DLP 프린터로 출력한 임시의치용 전악 인공치아의 후경화에 따른 변형 분석

김동연¹, 이광영²

¹폴드 치과기공소, ²원광보건대학교 치기공과

Analysis of deformation according to post-curing of complete arch artificial teeth for temporary dentures printed with a DLP printer

Dong-Yeon Kim¹, Gwang-Young Lee²

¹4RD Dental Laboratory, Seoul, Korea

²Department of Dental Laboratory Technology, Wonkwang Health Science University, Iksan, Korea

Article Info

Received May 24, 2021

Revised June 2, 2021

Accepted June 7, 2021

Corresponding Author

Gwang-Young Lee
Department of Dental Laboratory Technology, Wonkwang Health Science University,
514 Iksan-daero, Iksan 54538, Korea
E-mail: leegy@wu.ac.kr
<https://orcid.org/0000-0003-1826-6870>
*This paper was supported by Wonkwang Health Science University in 2021 (No. 2021017).

Purpose: This study aimed to analyze deformation according to post-curing of complete arch artificial teeth for temporary dentures printed with a digital light processing (DLP) printer.

Methods: An edentulous model was prepared and an occlusal rim was produced. The edentulous model and occlusal rim were scanned using a model scanner. A complete denture was designed using a dental computer-aided design, and the denture base and artificial tooth were separated. Ten complete arch artificial teeth were printed using a 3D printer (DLP). Complete arch artificial teeth was classified into the following three groups: a group no post-curing (NC), a group with 10 minutes post-curing (10M), and a group with 20 minutes post-curing (20M). Specimens were scanned using a model scanner. The scanned data were overlapped with the reference data. Statistical analysis was performed using one-way ANOVA analysis of variance, Kruskal-Wallis test, and Mann-Whitney U test ($\alpha=0.05$).

Results: Regarding the overall deviation of complete arch artificial teeth, the NC group showed the lowest mean deviation of 111.13 μm and the 20M group showed the highest mean deviation of 131.03 μm . There were statistically significant differences among the three groups ($p<0.05$).

Conclusion: The complete arch artificial tooth showed deformation due to post-curing. In addition, the largest shrinkage deformation was observed at 10 minutes of post-curing, whereas the least deformation was observed at 20 minutes.

Key Words: Accuracy, Artificial teeth, Complete denture, Post-curing, Three-dimensional printing, Trueness

INTRODUCTION

총의치 보철물(complete denture prosthesis)은 상악 또는 하악의 자연 치아가 모두 상실되었을 때, 상실된 치아와 그 주위조직을 대치하는 가철성 보철물(removable prosthesis)이다. 총의치의 기존 제작 순서는 작업모형, 기초상, 교합제, 인공치아 배열, 치은 형성, 매몰, 왁스

제거, 레진 주입, 중합, 매몰제 제거, 연마 순으로 진행되어 왔다[1,2]. 의치상의 중합방법에서는 마이크로파 중합법, 가압성형법, 주입법, 주사 주입법, 사기광선 중합법 등이 있다[3]. 기존 제작 방법은 공정 과정이 복잡하여 보철물의 중합 수축으로 인한 오차가 발생하고, 많은 제작 시간이 소요되며, 숙련된 술자의 기술도 요구하고 있다[3].

최근, 기존 수작업 방식을 보완하여 디지털 방식으로 총의치 제작이

시도되고 있다[4,5]. 디지털 방식은 일반적으로 CAD/CAM (computer-aided design/computer-aided manufacturing) 시스템을 기반으로 한다. 치과용 CAD/CAM 시스템은 모형 스캔, 보철물 디자인, 제조 과정을 거쳐 치과 보철물 제작을 한다. 제조과정은 두 가지로 분류되는데, 절삭가공방식(subtractive manufacturing)과 적층가공(additive manufacturing)방식으로 분류되어 제작된다[4-6].

치과용 CAD/CAM 시스템 중에 절삭가공방식으로는 실용적인 치과 보철물을 주로 제작하고 있으며, 적층가공방식 또한 목업(mock-up)에서 실용적인 보철물로 제작 가능하게 되었다. 디지털 방식의 총의치 보철물을 제작할 경우, 절삭가공방식은 절삭가공장비에 인공치아 및 의치상용 원형의 블록을 장착한 다음 밀링(milling) 가공한다. 적층가공방식은 three-dimensional (3D) 프린터로 인공치아 및 의치상 소재를 단계별(layer by layer)로 쌓아 총의치 보철물을 제작한다. 적층가공방식은 절삭가공방식 보다 재료에 대한 소모성이 적고, 축에 대한 한계가 없기 때문에 다양한 형태의 치과 보철물 제작이 가능하다[6].

치과분야에서 사용빈도가 높은 적층가공방식은 SLA (stereolithography apparatus) 와 DLP (digital light processing) 프린팅 방식이다[7-9]. SLA와 DLP는 광중합형 기반으로 되어 있으며, 빛(ultraviolet, UV)을 광중합 수지에 조사하여 광경화되는 방식이다. 광경화성 적층가공방식을 활용하여 제작이 가능한 치과 보철물은 임시치아, 의치상, 의치상용 인공치아, 임플란트 수술용 가이드 등이 있다[10]. 치과 보철물은 형태가 복잡한 형태를 갖추고 있으므로, 축에 대한 한계가 없는 3D 프린팅의 활용 비중이 점차 높아지고 있다.

총의치 보철물은 주로 DLP 기반의 광중합 3D 프린팅과 광중합 레진을 사용하여 제작된다[11]. 치과용 3D 프린팅을 활용한 총의치 보철물은 인공치아와 의치상을 단일 구조와 이중 구조로 분리하여 제작한다. 이중 구조의 인공치아는 상실된 치아의 형태에 맞게 재현이 가능하며, 또한 광택 및 색조 처리를 통해 자연치아의 색상과 유사하게 심미적 표현이 가능하다. 의치상 레진은 퇴축된 치은의 형태를 재현할 수 있으

며, 색상도 치은 색과 유사하게 심미적 표현이 가능하다.

한편, 광경화성 3D 프린팅으로 제작한 치과 보철물은 강도 및 경도가 낮으므로 후경화(post-curing) 처리를 통해서 보완한다[12]. 광경화 수지의 단점은 가교밀도(crosslinking density)가 증가하여 결과물의 수축으로 인한 변형이 발생한다는 보고가 있다[7,13,14]. 성공적인 총의치 보철물을 위해서는 여러가지 요소가 고려되어야 하겠지만, 그 중 인공치아일 것이다. 인공치아가 변형될 경우, 불안정한 교합 관계가 형성되어 의치가 탈락할 수 있기 때문이다. 총의치 보철물의 유지 및 탈락에 크게 관여하는 요소는 다양하지만, 가장 주요한 요소는 양측성 균형교합(bilateral balanced occlusion, BBO)이다. 총의치 보철물 CAD 과정에서 최적의 양측성 균형교합에 맞게 설계하였어도, 출력 및 후경화 처리 과정에서의 오차로 인해 총의치 보철물의 의치 탈락 및 악관절의 손상이 발생할 수 있다고 보고된 바 있다[15,16].

현재 적층가공방식으로 제작한 광경화성 인공치아에 대한 변형 연구는 부족하다. 선행연구에 의하면 다양한 두께의 원통형 광중합 시편은 UV에 노출되는 시간에 따라 변형이 상이한 결과 값을 보였으며[7], Shin 등[17]에 의하면 치아모델은 후경화에 변형이 발생된다고 보고된 바 있다. 또한, Lee 등[18]에 의하면 광경화성 소재로 3D 프린팅 된 단일 단관의 후경화 시간이 길수록 오차가 높게 나타난다고 보고하였다. 후경화에 관한 선행연구는 존재하나 총의치에 사용하는 전악(complete arch) 형태인 인공치아의 3D 기공학적 변형 연구는 부족한 상황이다.

따라서 본 연구에서는 DLP 프린터를 사용하여 출력된 임시의치용 총의치 전악 인공치아의 후경화에 따른 변형을 3D로 분석 하고자 한다.

Figure 1. Design for the study of three-dimensional deformation of a complete arch denture artificial teeth.

MATERIALS AND METHODS

1. 주모형 선정

치아가 없는 상·하악 무치악 모형(EDE1001; Nissin Dental Products, Kyoto, Japan)을 준비하였다(Fig. 1).

2. 연구모형 제작

상·하악 무치악 연구모형을 제작하기 위해서 복제용 실리콘(Degufom; DeguDent, Hanau, Germany)을 이용하여 음형의 실리콘을 제작하였다. 음형의 실리콘에 경석고(Fujirock EP; GC, Leuven, Belgium)를 부어서 양형의 상·하악 무치악 모형을 제작하였다(Fig. 2).

3. 기초상 제작 및 교합제 제작

준비된 주모형 상부(상·하악 점막면 부위)에 광중합 레진(Eazipan LC; Vericom, Anyang, Korea)을 각각 1개씩 올려놓고, 모형의 외형선에 따라 압접하였다(Fig. 3). 압접이 완료된 후 광중합기(Cure Box-320; Denstar, Daegu, Korea)를 사용하여 5분 동안 중합을 진행하였다. 중합이 완료된 후 기초상 왁스(Crystal Wax; Dae Dong, Daegu, Korea)를 사용하여 교합제를 제작하였다. 상악의 교합고경(vertical dimension, VD)은 전치부 전정에서 전치부 교합평면까지 22 mm 높이로 설정하였으며, 구치부는 상악결절에서 교합평면까지 8 mm로 설정하였다.

정하였다. 하악의 교합고경은 전치부 전정에서 전치부 교합평면까지 18 mm 높이로 설정하였으며, 구치부는 후구치삼각용기(retromolar pad) 2/3 높이로 설정하였다[19].

4. 스캔(scan) 및 디자인(design)

기초상 및 교합제를 치과용 모형 스캐너(3Shape D2000; 3Shape, Copenhagen, Denmark)를 사용하여 스캔하였다. 스캔은 다음과 같이 3단계로 진행하였다. 첫번째 단계는 상악 모형을 스캔하였으며, 두번째 단계로 하악 모형을 스캔하였다. 마지막으로 상·하악 모형과 교합제를 포함하여 최종 스캔을 진행하였다. 교합제 스캔 시 교합제 전면에는 스캔 전용 스프레이(ERUM Scan Spray; YOONWON, Gwangju, Korea)를 도포하였다.

스캔이 완료된 파일은 총의치 보철물을 제작하기 위해서 설계 프로그램(3Shape Dental System 2020; 3Shape)을 사용하여 의치상과 전악 인공치아를 설계하였다. 전악 인공치아는 설계 프로그램에 내장된 인공치아의 라이브러리(전치부: PhysioStar NFC Plus_554, 구치부: Condylorform II NFC Plus_36)를 사용하여 디자인을 완료하였다(Fig. 4).

Figure 2. Edentulous model for complete denture.

Figure 3. Maxillary and mandibular edentulous occlusal rim fabrication.

Figure 4. Maxillary and mandibular edentulous design.

5. 3D 프린팅을 사용하여 출력

3D 프린터로 전악 인공치아를 출력하기 전에, 광중합 수지를 전용의 혼합 장비(Magnetic Stirring & Washing Machine; Veltz3D, Incheon, Korea)로 혼합을 실시하였으며, 3D 프린팅 장비도 캘리브레이션을 진행하여 출력 준비를 완료하였다(Fig. 5). 총의치 보철물 디자인 설계 파일을 3D 프린팅 축성판에 1개씩 배치하여 출력하였다. 출력 조건은 지지대 높이 3 mm로 설정하였으며, 3초당 50 μ m의 두께로 설정하였다(Fig. 6A). 축성판에 전악 인공치아 1개를 배치하였으며, 제작 시 1시간 5분이 걸렸다. 동일한 방법으로 10회 실시하여 10개의 전악 인공치아를 제작하였다(Fig. 6B). 제작 완료 후 여분의 광경화 레진은 알코올(Isopropyl Alcohol for Disinfection; Green Pharmaceutical, Jincheon, Korea)로 세척해 모두 제거하였다. 세척이 완료된 시편은 지지대를 절단 디스크(Separating Discs; Falcon Abrasives, Shenzhen, China)와 의치용 카바이드버(HF078CE-060; NTI-Kahla, Kahla, Germany)를 사용하여 제거하였다(Fig. 6C).

Figure 5. Photopolymerization resin mix machine.

6. 전악 인공치아 스캔 및 후경화

본 실험을 위해서 3개의 그룹으로 분류하였다. 첫번째 그룹은 후경화 처리를 하지 않은 집단(NC), 두번째 그룹은 10분 동안 후경화 처리를 한 집단(10M), 세번째 그룹은 20분 동안 후경화 처리를 한 집단(20M)으로 분류하여 진행하였다. UV 파장 세기는 1단계에서 5단계 중 세기가 가장 높은 5단계로 진행하였다. 세부적인 연구 진행 사항은 다음과 같다. 먼저 NC 집단은 모형 스캐너(3Shape D2000; 3Shape)를 사용하여 10개를 스캔하였다. 스캔이 완료된 시편을 광중합기(CureM U102H; SONA Global, Seoul, Korea)를 사용하여 10분 동안 후경화를 하였다(Fig. 7). 경화된 시편은 모형 스캐너(3Shape D2000; 3Shape)를 사용하여 스캔하였다. 스캔이 완료된 시편을 다시 광중합기(CureM U102H; SONA Global)에 10분 동안 추가 경화를 진행하였다. 경화가 완료된 시편은 모형 스캐너(3Shape D2000; 3Shape)를 사용하여 재스캔하였다.

7. 3D 중첩

스캔이 완료된 스캔 데이터와 레퍼런스 데이터를 중첩 소프트웨어

Figure 7. Complete arch artificial teeth for denture base post-curing.

Figure 6. Production of complete arch specimens for denture base. (A) Placement on the build-up plate of complete arch artificial teeth for denture base, (B) print complete arch artificial teeth for denture base, (C) removal of artificial teeth support for complete arches for denture base.

Figure 8. Three-dimensional analysis of complete arch artificial teeth using superposition software. (A) Best fit of complete arch artificial teeth, (B) color different map of complete arch artificial teeth.

Table 1. Trueness of complete arch teeth best fit deviation (n=10) (unit: μm)

Group	Mean $\pm$ SD	%	95% Confidence interval		p-value*
			Min	Max	
NC	111.13 ^a $\pm$ 9.47	12.5 ^A	104.36	117.90	0.001
10M	125.06 ^b $\pm$ 8.41	4.8 ^B	119.05	131.08	
20M	131.03 ^b $\pm$ 9.70	17.9 ^C	124.09	138.00	

SD: Standard deviation.

^{a,b}Post-analysis by Duncan.

^AComparison between NC and 10M group.

^BComparison between 10M and 20M group.

^CComparison between 20M and NC group.

*One-way ANOVA test of parametric statistical test.

Table 2. Trueness of incisal edge and functional cusp of complete arch teeth deviation (n=10) (unit: μm)

Group	Anterior teeth	Posterior teeth	Total	p-value**
NC	50.80	62.90 ^a	56.85	0.043
10M	54.90	101.50 ^b	78.20	0.001
20M	62.30	102.60 ^b	82.45	0.001
p-value*	0.207	0.001	0.126	

^{a,b}Mann-Whitney with Bonferroni correction ($\alpha=0.05/3=0.017$).

*Kruskal-Wallis test of non-parametric statistical test.

**Mann-Whitney test of non-parametric statistical test (anterior and posterior teeth).

(GOM Inspect Suite 2020; GOM, Braunschweig, Germany)를 사용하여 사전 중첩(prealignment)을 진행한 후, 이어서 최종 중첩(best fit)을 추가 진행하여 두 데이터 간에 전반적인 편차값을 구하였다(Fig. 8A). 전악 인공치아를 세부적으로 분석하기 위해서 색차분석(color different)을 추가로 진행하였다(Fig. 8B). 양(빨강)의 구간은 80~300 μm , 음(파랑)의 구간은 -80~-300 μm , 허용 오차(녹색) 구간은 0~ $\pm$ 80 μm 로 설정하였다. 전치부 절단면(중절치, 측절치, 견치)과 구치부(제1소구치, 제2소구치, 제1대구치, 제2대구치), 설측 교두로 측정지점을 지정한 다음 편차값을 구하였으며, 양의 편차값과 음의 편차값은 RMS (root mean square)로 계산하였다.

$$x_{\text{rms}} = \sqrt{\frac{x_1^2 + x_2^2 + \dots + x_n^2}{n}}$$

8. 통계분석

전악 인공치아의 전반적인 편차 데이터는 정규성(Kolmogorov-Smirnov test, Shapiro-Wilk test)을 충족하여 one-way ANOVA로 실시하였으며, 사후분석은 Duncan으로 실시하였다($\alpha=0.05$). 색차분석에서의 20M 집단 편차값이 정규성을 충족하지 못하여 Kruskal-Wallis 검정과 Mann-Whitney 검정으로 실시하였다. Kruskal-Wallis 검정의 사후분석은 Bonferroni correction에 의해서 분석을 진행

하였다($\alpha=0.05/3=0.017$).

RESULTS

전악 인공치아의 전반적인 편차값에서는 NC 집단이 가장 낮은 111.13 μm 의 편차를 보였으며, 20M 집단이 가장 큰 131.03 μm 의 편차값을 보였다. 세 집단은 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p<0.05$; Table 1). 집단 간의 편차 오차율을 분석하였을 경우 NC 집단과 20M 집단이 가장 큰 17.9%의 오차율이 나타났으며, 10M 집단과 20M 집단이 가장 낮은 4.8%의 오차율로 나타났다(Table 1).

색차분석 결과, 전치부의 절단면과 구치부의 설측 교두의 편차에서는 NC 집단이 가장 낮은 56.85 μm 의 편차값을 보였으며, 가장 큰 편차값을 보인 집단은 20M 집단의 82.45 μm 로 분석 되었다(Table 2). 세 집단간에 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p<0.05$). 추가로 전치부의 절단면 부위와 구치부의 설측 교두 부위의 유의성 검정을 진행하였다. 전치부의 절단면에서는 세 집단간 유의한 차이를 보이지 않았으나($p>0.05$), 구치부의 설측 교두에서는 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p<0.05$). 구치부의 설측 교두의 사후검정에 따르면 10M 집단과 20M 집단은 통계적으로 유의한 차이는 보이지 않았으며, NC 집단간의 통계적으로 유의한 차이는 보였다. 색차분석의 정성적 평가에 있어서는 NC 집단이 10M 집단과 20M 집단보다 오차가 작은 녹색 구간이 많이 관찰되었다(Fig. 9). 전치부와 구치부를 비교 분석하였을 경우 전

Figure 9. Color difference analysis and anterior incisal edge and posterior lingual cusp deviation analysis. (A) NC group, (B) 10M group, (C) 20M group.

치부보다 구치부에서 편차 오차가 크게 나타났다.

DISCUSSION

본 연구는 DLP 방식의 의치상용 전악 인공치아를 출력하여 후경화 처리에 따른 인공치아의 변형을 분석하였다. 총의치 보철물의 제작에 있어서 의치상과 인공치아의 정확도는 가장 중요한 요소 중에 하나이다. 의치상은 의치의 유지, 지지 및 안정을 위해서 지지조직에 긴밀하게 접촉되어 유지를 얻게 된다[3]. 총의치 보철물의 인공치아는 의치상 상부에 안착하여 상악 및 하악의 양측성 균형교합을 유지하면서 의치의 안정을 유지한다[20].

기존의 전통적인 총의치 보철물 제작 방식에 따르면 인공치아는 기성품으로 제공되어, 환자의 안모에 맞는 인공치아 선택의 한계가 있었다. 치과기공 분야에 3D 프린팅 시스템이 도입됨으로써 환자 안모에 따른 인공치아 선택의 폭이 넓어졌으며, 의치 수리 시 마모된 인공치아에 맞게 제작도 가능하게 되었다. 광경화성 3D 프린팅으로 제작한 인공치아는 다수 장점들이 존재하지만, 광경화가 완전히 되지 않는 결과물의 단점도 존재한다. 이러한 결과물은 표면 경도 및 강도가 낮은 결과를 초래하여 후경화 처리 과정을 거쳐 단점을 보완하고 있다. 광중합 수지의 가장 큰 단점은 중합 수축이 발생한다는 점이다[7,9,10,12-14,16,18].

선행연구에는 후경화 처리 시간은 일반적으로 10~30분 정도로 권장하고 있다[18]. Lee 등[18]은 단일 단관을 10분, 20분, 30분을 각각 후경화 처리하였을 경우 10분 동안 후경화 처리한 단일 단관의 정확도 및 정밀도가 우수하게 나타났다. 본 연구에서도 전악 인공치아를 후경화 하지 않은 NC 집단, 10분 동안 후경화 처리한 10M 집단, 20분 동안 후경화 처리한 20M 집단을 분석하였을 경우 후경화 처리를 하지 않은 NC 집단이 가장 변형이 낮게 나타났다. 후경화 처리를 한 10M 집단과 20M 집단을 비교하였을 때 10분 후경화 처리한 집단이 변형이 작게 나타났다. 선행연구의 단일 단관과 총의치에 사용하는 전악 인공치아와 같은 유사한 결과를 보였다[8]. 기존 선행연구의 정확도 분석 결과는 87.8~96.6 μm 의 범위를 가지며, 본 연구에서는 111.13~131.03

μm 의 보다 높은 오차를 보였다. 이러한 이유는 단일 단관의 분석 범위가 전악 인공치아의 분석 범위보다 작기 때문에 전악 인공치아의 오차 범위가 높게 나타난 것이라고 분석된다[7]. 또한 연구자의 분석 소프트웨어가 상이하다는 점도 결과값에 영향을 미쳤을 것이라고 생각된다.

편차 오차율을 참고하였을 경우 NC 집단과 10M 집단에서는 12.5%로 높게 나타났으며, 10M 집단에서 20M 집단에서는 4.8%의 낮은 편차 오차율을 보였다. 본 연구 결과를 참고하였을 경우, 처음 후경화 진행 시에는 수축 변형이 크게 발생되며 이후에는 미세하게 발생할 것으로, 가교밀도와 연관이 있으리라고 판단된다. Son과 Choi [14]는 고분자의 가교밀도가 증가할수록 경도, 모듈러스가 증가하고 신율은 감소한다고 하였으며, 가교밀도가 일정 수준 이상 증가하면 가교점이 많아져 고무사슬의 배향이 제한된다고 하였다. 10M 집단과 20M 집단은 가교밀도가 가교점이 많아지는 현상으로 변형이 작게 나타난 것으로 판단된다.

전치부 절단면 및 구치부 설측 교두 편차 분석에서 NC 집단은 작은 오차 값을 보였으며, 20M 집단은 가장 큰 오차 값을 보였다. 특히, 구치부에서는 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 이러한 이유는 전치부에 비해서 구치부의 형태가 복잡하고 부피가 크기 때문에 오차가 크게 나타난 것으로 판단된다. Kim과 Kim [7]에 의하면 동일한 UV에 부피가 다른 광중합 시편에서 광경화를 진행할 경우 부피에 따른 상이한 결과를 보고한 바 있다. 전치부 절단면과 구치부 설측 교두 편차에서도 유의한 차이를 나타냈다. 양자간의 서로 다른 형태와 부피로 차이를 보인 것으로 판단된다.

색차분석에서도 전치부에서는 편차 오차가 작게 나타났으며, 구치부에서는 편차 오차가 높게 나타난 것을 확인할 수 있다. 구치부 인공치아의 복잡한 형태와 광중합을 받는 면적이 넓기 때문에 타 부위보다 변형이 크게 나타난 것으로 판단이 되며, 전악 인공치아는 연결장치에 의해서 악궁의 형태를 유지하고 있기 때문에 연결장치의 면적도 영향이 있을 것이라고 생각된다. 또한, 집단 간 색차분석에서는 NC 집단의 색차보다 광중합을 진행한 10M, 20M 집단의 음의 오차가 크게 나타난 것으로 보이며, 구치부에서도 모두 20M 집단이 가장 큰 오차 색을 보였다.

연구에 사용한 광중합 레진은 임시치아용 50~100 μm 의 적층 두께가 가능하며, 405 nm의 파장대에서 광경화 반응을 하는 재료를 사용하였다. 광중합기의 램프는 UV LED이며, UV LED 파장대(wavelength)는 390~410 nm의 파장대를 가지고 있다. 광중합 공간(chamber)은 95 $\varnothing$ 와 95 mm의 높이로 구성되어 있으며, LED 작동 온도는 5 $^{\circ}\text{C}$ ~35 $^{\circ}\text{C}$ 로 되어있다. UV 에너지 밀도는 120,000 mJ/cm²로 구성되어 있다. 연구에 사용한 전악 인공치아 한 개 정도의 공간이 충분하였고, 내부 온도는 후경화 시작 전에는 23 $^{\circ}\text{C}$ 였으며 후경화가 끝난 10분 이후에는 28 $^{\circ}\text{C}$ 였다. 세 집단 모두 동일한 조건으로 통제를 하였다.

연구분석은 ISO 12836, 5725-1를 참고하여 정확도(accuracy) 평가를 진행하였다. 정확도는 진실도(trueness)과 정밀도(precision)로 분류된다[21,22]. 진실도는 측정값의 평균값과 실제값과의 일치 및 근접하는지에 대한 값이며, 정밀도는 측정값들마다 비교하였을 경우 얼마나 일치하는지에 대한 값이다. 본 연구에서는 정밀도를 평가하지 않고 진실도를 사용하여 수축 변형 평가를 하였다.

본 연구에서의 한계는 몇 가지 존재한다. 한 가지 3D 프린팅 수지를 사용하여 일반화하기에는 한계가 있으며, 전악 인공치아의 수축으로 인한 수축 변형 발생과 연결장치 부위의 수축 변형으로 인한 명확한 분석은 도출해 내기에 한계가 있었다. 또한, 본 연구에 사용한 광중합 수지는 임시 인공치아에 사용하는 소재로써 영구의치에 사용하는 재료를 사용하지 못하였다는 점에서 한계가 존재하였다. 향후 연구에서는 전악 인공치아와 부분 악궁 인공치아 형태를 분류한 심층적인 분석이 필요하며, 영구의치에 사용되는 소재의 연구가 필요하다고 생각된다.

CONCLUSION

본 연구에서는 전악 인공치아의 후경화에 따른 비교 분석을 하여 다음과 같은 결론을 도출하였다.

전악 인공치아는 후경화로 인해 변형을 보였다. 후경화 초기에는 가장 큰 변형을 보였으나 반복 후경화 이후에는 변형이 작게 나타났다.

CONFLICT OF INTERESTS

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

ORCID

Dong-Yeon Kim, <https://orcid.org/0000-0002-3670-8591>

Gwang-Young Lee, <https://orcid.org/0000-0003-1826-6870>

REFERENCES

1. Kim WS, Kim KB. Evaluation of validity of edentulous digital model for complete denture fabrication. *J Dent Hyg Sci.* 2015;15:393-398.
2. Kim DY, Park JY, Bae SY, Kang HW, Kim JH, Kim WC. Evaluation of fitness according to application of glass fiber reinforcement for lower jaw complete denture. *J Technol Dent.* 2018;40:201-207.
3. Chae SY, Vang MS. Dimensional stability and surface morphology of various denture resins. *J Korean Acad Prosthodont.* 1992;30:401-410.
4. Anadioti E, Musharbash L, Blatz MB, Papavasiliou G, Kamposiora P. 3D printed complete removable dental prostheses: a narrative review. *BMC Oral Health.* 2020;20:343.
5. Jung Y, Lee J, Hong SJ, Noh K, Kim HS, Pae A. Fabrication of complete dentures by conventional method and CAD/CAM milling: a case report. *J Korean Acad Prosthodont.* 2019;57:296-303.
6. Kim DY, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Comparison and evaluation of marginal and internal gaps in cobalt-chromium alloy copings fabricated using subtractive and additive manufacturing. *J Prosthodont Res.* 2018;62:56-64.
7. Kim DY, Kim JH. Comparison of shrinkage according to thickness of photopolymerization resin for 3D printing. *J Tech Dent.* 2021;43:1-5.
8. Lee BI, You SG, You SM, Kim JH. Comparison of three-dimensional adaptation as per the rinsing time of temporary crown manufactured using a digital light processing printer. *J Tech Dent.* 2020;42:334-340.
9. Kim DY. Difference between shrinkage rate of irradiation amount of 3D printing UV curable resin and shrinkage rate according to a constant temperature water bath. *J Korean Acad Dent Technol.* 2020;42:113-120.
10. Kim DY, Lee GY, Kang HW, Yang CS. Comparative analysis of strain according to two wavelengths of light source and constant temperature bath deposition in ultraviolet-curing resin for dental three-dimensional printing. *J Tech Dent.* 2020;42:208-212.
11. Unkovskiy A, Schmidt F, Beuer F, Li P, Spintzyk S, Kraemer Fernandez P. Stereolithography vs. direct light processing for rapid manufacturing of complete denture

- bases: an in vitro accuracy analysis. *J Clin Med.* 2021;10:1070.
12. Kim D, Shim JS, Lee D, Shin SH, Nam NE, Park KH, et al. Effects of post-curing time on the mechanical and color properties of three-dimensional printed crown and bridge materials. *Polymers (Basel).* 2020;12:2762.
13. Kwon Y, Cho UR. Study on the improvement of film shrinkage in UV-curing process. *Polymer(Korea).* 2011;35:320-324.
14. Son CE, Choi SS. Analytical techniques for measurement of crosslink densities of rubber vulcanizates. *Elastomers Compos.* 2019;54:209-219.
15. Park KM. Study on shear bond strength of various composite resins to artificial denture teeth. *J Korean Acad Dent Technol.* 2014;36:171-177.
16. Kim DY, Lee GY, Kim JH, Yang CS. Comparative analysis of strain according to the deposition of a constant temperature water bath of a denture-base artificial tooth produced using three-dimensional printing ultraviolet-curing resin. *J Tech Dent.* 2020;42:202-207.
17. Shin DH, Park YM, Park SH. Correlation between UV-dose and shrinkage amounts of post-curing process for precise fabrication of dental model using DLP 3D printer. *J Korean Soc Manuf Process Eng.* 2018;17:47-53.
18. Lee BI, You SG, You SM, Kim DY, Kim JH. Evaluating the accuracy (trueness and precision) of interim crowns manufactured using digital light processing according to post-curing time: an in vitro study. *J Adv Prosthodont.* 2021;13:89-99.
19. Kim BS, Kim WS, Kim SM, Kim JJ, Kim JH, Park NK, et al. Complete denture technologys. Seoul: Komoonsa, 2019.
20. Lemos CAA, Verri FR, Gomes JML, Santiago Júnior JF, Moraes SLD, Pellizzer EP. Bilateral balanced occlusion compared to other occlusal schemes in complete dentures: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2018;45:344-354.
21. International Organization for Standardization (ISO). ISO 12836:2015 Dentistry — digitizing devices for CAD/CAM systems for indirect dental restorations — test methods for assessing accuracy. 2nd ed. Geneva: ISO, 2015.
22. International Organization for Standardization (ISO). ISO 5725-1:1994 — accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results — part 1: general principles and definitions. Geneva: ISO, 1994.