3D 프린팅용 광 중합 수지의 두께에 따른 수축 비교

김동연¹, 김재홍²

¹폴드 치과기공소, ²부산가톨릭대학교 보건과학대학 치기공학과

Comparison of shrinkage according to thickness of photopolymerization resin for 3D printing

Dong-Yeon Kim¹, Jae-Hong Kim²

¹4RD Dental Laboratory, Seoul, Korea

²Department of Dental Laboratory Science, College of Health Science, Catholic University of Pusan, Busan, Korea

Article Info

Received February 16, 2021

Revised March 6, 2021

Accepted March 8, 2021

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: To perform a comparative study on curing shrinkage according to the thickness of photopolymerization resin.

Methods: Stainless steel molds of 2, 4, and 6 mm heights were prepared. The 2, 4, and 6 mm-height molds were classified as the 2H, 4H, and 6H groups, respectively. A photopolymerization resin was injected into the stainless steel mold. Photopolymerization was carried out using a photopolymer machine. During photopolymerization, the wavelength and intensity of 400~405 nm were set to 10, the highest intensity among 1~10. Photopolymerization was performed for 30 min per specimen (each group=10). The inner and outer areas of the specimen were measured. The data were analyzed using one-way ANOVA and Kruskal-Wallis H test ($\alpha=0.05$).

Results: In terms of the inner and outer diameters of the photopolymerization resin specimen, the 2H group contracted the most, whereas the 6H group contracted the least. A statistically significant difference was found between the groups ($p<0.05$).

Conclusion: The amount of light irradiation of the photopolymerization resin must be adjusted according to the thickness.

Key Words: 3D printing, Photopolymer, Shrinkage, Thickness

INTRODUCTION

최근 치과 분야는 치과 CAD/CAM (computer-aided design/computer-aided manufacturing) 시스템으로 수복물을 제작한다[1]. 치과 CAD/CAM 시스템을 활용하여 수복물 제작 시 치아 형태를 가상으로 디지털 설계(design) 하고, 가공 장비로 재료를 절삭(subtractive) 또는 첨삭(additive)하여 가공한다[1,2]. 절삭가공 재료는 고체(solid)화 또는 반 고체(semisolid)화된 가공품으로 제공되고 있으며, 첨삭 가공 재료는 분말(powder) 또는 액(liquid)상으로 제공되고 있다[1-5].

절삭가공 방식은 다양한 연삭공구(end-mill)를 사용하여 외부에서 내부로 밀링가공을 하기 때문에 가공품의 표면이 우수한 장점이 있으

나 가공 시간이 오래 걸리며, 재료의 소모도 크다는 단점이 있다. 절삭 가공 방식의 단점을 보완하기 위해서 첨삭가공 방식이 증가하고 있는 추세이다. 첨삭가공은 SLA (Stereolithography)/DLP (Digital light processing) 장비를 주로 사용하고 있으며, 액상의 재료는 광 경화 수지(photopolymerization resin)를 주로 사용한다[5,6]. 특히 SLA 방식은 액체상태의 광 중합 수지가 담긴 수조 안에 저전력·고밀도의 레이저를 투사하여 경화시키는 방식으로 한 층씩(layer by layer) 적층하며, DLP 방식은 액체 상태의 광 중합 수지에 조형하고자 하는 모양의 빛을 영사기(projector)를 사용하여 한 층씩 적층한다[7].

임시치아, 의치용 인공치, 의치상, 모형, 교정용 스플린트 등은 광 중합 수지의 3D 프린팅을 이용하여 제작이 가능하다. 광 중합형 액상 수지는 장비에 공급하여 광(ultra violet, UV)을 조사함으로써 얇은 층을

쌓는 방식이다. 광 중합 방식은 한 층의 레이어를 쌓을 때마다 광 조사를 해야 한다.

치과 분야에서 3D 프린팅의 품질 평가에 대해서 굴곡강도, 굴곡률, 표면경도 등 다양한 연구가 진행되어 왔으며[8-10], 치과 보철물 제작 후 정확도 및 적합도 연구도 진행되어 왔다[2,11,12]. 액상 재료의 품질 평가요소는 다양하지만 그 중에서도 가장 중요한 요소는 광 중합 수지의 수축이다. 광 중합 수지에서 발생하는 수축은 최종 보철물의 체적 변형으로 인해 정확성 및 적합도에 부정적인 영향을 미친다. Kim 등 [13]에 의하면 광 조사에 따라서 광 중합 보철물의 적합도가 상이한 결과 값을 보였다. 또한 Kim [6]에 의하면 광 중합 수지는 광 조사 시간이 길어질수록 수축에 영향을 미친다고 보고한 바 있다. 한편 3D 프린팅을 사용한 치과 보철물은 광 조사에 의해서 형태 및 두께가 다양하게 제작되고 있으며, 추가로 광 조사를 진행하여 최종 경화 과정을 거친다. 치과 보철물은 형태가 다양하고 두께도 다르기 때문에 광 조사에 따른 수축 연구가 필요한 상황이다. 따라서 본 연구에서는 광 중합 수지의 다양한 두께에 따른 경화 수축을 비교 분석하고자 한다.

MATERIALS AND METHODS

1. 스테인리스강 몰드 준비

본 연구의 시편을 제작하기 위해서 ISO 4049를 참고하였고, 시편의 두께는 2 mm, 4 mm, 6 mm 의 두께로 스테인리스강 몰드를 준비하였다(Fig. 1, 2) [14,15]. 집단은 세 집단으로 다음과 같이 분류하였다. 2 mm의 높이(height)는 2H 집단, 4 mm의 높이는 4H 집단, 6 mm의 집단은 6H 집단으로 분류하였다.

Figure 1. Stainless steel mold. (A) 2 mm stainless steel mold, (B) 4 mm stainless steel mold, (C) 6 mm stainless steel mold, (D) Disc, (E) Specimen remover.

2. 시편 제작

스테인리스강 몰드 원형 내벽에 바세린을 도포하여 광 중합 후 분리 될 수 있도록 하였다[6]. 스테인리스강 바닥 부분에 스카치 테이프(#550 Scotch; 3M, Saint Paul, MN, USA)를 부착하여 광 중합 수지가 누출되지 않도록 방지하였다[6]. 스테인리스강 몰드 원형 내부에 광 중합 수지(NextDent C&B; NextDent, Soesterberg, Netherlands)를 주입하였다. 여분의 광 중합 수지는 디스크를 사용하여 제거하였으며, 몰드의 높이와 광 중합 수지의 높이를 일치하도록 하였다[6].

3. 광 중합

광 중합기(Cure Box-320; Denstar, Daegu, Korea)를 사용하여 광 중합을 진행하였다. 광 중합 사용 시 400~405 nm의 파장과 광도의 설정은 1~10단계 중 가장 높은 강도인 10단계로 설정하였다. 시편당 30분씩 광 중합을 진행하였다. 세 집단 모두 동일하게 반복 진행하였으며, 각각 그룹 마다 10개의 시편을 제작하여 총 30개의 시편을 제작하였다(Fig. 3).

4. 시편 측정

시편 측정 전 스테인리스강 몰드 두께를 측정하여 레퍼런스(X_i)로 설

Figure 2. Stainless steel mold dimensions. (A) 6 mm stainless steel, (B) 4 mm stainless steel, (C) 2 mm stainless steel.

정하였다. 광 중합 수지 경화가 완료된 시편은 디지털 측정기구(C220; Kroeplin, Schlüchtern, Germany)를 사용하여 시편의 내측(inner) 및 외측(outer)부위를 선형 측정(X_2)하였다(Fig. 4) [6]. 측정 계산법은 ASTM C 326 세라믹 선형측정 계산법을 참고하였다[16].

$$X = \frac{X_1 - X_2}{X_1} \times 100$$

- X_1 : 전 길이(mm)

- X_2 : 후 길이(mm)

5. 통계 분석

측정된 데이터는 통계프로그램(IBM SPSS 22.0; IBM, Armonk, NY, USA)을 사용하였으며, 정규성 검증인 Kolmogorov-Smirnov를 수행하였다. 시편 내측에서는 정규성 검증을 충족하여 ANOVA를 실시하였으며 사후 검증은 Duncan으로 분석하였다($\alpha=0.05$). 시편 외부에

서는 정규성을 충족하지 못하여 비모수 검증인 Kruskal-Wallis 검정을 실시하였으며 사후 검증은 Mann-Whitney로 분석하고 Bonferroni correction으로 보정하였다($0.05/3=0.017$).

RESULTS

Table 1은 광 중합 수지 시편의 내측을 측정한 수축 결과 값이다. 가장 많이 수축한 집단은 2H 집단의 10.1%이며, 가장 적게 수축한 집단은 6H 집단의 3.5%로 나타났다. 집단간 통계적으로도 유의한 차이를 보였다($p<0.05$).

Table 2는 광 중합 수지 시편의 외측을 측정한 수축 결과 값이다. 가장 많이 수축한 집단은 2H 집단의 5.3%로 나타났으며, 가장 적게 나타

Figure 3. Complete production of specimens for each group. (A) 2H group specimens, (B) 4H group specimens, (C) 6H group specimens.

Figure 4. Inner and outer linear measurements of each group. (A) 2H group specimens, (B) 4H group specimens, (C) 6H group specimens.

Table 1. The results of the shrinkage ratio of the mean, standard deviation (SD), median and 95% confidence interval (CI) of the photopolymerization resin inner (unit: %)

Group	Mean	SD	Median	95% CI		p-value ^d
				Min	Max	
2H	10.1 ^a	4.0	8.4	7.2	12.9	0.001
4H	6.4 ^b	3.5	5.4	3.9	8.8	
6H	3.5 ^c	1.2	3.7	2.6	4.3	

^{a,b,c}Post hoc test of Duncan.

^dAnalysed by one-way ANOVA.

Table 2. The results of the shrinkage ratio of the mean, standard deviation (SD), median and 95% confidence interval (CI) of the photopolymerization resin outer (unit: %)

Group	Mean	SD	Median	95% CI		p-value ^c
				Min	Max	
2H	5.3 ^a	0.9	5.4	4.6	5.9	0.001
4H	3.9 ^a	1.7	3.9	2.7	5.2	
6H	2.2 ^b	1.0	2.3	1.5	2.9	

^{a,b}Post hoc test of Mann-Whitney U test with Bonferroni correction [$0.05/3=0.017$].

^cAnalysed by Kruskal-Wallis H test.

난 집단은 6H 집단의 2.2%로 나타났다. 집단 간 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$).

Table 1과 Table 2를 비교하였을 경우 전반적으로 외측 및 내측 모두 수축이 발생하였으며, 특히 내측이 외측 보다 높은 경화 수축이 발생하였다.

DISCUSSION

광 중합 수지는 국소적인 부위를 선택적으로 조사하여 짧은 시간에 경화, 에너지 절감, 환경에 대한 문제를 최소화, 원료의 손실을 방지할 수 있는 장점들이 있다[6,17]. 광 중합 수지는 타 수지보다 표면이 매끈하고 다루기가 쉽기 때문에 다양한 영역에서 사용한다. 치과 분야에서는 3D 프린팅용 광 중합 수지를 사용하여 수복물을 제작한다. 특히 구강 내 환경을 인기한 모형(model), 임시 단관(temporary crown), 임시 교의치(temporary bridge), 주조용 코핑(casting coping) 등 맞춤형 제작을 한다. 맞춤형 제작은 환자 마다 수복물의 형태가 다르고 이에 따른 두께도 다양하다. 이에 본 연구에서는 수복물의 두께를 고려하여 광 중합 수지를 사용하여 2 mm, 4 mm, 6 mm의 기준으로 제작하였을 경우 수축에 대해서 평가해 보고자 하였다.

본 연구에서 2 mm, 4 mm, 6 mm의 스테인리스강 몰드를 선정하게 된 근거는 다음과 같다. 실험에 사용한 광 중합 수지는 임시 인레이, 임시 단관, 임시 교의치용으로 제공되고 있으나 수복물의 두께에 대한 수축 연구는 미비하였다. 선행 연구에서는 1.5~2 mm의 이내 지대치 삭제제를 하여 수복물을 제작하고 있으며[18], Spear와 Holloway [19]의 연구를 참고하면 2~3 mm 삭제된 치아를 수복한 사례도 존재한다. 또한 교의치로 제작된 가공치(pontic)는 정해진 크기가 없고 환자의 고유의 치아에 맞게 수복물을 제작해야 되는 경우도 있다. Bae 등[15]은 ISO 4049를 참고, 2 mm, 4 mm, 6 mm 금형 몰드를 제작하여 광 중합의 중합도에 대한 평가도 진행한 바 있다. 따라서 선행 연구를 참고하여 두께에 따른 중합 수축에 대한 연구가 필요하다고 판단이 되어 동일 두께의 몰드를 준비하였다.

Table 1에서 세 집단 간의 차이가 나타났다. 이러한 현상은 시편의 부피에 따라 상대적으로 수축 현상이 나타난 것으로 생각된다. 2H 집단 같은 경우에는 부피가 적고, 조사량이 다른 집단에 비해서 많이 받아 반응하였다고 판단이 되며, 6H 집단 같은 경우 2H 집단과 4H 집단에 비해서 적게 받아 반응한 것으로 생각된다. Kim [6]에 의하면 광 중합 수지 조사량에 따라서 수축이 상이하게 발생한다고 보고한 바 있으며, Bae 등[15] 선행 연구에 의하면 3D 프린팅으로 제작한 광 중합 수지 코핑을 다양하게 제작하였을 경우에도 상이한 결과 값을 보였다. 또한 Karalekas와 Aggelopoulos [20]에 의하면 치과분야의 광 중합 수지는 3D 프린팅을 사용하여 제작 과정과 후 경화 과정에서도 수축이 발생한다고 보고된 바 있다. 선행 연구를 참고하였을 경우 광 조사에 따라 경화 수축이 발생한 것으로 생각된다.

Table 2에서의 2H와 6H의 집단간 차이는 Table 1과 같으며, 내측에 비해서 외측의 수축이 적게 나타났다. Park과 Choi [21]는 polymethylmethacrylate 소재를 사용하여 원통형의 시편을 제작하여 수축을 분석하였는데, 외측에서 내측 방향으로 수축 현상이 나타났다고 하였다. Kim [6]에 의해서도 원통형의 시편 제작은 외측 보다 내측에서 수축이 크게 나타난다고 보고하였다. 선행 문헌을 참고하였을 경우 광 중합 수지가 sol 상에서 gel 상태로 변화하는 과정에서 발생한 것으로 판단되며, 특히 광 조사 초기에는 계면 부위부터 경화됨으로써 내부가 유동적으로 자유롭게 수축할 수 있기 때문이라고 생각된다[6,21]. 본 연구에서는 내측과 외측의 수축은 2배 정도의 차이를 보였으며, Kim [6]의 선행 연구에 의해서도 동일하게 두 배 차이를 보였다.

선행 연구에 의하면 광 중합 수축은 가교밀도와 관계가 있는데, 분자간 가교밀도가 높아지면 수축 현상이 발생하여 부착력이 약해지나 경도는 증가하게 된다고 보고된 바 있다[22]. 이러한 문제를 해결하기 위해서 첨가제를 첨가하여 수축 현상을 최소화하려는 연구들이 존재하나, 본 연구의 실험 결과를 통해 치과 보철물 제작 시 부피에 따라서 광 조사량을 조절하여 가교밀도를 조절하는 것도 필요하다고 판단된다. 특히 본 실험은 광 경화기에서 광 세기가 조절이 가능함으로써 임상가(치과의사, 치과기공사, 치과위생사)에게 기초적인 자료를 제공하는 것이 필요할 것으로 생각된다.

본 연구에서는 보철물의 형태를 사용하지 않고 단순한 원형의 형태로 제작하였으며, 스테인리스강 몰드 제작 시 밀링 장비의 오차로 인해서 6H 집단 몰드인 6.02 mm와 2H 집단 몰드 1.97 mm로 제작된 한계가 있다. 또한 연구에 사용한 광 경화기의 광 세기에 대한 1~10단계 조절이 가능하지만, 세부적인 광 세기에 대한 수치는 제공하지 못하였다는 점이다. 그러나 시편에 동일한 광 조사량을 통제하고자 10단계에서만 광 조사를 하고자 노력하였다. 추후 연구에서는 광 경화 수지의 부피에 따라서 광 조사량을 분석하는 것이 필요하며, 물성평가를 추가로 평가하여 최적의 조건인 광 경화 조건을 찾는 것이 중요한 것이다.

CONCLUSIONS

본 연구에서는 광 경화 수지의 시편 두께에 따른 경화 수축을 분석하여 다음과 같이 결론을 얻었다. 광 경화 수지의 시편의 두께에 따라서 경화 수축이 상이하게 나타났다. 특히 두께가 두꺼운 6 mm 시편은 경화 수축이 작게 나타났으며, 두께가 적은 2 mm 시편은 경화 수축이 크게 나타났다. 따라서 시편 두께에 따라 광 조사량의 조절이 필요한 것으로 생각된다.

CONFLICT OF INTEREST

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

ORCID

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

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

REFERENCES

1. Kim DY, Kim JH, Lee BI, Lee JH, Kim WS, Park JY. Accuracy evaluation of dental model scanner according to occlusal attrition type. *J Tech Dent*. 2020;42:313-320.
2. 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.
3. van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater*. 2012;28:3-12.
4. Azari A, Nikzad S. The evolution of rapid prototyping in dentistry: a review. *Rapid Prototyp J*. 2009;15:216-225.
5. 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.
6. 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.
7. Sa MW, Kim JY. Comparison analysis and fabrication of Hollow Shaft scaffolds using polymer deposition system. *Tissue Eng Regen Med*. 2015;12:46-52.
8. Park YD, Kang W. Comparative analysis of the flexural strength of provisional restorative resins using a digital light processing printer according to the post-curing method. *J Tech Dent*. 2020;42:341-347.
9. Prpic V, Slacanin I, Schaperl Z, Catic A, Dulcic N, Cimic S. A study of the flexural strength and surface hardness of different materials and technologies for occlusal device fabrication. *J Prosthet Dent*. 2019;121:955-959.
10. Park DR, Son J. Comparison between mechanical properties and biocompatibility of experimental 3D printing denture resins according to photoinitiators. *J Tech Dent*. 2020;42:355-361.
11. Kim JH, Kim KB. Analysis of the quality of dental prostheses printed by digital light-processing technology. *J Tech Dent*. 2020;42:197-201.
12. Kang SY, Lee HN, Kim EB, Lee KE, Kim JH, Kim WC. Fitness of heat - pressed ceramic laminate veneer using additive manufacturing process: 3 dimensional analysis. *J Korean Acad Dent Technol*. 2017;39:137-143.
13. Kim DY, Jeon JH, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Reproducibility of different arrangement of resin copings by dental microstereolithography: evaluating the marginal discrepancy of resin copings. *J Prosthet Dent*. 2017;117:260-265.
14. International Organization for Standardization. Dentistry — polymer-based filling, restorative and luting materials. 3rd ed. Geneva: International Organization for Standardization; 2000.
15. Bae S, Lee J, Ra J. Evaluation of the changes in polymerization of TheraCal LC with various light-curing time and distance. *J Korean Acad Pediatr Dent*. 2019;46:392-399.
16. ASTM International. ASTM C326-09 (2018), standard test method for drying and firing shrinkages of ceramic whiteware clays. West Conshohocken (PA): ASTM International; 2009.
17. Do HS, Kim DJ, Kim HJ. Application of UV-curable materials. *JAI*. 2003;4:41-51.
18. Jassim ZM, Majeed MA. Comparative evaluation of the fracture strength of monolithic crowns fabricated from different all-ceramic CAD/CAM materials (an in vitro study). *Biomed Pharmacol J*. 2018;11:1689-1697.
19. Spear F, Holloway J. Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics? *J Am Dent Assoc*. 2008;139 Suppl: 19S-24S.
20. Karalekas D, Aggelopoulos A. Study of shrinkage strains in a stereolithography cured acrylic photopolymer resin. *J Mater Process Technol*. 2003;136:146-150.
21. Park JH, Choi NS. Polymerization shrinkage distribution of a dental composite during dental restoration observed by digital image correlation method. *Compos Res*. 2017;30:393-398.
22. Kwon Y, Cho UR. Study on the improvement of film shrinkage in UV-curing process. *Polymer(Korea)*. 2011;35:320-324.