 왁스 패턴을 준비하였다(Figure 3).

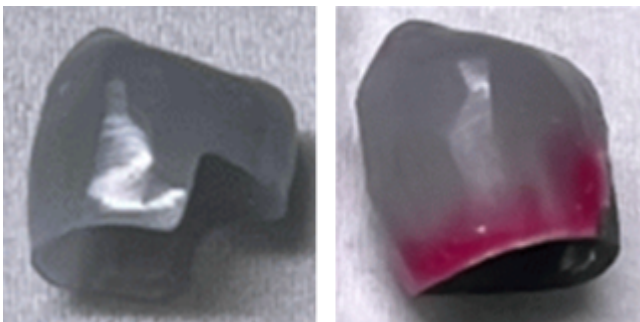


Figure 3. Milled wax pattern (a) and attached to metal coping with margin wax (b).

제작한 왁스 패턴에서 치경부 약 1mm를 제거한 후, 금속 코핑에 압접하고 margin wax로 변연에 맞추어 부착하였다. 이후 설측 교두에 직경 1.5 mm×길이 2 mm의 왁스 스프루를 부착한 후, IPS e.max system의 실리콘 링을 사용하여 매몰하였다. 매몰재는 Calibra-press (Protechno, Spain)를 사용하였으며, 제조사의 권장 혼수비에 맞추어서 vacuum mixing 후 실리콘 링에 부어 넣었다. 30분간 실온에서 방치한 후, 가압기에 넣고 20분 동안 가압하였다. 매몰을 하고서 약 1시간 경과 후, 주형을 소환로에 넣어 burn out을 진행하였다. 주형을 850℃에서 50분간 소환한 후, 예비 가열하지 않은 Amber LiSi-POM Press LT A2 잉곳을 사용하여 제조사의 권장 소성 스케줄에 따라 열가압 성형을 진행하였다.

9. 매몰재의 제거 및 마무리

열가압성형 후 플런저의 길이에 맞추어서 매몰재 주형을 절단한 후, 50 μm glass beads로 분사처리를 하여 매몰재를 제거하였다. 그 후 주입선을 절단하고 크라운의 외형에 맞추어서 마무리를 하였다. 준비한 크라운을 지대주에 장착하여 적합을 확인한 후, 크라운의 외면에 IPS e.max Ceram glaze paste를 균일하게 도포하고서 제조사의 권장 소성 스케줄에 따라 760℃에서 glazing 처리를 하였다(Table 1).

10. 크라운 시편의 합착

제작된 PFM 및 LPM 크라운 시편의 내면과 금속 지대주의 표면을 100% 알코올로 세정한 후, 합착 전 50℃ 건조기에서 1시간 동안 건조하였다. 크라운의 합착에는 이중 중합 자가 접착형 레진 시멘트인 Rely-X™ U200을 사용하였다. 기저재와 촉진제 페이스트를 동일한 길이로 짜내어 20초 동안 균일하게 혼합한 후, 크라운의 내면과 지대주에 적용하고 압착하여 여분의 레진 시멘트를 제거하였다. 이후 크라운 시편을 정하중 장치에 위치시키고서 49 N의 압축 하중 하에서 5분간 유지하며 출력 450 mW/cm²인 광중합기로 크라운 시편의 변연부 네 모서리에서 각 10초씩 총 40초 동안 광중합을 시행하였다.

11. 시효처리 및 파절시험

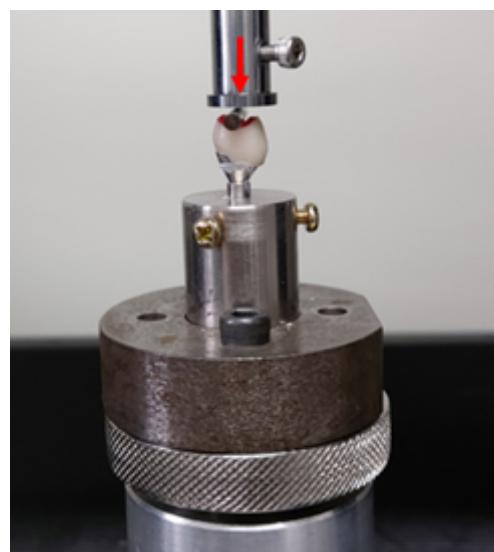


Figure 4. Photograph for the fracture test of crown specimen.

합착이 완료된 크라운 시편은 시효처리를 위해 37°C 증류수에 10일 동안 침지하였다. 파절시험을 위해 재료시험기(Instron, 4201, Canton, MA, USA)에 시편유지장치를 장착한 후 크라운 시편을 수직으로 고정하였다. 이후 교합면 중앙부에 직경 3 mm 강철봉을 올려놓고서 crosshead speed 0.5 mm/min으로 하중을 가하여 초기 칩핑 강도를 측정하였다(Figure 4).

12. 크라운 시편의 initial chipping 강도의 분석

취성이 있는 세라믹 재료의 강도는 분산이 크고 비대칭적인 분포를 보이는 경우가 많으므로 파절강도의 분석을 위해 최약한설로부터 유도된 와이블 통계(Weibull statistics)가 널리 적용되고 있다. 파절강도 s 인 재료가 이보다 낮은 하중에서 파괴가 일어날 확률을 P_f 라 하면 파절강도 s 와 파괴확률 P_f 사이에는 다음의 관계가 성립한다.

$$P_f = 1 - \exp \left[-\left(\frac{s}{s_0}\right)^m \right] \quad (1)$$

여기에서, m 은 Weibull 계수, s_0 는 특성강도(characteristic strength)이다. 식 (1)을 대수변환하여 $\ln \ln[1/(1-P_f)]$ 와 $\ln s$ 의 관계로 표시하면 식 (2)가 얻어진다.

$$\ln \ln \frac{1}{1-P_f} = m \ln s - m \ln s_0 \quad (2)$$

측정한 n 개의 강도 데이터를 오름차순으로 배열한 후, 순위를 매기고서 파괴 확률을 계산하기 위해 식(3)에서 제시하는 median rank 법을 적용하였다. 이를 통해 i 번째 순위에 해당하는 파절 강도 값에 대한 파괴 확률 P_i 를 계산할 수 있었다.

$$P_i = \frac{i - 0.3}{n + 0.4} \quad (3)$$

회귀분석에 의해 $\ln \ln[1/(1-P_f)]$ 와 $\ln s$ 사이의 상관관계를 구하면 Weibull 계수 m 과 특성강도 s_0 값을 계산할 수 있다. 얻어진 결과 값들은 두 시험 그룹 사이의 통계적 유의성을 검증하기 위해 t-test를 사용하여 분석하였다.

13. 표면 관찰

크라운 시편에서 금속 코핑과 비니어 세라믹의 접합부의 관찰을 위해, 시편을 상온중합형 교정용 레진으로 매몰하여

블록 형태로 준비하였다. 이후 저속다이아몬드절단기를 사용하여 크라운 시편의 중앙부를 지나도록 횡으로 절단하였으며, 계면을 1 μ m 다이아몬드 페이스트 단계까지 순차적으로 연마하였다. 관찰부 표면은 30 vol% H_2SO_4 와 3 vol% HF의 혼합 수용액으로 10초간 산부식한 후 고해상도 전계 방출 주사전자현미경(High Resolution Field Emission Scanning Electron Microscope: HR FE-SEM in KBSI Jeonju, SU8230, Hitachi, Japan)으로 관찰하였다.

결 과

Figure 5는 Co-Cr 합금제 코핑에 fin을 형성한 경우(a, c)와 형성하지 않은 경우(b, d)를 대상으로 하여 lithium disilicate 계의 Amber LiSi-Pressed on Metal(LPM) 잉곳을 열가압성형하고 글레이즈 처리한 후 관찰한 광학현미경 사진으로, fin을 형성하지 않은 크라운에서는 비니어 세라믹에서 칩핑으로 인한 균열이 관찰되었다. 이 시험 결과에 근거하여 이후의 PFM 크라운과 LPM 크라운의 비교는 Co-Cr 합금제 코핑에 fin을 형성한 경우를 대상으로 하였다.

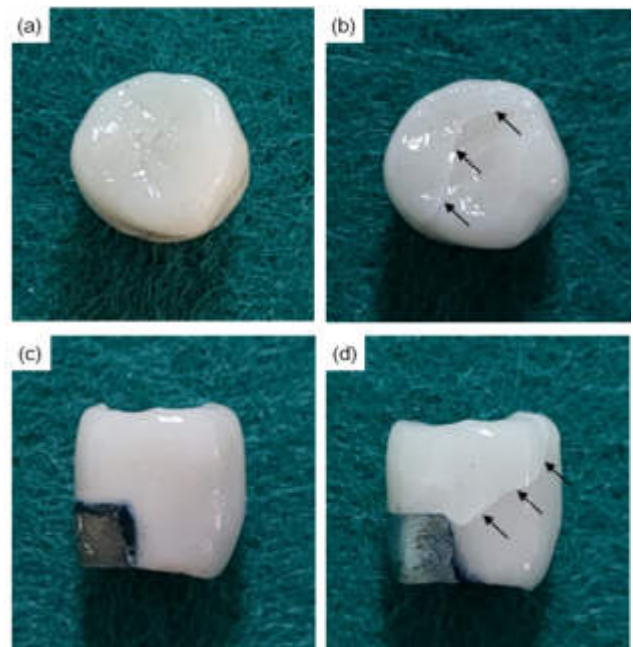


Figure 5. Top and front views of the LPM crown with (a, c) and without (b, d) fins on the metal coping.

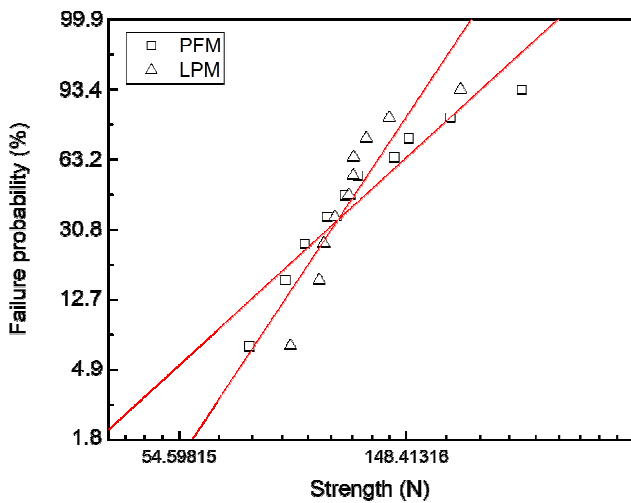


Figure 6. Weibull plots of chipping strengths of 2nd premolar ceramic crowns.

Table 2. Weibull analysis data of chipping strengths.

Para \ Group	PFM crown	LPM crown
m	2,961	4,883
s_0 (N)	1443,15	1285,66
r^2	0,893	0,770
$S_{(avg)} \pm SD(N)$	$1284,98 \pm 502,43$	$1178,45 \pm 268,52$
Sample No	10	10

m = Weibull modulus; s_0 = characteristic strength in N; r^2 = Weibull distribution regression coefficient squared; $S_{(avg)}$ = mean fracture strength in N.

Figure 6은 PFM 크라운과 LPM 크라운의 칩핑 강도에 대한 Weibull 선도이고, Table 2는 그의 분포특성을 표시하는 값들이다. Weibull 분포는 single mode에 잘 일치하는 경향을 보였다($r^2 > 0.770$). PFM 크라운의 칩핑 강도는 729.12~2412.47 N 범위로 측정되었으며 계산된 Weibull 계수는 2.961로 나타났다. 또한 LPM 크라운의 칩핑 강도 값은 873.44~1845.54 N 범위로 측정되었으며 계산된 Weibull 계수는 4.883이었다. 크라운의 평균 칩핑 강도는 PFM 크라운 그룹과 LPM 크라운 그룹에서 각각 1284.98 ± 502.43 N과 1178.45 ± 268.52 N으로 PFM 크라운 그룹에서 더 높게 나타났지만, 상호간에 통계학적으로 유의미한 차이는 없었다($P > 0.05$).

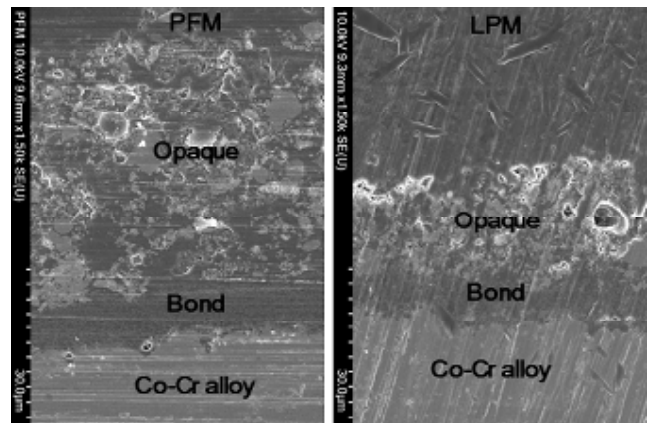


Figure 7. HR FE-SEM images of cross-sections of the PFM and LPM crowns.

Figure 7은 PFM 크라운과 LPM 크라운 시편에서 임의로 선택한 하나씩을 횡으로 절단한 절단면의 HR FE-SEM 사진이다. 불투명재 층에서는 PFM 시편과 LPM 시편에서 모두 국소적으로 기포가 관찰되었다. 또한, PFM 시편에서는 불투명재 층이 LPM 시편보다 더 두껍게 형성된 경향을 보였으며, 포세린 파우더 층과 불투명재 층 사이에서 혼합이 된 양상이 관찰되었다.

고 찰

본 연구에서는 3D 프린팅을 이용해 제작한 Co-Cr 합금계 금속 하부구조에 Shofu사의 Vintage 포세린 파우더를 축성하고 소결하여 제작한 PFM 크라운과, HASS사의 Amber LiSi POM LT A2 잉곳을 열가압성형하여 제작한 LPM 크라운의 칩핑 강도를 비교하였다. 두 비니어 재료로 제작한 크라운의 칩핑 강도 사이에는 통계적으로 유의미한 차이가 발견되지 않았으며, 이에 따라 본 연구에서 설정한 귀무가설은 기각되었다.

금속 하부구조의 제작을 위해 전통적으로 주조법이 적용되어 왔지만, 최근에는 CAD/CAM 장비를 사용하여 금속 블록을 밀링 가공하거나, 금속 분말을 3D 프린팅하여 제작하는 방법이 도입되고 있다. 본 연구에서는 AUDENTAL사의 Co-Cr 합금 분말을 3D 프린팅하여 금속 하부구조물을 제작하였다.

본 연구에서 금속-세라믹 크라운의 제작에 사용한 재료들에 대하여 제조자가 제시한 열팽창계수를 살펴보면, 3D 프린팅용 Co-Cr 합금 분말의 열팽창계수는 $14.1 \times 10^{-6} \text{ m/m}^\circ\text{C}$ 이고, Shofu 사의 Vintage 파우더와 HASS 사의 Amber LiSi POM LT A2 잉곳의 열팽창계수는 $13.0 \times 10^{-6} \text{ m/m}^\circ\text{C}$ 이다. 여러 연구에서 메탈과 세라믹 사이의 열팽창계수의 차이는 $0.5 \times 10^{-6} \text{ m/m}^\circ\text{C}$ 이하가 적절하다고 하였지만, 본 시험의 경우 금속하부구조와 비니어 세라믹 사이의 열팽창계수 차이는 $1.1 \times 10^{-6} \text{ m/m}^\circ\text{C}$ 로서 그보다 컸으므로 금속하부구조와 비니어 세라믹의 결합부에 높은 전단응력이 발생할 것으로 예상되었다. 따라서, 결합면에 발생하는 전단응력의 완화를 유도하기 위해 금속하부구조의 변연부에 가로 $0.2 \text{ mm} \times$ 세로 $0.1 \text{ mm} \times$ 높이 2 mm 의 fin을 형성하였다.

금속 하부구조와 비니어 세라믹 사이의 열팽창계수 차이가 클수록, 그리고 소성 후 냉각 속도가 빠를수록 결합면에 높은 전단 응력이 발생하여 결합부 계면이나 비니어 세라믹에서 파절을 초래할 수 있다. 일반적으로, 열팽창계수 차이가 10% 이상일 때 파절이 빈번하게 발생한다고 보고된 바 있다(26). 본 연구에서는 열가압성형법을 적용한 LPM 크라운에서 글레이즈 처리 중 두 개의 시편에서 미세 균열이 관찰되었는데, 균열 생성을 억제하기 위해서는 열팽창계수가 매칭되는 금속의 선택이나 소성 후 냉각 속도 조절 등의 추가적인 고려가 필요할 것으로 생각된다.

적층소성법을 적용하여 크라운을 제작하는 경우 크라운의 외형은 전기로의 상태와 술자의 테크닉의 영향을 받을 수 있다. 본 시험에서 제작한 상악 제2소구치 크라운들의 경우, 적층 소성법을 적용한 시편에서 치관의 방향이 10개 중 2개에서 변화되어 있었고, 또한 2개에서는 협측과 설측 교두 사이의 각도가 LPM 크라운보다 더 넓게 형성되어 있었다.

이로 인해 적층소성법을 적용한 크라운 시편 중 2개에서는 강철봉이 교두와 교두 사이에 위치하지 않고 교합면에 직접 접촉하여 지지되었으며, 이러한 영향 때문에 일부 크라운 시편의 칩핑 강도가 실제보다 더 높게 측정되었다고 생각된다. 반면, LPM 크라운은 치관부의 방향과 교두 사이의 각도가 일정하게 유지되었는데, 이는 왁스 패턴을 CAD/CAM 방식으로 제작한 후 열가압성형을 통해 크라운을 제작했기 때문이다. 이로 인해 LPM 크라운의 칩핑 강도는 더

작은 편차를 보였고, Weibull 계수 m 값이 더 높게 나타난 것은 이러한 이유 때문이라고 생각된다. Heinsmann 등(27)은 열가압성형법은 적층소성법을 적용하여 제작하는 경우보다 교합의 정확성, 변연적합도 등과 같은 수복적 장점이 있다고 하였고, Gorman 등(28)은 열가압성형법은 종래의 적층소성법에 비하여 제조공정이 정확하고, 기공율이 낮고, 변연적합성이 우수하고, 강도와 와이블 계수가 높은 등의 장점을 갖는다고 하였다.

최근, 왁스 패턴을 제작할 때 전통적인 wax-up 방식보다는 CAD 디자인을 활용한 제작이 증가하고 있다. CAD 디자인을 적용하면 크라운의 교두 높이와 각도를 보다 정확하게 재현할 수 있어, 술자의 테크닉에 의한 변동이 줄어들게 된다. 이러한 이유로, 금속-세라믹 보철물 제작 시 적층소성법보다는 열가압성형법을 적용하는 것이 더 용이하고 안정적인 결과를 얻을 수 있을 것으로 생각된다.

구강 내 세라믹 크라운에서 발견되는 칩핑 파절은 높은 인장응력이 작용하는 가장 취약한 결합부에서 균열이 진전하여 일어난다. 일반적으로 세라믹 수복물의 파절강도는 분산이 크므로 와이블(Weibull) 통계를 적용한 분석이 널리 적용되어 왔다 (29). 와이블 통계에서 가장 중요한 변수는 와이블 계수(m)로서, 와이블 계수 값이 클수록 평균값보다 낮은 응력에서 파괴가 일어날 확률이 감소한다(30). 대부분의 세라믹 보철물에서 와이블 계수는 5~15 정도의 값을 갖는 것이 일반적이다(31). 본 시험에서 크라운의 칩핑 강도에 대한 와이블 계수 값은 적층 소성법으로 제작한 PFM 크라운이 2.961, 열가압 성형법을 적용한 LPM 크라운이 4.883으로서, 두 경우 모두에서 와이블 계수 값이 5 이하로 낮았지만, LPM 크라운이 PFM 크라운보다 더 높은 값을 보여 LPM 크라운이 더 높은 신뢰도를 나타냈다. 평균 칩핑 강도는 PFM 크라운이 $1284.98 \pm 502.43 \text{ N}$, LPM 크라운이 $1178.45 \pm 268.52 \text{ N}$ 으로 측정되었으나, 두 그룹 간에 통계적으로 유의미한 차이는 없었다($p > 0.05$). PFM 크라운이 LPM 크라운보다 더 높은 칩핑 강도를 보인 이유는, 앞서 언급한 바와 같이, 크라운 제작 과정에서 교두 사이의 각도가 실제보다 더 넓게 제작되어 하중봉이 바닥에서 지지를 받아 강도가 과도하게 측정되었기 때문으로 생각된다.

준비한 크라운 시편을 변연부에 인접한 부위에서 횡으로 절단한 후 단면을 주사전자현미경으로 관찰한 결과, 각 층에

서 결합은 발견되지 않았으나, 불투명 도재 층이 메탈본드 층에 비교하여 상대적으로 두껍고 또한 내부에 기포가 형성된 양상을 보였다. 외력의 작용 시 기포 주위에서는 파절저항성이 감소하여 균열이 더 빠르게 생성될 가능성이 있으며, 이것이 칩핑 강도에 영향을 미쳤을 것이라고 생각된다.

본 연구에서 금속-세라믹 크라운의 제작 방법에 따른 칩핑 강도를 조사한 결과, 사용한 재료들 간의 열팽창계수의 미스매칭에도 불구하고 칩핑 강도는 임상에서 허용되는 범위 내에 있음을 확인할 수 있었다. 그러나 크라운 시편의 제작 방법에 따라 글레이즈 처리 후 비니어 세라믹에 미세 균열이 발생하거나, 적층소성 과정 중 협축과 설축 교두 사이의 각도가 변형되거나 크라운의 방향이 변형되는 등의 문제가 발생하였다. 따라서 보다 정확하고 내구성이 뛰어난 크라운 제작을 위해서는 추가적인 검토가 필요할 것으로 생각된다.

결론

본 연구에서는 열팽창계수(CTE)가 $14.1 \times 10^{-6} \text{ m/m}^\circ\text{C}$ 인 Co-Cr 합금계 금속 하부구조물의 cervical 부위에 가로 0.2 mm × 길이 2 mm × 높이 0.1 mm 크기의 fin을 형성한 후, CTE가 $13.0 \times 10^{-6} \text{ m/m}^\circ\text{C}$ 인 Shofu사의 포세린 파우더 Vintage를 축성하고 소결하여 제작한 PFM 크라운과 HASS사의 Amber LiSi POM LT A2 잉곳을 열가압 성형하여 제작한 LPM 크라운의 칩핑 강도를 비교하였다. 그 결과, 제작된 크라운의 교두각과 크라운의 방향은 LPM 크라운에서는 디자인과 잘 일치한 반면, PFM 크라운에서는 크라운의 방향이 일치하지 않거나 교두 사이의 각도가 증가하는 등의 편차가 나타났다. PFM과 LPM 크라운의 초기 칩핑 강도는 각각 $1284.98 \pm 502.43 \text{ N}$ 과 $1178.45 \pm 268.52 \text{ N}$ 으로 측정되었으며, 두 그룹 간에는 통계적으로 유의미한 차이를 보이지 않았다($p > 0.05$). 그러나 초기 칩핑 강도에 대한 와이블 계수는 PFM 크라운이 2.961, LPM 크라운이 4.882로, LPM 크라운이 PFM 크라운에 비해 더 높은 신뢰도를 보였다. 종합적으로, 본 연구에서는 두 종류의 크라운 모두 칩핑 강도 면에서 임상적 적용 가능성을 보였으나, 제작 공정의 정확성과 파절 신뢰도 측면에서는 열가압 성형 방식을 적용한 LPM 크라운이 더 우수한 결과를 나타내었다. 향후 보다

안정적인 금속-세라믹 보철물 제작을 위해서는 열팽창계수의 정밀한 매칭, 제작 공정의 표준화, 그리고 냉각 조건의 최적화 등 다양한 요인이 고려되어야 할 것이다.

사사

본 연구는 2024년도에 제출된 박진수의 석사학위 논문("Effect of fin formation on metal substructure on fracture strength of PFM and LPM crowns")의 데이터를 기반으로 재구성했습니다.

참고문헌

1. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association*. 1997;128(3):297-307.
2. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;75(1):18-32.
3. Piddock V, Qualtrough A. Dental ceramics—an update. *Journal of dentistry*. 1990;18(5):227-35.
4. Bae TS. Dental application of glass-ceramic materials for aesthetic restoration. *The Journal of the Korean dental association*. 2020;58(7):435-42.
5. Pieger S, Salman A, Bidra AS. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(1):22-30.
6. Dickinson AJ, Moore BK, Harris RK, Dykema RW. A comparative study of the strength of aluminous porcelain and all-ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1989;61(3):297-304.
7. Southan DE, Jørgensen KD. Precise porcelain jacket crowns. *Australian Dental Journal*. 1972;17(4):269-73.
8. Schaerer P, Sato T, Wohlwend A. A comparison of the marginal fit of three cast ceramic crown systems.

- The Journal of prosthetic dentistry. 1988;59(5):534-42.
9. Al-Imam H, Gram M, Benetti AR, Gotfredsen K. Accuracy of stereolithography additive casts used in a digital workflow. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018;119(4):580-5.
 10. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*. 2008;204(9):505-11.
 11. Petrovic V, Vicente Haro Gonzalez J, Jordá Ferrando O, Delgado Gordillo J, Ramón Blasco Puchades J, Portolés Griñan L. Additive layered manufacturing: sectors of industrial application shown through case studies. *International Journal of Production Research*. 2011;49(4):1061-79.
 12. Berman B. 3-D printing: The new industrial revolution. *Business horizons*. 2012;55(2):155-62.
 13. Feygin M. Apparatus and method for forming an integral object from laminations. *Google Patents*; 1994.
 14. Deckard CR, inventor Method and apparatus for producing parts by selective sintering 1989.
 15. Donovan TE, Swift EJ. Porcelain-fused-to-metal (PFM) alternatives. *Journal of Esthetic & Restorative Dentistry*. 2009;21(1).
 16. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;87(4):351-63.
 17. Stawarczyk B, Eichberger M, Hoffmann R, Noack F, Schweiger J, Edelhoff D, et al. A novel CAD/CAM base metal compared to conventional CoCrMo alloys: an in-vitro study of the long-term metal-ceramic bond strength. *Oral Health Dent Manag*. 2014;13(2):446-52.
 18. Behr M, Zeman F, Baitinger T, Galler J, Koller M, Handel G, et al. The clinical performance of porcelain-fused-to-metal precious alloy single crowns: chipping, recurrent caries, periodontitis, and loss of retention. *International Journal of Prosthodontics*. 2014;27(2).
 19. Reyes M, Oshida Y, Andres C, Barco T, Hovijitra S, Brown D. Titanium–porcelain system, Part III: Effects of surface modification on bond strengths. *Bio-medical materials and engineering*. 2001;11(2):117-36.
 20. Steiner PJ, Kelly JR, Giuseppetti AA. Compatibility of ceramic-ceramic systems for fixed prosthodontics. *International Journal of Prosthodontics*. 1997;10(4).
 21. Craig RG. *Restorative dental materials*: Mosby; 1980.
 22. Al Amri MD, Hammad IA. Shear bond strength of two forms of opaque porcelain to the metal substructure. *King Saud University Journal of Dental Sciences*. 2012;3(2):41-8.
 23. Barizon KT, Bergeron C, Vargas MA, Qian F, Cobb DS, Gratton DG, et al. Ceramic materials for porcelain veneers: part II. Effect of material, shade, and thickness on translucency. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(4):864-70.
 24. Wang C-H, Wu J-h, Li H-Y, Wang P-P, Lee H-E, Du J-K. Fracture resistance of different metal substructure designs for implant-supported porcelain-fused-to-metal (PFM) crowns. *Journal of Dental Sciences*. 2013; 8(3):314-20.
 25. Souza JC, Henriques B, Ariza E, Martinelli AE, Nascimento RM, Silva FS, et al. Mechanical and chemical analyses across dental porcelain fused to CP titanium or Ti6Al4V. *Materials Science and Engineering: C*. 2014;37:76-83.
 26. Anusavice K, DeHoff P, Hojjatie B, Gray A. Influence of tempering and contraction mismatch on crack development in ceramic surfaces. *Journal of Dental Research*. 1989;68(7):1182-7.
 27. Heinzmann J, Krejci I, Lutz F, editors. *Wear and marginal adaption of glass-ceramic inlays, Amalgam and enamel*. *Journal of Dental Research*; 1990: Amer assoc dental research 1619 duke st, Alexandria, Va 22314.
 28. Gorman C, McDevitt W, Hill R. Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials. *Dental materials*. 2000;16(6):389-95.
 29. Anusavice K, Shen C, Vermost B, Chow B. Streng-

- thening of porcelain by ion exchange subsequent to thermal tempering. *Dental Materials*. 1992;8(3):149-52.
30. Ban S, Hasegawa J, Anusavice K. Effect of loading conditions on bi-axial flexure strength of dental cements. *Dental Materials*. 1992;8(2):100-4.
31. Della Bona A, Anusavice KJ, DeHoff PH. Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. *Dental Materials*. 2003;19(7):662-9.

금속하부구조의 fin이 적층소결법과 열가압성형법을 적용한 금속-세라믹 크라운의 파절강도에 미치는 영향

박진수^{1,+}, 박정은^{2,+}, 손시원³, 김예나³, 이민호², 장용석², 배태성^{2,*}

¹(주)쿠보텍 기업부설연구소

²전북대학교 치과대학 치과생체재료학교실, 생체흡수성소재연구소 및 구강생체과학연구소

³(주)하스

⁺공동 1저자

본 연구에서는 3D 프린팅을 이용하여 제작한 Co-Cr 합금계 금속 하부구조물의 cervical 부위에 가로 0.2 mm×길이 2 mm×높이 0.1 mm 크기의 fin을 형성한 후, fin 형성이 금속도재융합(PFM)과 금속압착리튬디실리케이트(LPM) 크라운의 파절강도에 미치는 영향을 조사하였다. 상악 제2소구치 모형을 스캔한 후, CAD 프로그램인 3Shape을 이용하여 지대주와 코핑을 cutback 상태로 custom design하였다. 이후 코핑 디자인의 margin line을 기준으로 하여 fin을 협면, 설면, 근심면, 원심면에 각각 하나씩 4개를 형성하고서 SLS 메탈프린터로 Co-Cr 합금계 코핑 20개를 제작하였다. 제작된 Co-Cr 합금계 코핑은 무작위로 10개씩 두 그룹으로 분류하였다. 한 그룹은 Shofu사의 Vintage A2 포세린을 적층 소성하여 PFM 크라운을 제작하였고, 다른 그룹은 HASS사의 Amber LiSi-POM 잉곳을 열가압 성형하여 LPM 크라운을 제작하였다. 준비된 크라운은 이중중합 자가접착형 레진 시멘트인 Rely-X™ U200으로 Ti 지대주에 합착한 후, 시효처리를 위해 37℃ 증류수에 10일 동안 침지하였다. 이후 크라운 시편들은 파절시험을 위해 재료시험기에 고정하고 교합면 중앙부에 직경 3mm 강철봉을 올려놓고서 crosshead speed 0.5 mm/min으로 하중을 가하여 초기 칩핑 강도를 측정하였다.

파절시험을 통해 다음과 같은 결론을 얻었다. 제작된 크라운의 교두각과 방향은 LPM 크라운의 경우 디자인과 잘 일치했으나, PFM 크라운에서는 협측과 설측 교두 사이의 각도가 증가하거나 크라운의 방향이 일치하지 않는 등의 편차가 나타났다. PFM 크라운과 LPM 크라운의 초기 칩핑 강도는 각각 1284.98 ± 502.43 N과 1178.45 ± 268.52 N으로 측정되었으며, 두 그룹 간에는 통계적으로 유의미한 차이는 없었다($P > 0.05$). 그러나 PFM과 LPM 크라운의 초기 칩핑 강도에 대한 와이블 계수는 각각 2.961과 4.882로, LPM 크라운이 PFM 크라운에 비해 더 높은 신뢰도를 보였다.

색인단어 : Co-Cr 합금, Fin 형성, 적층소결법, 열가압성형법, 파절강도