

광중합용 DLP 프린터로 제작한 전악 인공치아의 UV-C 초음파 세척에 따른 체적 안정성 평가

김동연¹, 이광영²

¹폴드 치과기공소, ²원광보건대학교 치기공과

Evaluation of dimension stability according to UV-C ultrasonic cleaning of full arch artificial teeth made with DLP printer for photopolymerization

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 August 18, 2021

Revised August 26, 2021

Accepted September 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

Purpose: The purpose of this study was to compare the dimension safety evaluation between a general ultrasonic cleaner and an ultrasonic cleaner equipped with UV-C (ultraviolet-C).

Methods: An edentulous model was prepared. A denture base and an occlusal rim were fabricated, and scanning was performed. After scanning, a denture base and full arch artificial teeth were designed. The full arch artificial teeth were printed using a three-dimensional printer (n=10). The residual resin was washed with alcohol and then scanned (reference data). The printed specimens were classified and cleaned using a general ultrasonic cleaner (GU group) and an ultrasonic cleaner equipped with UV-C (UC group). After each washing, a rescan was performed (scan data). Reference data and scan data were superimposed using overlapping software. Data were statistically analyzed using the Mann-Whitney test ($\alpha=0.05$).

Results: In the deviation values of full arch artificial teeth, the GU group showed a high deviation of 18.02 μm and the UC group showed a low deviation of 15.02 μm . The two groups demonstrated a statistically significant difference ($p<0.05$).

Conclusion: Full arch artificial teeth prepared using photopolymerized resin were deformed according to the temperature of water generated in the ultrasonic cleaner. It is judged that there is no deformation according to the UV-C ultrasonic cleaner.

Key Words: Ultrasonic cleaner, Artificial teeth, UV-C, Three-dimensional printing, Complete denture

INTRODUCTION

의치는 구강 내에서 착탈이 가능한 가철성 의치(removable prosthesis)이며, 일반적으로 아크릴릭 레진 재료로 제작한다. 아크릴릭 레진은 중합체인 polymethyl methacrylate와 단량체인 methyl methacrylate의 반응물로 이루어져 있다[1]. 하지만 총의치에 사용하는 가압식 아크릴릭 레진의 의치 제작은 복잡한 공정과정으로 많은 제작 시간이 소요된다[2,3].

현재 치과분야는 디지털 치과시스템의 변화로 기존 의치 제작 과

정의 단점을 보완할 수 있게 되었다. 치과분야의 디지털 시스템은 주로 CAD/CAM (computer-aided design/computer-aided manufacturing)으로 제작된다[4,5]. 치과용 CAD/CAM은 절삭방식과 적층방식으로 분류되며, 의치 제작은 적층가공 방식인 3D (three-dimensional) 프린팅 방식으로도 시도되고 있다[3,6]. 3D 프린팅 방식의 총의치 제작은 광경화(ultraviolet, UV) 수지와 DLP (digital light processing) 프린팅을 사용하여 제작한다[3].

최근 노인 인구의 증가와 더불어 의치장착 환자도 늘어남으로써[7], 총의치의 세척에 대한 필요성도 높아지고 있다. 의치 세척은 일반적으

로 의치 세정제와 초음파 세척기를 사용하고 있으며, UV-C가 장착된 초음파 세척기도 소개가 되고 있다.

초음파 세척기는 초음파의 음파에 의해 생기는 압력과 공동현상 효과를 이용하는 것이다. 여기서 공동현상 효과란, 세척액에 초음파를 발사하여 얻어지는 진동으로 미세 알갱이의 기포가 형성되고 소멸되는 현상으로 순간 작용으로 인해 진공상태를 유지함과 동시에 세척물에 부딪히면서 매우 큰 압력과 고온을 동반하는 작용을 말한다[8]. 초음파 세척 시 고온으로 인해 의치에 변형을 초래할 수 있다. Narahara 등[9]은 광경화 레진이 응고된 후에도 시간과 온도에 따라 선형 수축이 계속된다고 하였으며, Cho와 Moon [10]에 연구에 의해서도 플라스틱은 열에 의해서 팽창 되거나 변형이 될 수 있다고 보고하였다.

UV는 일반적으로 A (315~405 nm), B (280~315 nm), C (200~280 nm)로 나눌 수 있다. UV-A는 상대적으로 낮은 에너지를 가지나 자외선 경화에 사용된다[11]. UV-B는 광선치료, 비타민 D 합성, 식물의 실내 수경재배나 원예 등에 응용된다[11]. UV-C는 소독, 탈취, 가스감지 등에 사용되며, 반도체와 디스플레이 산업에 광학 세정, 반도체 노광 공정에 응용된다[9]. UV-C의 효과로 의치 세정제를 사용하지 않고, UV-C만으로도 살균 효과가 있으므로 UV-C가 장착된 초음파 세척기에 관한 관심이 높아지고 있다.

한편, 광경화 수지로 프린트된 인공치아의 일반 초음파 세척과 UV-C 초음파 세척에 따른 체적 변화에 대한 평가가 부족하였다. 따라서 본 연구에서는 일반 초음파 세척과 UV-C가 장착된 초음파 세척에 따른 체적 안전성 평가를 비교 분석하고자 한다.

MATERIALS AND METHODS

1. 주모형 선정

스캔 및 디자인을 위해서 치아가 존재하지 않는 상·하악 무치악 모형(EDE1001; Nissin Dental Products, Kyoto, Japan)을 준비하였다 (Fig. 1).

2. 연구모형 스캔을 위한 연구모형 제작

무치악 주모형은 복제용 실리콘(Deguform; DeguDent, Hanau-Wolfgang, Germany)을 이용하여 음형의 실리콘을 제작하였다. 준비된 실리콘에 경석고(GC Fujirock EP; GC, Tokyo, Japan)를 부어서 양형의 연구모형을 제작하였다.

3. 스캔 및 디자인

준비된 연구모형에 기초상 및 교합제를 제작하였으며, 이어서 치과용 모형 스캐너(3Shape D2000; 3Shape, Copenhagen, Denmark)를 사용하여 스캔하였다[3]. 스캔이 완료된 파일은 총의치 보철물을 제작하기 위해서 3D 설계 프로그램(Dental system 2020; 3Shape)을

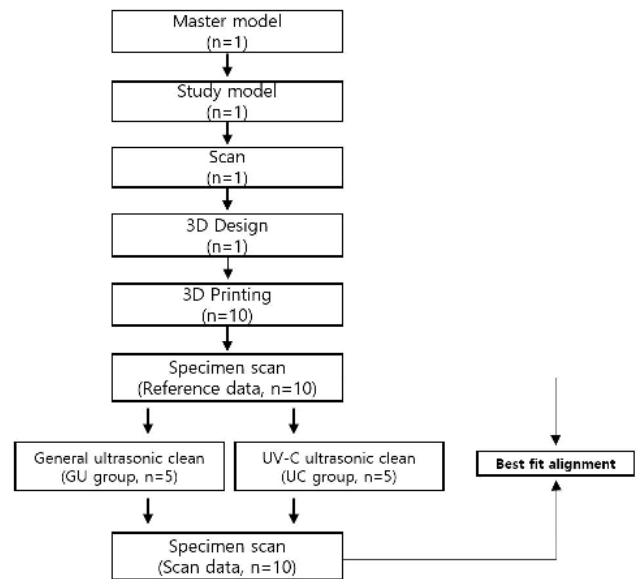


Figure 1. Design for the study of full arch artificial teeth using ultrasonic cleaner. 3D: three-dimensional, UV-C: ultraviolet-C.

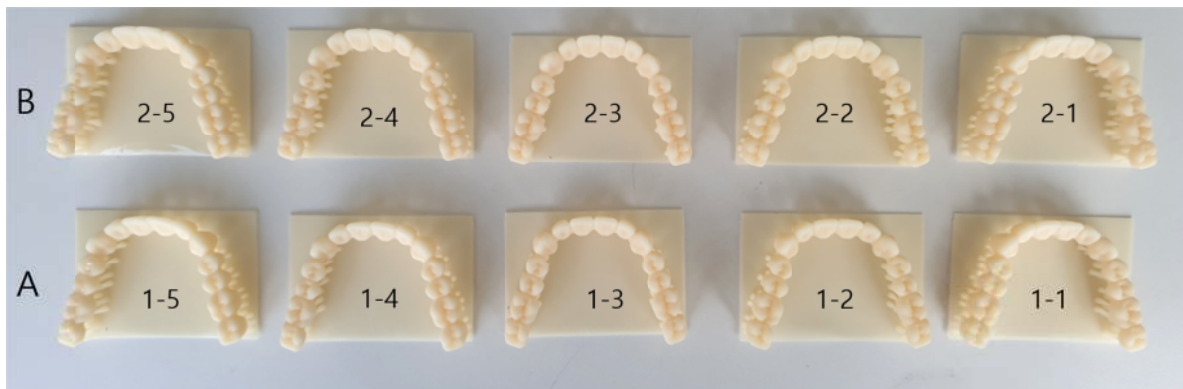


Figure 2. Production of full arch artificial teeth specimens. (A) Full arch artificial teeth for general ultrasonic cleaner, (B) full arch artificial teeth for ultraviolet-C ultrasonic cleaner.

사용하여 의치상과 전악 인공치아를 설계 후 stereolithography 파일로 저장하였다.

4. 3D 프린팅을 사용하여 출력

광중합 수지(DT-1 Temporary Teeth; Hephzibah, Incheon, Korea)를 전용의 혼합 장비(MX-T6-S; DLAB Scientific, Beijing, China)를 사용하여 1시간 동안 혼합을 실시하였으며, 3D 프린팅 장비(Max; Asiga, Sydney, Australia)도 칼리브레이션을 진행하여 출력 준비를 완료하였다. 총의치 3D 디자인 설계 파일을 3D 프린팅의 축성판에 1개씩 배치하여 출력하였다. 출력 조건은 지지대 높이를 2 mm로 설정하였으며, 75 μ m의 슬라이스 두께로 설정하였다. 동일하게 10회 실시하여 10개의 전악 인공치아를 출력하였다(Fig. 2).

출력 후 여분의 광경화 레진은 알코올(Wash solvent; LaboTec, Seoul, Korea)로 세척해서 모두 제거하였다. 세척이 완료된 시편은 지지대를 절단 디스크(Separating Discs; Falcon Abrasives, Shenzhen, China)를 사용하여 절단하였으며, 의치용 카바이드버(HF078CE-060; NTI-Kahla, Kahla, Germany)를 사용하여 표면을 매끄럽게 다듬었다.

5. 전악 인공치아의 후경화

광중합기(Cure M U102H; SONA Global, Seoul, Korea)를 사용하여 후경화 처리를 진행하였다. UV 파장 세기는 1단계에서 3단계 중 파장의 세기가 가장 높은 3단계로 진행하였으며, 시편당 5분 동안 후경화를 진행하였다(Fig. 3).

6. 전악 인공치아 스캔

중합이 완료된 시편은 모형 스캐너(3Shape E1; 3Shape)를 사용하여 스캔을 하였다. 스캔 시 두 집단으로 분류하였다. 1-1~1-5를 대조

군 집단인 GU (general ultrasonic cleaner) 집단으로 저장하였으며, 2-1~2-5를 UC (ultraviolet-C ultrasonic cleaner) 집단으로 저장하였다.

7. 일반 초음파 세척기와 UV-C 탑재된 초음파 세척 후 재스캔

출력된 전악 인공치아의 시편을 1-1~1-5 및 2-1~2-5의 두 집단으로 분류하여 초음파 세척을 진행하였다. 1-1~1-5 전악 인공치아는 일반 초음파 세척기(SD-80W; Sungdong Ultrasonic, Seoul, Korea)에 한 개씩 3분 동안 세척을 실시하였다(Fig. 4A). 초음파 세척기의 특성상 열이 발생하므로 디지털 온도계를 사용하여 증류수의 온도도 측정하였다(Fig. 5A). 측정 방법은 1-1 전악 인공치아를 세척 전에 1차로 증류수의 온도를 측정하였으며, 3분 동안 세척 후 재 측정을 진행하였다. 시편 교체마다 동일한 방식으로 5회 실시하였다. UV-C가 장착된 초음파 세척기(Clium Cleaner; Curaum, Daejeon, Korea)도 GU 집단과 동일하게 초음파 세척을 수행하였으며(Fig. 4B), 디지털 온도도



Figure 3. Full arch artificial teeth for denture base post-curing.

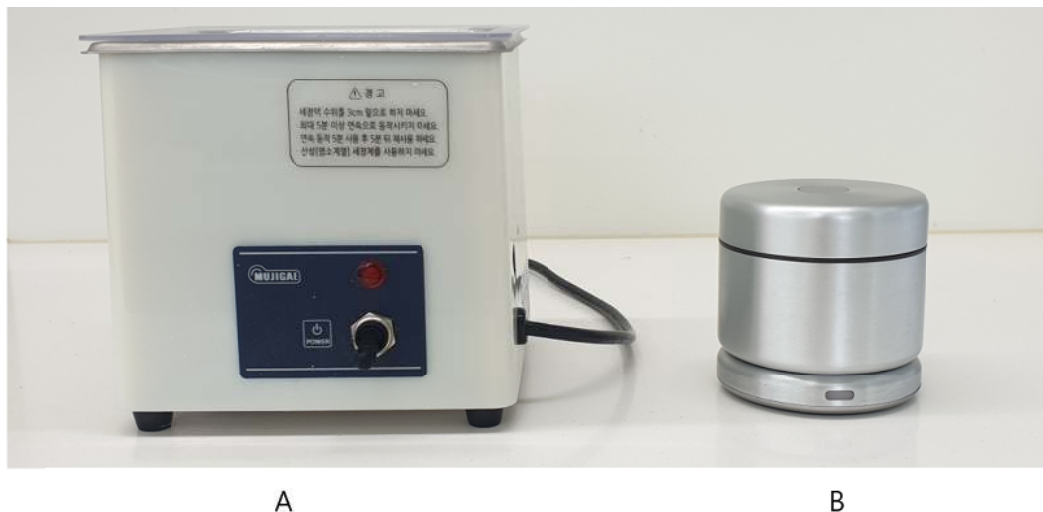


Figure 4. Ultrasonic cleaner for cleaning full arch artificial teeth. (A) General ultrasonic cleaner, (B) ultraviolet-C ultrasonic cleaner.



Figure 5. Ultrasonic cleaning of full arch artificial teeth and digital temperature measurement. (A) General ultrasonic cleaning, (B) ultraviolet-C ultrasonic cleaning.

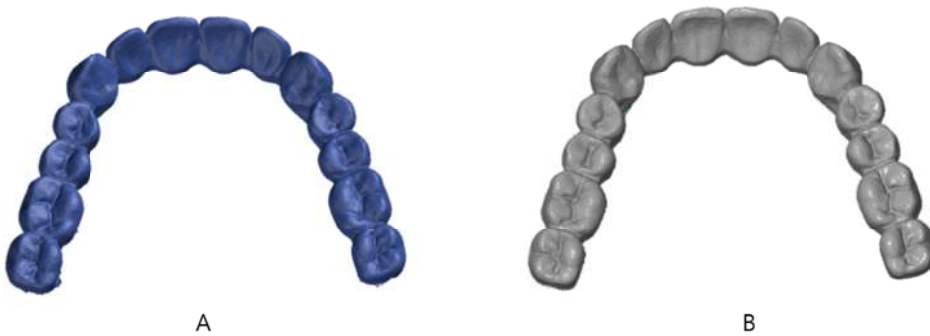


Figure 6. Three-dimensional analysis of full arch artificial teeth using superposition software. (A) Reference data for best fit, (B) scan data for best fit.

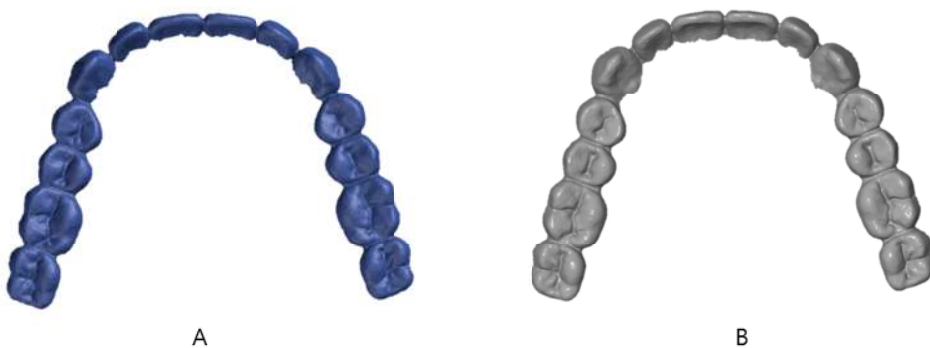


Figure 7. Three-dimensional analysis of full arch artificial teeth of incisal and occlusal area teeth using superposition software. (A) Reference data for best fit, (B) scan data for best fit.

동일하게 측정을 하였다(Fig. 5B). 초음파 세척이 완료된 시편은 60분 동안 건조 후 모형 스캐너(3Shape E1; 3Shape)를 사용하여 재 스캔을 진행하였다.

8. 삼차원 중첩

스캔이 완료된 참고 데이터(reference data)와 스캔 데이터(scan data)를 중첩 소프트웨어(GOM Inspect Suite 2020; GOM, Braunschweig, Germany)로 사전 중첩(prealignment)을 진행한 후, 이

어서 최종 중첩(best fit)까지 진행하였다(Fig. 6). 중첩 후 RMS (root mean square)로 계산 후 데이터 값을 도출하였다.

전치부 절단 1/3과 교합 1/3부위도 분석하기 위해서 삼차원 데이터 편집을 추가로 진행하였다(Fig. 7) [3]. 중첩 과정은 편집된 전치부 절단 1/3과 교합 1/3부위를 참고 데이터(reference data)와 스캔 데이터(scan data)를 중첩 소프트웨어(GOM Inspect Suite 2020; GOM)를 사용하여 사전 중첩을 진행한 후, 이어서 최종 중첩까지 진행하였다(Fig. 7). 중첩 후 RMS로 계산 후 데이터 값을 도출하였다.

이어서 중첩된 3D 데이터를 인공치아의 부위별 오차를 확인하기 위해 색차분석(color difference map)도 추가로 진행하였다.

9. 통계 분석

통계 분석(IBM SPSS Statistics ver. 22; IBM, Armonk, NY, USA)은 스캔된 시편의 수량이 적기 때문에 비모수 검정인 Mann-Whitney 검정으로 실시하였다($\alpha=0.05$).

RESULTS

전악 인공치아의 전반적인 편차값에서는 GU 집단이 18.02 μm 로 높은 편차를 보였으며, UC 집단이 15.02 μm 로 낮은 편차값을 보였다. 중앙값에서도 GU 집단이 17.30 μm 로 높은 값을 보였으며, UC 집단이 15.00 μm 로 낮은 값을 보였다. 두 집단은 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p<0.05$; Table 1, Fig. 8).

전악 인공치아의 절단면 및 교합면 인공치아 편차값에서는 GU 집단이 14.00 μm 로 높은 편차를 보였으며, UC 집단은 11.70 μm 로 낮은

Table 1. Comparison of full arch artificial teeth best fit deviation (n=5) (unit: μm)

Group	Mean	Median	SD	95% CI		p-value*
				Min	Max	
GU	18.02	17.30	1.97	15.58	20.46	0.008
UC	15.02	15.00	0.62	14.25	15.79	

GU: general ultrasonic cleaner, UC: ultraviolet-C, SD: standard deviation, CI: confidence interval.

*Mann-Whitney test of non-parametric statistical test.

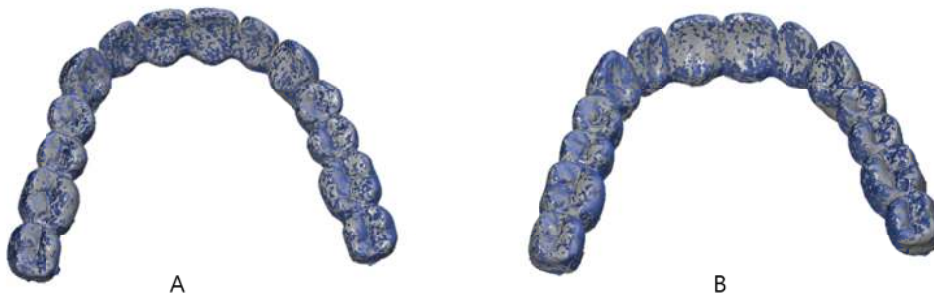


Figure 8. Difference analysis of best fit of full arch artificial teeth. (A) General ultrasonic cleaner group, (B) ultraviolet-C group.

Table 2. Comparison of full arch incisal and occlusion artificial teeth best fit deviation (n=5) (unit: μm)

Group	Mean	Median	SD	95% CI		p-value*
				Min	Max	
GU	14.00	13.30	1.48	12.16	15.84	0.008
UC	11.70	11.50	0.59	10.97	12.43	

GU: general ultrasonic cleaner, UC: ultraviolet-C, SD: standard deviation, CI: confidence interval.

*Mann-Whitney test of non-parametric statistical test.



Figure 9. Best fit of full arch artificial teeth of incisal and occlusal. (A) General ultrasonic cleaner group, (B) ultraviolet-C group.

편차 값을 보였다. 중앙값에서도 GU 집단이 13.30 μm 로 높은 값을 보였으며, UC 집단이 11.50 μm 로 낮은 값을 보였다. 두 집단도 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$; Table 2, Fig. 9).

두 집단 간 초음파 세척 시 측정된 온도 측정은 GU 집단이 43.3 $^{\circ}\text{C}$ 로 높은 편차를 보였으며, UC 집단은 33.9 $^{\circ}\text{C}$ 로 낮은 편차값을 보였다. 중앙값에서도 GU 집단이 44.6 $^{\circ}\text{C}$ 로 높은 값을 보였으며, UC 집단이 34.0 $^{\circ}\text{C}$ 로 낮은 값을 보였다. 두 집단도 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$; Table 3).

두 집단 간의 색차분석에서는 GU 집단의 전치부 및 구치부에서 UC 집단보다 오차가 다수 발견된 것이 관찰되었다(Fig. 10, 11).

DISCUSSION

본 연구에서는 광중합형 3D 프린팅을 활용한 의치상용 전악 인공치를 출력하여 일반 초음파 세척과 UV-C 살균 기능이 있는 초음파 세척을 3D 소프트웨어를 사용하여 비교분석을 하였다. 일반 광중합형 프린

팅은 315~405 nm의 파장대로 광중합 수지가 경화되며, UV-C 초음파 세척기는 200~280 nm의 파장대로 살균 기능을 한다. 광중합 파장대와 살균 기능 파장대의 구간은 다르지만, UV 구간의 범위이며, Kim 등[12]에 의하면 400~405 nm와 460~465 nm의 파장의 수지가 상이해도 광경화 수지가 경화가 된다고 보고된 바 있다. 따라서 광중합 수지로 제작된 전악 인공치가 UV-C 초음파 세척기에 따른 변형이 존재하는지에 대한 3D 체적 안정성 평가는 본 연구에 의의가 있다고 본다.

초음파 세척기에 따른 3D 평가는 UV-C 초음파 세척기보다 일반 세척기의 오차가 크게 나타났다. 이러한 현상은 일반 초음파를 사용하여 세척 시 측정된 온도가 평균 43.3 $^{\circ}\text{C}$ 의 온도였으며, 최대 51.4 $^{\circ}\text{C}$ 의 온도가 발생하였다. UV-C 장착된 의치 전용 초음파 세척기는 33.9 $^{\circ}\text{C}$ 의 온도가 발생하였으며, 최대 37 $^{\circ}\text{C}$ 의 온도가 발생하였다. 초음파 세척기 작동 시 물의 온도 상승으로 인해 변형이 발생된 것으로 판단된다[8-10]. 또한, 두 집단 모두 오차값이 나타났는데 Kim 등[12]과 Park 등[13]에 의하면 광중합 수지를 구강 내 장착 시 물을 흡수하여 선 팽창(lineal

Table 3. Comparison of internal temperature of ultrasonic cleaner (unit: $^{\circ}\text{C}$)

Group	Mean	Median	SD	Min	Max	p-value*
GU	43.3	44.6	6.8	30.4	51.4	0.002
UC	33.9	34.0	2.2	30.7	37.0	

GU: general ultrasonic cleaner, UC: ultraviolet-C, SD: standard deviation.

*Mann-Whitney test of non-parametric statistical test.

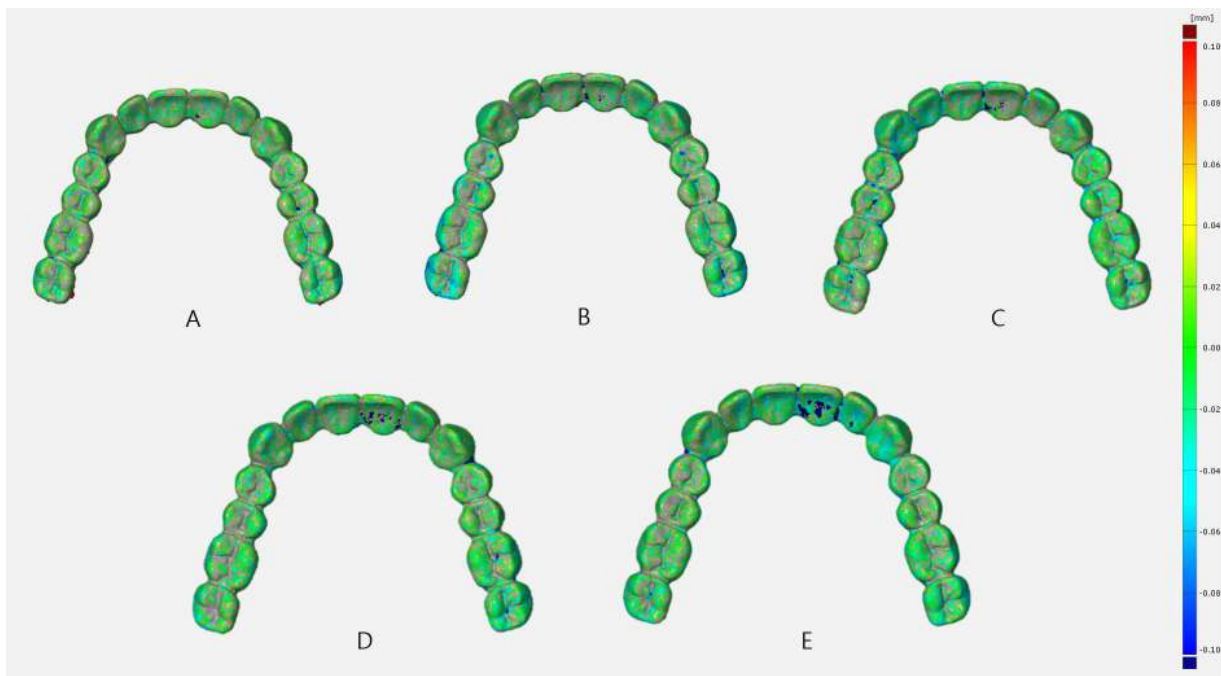


Figure 10. Color difference analysis of general ultrasonic cleaner group. (A) 1-1 Specimen, (B) 1-2 specimen, (C) 1-3 specimen, (D) 1-4 specimen, (E) 1-5 specimen.

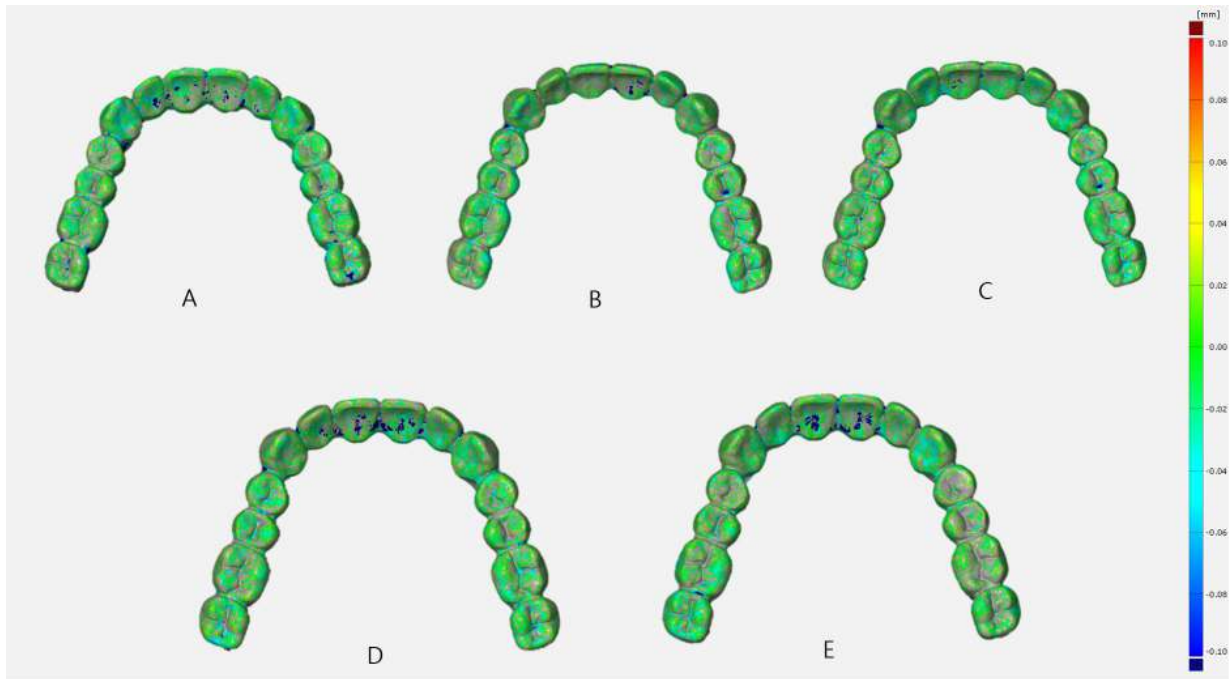


Figure 11. Color difference analysis of ultraviolet-C group. (A) 2-1 Specimen, (B) 2-2 specimen, (C) 2-3 specimen, (D) 2-4 specimen, (E) 2-5 specimen.

expansion)이 나타난다고 하였다. 따라서 온도와 수분에 의해서 두 집단 모두 오차가 나타난 것으로 보인다.

총의치의 의치상은 의치의 유지, 지지 및 안정을 위해서 구강 내 지지조직에 긴밀하게 접촉되어 유지를 얻게 된다[3,14]. 총의치의 인공치는 의치상 상부에 안착하여 상악 및 하악의 양측성 균형 교환을 유지하면서 의치의 안정을 유지한다[3,15]. 세부적인 3D 평가를 위해서 전악 인공치아의 절단면 및 교합면 부위도 3D 편집을 진행하여 정확도 측정을 진행하였다. 절단면과 교합면 부위에서도 GU 집단보다 UC 집단의 오차값이 작게 나타났다. 이러한 현상도 초음파 세척기 작동 시 물의 온도 상승으로 인해 변형이 발생된 것으로 판단된다[8-10].

정성적인 평가를 위해서 3D 색차분석도 실시하였다[3,16,17]. 3D 색차분석에서는 양의 범위(빨강)는 20~100 μm 로 설정하였으며, 음의 범위(파랑)는 -20~-100 μm 로 설정하였으며, 오차 허용 범위(녹색)는 0~ ± 20 μm 로 설정하였다. 두 집단 모두 오차 허용 범위인 녹색으로 다수 보이나, Fig. 10B에서 구치부 부분에 음형의 오차가 크게 나타났다. 또한, Fig. 10E에서도 전치부 절면 부위에서도 음형의 오차가 나타났다.

본 연구에서 사용한 GU 집단의 초음파 세척기는 40 KHz 주파수, 초음파 출력 50 W, AC 220 V/60 Hz, 연속 사용 5분 이내를 권장하고 있다. UC 집단의 초음파 세척기는 40~42 KHz 주파수, 초음파 출력 24 W, DC 12 V, UV-C (270~280 nm)로 구성되었다. 또한, UV-C 초음파 세척기는 3분 동안 세척 후 1분 동안 UV-C로 조사가 된다. 두 기기 모두 5분 이내를 권장하고 있는 이유는 공동현상으로 고온이 동반하여 물의 온도가 상승하기 때문이다. 따라서 두 제조사에서는 5분

이내 세척을 권장하고 있다.

본 실험에서는 두 집단을 3분으로 동일하게 세척을 하였고, 3분 동안 측정 후 다시 3분 동안 세척을 진행하였다. CU 집단은 3분 이후에 1분 동안 UV-C가 조사가 되는데, GU 집단과 동일한 세척 조건을 위해서 UV-C가 조사되는 과정에도 온도를 측정하였다. GU 집단의 측정 초기에는 30.4 $^{\circ}\text{C}$ 의 온도였으나 5회 세척 후 물의 온도는 51.4 $^{\circ}\text{C}$ 였으며, UC 집단은 측정 초기에는 30.7 $^{\circ}\text{C}$ 의 온도였으나 5회 세척 후 물의 온도는 37.0 $^{\circ}\text{C}$ 의 온도였다. 본 실험에서 1회 세척 후 증류수를 교체하지 않은 이유는 의치 세척 시 이물질이 제거되지 않은 경우가 발생한다. 사용자는 이물질을 완전히 제거하기 위해서 물의 온도가 상승할 때까지 계속해서 초음파 세척을 시행하는 경우가 발생하기 때문에 본 연구에서는 5회 반복적으로 진행을 하였다.

본 연구에서의 한계는 다음과 같다. 적은 시편의 수를 통해서 일반화하기에는 한계가 존재하며, 임상에서 사용하는 의치상 수지 인공치아는 표면에 코팅을 하므로, 코팅에 따른 영향을 도출해 내지는 못하였다. 또한, 3D 측정만으로는 UV-C 영향과 온도에 따른 변형에 대한 명확한 결론을 내리기에는 한계가 존재하였다. 향후 연구에는 고정밀 측정 기구를 사용하여 열 변형과 UV-C 변형 연구가 더욱 필요할 것으로 판단되며, 의치상과 인공치가 결합된 총의치로 체적 안정성 실험이 필요할 것으로 생각된다.

CONCLUSIONS

본 연구에서는 광중합용 DLP 프린터로 제작한 전악 인공치아의

UV-C 초음파 세척에 따른 체적 안정성을 삼차원 증첩방법으로 분석하여 다음과 같은 결론을 도출하였다.

광중합 수지로 제작한 전악 인공치아는 초음파 세척기에서 발생하는 물의 온도에 따라 체적 변형이 발생되었으나, 물의 온도가 낮은 UC 집단의 초음파 세척기가 변형이 작게 나타났다.

UV-C가 장착된 초음파 세척기는 전악 인공치아의 체적 변형에 영향을 주지 않으므로 임상적으로 허용이 가능할 것으로 판단된다.

CONFLICT OF INTEREST

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

ACKNOWLEDEMENTS

본 연구는 (주)큐라움의 연구지원을 받았으며 이에 감사를 드립니다.

ORCID

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

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

REFERENCES

1. Yang HJ, Jang BS, Chung DJ, Heo SJ, Han DH, Shim JS, et al. The effects of denture cleansers and disinfectants on the color, surface hardness, surface roughness of denture base resins. *J Korean Acad Prosthodont.* 2001;39:105-113.
2. Kim WS, Kim KB. Evaluation of validity of edentulous digital model for complete denture fabrication. *J Dent Hyg Sci.* 2015;15:393-398.
3. Kim DY, Lee GY. Analysis of deformation according to post-curing of complete arch artificial teeth for temporary dentures printed with a DLP printer. *J Tech Dent.* 2021;43:48-55.
4. 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.
5. Jin SJ, Kim DY, Kim JH, Kim WC. Accuracy of dental replica models using photopolymer materials in additive manufacturing: in vitro three-dimensional evaluation. *J Prosthodont.* 2019;28:e557-e562.
6. 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.
7. Lee SJ, Jeong IH, Kim BS, Park YD, Lee DG, Park JY, et al. Oral health and self-management recognition of patients with dentures and subjective work ability effect of denture satisfaction. *J Korean Acad Dent Technol.* 2013;35:367-376.
8. Namgoong JY, Bae KH, Yu JS, Jang YS. Advanced application of 1,2-indanedione for latent fingerprint development on thermal paper. *J Korea Contents Assoc.* 2014;14:964-971.
9. Narahara H, Tanaka F, Kishinami T, Igarashi S, Saito K. Reaction heat effect on initial linear shrinkage of stereolithography resins. *Rapid Prototyp J.* 1999;5:120-128.
10. Cho HG, Moon BY. Study on the changes of ophthalmic plastic lens due to heating. *J Korean Ophthalmic Opt Soc.* 2011;16:247-253.
11. Park GC, Yu ST. UV generation technology using carbon nanotube-based electron beam. *KIDS.* 2020;21:13-19.
12. 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.
13. Park DK, Chang IT, Kim KN. A study on the dimensional changes of heat curing acrylic resins using holographic interferometry. *J Korean Acad Prosthodont.* 1995;33:48-74.
14. Chae SY, Vang MS. Dimensional stability and surface morphology of various denture resins. *J Korean Acad Prosthodont.* 1992;30:401-410.
15. 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.
16. Goodacre BJ, Goodacre CJ, Baba NZ, Kattadiyil MT. Comparison of denture base adaptation between CAD-CAM and conventional fabrication techniques. *J Prosthet Dent.* 2016;116:249-256.

17. Park JY, Kim DY, Kim WS, Lee GY, Jeong ID, Bae SY, et al. Three-dimensional analysis of artificial teeth position according to three type complete mandibular denture before and after polymerization. *J Korean Acad Dent Technol.* 2018;40:217-224.