

출력 지지대 두께가 선택적 레이저 용융법으로 제작된 금속 하부구조물 적합도에 미치는 영향

김재홍, 김세연

부산가톨릭대학교 보건과학대학 치기공학과

Effect of support thickness on the adaptation of Co-Cr alloy copings fabricated using selective laser melting

Jae-Hong Kim, Se-Yeon Kim

Department of Dental Laboratory Science, College of Health Science, Catholic University of Pusan, Busan, Korea

Article Info

Received August 14, 2023

Revised September 18, 2023

Accepted September 21, 2023

Corresponding Author

Jae-Hong Kim

Department of Dental Laboratory Science,
College of Health Science, Catholic University of Pusan, 57 Oryundae-ro, Geumjeong-gu, Busan 46252, Korea.

E-mail: kjhong@cup.ac.kr

<https://orcid.org/0000-0002-2679-8802>

Purpose: This in vitro study aimed to evaluate the clinical acceptability of precision of fit of the support thickness of Co-Cr alloy copings fabricated using selective laser melting (SLM).

Methods: Thirty dental stone models of maxillary left molar abutments were manufactured, images were taken using a scanner, and a computer-aided design program was used to design the form of a conventional metal ceramic crown coping. Overall, 30 single copings were made from Co-Cr alloy using SLM and divided into three support radius groups (0.1, 0.25, and 0.35 mm) of 10 for each. Digitized data were superimposed with three-dimensional inspection software to quantitatively obtain the machinability of a ceramic crown coping, and visual differences were confirmed using a color map. The root mean square values of the ceramic crown coping group were statistically analyzed using one-way analysis of variance ($\alpha=0.05$).

Results: The precision of fit was superior with 0.25 mm compared with 0.1 mm and 0.35 mm, and the results exhibited significant differences ($p<0.05$). All specimens showed that various support thicknesses did not exceed the clinically permitted value of 120 μm , which mean that more than 0.1 mm and 0.35 mm of support radius for SLM was adequate.

Conclusion: The support thickness of Co-Cr alloy restoration fabricated using SLM is shown to affect the adaptation.

Key Words: Co-cr alloy, Precision of fit, Selective laser melting, Support radius

INTRODUCTION

전통적인 왁스 소환법(lost wax technique)은 금속도재관 제작을 위해 오랫동안 사용되어 왔다[1]. 전통적인 로스트 왁스법은 복잡한 제작 공정들과 그에 따른 많은 소요시간, 그리고 작업자와 재료에 영향을 받을 만큼 기술적으로 세심함이 요구되기 때문에 오류가 발생하기 쉽다[2-4]. 이런 왁스 소환법의 대안으로 치과용 CAD/CAM (computer-aided design/computer-aided manufacturing) 시스템은 최근 수십년 간 개발되었고[5], CAD/CAM 시스템은 높은 정확성과 표준화된 치과보철물 제작을 위

해 많이 사용되고 있다[6,7]. 현재 치과산업에서 사용되는 CAD/CAM 시스템은 크게 절삭가공 방식(subtractive manufacturing)과 적층가공 방식(additive manufacturing)으로 나눌 수 있다[8,9].

절삭가공 방식은 복잡한 형상의 보철물을 제작할 수 있어 환자 개인에 맞는 다양한 보철물의 형태 재현이 가능하다는 장점이 있다. 하지만 절삭가공을 위한 장비의 동작시간과 재료의 소모가 크고, 한정된 절삭 기구의 형태 및 크기로 인해 미세재현성이 떨어지는 단점이 있다[10-12]. 한편 적층가공 방식은 CAD 구조에 따라 층 위에 층을 쌓아 3차원(three-dimensional, 3D) 구

조물물 형성하는 방법이다[13,14]. 구조물 형성에 있어 버의 축과 각도에 영향을 받는 절삭가공 방식과 달리 적층가공 방식은 적층 시, 축에 대한 제한이 없어 빌드 플랫폼(build-up platform)위에서 다양한 각도로 제작할 수 있다. 또한 버려지는 재료의 소모량이 더 적기 때문에 비용절감에 효과적이다[15]. 적층가공 방식 중 하나인 선택적 레이저 용융법(selective laser melting, SLM) 방식은 얇은 금속 분말층을 레이저 빔을 이용하여 선택적으로 녹여 층층이 3D 구조물을 쌓아 가는 방식으로[16] 기존의 연구에서 금속 하부구조물 및 국소의치 하부 금속 구조물 제작을 위해 사용되어 왔으며, 높은 밀도 및 강도와 부식 저항성 등의 기계적, 화학적 특성의 만족할 만한 결과가 보고되고 있다[17-19]. 또한 적층 작업시 적층방향에 따라 열 배출이 잘되기도 하며 그렇지 않은 경우도 있어 적층방향과 적층두께에 따라 치과보철물 적합도에 영향을 준다는 연구가 발표된 바 있다[20-22].

출력지지대(support) 역시 SLM 방식에 있어서 치과보철물 제작에 핵심적인 절차로, 이러한 구조물은 앵커로 작용하여 열을 분산시키고 구조물의 열 변형을 방지한다[23]. 출력지지대의 형태는 봉형(rod type), 박판형(thin plate type), 솔리드형(solid type) 등 여러 가지가 있으며[24], 출력 지지대는 적층으로 구조물을 쌓는 과정에서 형상이 스스로 지탱할 수 없는 부위나 변형이 예측되는 구간에 부착하여 구조물의 변형을 방지하는 게 주된 역할이기 때문에 재료 소모가 적으면서 후처리 제거도 용이한 구조가 좋다. 현재 대부분의 제조사에서 제시하는 출력지지대 형태와 두께는 규정되어 있기에 출력지지대 두께를 연구의 변수로 설정하여 진행된 연구는 거의 희박하다. 따라서 본 연구에서 출력 지지대 두께가 선택적 레이저 용융법으로 제작된 금속 하부구조물 변형 및 내면 적합도에 미치는 영향을 알아보기 위해 3D 데이터 중첩분석 방법을 이용하여 측정하고, 더 나아가 임상적으로 허용 가능한 출력 지지대 두께를 알아보고자 한다. 이 연구의 귀무가설은 출력 지지대 두께가 선택적 레이저 용융법으로 제작된 금속 하부구조물의 적합도에 영향을 미치지 않는다는 것이다.

MATERIALS AND METHODS

1. 모형 제작

본 연구에 사용될 모형을 제작하기 위해 dentiform (AG-3; Frasaco)의 우측 상악 제1대구치를 3D 모형 스캐너(D-800; 3Shape)로 스캔하였다. 스캔 데이터는 컴퓨터화된 3D 모델링 시스템(Freeform Plus v12; 3D Systems)으로 옮겼다. 우측 상악 제1대구치는 6세 구치로 최근 금속 도재관 수복물에 주로 적용되는 치아이며 기능적 역할이 매우 중요한 치아이기 때문에 선정하게 되었다. 해당 치아의 치축면은 1.2 mm, 교합면은 2.0 mm

offset을 부여하는 동시에 축벽의 각도는 5°를 부여하였으며, 변연의 디자인은 chamfer type으로 설정하였다. 주 모형(master cast)은 가상 지대치의 데이터를 바탕으로 공업용 가공장비(Arum DEG 5X; Doowon)를 이용하여 티타늄 절삭 공정으로 주모형을 제작하였고, 실리콘(Deguform Plus; DeguDent)을 이용하여 30개의 실리콘 몰드를 제작하였다. 석고 복제 모형의 제작에는 초정석고 type IV (Fujirock EP; GC Europe N.V.)를 사용하였으며, 혼합 절차는 각 제조사의 구체적인 권장에 따라 진행되었다(Fig. 1).

2. 시편 제작

코핑 제작을 위한 첫 번째 단계로 30개의 석고 복제 모형을 치과용 레이저 스캐너(MAP 400+; Amann Girrbach)를 이용하여 디지털 모형으로 변환하였다. 두 번째 단계로서 완성된 디지털 모형을 대상으로 숙련된 연구자 1인(SYK)이 치과용 CAD 소프트웨어(Ceramill Mind; Amann Girrbach)를 이용하여 코핑 형태의 하부 구조물을 컴퓨터 상에서 디자인하였다. 시편은 금속 하부구조물의 형태로 디자인하되, 내면간격은 변연 상방 0.5 mm에서 내면 50 µm의 cement 값을 적용하였다. 이는 본 프로그램에 제시하는 권장사항으로 제시한 기본 값으로 적용하였다. 코핑의 형태는 처음 적용되는 형태에서 일정 두께를 유지하기 위한 최소한의 수평만 하였고, 프로그램 내에 저장되어있는 형태로 제작하였다. 시편의 두께는 0.5 mm로 일률적으로 적용하였다. 디자인이 완료된 파일은 SLM 3D 프린터(TR-150; Profeta)와 전용의 금속 분말(CCM-15; High Dental Korea)을 사용하여 제조사 권장값인 0.25 mm를 대조군으로 하고, 이를 기준으로 0.1 mm, 0.35 mm 두가지 실험군을 출력한 후 후 가공(지지대 제거)을 통해 최종 시편을 완성하였다. 이때 출력지지대의 두께차이를 제외한 변인을 통제하기 위해 출력지지대의 개수와 적층방향을 동일하게 설정하였다(Fig. 2).

3. 적합도 측정

적층 가공이 끝난 보철물은 적합도 측정을 위해 실리콘 복제기

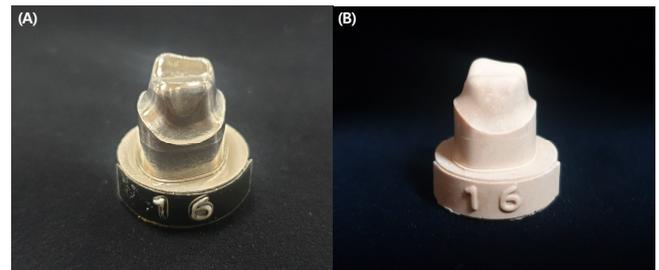


Figure 1. (A) Master model, (B) working model.

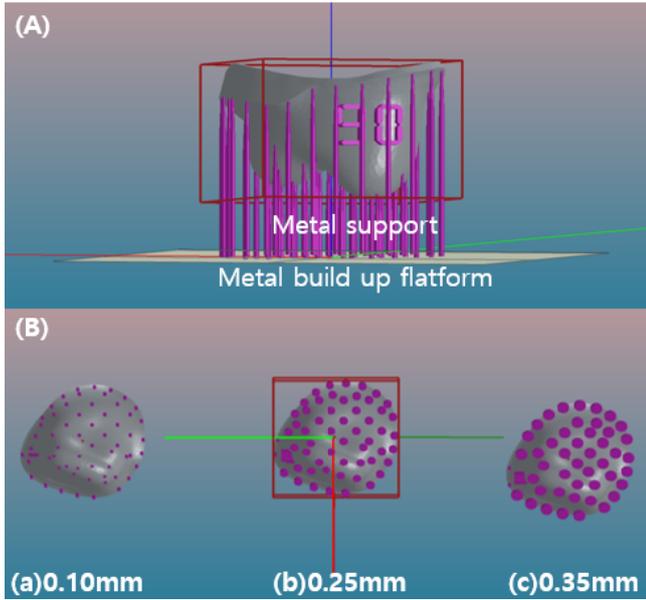


Figure 2. The parameters for layering a specimen in additive manufacturing processes. (A) Orientation of specimen, (B) support radius. (a) Fabricated on metal build-up platform at 0.1 mm. (b) Fabricated at 0.25 mm (c) Fabricated at 0.35 mm.

술(silicone replica technique)을 이용하였다. 실리콘 복제기술은 치과보철물 내면과 치아와의 공간을 실리콘으로 복제하여 측정하는 방법으로 높은 정확도와 신뢰도는 선행 연구를 통하여 이미 검증되었다[25,26]. 연질 실리콘 인상재(Aquasil Ultra XLV; Dentsply DeTrey)를 사용하여 보철물 내면과 stone replica에 주입한 후, 곧바로 작업모형에 위치시키고 지압(finger pressure)을 가하여 적합시켰다. Silicone이 완전히 중합될 때까지 일률적인 지압이 유지되기 위하여 전자저울 상에서 50 N의 압력이 되도록 가압하였다. 완전히 중합된 후 보철물을 제거하고 지대치 위에 silicone의 얇은 막으로 쌓여 있는 부분(silicone replica)을 치과용 블루 라이트 스캐너(Identica Blue; Medit)로 스캔하였다. 총 30개의 석고 복제모형의 스캔 데이터(CAD-reference model, CRM)로 취득하였으며, 모든 data들은 3D analysis software (PowerINSPECT 2012; Delcam)를 사용하여 평가하였다(Fig. 3). CRM과 silicone replica를 auto alignment의 지정메뉴로 배열을 한 후, align best fit을 통해 다시 한번 배열을 해주었다. 그리고 whole deviation을 통해 color-map으로 나타내었다. 분석을 통하여 얻은 data는 root mean square (RMS) 값으로 표현하였다. RMS 값은 다음 식으로 계산하였다.

$$RMS = \frac{1}{\sqrt{n}} \sqrt{\sum_{i=1}^n (x_{1,i} - x_{2,i})^2}$$

이 계산식은 스캐닝된 2개의 데이터를 중첩 시 3D 공간 좌표상

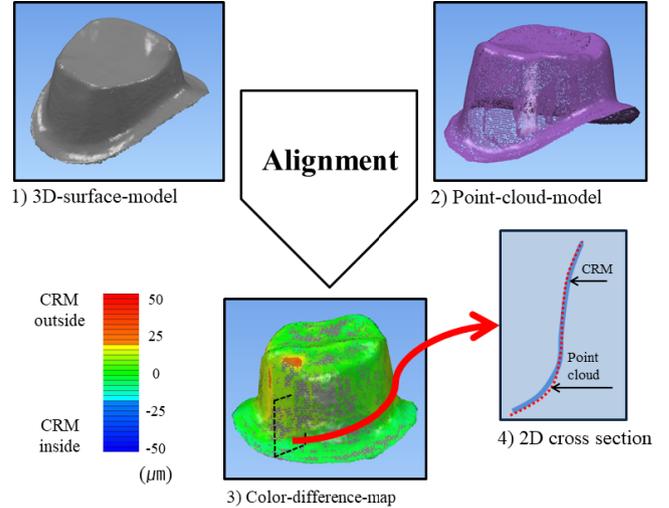


Figure 3. Flowchart over the experimental protocol. 3D: three-dimensional, CRM: computer-aided design-reference model, 2D: two-dimensional.

(x, y, z축)에 있는 2개의 점의 위치의 위상 차를 모두 제공한 값들의 합을 그 점의 갯수로 나눈 뒤 제곱근을 취하면 RMS 값이 구해지게 되는데, 이는 일반적인 산술평균(mean)을 구하는 값에 비하여 더욱 신뢰도가 높고 정확한 값이라고 할 수 있다. CRM과 silicone replica 간 차이의 분포는 color difference map으로 표현되었다.

4. 통계분석

세 그룹을 대상으로 측정된 결과는 RMS 값, 표준편차, 95% confidence interval (CI)의 통계량에 의해 평가되었다. 측정된 값들이 정규분포 여부를 확인하기 위하여 실시한 Shapiro-Wilk 검정 결과에서 p=0.137의 값(p>0.05)을 보여, 정규분포임을 확인하였다. 정규성 검정 결과를 토대로 모수적 통계분석법인 one-way ANOVA를 시행한 후, 각 그룹 간에는 통계적 유의한 차이를 알아보기 위하여 Tukey's honestly significant difference 분석 방법을 이용하여 사후 분석을 실시하였다. 제1종 오류 수준은 0.05로 설정하였고, 모든 통계분석은 IBM SPSS Statistics ver. 20.0 (IBM)을 이용하였다.

RESULTS

선택적 레이저 용융법으로 금속 하부구조물 제작 시 출력 지지대 두께별 변연 및 내면 적합도를 측정된 결과, Table 1은 세 그룹을 위한 RMS의 평균 값, 표준 편차, 95% CI에서의 상한 값과 하한 값을 보여준다. 대조군인 0.25 mm의 RMS 평균(표준편차)은 66.14±15.51 μm를 나타냈다. 0.10 mm 그룹과 0.35 mm의 RMS 평균(표준편차)은 85.84±20.81과 93.93±19.43으로 나타

났으며, 0.10 mm 그룹과 각각 통계적으로 유의한 차이가 있었다 ($p < 0.05$). 하지만 0.1 mm 그룹과 0.35 mm 그룹 간에는 통계적 유의성이 나타나지 않았다 ($p > 0.05$).

Fig. 4는 3D analysis software를 이용하여 얻어진 color difference map 분석 결과로, 각 실험군의 CRM과 silicone replica간 편차의 분포를 나타낸다. 0.25 mm의 경우 상대적으로 오차의 색상을 보이는 파란색(-)이나 빨간색(+)의 분포는 다른 그룹들에 비해 적게 측정되었다. 반면 나머지 그룹들은 지대치 축벽 부위에 공차 범위 이상의 값(양의 오차)을 나타내는 빨간색의 범위가 눈에 띄게 보였으며, 우각 및 변연 부위에서 공차 범위 이하의 값(음의 오차)을 나타내는 파란색도 분포되었다. 전반적으로 공차 범위 내에 존재하는 편차 값들의 분포는 0.25 mm, 0.10 mm, 0.35 mm 순으로 작게 나타났다.

DISCUSSION

SLM 방식은 왁스 소환법에서의 납형 매몰과 소환을 통한 납형 제거 및 주조과정이 불필요하기에 보철물 제작 과정 간소화를 통한 소요시간 단축과 보철물의 정확도를 향상시킨다. 이 연구에서

사용된 SLM 시스템은 불활성 상태의 빌드 프로세스 챔버 안 금속 빌드업 플랫폼에서 Co-Cr 합금 분말을 풀러를 사용하여 평평하게 만든 뒤, 그 위에 레이저를 z축 방향으로 반복적으로 조사함으로써 금속 하부구조물을 생산했다. 이러한 적층 가공법은 레이저의 속도, 적층 방향, 적층하는 층의 수, 수축 후 가공과정 등의 영향을 받기 때문에[27] 본 연구에서는 동일한 출력 조건에서, 서로 다른 출력지시대 두께에 따른 금속 하부구조물의 변연 및 내면 적합도를 비교하였다.

보철물이 임상적으로 허용이 가능한지 판단하는 요소에는 여러 가지가 있겠으나, 가장 중요한 하나는 적합도이다[28-30]. Foster [31]는 142개의 실패한 고정성 보철물들을 분석한 결과 가장 큰 원인 중에 하나는 적절하지 못한 적합도 때문이라고 보고하였다. 또한 내면 적합도에서는 보철물의 유지와 교합의 지지에 대한 영향을 받게 되는데, 내면공간이 너무 과도하게 되면, 파절이나 탈락 등의 문제가 발생할 수가 있으며 너무 작으면 보철물의 장착을 불완전하게 할 수 있다는 보고가 있었다[32]. 그러므로 고정성 보철물의 우수한 변연 적합도는 완벽한 치료와 성공적인 예후를 위한 전제 조건이다[33]. 그렇기 때문에 학계에서는 변연과 내면 적합도의 임상적 허용수치로 여러 값들을 제시하고 있다. Gulker [34]는 200 μm 까지도 허용 가능하다고 했고, Sorensen 등[35]은 50 μm , Assif 등[36]은 140 μm , Sulaiman 등[37]은 100 μm 라고 보고하였다. Moldovan 등[38]은 변연 간격의 범위를 넓게 보았는데 100 μm 일 경우 “good”, 200~300 μm 일 경우 “acceptable”로 분류하였다. 이렇듯 임상적 허용수치로 여러 수치들이 제시되고 있지만 최근까지도 변연적합도의 유효 값으로 120 μm 이하가 임상적으로 적절하다는 의견이 지배적이다[39]. 본 연구 결과 세 실험군을 토대로 제작된 금속 하부구조물은 임상적으로 허용할 만한 수준의 변연 및 내면 적합도와 균일한 적층면을 보이는 것으로 나타났으나 출력지시대의 두께가 금속 구조물의 수축량에 영향을 미쳐 금속 하부구조물의 변연 및 내면 적합도에 영향을 준다고 볼 수 있다. 또한 대조군을 기준으로 적합도에 있어서 실험군 모두 유의한 차이가 발견되었으므로 출력 지시대 두께가 선택

Table 1. Mean \pm SD discrepancy between the stone replica (CRM) and the silicone replica

Classification		RMS (μm)		
Radius (mm)	N	Mean \pm SD	95% CI	
			Lower mean	Upper mean
0.10	10	85.84 \pm 20.81 ^{a,*}	71.36	112.98
0.25	10	66.14 \pm 15.51 ^b	56.03	86.69
0.35	10	93.93 \pm 19.43 ^a	77.72	116.58

SD: standard deviation, CRM: computer-aided design-reference model, RMS: root mean square, CI: confidence interval.

^{a,b,*}Data with the different letters are significantly different at 0.05 significance level. Lower cases mean the comparison in the of support radius.

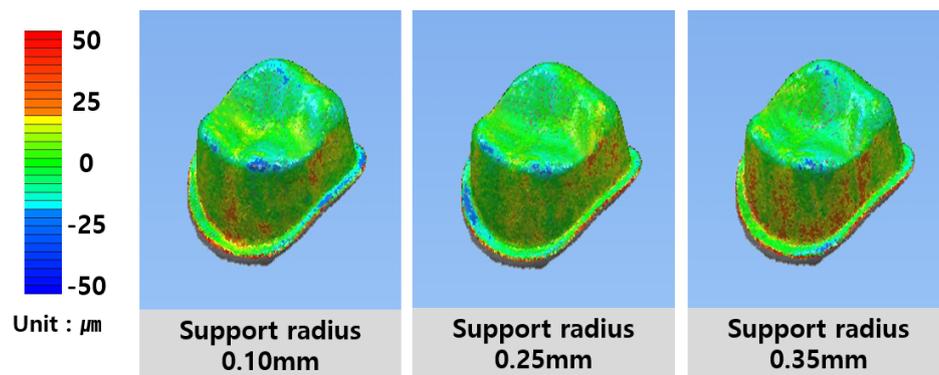


Figure 4. Color difference maps of the discrepancy distribution of aligned stone replica and silicone replica.

적 레이저 용융법으로 제작된 금속 하부구조물의 적합도에 영향을 미치지 않는다는 귀무가설은 기각되었다.

Tappa와 Jammalamadaka [40]는 적층 가공 시 발생하는 양과 음의 오차는 안정적인 적층 가공을 위해 필요한 출력지지대도 인해 야기된다고 하였는데 본 실험의 연구결과 3D 중첩 방법을 이용한 정확도 평가에서 세 그룹 모두 주로 양의 오차를 보였을 뿐 아니라 음의 오차도 나타냈으므로 선행연구와 일치하며 출력지지대 두께가 변연 및 내면 적합도에 영향을 미치는 것을 알 수 있다. 또한 내면 적합도에 대한 세 그룹의 분석 결과, 양의 오차가 가장 크게 나타난 곳은 축벽 부분이었고, 음의 오차는 교합면 우각부위와 변연부분에서 나타났다. 실험변인 통제를 위해 권장 적층방향으로 동일하게 출력을 실행하였지만, 레이저를 z축 방향으로 레이저를 반복적으로 조사함으로써 금속 구조물을 생산하는 SLM 시스템은 z축 정확성 오류가 오차를 야기하는 요인이 되며, 본 실험결과에서 적층 가공을 통한 결과물들이 축벽에서 오차 양상을 보인 요인이 되기도 하였다. Loh 등[41]은 고온의 레이저로 금속 분말을 용융하여 금속 구조물을 제작할 때 금속은 냉각하면서 수축하는데 이때 출력 지지대가 금속 구조물의 수축을 최소화하여 오류를 감소시킨다고 하였다. 하지만 시편의 개수가 극히 제한적이고 실험실에서 규격화된 모형을 가지고 측정한 결과인 점, 그리고 각 연구마다 내면 적합도를 측정하는 부위와 기준이 다르고 실험 조건이 다르기 때문에 RMS 결과로 비교하는 것은 일반화에 일정 정도의 한계를 내포한다. 최근 치과용 3D 프린팅 방식이 다양해짐에 따라 사용되는 재료의 종류도 빠르게 추가되고 있는 실정이다. 본 연구에서는 금속재료로 프린팅 된 보철물을 평가하였으나 다른 재료(polymer)를 활용하여 출력된 보철물이나 제작 방법의 다양화도 추가된 연구를 진행할 필요가 있다고 생각된다.

CONCLUSIONS

본 연구에서는 최근 소개되고 있는 선택적 레이저 용융법으로 금속 하부구조물 제작 시 출력 지지대 두께가 변연 및 내면 적합도에 영향을 미치는 것으로 나타났다. 세그룹 모두가 임상적 허용 범위(100~120 μm)내에 존재하였으나, 출력물의 변형을 방지하기 위해 설정한 출력지지대의 두께가 레이저 용융 후 시편의 냉각 및 수축 과정에서 발생한 변형에 기인한 결과라 판단되며, 향후 연구에서는 임상 모형이나 지지치를 이용하여 심도있는 연구가 필요하다 생각한다. 이를 바탕으로 SLM 방식에서 정량적으로 적절한 적합도 값을 보인 0.25 mm를 출력 지지대 두께로 제한한다.

FUNDING

This paper was supported by 2021 RESEARCH FUND offered from Catholic University of Pusan.

ACKNOWLEDGEMENTS

None.

CONFLICT OF INTEREST

No potential conflict of interest relevant to this article was reported.

ORCID

Jae-Hong Kim, <https://orcid.org/0000-0002-2679-8802>

Se-Yeon Kim, <https://orcid.org/0000-0002-8389-725X>

REFERENCES

- O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 4th ed. Quintessence Publishing, 2008. p. 243-252.
- Park JY, Kim HY, Kim JH, Kim JH, Kim WC. Comparison of prosthetic models produced by traditional and additive manufacturing methods. *J Adv Prosthodont*. 2015;7:294-302.
- Fathi HM, Al-Masoody AH, El-Ghezawi N, Johnson A. The accuracy of fit of crowns made from wax patterns produced conventionally (hand formed) and via CAD/CAM technology. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2016;24:10-17.
- Prabhu R, Prabhu G, Baskaran E, Arumugam EM. Clinical acceptability of metal-ceramic fixed partial dental prosthesis fabricated with direct metal laser sintering technique-5 year follow-up. *J Indian Prosthodont Soc*. 2016;16:193-197.
- Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*. 2009;28:44-56.
- Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: cur-

- rent systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc.* 2006;137:1289-1296.
7. Örtorp A, Jönsson D, Mouhsen A, Vult von Steyern P. The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. *Dent Mater.* 2011;27:356-363.
 8. van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater.* 2012;28:3-12.
 9. Ekren O, Ozkomur A, Ucar Y. Effect of layered manufacturing techniques, alloy powders, and layer thickness on metal-ceramic bond strength. *J Prosthet Dent.* 2018;119:481-487.
 10. 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;13:446-452.
 11. Al Jabbari YS, Koutsoukis T, Barmpagadaki X, Zinelis S. Metallurgical and interfacial characterization of PFM Co-Cr dental alloys fabricated via casting, milling or selective laser melting. *Dent Mater.* 2014;30:e79-e88.
 12. Petzold R, Zeilhofer HF, Kalender WA. Rapid prototyping technology in medicine--basics and applications. *Comput Med Imaging Graph.* 1999;23:277-284.
 13. Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhang X. Clinical marginal and internal fit of metal ceramic crowns fabricated with a selective laser melting technology. *J Prosthet Dent.* 2015;113:623-627.
 14. Zeng L, Zhang Y, Liu Z, Wei B. Effects of repeated firing on the marginal accuracy of Co-Cr copings fabricated by selective laser melting. *J Prosthet Dent.* 2015;113:135-139.
 15. Yao T, Deng Z, Zhang K, Li S. A method to predict the ultimate tensile strength of 3D printing polylactic acid (PLA) materials with different printing orientations. *Compos B Eng.* 2019;163:393-402.
 16. Monroy K, Delgado J, Ciurana J. Study of the pore formation on CoCrMo alloys by selective laser melting manufacturing process. *Procedia Eng.* 2013;63:361-369.
 17. Vandembroucke B, Kruth JP. Selective laser melting of biocompatible metals for rapid manufacturing of medical parts. *Rapid Prototyp J.* 2007;13:196-203.
 18. Yager S, Ma J, Ozcan H, Kilinc HI, Elwany AH, Karaman I. Mechanical properties and microstructure of removable partial denture clasps manufactured using selective laser melting. *Addit Manuf.* 2015;8:117-123.
 19. Ren XW, Zeng L, Wei ZM, Xin XZ, Wei B. Effects of multiple firings on metal-ceramic bond strength of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting. *J Prosthet Dent.* 2016;115:109-114.
 20. Kaleli N, Ural Ç, Özköylü G, Duran İ. Effect of layer thickness on the marginal and internal adaptation of laser-sintered metal frameworks. *J Prosthet Dent.* 2019;121:922-928.
 21. Kim DY. Evaluation of fits of metal copings fabricated by using selective laser melting at various angles. *J Prosthet Dent.* 2022;128:415-420.
 22. Jeong W, Kwon YS, Kim D. Development of a metal 3D printer using laser powder deposition and process optimization for fabricating titanium alloy parts. *J Korean Soc Laser Process.* 2015;18:1-5.
 23. Gan MX, Wong CH. Practical support structures for selective laser melting. *J Mater Process Technol.* 2016;238:474-484.
 24. Park CK. Development of an automatic classification system for healthcare parts for metal printing [master's thesis]. Seoul: Seoul National University of Science and Technology, 2022.
 25. Quante K, Ludwig K, Kern M. Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dent Mater.* 2008;24:1311-1315.
 26. Tsitrou EA, Northeast SE, van Noort R. Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. *J Dent.* 2007;35:68-73.
 27. Kim KB, Kim JH, Kim WC, Kim JH. Three-dimensional evaluation of gaps associated with fixed dental prostheses fabricated with new technologies. *J Prosthet Dent.* 2014;112:1432-1436.
 28. Vigolo P, Fonzi F. An in vitro evaluation of fit of zirconium-oxide-based ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. *J Prosthodont.* 2008;17:621-626.
 29. Pak HS, Han JS, Lee JB, Kim SH, Yang JH. Influence of

- porcelain veneering on the marginal fit of Digident and Lava CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *J Adv Prosthodont.* 2010;2:33-38.
30. Hunter AJ, Hunter AR. Gingival margins for crowns: a review and discussion. Part II: discrepancies and configurations. *J Prosthet Dent.* 1990;64:636-642.
 31. Foster LV. Failed conventional bridge work from general dental practice: clinical aspects and treatment needs of 142 cases. *Br Dent J.* 1990;168:199-201.
 32. Colpani JT, Borba M, Della Bona A. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dent Mater.* 2013;29:174-180.
 33. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.* 1971;131:107-111.
 34. Gulker I. Margins. *N Y State Dent J.* 1985;51:213-215, 217.
 35. Sorensen SE, Larsen IB, Jörgensen KD. Gingival and alveolar bone reaction to marginal fit of subgingival crown margins. *Scand J Dent Res.* 1986;94:109-114.
 36. Assif D, Rimer Y, Aviv I. The flow of zinc phosphate cement under a full-coverage restoration and its effect on marginal adaptation according to the location of cement application. *Quintessence Int.* 1987;18:765-774.
 37. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthodont.* 1997;10:478-484.
 38. Moldovan O, Luthardt RG, Corcodel N, Rudolph H. Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings. *Dent Mater.* 2011;27:1273-1278.
 39. Holmes JR, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC. Marginal fit of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1992;67:594-599.
 40. Tappa K, Jammalamadaka U. Novel biomaterials used in medical 3D printing techniques. *J Funct Biomater.* 2018;9:17.
 41. Loh LE, Chua CK, Yeong WY, Song J, Mapar M, Sing SL, et al. Numerical investigation and an effective modelling on the selective laser melting (SLM) process with aluminium alloy 6061. *Int J Heat Mass Transf.* 2015;80:288-300.