디지털 광공정 방식에 의해 출력된 치과용 보철물의 품질 분석

김재홍¹, 김기백²

¹부산가톨릭대학교 보건과학대학 치기공학과, ²대전보건대학교 치기공학과

Analysis of the quality of dental prostheses printed by digital light-processing technology

Jae-Hong Kim¹, Ki-Baek Kim²

¹Department of Dental Laboratory Science, College of Health Science, Catholic University of Pusan, Busan, Korea

²Department of Dental Lab Science, Daejeon Health Institute of Technology, Daejeon, Korea

Article Info

Received July 16, 2020

Revised August 2, 2020

Accepted August 4, 2020

Corresponding Author

Ki-Baek Kim

Department of Dental Lab Science, Daejeon Health Institute of Technology, 21 Chungjeong-ro, Dong-gu, Daejeon 34504, Korea
E-mail: kimkb@hit.ac.kr

<https://orcid.org/0000-0003-3821-9764>

Purpose: This study aimed to assess the quality of dental prostheses printed by digital light-processing (DLP) technology.

Methods: Ten experimental models were prepared. The ten specimens that were printed by DLP technology constituted the DLP group. The ten specimens that were produced in the same model by the casting method constituted the control group. The marginal gaps of the 20 specimens produced were measured. These gaps were measured by a silicon replica technique at two abutments of the specimen. Therefore, 20 marginal gaps were measured in each group. An independent sample t-test was performed to compare the marginal gaps measured in the two groups ($\alpha=0.05$).

Results: According to the results of the measurement, there was a significant difference between the mean marginal gap of the control group (78.8 μ m) and that of the DLP group (91.5 μ m), $p<0.001$.

Conclusion: Although the mean marginal gaps of dental fixed prostheses produced by the DLP method was higher than the mean marginal gap of those produced by the casting method, it was considered to be within the clinical threshold value suggested by some previous studies.

Key Words: Marginal adaptation, Printing, three-dimensional

INTRODUCTION

최근 4차 산업혁명 시대의 영향으로 많은 분야에 있어 다양한 변화를 겪고 있다. 특히 제조기술의 발전이 눈에 띄는데, 많은 부분에서 디지털화되었다[1]. 이들 중에서도 첨가방식 기반의 제조기술은 최근 많은 관심을 받고 있는 기술 중 하나이다. 첨가방식 기술은 패속조형(rapid prototyping), 첨가제작(additive manufacturing) 등의 용어로 일컬어져왔으며 1980년대 이전부터 지속적인 연구를 통해 개발되어왔고 최근에는 제조기술의 혁명으로 의미되고 있다. 한편 해당 기술에 대한 대중적인 용어로 3차원 출력기술(three-dimensional printing, 3DP)의 용어가 사용되고 있으며 이는 3D 프린팅 기술로 대중들에게 잘 알려져 있다[2].

이 기술은 제조기술과 연관된 분야뿐만 아니라 의료분야에서도 활용되기 시작했으며 그 활용범위는 증가하고 있는 추세이다. 치과기공 분야에서도 주목받는 기술로 여겨지고 있고, 아날로그 방식 기반의 보철물 제조기술이 디지털 방식 기반으로 발전하는 데 중요한 역할을 하고 있다. 치과기공 분야에서의 활용은 기본적으로 컴퓨터 기반의 제작 방식을 따르게 된다. 컴퓨터를 활용한 보철물 설계 과정(computer aided design, CAD)이 마무리되면 해당 보철물의 정보가 입력된 데이터를 얻게 된다. 술자는 해당 데이터를 이용하여 컴퓨터 수치 제어방식 기반(computer numerical control, CNC)의 절삭방식(computer aided manufacturing, CAM) 또는 치과용 첨가방식 기반의 장비를 이용하여 결과물 제작이 가능하다[3].

CAM은 3DP에 비해 재료선택의 폭이 넓으며 심미보철물 제작재료

의 제어가 원만하다는 장점이 있다. 그러나 블록형태로 재료가 공급되어 원하는 치과보철물을 완성하려면 밀링과 그라인딩 방식이 필수적이며 이 과정에서 많은 재료가 버려진다는 단점이 있다. 또한 밀링과 그라인딩을 위한 별도의 톨(bur)이 필수적으로 필요하며 이는 소모품으로 주기적인 교환이 필요하다는 단점이 있다. 뿐만 아니라 밀링과 그라인딩 과정에서 톨의 경로 등을 고려하여야 하며 이 과정에서 형태가 매우 복잡한 결과물의 경우에는 제작이 어려울 수도 있다. 이러한 단점들은 첨가방식을 활용하면 많은 부분이 해소가 가능하다. 첨가방식은 액상 또는 분말로 재료가 공급되며 별도의 레이저 등의 열원을 통해 필요한 부분만 조사하여 결과물을 완성해내는 방식이다. 특히 별도의 톨이 없으므로 톨의 경로에 대한 제약이 없다. 이는 복잡한 결과물이라 하더라도 자유롭게 제작이 가능하다는 장점이 된다. 또한 밀링과 그라인딩 방식이 아니므로 재료의 낭비가 적다. 하지만 심미보철재료의 제어가 아직 자유롭지 못한 것은 분명한 단점으로 지적된다[4].

위와 같은 제작기술의 발전과 더불어 치과기공용으로 사용하는 많은 재료와 기소재의 발전이 동반되었으며 최근의 직무영역에서 매우 중요한 부분을 차지하게 되었다. 이러한 기술의 변화는 술자에게 아날로그 방식 대비 제작시간 및 재료의 절약, 노동력 절감 등의 많은 단점을 보완해주었다[4]. 첨가방식은 특히 출력되는 방식에 따라 디지털 광공정(digital light-processing, DLP), 광조형 공정방식(stereo lithography apparatus), 레이저 소성방식(selective laser sintering), 필라멘트 분출방식(fused deposition modeling) 등으로 구분되며 다양한 방식이 현재 치과용 3D 프린터로 개발되고 있다.

최근 첨가방식의 많은 장점들이 다양한 연구를 통해 보고되고 있는 만큼 여러 기술을 적용한 치과용 3D 프린터가 시판되고는 있으나 해당되는 기술과 연관되어 제작된 치과보철물의 품질을 평가하는 연구와 관련한 정보는 부족한 실정으로 보인다. 본 연구에서는 DLP 기반의 치과용 첨가방식 기기를 활용하여 고정성 치과보철물을 제작하고 해당 시편들의 품질을 평가해보고자 한다. 품질 평가는 고정성 치과보철물의 품질에 가장 큰 영향을 미치는 변연간격을 기준으로 평가하고 본 연구 결과를 토대로 임상 종사자들(치과기공사, 치과의사 등)에게 정보를 제공하고자 한다.

MATERIALS AND METHODS

본 연구에서는 시편 제작을 위한 실험 모형을 제작하였다. 제작된 모형은 상악 우측 중절치, 상악 좌측 측절치가 지대치이고, 상악 좌측 중절치가 결손부위인 교의치 모형을 제작했다. 준비된 모형을 치과용 실리콘(Degoform; DeguDent GmbH, Hanau-Wolfgang, Germany)을 활용해 음형의 상태로 복제하는 방식으로 총 10개의 몰드를 제작했다. 준비된 몰드에 치과용 경석고를 제조사의 지시에 맞게 혼합하여 연구모형 10개를 제작하였다.

10개의 연구모형을 활용해 실험군을 제작하고자 우선적으로 기공실

용 스캐너(E3; 3Shape A/S, Copenhagen, Denmark)로 스캐닝 하였고, 최종적으로 모형의 디지털 이미지를 얻었다. 모형의 디지털 이미지와 치과용 CAD 프로그램(Dental designer, 3Shape A/S)을 이용하여 3본 교의치 형태로 디자인을 완료하였다. 디자인 과정에서의 세부사항(변연설정, 시멘공간 등)은 제조사에서 권장하는 기본값을 따랐다. 완료된 디자인 정보는 저장되었고 최종적으로 스테레오리소그래피(stereolithography, STL) 파일로 변환하였다.

DLP 방식의 3D 프린터를 활용하여 실험군을 제작하고자 앞서 준비된 STL 파일을 전용 프로그램(Zenith D; Dentis, Daegu, Korea)을 활용하여 3D 프린팅을 위한 데이터로 변환하였다. 3D 프린팅이 가능하려면 기계화된 STL 파일을 조각내는 단계가 필요한데 그 이유는 3D 프린팅 방식의 경우 결과물을 조각내어 쌓는 원리에 따르기 때문이다. 또한 STL 파일은 앞서 설계된 보철물의 외형을 작은 삼각형들이 연결되어 이미지를 이루고 있는 형상이기 때문에 슬라이스되지 않으면 출력과정은 원만하지 않을 수 있다. 슬라이스가 완성된 파일을 활용하여 DLP 방식의 치과용 3D 프린터(Zenith D; Dentis)로 Fig. 1과 같은 시편을 10개 제작하였다. 출력된 시편들은 후처리 과정을 통해 실험군을 완성하였고(DLP group), 제작된 시편들의 내면 처리는 따로 진행하지 않았다.

DLP 집단과 비교 평가될 대조군 집단(CAST group)은 기존의 방식 중 가장 보편적인 방식인 왁스조각 기술(lost-wax technique)과 주조방식(casting)을 활용해 제작하였다. 제작된 10개의 연구모형을 활용해 치과용 패턴왁스로 3본 교의치로 납형 형성하였다. 제작된 납형에 indirect method로 주입선을 설치하였다. 주입선 설치 후 통법에 따라 매몰 과정을 진행하였고 사용된 매몰재(Bellavest® SH; Bego GmbH, Bremen, Germany)는 제조사의 권장사항에 준수하여 사용하였으며 연화는 진공혼합기를 사용하였다. 매몰이 완료된 시편들은 소환과정을 거쳐 주조를 진행하였고, 주조 금속은 치과용 비귀금속 합금(Wirobond® C; Bego GmbH)을 사용하였다. 주조 후 얻은 주조체는

Figure 1. Specimen printed in digital light-processing.

적절한 후처리를 통해 대조군을 완성하였다.

제작된 시편들의 변연간격의 측정은 실리콘을 활용한 내면 복제하는 방식을 사용하였다. 변연간격의 조작적 정의는 치형에서 시편의 내면까지 수직 거리로 정의하였고(Fig. 2), 이에 대한 근거는 앞서 발표된 선행 연구들에 근거하였다[5]. 실리콘을 활용한 내면을 복제하는 방식은 유동성이 좋은 연질의 실리콘을 활용해 치형과 시편 사이의 공간을 복제하였고 복제된 실리콘의 두께를 전자 현미경으로 측정하는 원리이다.

앞서 제작된 두 집단 총 20개의 시편과 40개의 보철물에서 변연간격을 측정하였다. 측정 과정의 첫 번째로는 시편의 상악 우측 중절치와 상악 좌측 측절치 지대장치의 내면에 연질의 실리콘을 채웠고 실리콘이 채워진 교의치를 모형에 시적하였다. 시적 후 손가락을 이용해 실리콘의 최종 중합이 끝날 때까지 압력을 유지하였다. 경화가 끝난 연질 실리콘은 경질 실리콘으로 보강하였으며 보강된 실리콘 복제본을 치과용 메스로 절단하였다. 절단된 실리콘 복제본 내면의 연질 실리콘의 두께를 전자 현미경으로 확대하여 측정하는 방식으로 변연간격을 측정하였다(Fig. 3).

각 집단들에서 조사된 변연간격을 분석하고 집단 간에 비교하기 위하여 기본적으로 평균 및 표준편차를 산출하였고 산출된 값을 토대로 독립표본 t검정을 수행하였다. 연구에서 수행된 모든 통계 분석은 EX-CEL 2016을 활용하였다.

RESULTS

각 집단에서 측정된 시편들에서 상악 우측 중절치, 상악 좌측 측절치의 두 지대치 변연간격을 측정하였으며 지대치의 구분 없이 제작방식을 기준으로 집단을 분류하여 분석하였다. 그 결과 변연간격 평균 및 표준편차는 Table 1과 같았다. 대조군인 CAST 집단의 경우 평균 78.8 μm 이고, 표준편차는 2.8 μm 로 조사되었으며, DLP 집단의 경우는 평균 91.5 μm , 표준편차는 6.8 μm 로 조사되었다. 두 집단의 변연간격을 비교하기 위해 독립표본 T검정을 수행하고자 하였으며 이에 앞서 등분

Figure 2. The definition of marginal gap.

산 검증(F-검정)을 수행하였다. 등분산 검증 결과 $p=0.21$ 로 0.05보다 큰 값으로 조사됨에 따라 두 집단의 분산은 차이가 없었다. 등분산 검증 결과를 토대로 두 집단의 변연간격의 차이는 유의한지 알아보기 위하여 독립표본 t검정을 수행한 결과 DLP 집단의 변연간격이 CAST 집단의 변연간격보다 유의미하게 큰 것으로 조사되었다($p<0.001$).

DISCUSSION

본 연구를 통해 최근 치과기공환경에서 사용자의 수요가 증가하고 있는 DLP 방식으로 출력된 고정성 치과보철물의 품질을 분석해보고자 하였다. 고정성 치과보철물의 품질을 결정짓는 요인은 많은 것들이 있겠지만 특히 중요한 요인 중 하나는 해당 보철물의 변연간격이라고 생각한다. 변연간격이 큰 보철물의 경우 그렇지 않은 보철물보다 2차 우식 발병 시기가 빨라지며 이에 따라 보철물의 철거 시점이 빠르다고 선행연구를 통해 보고되었다[6]. 때문에 해당 연구에서는 출력된 보철물의 변연간격을 기존의 표준 방식인 주조 방식을 통해 제작된 보철물의 변연간격과 비교해보고자 하였다.

연구 결과에 따르면 DLP 방식으로 출력된 고정성 치과보철물의 변연간격이 기존의 주조 방식을 통해 제작된 것들보다 큰 간격으로 조사되었고 이는 통계적으로 유의미하였다. 본 연구에서는 단순히 두 집단의 변연간격을 통계적으로 비교하는 것으로 연구를 진행하였으나 많은 선행연구들을 참고해보면 변연간격의 임상적 허용 한계로서 다양한 의견을 제시하고 있는 실정이다. 앞선 연구에서는 변연간격의 한계 수치로 50 μm 를 제시하였으나 후후에 진행된 많은 연구에서는 해당 수치

Figure 3. A photograph measured at x160 using the digital microscope.

Table 1. Mean marginal gaps of CAST group and DLP group at specimens

Group	Number	Marginal gap (μm)	T-value	p-value
CAST	20	78.8 [2.8]	-5.25	<0.001
DLP	20	91.5 [6.8]		

Values are presented as mean (standard deviation).

CAST: casting, DLP: digital light-processing.

는 현실적인 수치로 생각하기엔 무리가 있다고 논의되었다. 본 연구에서도 여러 시편들의 변연간격을 측정할 과정으로 비추어보았을 때 변연간격 50 μm 의 수치는 현실적인 임상적 한계 수치로 생각하기엔 다소 무리가 있다고 생각한다. 이외에도 다양한 연구에서 변연간격의 임상적 한계 수치가 계속적으로 논의되었으며 100~300 μm 로 의견이 다양하였다[7,8]. 현재 많은 연구자들이 제시하는 임상적 한계 수치는 120 μm 를 제시하고 있는데, 이는 McLean과 von Fraunhofer [9]가 제시한 임상적 한계 수치에 근거한다. McLean과 von Fraunhofer [9]는 절거된 고정성 보철물의 변연간격을 측정하는 방식으로 임상적 한계 수치를 정립하였으며 이러한 방식으로 제시된 수치는 현재까지 다양한 연구자들이 관련 연구의 근거로써 제시하고 있다.

비록 본 연구의 결과에서 DLP 방식으로 출력된 고정성 보철물이 주조 방식 시편들의 변연간격보다 큰 것으로 조사되었으나 McLean과 von Fraunhofer [9]가 제시한 임상적 한계 수치 내에 존재하였다. McLean과 von Fraunhofer [9]의 연구 결과를 근거로 하였을 때 DLP 방식으로 출력된 고정성 보철물은 임상적으로 사용이 가능할 것으로 판단된다. 그러나 주조 방식의 변연간격보다는 큰 것으로 조사되었기 때문에 앞으로 기술적인 부분이나 제작과정 부분 등에서의 개선이 필요해 보인다.

한편 치과용 고정성 보철물의 변연간격은 다양한 요인들에 의해 그 수치가 영향을 받는 것으로 판단된다. 지대치의 형태와 변연의 설계 형태 그리고 완성할 보철물의 소재 및 보철물의 외형뿐만 아니라 변연간격의 측정 방식과 측정 기술 등에도 영향을 받는다고 생각된다. 앞서 언급한 다양한 변수들을 모두 제어하며 연구를 진행하는 것은 쉽지 않은 일이라고 생각되지만 진행된 연구에서는 이러한 변수들에 따른 결과 값의 영향을 최소화하고자 지대치의 설계와 두 집단의 공통된 증례 채택 등 다양한 부분에서 노력하였다. 제작된 시편의 변연간격 측정에서는 앞서 많은 선행연구에서 측정법의 신뢰성과 정확성이 검증된 실리콘 복제법을 활용했다[10].

그러나 시편의 제작재료가 두 집단 간에 차이가 있는 부분은 연구의 한계점으로 생각된다. DLP 출력 방식의 공정상 플라스틱 계열의 재료를 활용하므로 CAST 집단의 금속 시편과는 소재상의 차이점이 분명히 존재한다. 이는 연구의 한계점으로 지적되며 추후 연구에서는 이런 부분들을 보완해야 할 것으로 생각되지만 출력 결과물들에 별다른 가공 작업 없이 순수한 형태로 변연간격을 평가하여 분석한 것은 의미가 있다고 생각한다.

CONCLUSIONS

본 연구를 통해 치과용 3D 프린팅 방식 중에 하나인 DLP 방식으로 출력된 치과용 고정성 보철물의 품질을 변연간격을 기준으로 평가하였다. 출력물의 변연간격을 측정하고 기존의 주조 방식의 것들과 비교 평가를 통해 임상 종사자들(치과기사, 치과의사, 치과위생사 등)에게

참고 자료로써 제시하고자 했다. 연구 결과에서는 DLP 방식에 의해 출력된 고정성 보철물의 변연간격이 주조 방식으로 제작된 것들보다 큰 것으로 나타났고 이는 주조 방식으로 제작된 고정성 보철물의 품질이 더 우수한 것으로 풀이된다. 그러나 DLP 방식의 변연간격 수치의 평균은 앞서 제시한 선행연구들의 임상적 한계 수치 내에 존재하는 것으로 분석됨에 따라 임상적으로 허용이 가능할 것으로 생각된다.

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>

Ki-Baek Kim, <https://orcid.org/0000-0003-3821-9764>

REFERENCES

1. 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.
2. Kim KB. Evaluation of clinical adaptation of dental prostheses printed by 3-dimensional printing technology. *J Kor Aca Den Tec*. 2019;41:1-7.
3. Kim JH, Kim KB. Internal evaluation of provisional restorations according to the dental CAD/CAM manufacturing method: three-dimensional superimpositional analysis. *J Kor Aca Den Tec*. 2019;41:81-86.
4. 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.
5. Kokubo Y, Nagayama Y, Tsumita M, Ohkubo C, Fukushima S, Vult von Steyern P. Clinical marginal and internal gaps of In-Ceram crowns fabricated using the GN-I system. *J Oral Rehabil*. 2005;32:753-758.
6. 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.
7. Ostlund LE. Cavity design and mathematics: their effect on gaps at the margins of cast restorations. *Oper Dent*.

- 1985;10:122-137.
8. Moldovan O, Rudolph H, Quaas S, Bornemann G, Luthardt RG. Internal and external fit of CAM-made zirconia bridge frameworks- a pilot study. *Dtsch Zahnarztl Z*. 2006;61:38-42.
 9. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*. 1971;131:107-111.
 10. Kim JH, Kim KB. An evaluation validity of the silicone replica technique at measurement on fit of fixed dental prostheses. *J Dent Hyg Sci*. 2012;12:566-571.