

후경화기와 경화시간에 따른 3D 프린팅 레진의 굴곡강도 평가

Evaluation of Flexural Strength of 3D Printing Resin According to Post-Curing Equipment and Time

김해봄¹, 최재원^{2*}

Hae-Bom Kim¹, Jae-Won Choi^{2*}

〈Abstract〉

This study aimed to evaluate the effect of post-curing equipment and time on the flexural strength of 3D printing resins produced by a liquid crystal display(LCD) printer. The three 3D printing resins(DENTCA Denture Teeth, DT; C&B 5.0 hybrid, CH; C&B Permanent A2, CP) were divided into four groups according to post-curing time(10 min and 30 min) and equipment with or without vacuum treatment. For the three-point flexural strength test and biaxial strength test were prepared by method according to ISO 10477, ISO 6872, respectively. Flexural strength was measured with universal testing machine. Comparison between post-curing time of each post-curing equipment was analyzed by independent sample t-test and Mann-Whitney U test($\alpha = .05$), and comparison between groups according to each 3D printing resin was performed by Kruskal-Wallis test and post-hoc by Bonferroni-Dunn test($\alpha = .05$). The flexural strength of the resin post-curing under vacuum was higher than that of the resin post-curing in air. In the comparison according to the post-curing time, in the case of the post-curing equipment without vacuum, the 30 minute curing time showed significantly higher flexural strength than the 10 minute curing time, except for the biaxial flexural strength of CH($P < .05$). In the post-curing equipment with vacuum, the three-point flexural strength of all 3D printing resins(DT, CH, and CP) showed a higher value at 30 minute curing time than at 10 minute curing time.

Keywords : Flexural Strength, Post-Curing Equipment, Post-Curing Time, Three-Dimensional Printing

1 정회원, 부산가톨릭대학교 치기공학과, 대학원생

1 Graduate Student, Dept. of Dental Laboratory Science, College of Health Science, Catholic University of Pusan

2* 정회원, 교신저자, 부산가톨릭대학교 치기공학과, 조교수
E-mail: jwchoi@cup.ac.kr

2* Assistant Professor, Dept. of Dental Laboratory Science, College of Health Science, Catholic University of Pusan

1. 서론

CAD/CAM 시스템은 스캐너를 통해 3차원 데이터를 생성하여 컴퓨터로 보철물을 디자인하고 완료된 디자인을 가공 기계를 통해 절삭하거나 적층하여 보철물을 제작한다[1]. 적층 가공방식 중 대표적인 3D 프린팅은 제품 생산의 시간 단축과 구성 요소의 세밀한 재현으로 인해 치과 분야에서 활용성이 점차 증가되고 있다[2].

적층 가공(AM; Additive manufacturing)은 스테레오리소그라피(SLA; Stereolithography apparatus), 용합 증착 모델링(FDM; Fused deposition modeling), 선택적 레이저 소결(SLS; Selective laser sintering), 디지털 광원 처리(DLP; Digital light projection), 포토폴리머 분사(Photopolymer jetting) 및 분말 바인더 프린터(Powder binders)와 같은 방식으로 크게 분류할 수 있다[3]. 그 중 치과 분야에서 주로 활용되고 있는 SLA, DLP, LCD(liquid crystal display)와 같은 광중합 방식은 광경화성 수지에 레이저 등의 빛을 조사하여 한 층씩 적층한다[4,5]. DLP 기술은 레진을 광중합 시키는 광원이 디지털 라이트 프로젝터를 기반으로 하고 이 프로젝터에서 이미지를 한번에 한 층씩 중합시키기 때문에 SLA방식보다 훨씬 짧은 시간에 3D 프린팅 모델을 제공할 수 있는 장점이 있다[6]. LCD 기술은 다른 프린팅 기술보다 저렴하며 액정 디스플레이가 광원으로 사용된다. LCD 방식은 렌즈나 다른 장치를 이용해 빛을 확장할 필요가 없어 왜곡현상 없이 3D 프린팅이 가능한 장점이 있다[7].

광중합 방식은 출력 후 세척과 후경화 공정이 필요하다[8]. 아크릴계 감광성 수지는 미반응 모노머를 가교시켜 인쇄 하고 중합 공정이 완료되면 최종적으로 열적, 기계적 물성을 향상을 위해 열 또는 UV 광경화와 같은 후경화 처리를 한다[9]. 광 개시제가 층 사이에 남아 있을 수 있기

때문에 후경화 공정을 통해 중합 균일성을 증가시킬 수 있다[10]. 특히, 후경화 과정과 출력물의 기계적, 생물학적 특성과의 관계를 평가한 선행 연구들이 많이 보고 되었다[10-12]. Pang Li 등은 광중합 방식으로 제작된 광중합체의 생체 적합성을 높이기 위해 인쇄 후 빛에 노출시키는 후경화 과정을 진행해야 한다고 하였다[11]. Kim 등의 연구에 따르면 완전히 중합되지 않은 레진은 출력물의 기계적 물성과 세포독성에 영향을 줄 뿐만 아니라, 출력물의 강도, 정확도, 생물학적 안정성 향상을 위해 세척 및 후경화 과정이 반드시 필요하다고 하였다[10]. Enkhjargal 등은 보철물의 기계적 물성과 생체 적합성을 높이기 위해 UV광 처리와 같은 후경화 공정을 사용한다고 하였다[12]. 또한, 3D 프린팅 소재의 기계적 특성은 후경화 공정에 따라 달라지며 최적의 기계적 특성을 갖기 위해서는 적절한 후경화 방법이 필요하다[11]. 3D 프린팅 방식과 후경화 처리는 출력물의 내마모성에 영향을 미치고, 후경화 시 질소가스를 사용한 경우 산소 여재층 형성을 방지하여 출력물의 물성을 향상시키는 데 효과적이라고 보고되고 있다[13].

한편 후경화기와 경화시간도 출력물에 영향을 줄 수 있다[14]. 3D 프린팅 출력물의 경화 정도는 후경화기에 따라 차이가 있다[15]. 치과용 레진의 경우 중합도는 생체 적합성, 색상 안정성 및 기계적 특성을 보장하는 데 중요하다[16]. 3D 프린팅 레진을 임시 수복물이나 의치에 적용하려면 교합력을 견딜 수 있는 기계적 특성이 필요하며[17], 굽힘 강도 또한 후경화 방법의 영향을 크게 받는다[18]. 3D 프린팅 의치상 재료의 물리적·기계적 특성은 경화시간이 증가함에 따라 향상된다는 보고가 있으며[19], 3D 프린팅 레진 출력물의 크기 안정성 및 기계적 특성에도 경화시간이 큰 영향을 주는 것으로 보고된 바 있다[14].

적층 가공방식으로 제작된 수복물이 절삭 가공 방식으로 제작된 수복물 보다 여러 가지 이점을 제공하고 있지만 후경화기와 경화시간에 따른 출력물의 기계적 특성에 대한 부분은 아직 충분히 조사되지 않았다. 또한 최근에 경화기 내 진공 처리 기능이 탑재된 제품이 국내 기술로 개발되었지만, 다양한 3D 프린팅용 레진의 기계적 특성을 평가한 연구는 전무하다. 따라서 본 연구의 목표는 후경화기와 경화시간이 다양한 3D 프린팅용 레진의 굴곡강도에 미치는 영향을 비교해 보고자 한다.

2. 재료 및 방법

본 연구에서는 시중에 판매되고 있는 3종의 3D 프린팅 레진(DENTCA Denture Teeth(DT), DENTCA Inc., Torrance, CA, USA; C&B 5.0 hybrid(CH), ARUM Dentistry, Daejeoun, Korea; C&B Permanent A2(CP), ODS, Incheon, Korea)을 사용하였다. 진공 처리 유무에 따라 두 가지 후경화기(Twin Cure, MEDIFIVE, Seoul, Korea; Twin Cure V, MEDIFIVE, Seoul, Korea)를 사용

하여 최종 경화하였고, 경화시간(10분, 30분)에 따라 다음과 같이 군을 분류하였다. 10N: 대기 중에서 10분간 최종 경화 시행한 군, 30N: 대기 중에서 30분간 최종 경화 시행한 군, 10V: 진공 하에서 10분간 최종 경화 시행한 군, 30V: 진공 하에서 30분간 최종 경화 시행한 군(Table 1, Fig. 1).

2.1 3점 굴곡강도

3점 굴곡강도용 시편은 ISO 10477:2004에 따라 CAD software(Autodesk Inventor, Autodesk Inc., San Rafael, CA, USA)를 사용하여 25 × 2 × 2 mm 크기로 제작하였다. 디자인이 완료된 STL 파일을 전용의 슬라이서 프로그램(Chitubox Basic, Chitubox, Shenzhen, China)에 배치하고, 층 두께는 100 μm로 설정하였다. LCD 3D 프린터(Sonic XL 4K, Phrozen Inc., Taipei City, Taiwan)에서 각 3D 프린팅 레진을 사용하여 출력하였다(n = 60). 출력이 완료된 시편은 Isopropyl alcohol(IPA) 용액으로 자동 세척기(Twin Tornado, MEDIFIVE, Seoul, Korea)에서 5분간 세척 후 자동 세척기에서 3분간 추가 세척하였다. 제작이 완료된 시편은 건조 후 두 가지 후경화기를 사용하여 최종 경화하였다. 첫 번째는 365+405nm의 파장대로 설정하여 대기 중에서 10분, 30분 간 최종 경화하였고, 두 번째는 365+405nm 파장대로 설정하여 진공 하에서 10분, 30분 간 최종 경화를 진행하였다. 굴곡강도의 측정은 시편을 37°C의 증류수에 24시간 보관 후 만능시험기(OTU-00-S, ORIENTALTM, Siheung, Korea)로 3점 굽힘 시험을 하였다. 두 지지대의 거리는 20 mm로 설정하였으며, 분당 1 mm의 속도로 시편의 중심에 대해 90° 각도로 시편이 파절될 때까지 하중을 가하였다(Fig. 2). 시편이 파절되는 시점에 가해진 하중을 N 단위로 측정하

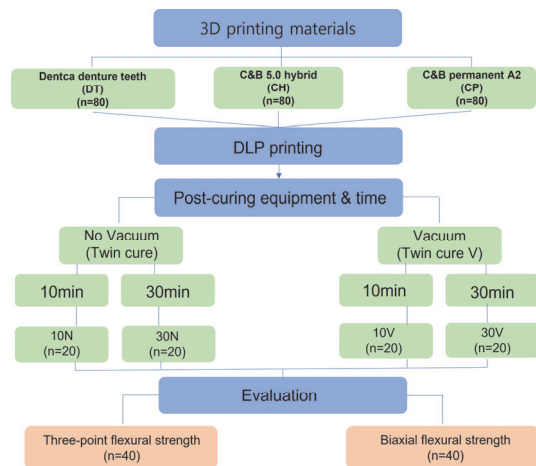


Fig. 1 Experimental design

Table 1. Summary of 3D printing materials and postcuring equipments used in this study

Product	Composition	Manufacturer	Lot no.			
3D printing materials	Methacrylate monomer Direthane dimethacrylate Propylidynetrimethyl trimethacrylate initiator inhibitor Pigment 1 Pigment 3 Pigment 5	DENTCA Inc, Torrance, CA, USA	AF22D13A2			
	methacrylate oligomer methacrylate monomer initiator pigment 1 pigment 2 pigment 3 pigment 4					
	Diurethane dimethacrylate, Bisphenol A Glycerolate Dimethacrylate 2-HYDROXYETHYL METHACRYLATE Acryl resin					
C&B 5.0 hybrid (CH)		ARUM Dentistry, Daejeoun, Korea	C&B153DS 220822-001			
C&B Permanent A2 (CP)		ODS, Incheon, Korea	OP301210 520-207			
Product	Technology	Duration	Wavelength	Manufacturer	Abbreviation	
Postcuring equipments	Twin Cure	UV LED	10 min	365+405nm	MEDIFIVE	10N
			30 min			30N
	Twin Cure V	UV LED, Vacuum	10 min	365+405nm	MEDIFIVE	10V
			30 min			30V

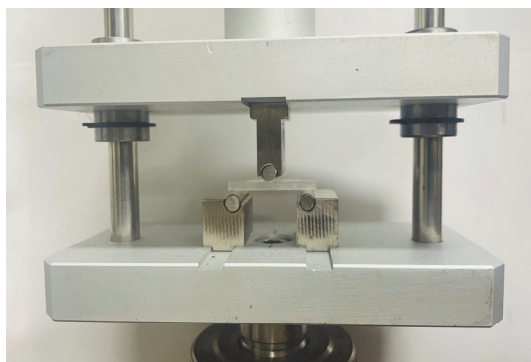


Fig. 2 Configuration of three-point flexural strength test

였으며, 다음의 공식으로 굴곡 강도(MPa)를 계산하였다.

$$\sigma = \frac{3F1}{2bh^2} \tag{1}$$

- σ : 굴곡강도(MPa)
- F: 시편에 가해진 최고 하중(N)
- l: 지지대 간의 거리(mm)
- b: 시편의 폭(mm)
- h: 시편의 두께(mm)

2.2 이축 굴곡강도

이축 굴곡강도용 시편은 직경이 15mm, 높이가 2mm인 원기둥의 형태로 제작하였으며, 제작과정은 3점 굴곡강도용 시편과 동일하였다. ISO 6872

에 규정된 piston-on-3-ball test를 이용하여 이축 굴곡강도를 측정하였다(Fig. 3). 만능시험기를 이용하여 1N의 preload를 준 다음, 중심으로부터 1mm/min의 속도로 진행하여 부러질 때의 최대 굴곡강도 값을 계산하였다. 이축 굴곡강도 δ (MPa)는 다음 식으로 구하였다.

$$\delta = \frac{-0.25N(X - Y)}{d^2} \quad (2)$$

δ (MPa); 최대 중심 인장 강도
 $P(N)$; 파절을 일으키는 하중

$$X = (1 + \nu)1n\left(\frac{r_2}{r_3}\right)^2 + \left[\frac{(1 - \nu)}{2}\right]\left(\frac{r_2}{r_3}\right)^2 \quad (3)$$

$$Y = (1 + \nu)\left[1 + 1n\left(\frac{r_1}{r_3}\right)^2\right] + (1 - \nu)\left(\frac{r_1}{r_3}\right)^2 \quad (4)$$

ν ; 포아송 비; 0.25

r_1 (mm); 지지원의 반지름

r_2 (mm); 하중봉의 반지름

r_3 (mm); 시편의 반지름

d (mm); 시편의 두께



Fig. 3 Configuration of piston-on-3-ball biaxial flexural strength test

2.3 통계분석

통계분석은 SPSS 프로그램 ver. 28.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA)을 사용하였다. 정규성과 등분산성 검정을 위해 Shapiro-Wilk test와 Levene's test를 시행하였다. 각 후경화기의 경화시간에 따른 군 간 비교는 독립표본 t-test 및 Mann-Whitney U test로 분석하였으며, 각 3D 프린팅 재료에 따른 군 간 비교는 Kruskal-Wallis test를 시행하고 Bonferroni-Dunn test로 사후 검정을 시행하였다. 모든 결과는 $p < 0.05$ 수준에서 유의성을 검정하였다.

3. 결과 및 고찰

세 종의 3D 프린팅 레진을 후경화기 진공 유무에 따라 10분과 30분의 경화시간에 따른 굴곡강도 결과 값을 Table 2, 3과 Fig. 4, 5에 나타내었다.

3점 굴곡강도의 경우, DT에서는 30V(119.46 \pm 7.97 MPa), 10V(114.61 \pm 10.18 MPa), 30N(103.16 \pm 6.36 MPa), 10N(90.36 \pm 4.39 MPa) 순으로 큰 굴곡강도 값이 나타났으며, 10N과 10V, 10N과 30V, 그리고 30N과 30V 간에는 유의미한 차이를 보였다($P < .001$). 한편, 경화시간에 따른 비교에서 10N과 30N 사이에는 통계적으로 유의한 차이를 보인 반면($P < .001$), 10V와 30V 사이에는 유의한 차이가 없었다($P = .315$).

CH에서는 30V(155.00 \pm 18.14 MPa), 10V(141.66 \pm 7.42 MPa), 30N(106.83 \pm 5.61 MPa), 10N(92.14 \pm 7.24 MPa) 순으로 높은 굴곡강도 값을 보였으며, 10N과 10V, 10N과 30V, 그리고 30N과 30V 사이에는 유의미한 차이가 나타났다($P < .001$). 경화시간에 따른 비교에서 10N과 30N, 10V와 30V 간에는 유의한 차이를 보였다(각 $P < .001$, $P = .029$).

Table 2. Three-point flexural strength values of tested group (unit: MPa)

	DENTCA Denture Teeth(DT)			C&B 5.0 hybrid(CH)			C&B Permanent A2(CP)		
	Mean (SD)	Max/Min	p value*	Mean (SD)	Max/Min	p value*	Mean (SD)	Max/Min	p value*
10N	90.36 (4.39) ^a	99.08/ 83.53	<.001	92.14 (7.24) ^a	107.59/ 83.78	<.001	107.48 (3.81) ^a	112.71/ 103.58	<.001
30N	103.16 (6.36) ^{ab}	117.64/ 94.25		106.83 (5.61) ^{ab}	114.87/ 99.22		120.88 (2.77) ^{ab}	124.06/ 115.18	
10V	114.61 (10.18) ^{bc}	124.60/ 90.02	.315	141.66 (7.42) ^{bc}	154.40/ 131.51	.029	137.05 (3.61) ^{bc}	142.41/ 130.15	.121
30V	119.46 (7.97) ^c	128.60/ 104.71		155.00 (18.14) ^c	173.20/ 116.20		142.93 (10.83) ^c	158.16/ 124.53	
p value**	<.001			<.001			<.001		

*Values were calculated using independent samples t-test or Mann-Whitney U test, and flexural strengths were compared between 10 and 30 min in each postcuring equipments. **Values were calculated using Kruskal-Wallis test. The same letters indicate a significant no difference between groups (10N, 30N, 10V, and 30V) (p > 0.05).

Table 3. Biaxial flexural strength value of tested group (unit: Mpa)

	DENTCA Denture Teeth(DT)			C&B 5.0 hybrid(CH)			C&B Permanent A2(CP)		
	Mean (SD)	Max/Min	p value*	Mean (SD)	Max/Min	p value*	Mean (SD)	Max/Min	p value*
10N	115.77 (20.84) ^a	159.26/ 98.29	.019	131.13 (6.98) ^a	148.08/ 124.20	.280	137.51 (13.30) ^a	168.31/ 124.94	<.001
30N	135.33 (8.26) ^{ab}	150.87/ 121.39		141.23 (18.11) ^{ab}	173.27/ 120.70		174.56 (20.81) ^b	218.68/ 154.33	
10V	147.67 (21.13) ^b	184.29/ 125.34	.480	167.96 (21.57) ^b	219.00/ 151.16	.912	178.63 (19.89) ^b	211.39/ 143.67	.830
30V	152.96 (8.94) ^b	162.82/ 132.28		159.70 (3.84) ^b	164.95/ 153.49		177.18 (6.02) ^b	184.45/ 167.53	
p value**	<.001			<.001			<.001		

*Values were calculated using independent samples t-test or Mann-Whitney U test, and flexural strengths were compared between 10 and 30 min in each postcuring equipments. **Values were calculated using Kruskal-Wallis test. The same letters indicate a significant no difference between groups (10N, 30N, 10V, and 30V) (p > 0.05).

CP에서는 30V(142.93 ± 10.83 MPa), 10V (137.05 ± 3.61 MPa), 30N(120.88 ± 2.77 MPa), 10N(107.48 ± 3.81 MPa) 순으로 높은 굴곡강도 값이 나타났으며, 10N과 10V, 10N과 30V, 그리고 30N과 30V 간에는 유의미한 차이를

보였다(P<.001). 경화시간에 따른 비교에서 10N과 30N 사이에는 통계적으로 유의한 차이를 보인 반면(P<.001), 10V와 30V 사이에는 유의한 차이가 없었다(P=.121).

이측 굴곡강도의 경우, DT에서는 30V(152.96

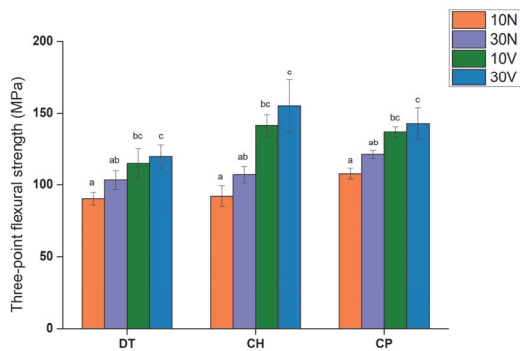


Fig. 4 Three-point flexural strength values of tasted group (unit :MPa)

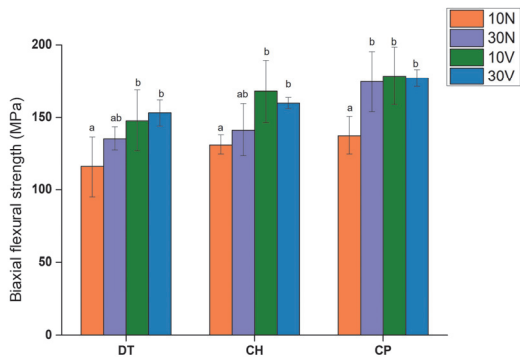


Fig. 5 Biaxial flexural strength values of tasted group (unit :MPa)

± 8.94 MPa), 10V(147.67 ± 21.13 MPa), 30N(135.33 ± 8.26 MPa), 10N(115.77 ± 20.84 MPa) 순으로 큰 굴곡강도 값을 보였으며, 10N은 10V와 30V보다 통계적으로 유의하게 낮은 값을 나타내었다(P<.001). 경화시간에 따른 비교에서 10N과 30N 사이에는 통계적으로 유의한 차이를 보인 반면(P=.019), 10V와 30V 사이에는 유의한 차이가 없었다(P=.480).

CH에서는 10V(167.96 ± 21.57 MPa), 30V(159.70 ± 3.84 MPa), 30N(141.23 ± 18.11 MPa), 10N(131.13 ± 6.98 MPa) 순으로 큰 굴곡강도 값이 나타났으며, DT에서와 같이 10N은

10V와 30V보다 통계적으로 유의하게 낮은 값을 보였다(P<.001). 경화시간에 따른 비교에서 10N과 30N, 10V와 30V 간에는 유의한 차이가 없었다(각 P=.280, P=.912).

CP에서는 10V(178.63 ± 19.89 MPa), 30V(177.18 ± 6.02 MPa), 30N(174.56 ± 20.81 MPa), 10N(137.51 ± 13.30 MPa) 순으로 큰 굴곡강도 값을 보였고, 10N은 다른 군들 보다 통계적으로 유의하게 작은 값을 나타내었다(P<.001). 경화시간에 따른 비교에서 10N과 30N 사이에는 통계적으로 유의한 차이를 보인 반면(P<.001), 10V와 30V 사이에는 유의한 차이가 없었다(P=.830).

이와 같은 결과를 미루어볼 때, 진공 처리를 동반한 후경화 공정과 긴 경화시간은 미반응 단량체의 완전한 중합을 유도하여 잔류 단량체를 감소시킴으로써 3D 프린팅 출력물의 기계적 특성을 향상 시킨 것으로 사료된다.

4. 결론

본 연구에서는 후경화기와 경화시간에 따른 세 종의 3D 프린팅 레진의 굴곡강도를 분석해 다음과 같은 결론을 도출하였다.

진공 하에서 최종 경화를 시행한 레진의 굴곡강도가 대기 중에서 최종 경화를 시행한 레진의 굴곡강도 보다 높게 나타났다. 한편 경화시간에 따른 비교에서 진공이 들어가지 않은 후경화기의 경우, CH의 이축 굴곡강도를 제외하고 30분 경화시간이 10분 경화시간보다 유의하게 높은 굴곡강도를 보였다(P<.05). 진공이 들어간 후경화기의 경우, 모든 3D 프린팅 레진의 3점 굴곡강도는 10분 경화시간보다 30분 경화시간에서 높은 값을 나타내었다.

이상의 연구결과, 3D 프린팅 기술은 치과 분야에서 더욱 다양하게 활용될 것이고 특히, 후경화 공정에서 후경화기의 진공 유무와 경화시간은 3D 프린팅용 레진의 기계적 특성에 영향을 미치는 것으로 사료된다.

참고문헌

- [1] Kim, M. S., Kim, W. G., Kang, W., Evaluation of the accuracy of provisional restorative resins fabricated using dental 3D printers, *J. Korean. Soc. Dent. Hyg.*, 19(6), 1089-1097, (2019).
- [2] Karunakaran, K. P., Suryakumar, S., Pushpa V., Akula, S., Low cost integration of additive and subtractive processes for hybrid layered manufacturing, *Robot. Comput. Integr. Manuf.*, 26(5), 490-499, (2010).
- [3] Khorsandi, D., Fahimipour, A., Abasiane, P., Saber, S. S., Seyedi, M., Ghanavati, S., Ahmadi, A., Stephanis, A. A. D., Taghavinezhaddilamif, F., Leonovai, A., Mohammadinejad, R., Shabani, M., Mazzolai, B., Mattoli, V., Tay, F. R., Makvandi, P., 3D and 4D printing in dentistry and maxillofacial surgery: Printing techniques, materials, and applications, *Acta. Biomater.*, 122, 26-49, (2021).
- [4] Lee, S., Prospect for 3D printing technology in medical, dental, and pediatric dental field, *J. Korean. Acad. Pediatr. Dent.*, 43(1), 93-108, (2016).
- [5] Jung, H. K., Lee, S. H., Mechanical Properties of DLP-type Dental 3D Printing Temporary Tooth Material, *KSIC*, 24(3), 373-376, (2021).
- [6] Tsolakis, I. A., Papaioannou, W., Papadopoulou, E., Dalampira, M., Tsolakis, A. I., Comparison in Terms of Accuracy between DLP and LCD Printing Technology for Dental Model Printing, *Dent. J(Basel)*, 10(10), 181, (2022).
- [7] Tsolakis, I. A., Gizani, S., Panayi, N., Antonopoulos, G., Tsolakis, I., Three-Dimensional Printing Technology in Orthodontics for Dental Models: A Systematic Review, *Children (Basel)*, 9(8), 1106, (2022).
- [8] OSKUI, S. M., Assessing and reducing the toxicity of 3D-printed parts, *Environ. Sci. Technol. Lett.*, 3(1), 1-6, (2016).
- [9] Bayarsaikhan, E., Lim, J. H., Shin, S. H., Park, K. H., Park, Y. B., Lee, J. H., Kim, J. E., Effects of postcuring temperature on the mechanical properties and biocompatibility of three-dimensional printed dental resin material, *Polymers(basel)*, 13(8), 1180, (2021).
- [10] Kim, J. H., Kwon, J. S., Park, J. M., Russo, L. L., Shim, J. S., Effects of postpolymerization conditions on the physical properties, cytotoxicity, and dimensional accuracy of a 3D-printed dental restorative material, *J. Prosthet. Dent.*, S0022-3913(22)00281-5, (2022).
- [11] Li, P., Lambart, A. L., Stawarczyk, B., Reymus, M., Spintzyk, S., Postpolymerization of a 3D-printed denture base polymer: Impact of post-curing methods on surface characteristics, flexural strength, and cytotoxicity, *J. Dent.*, 115, 103856, (2021).
- [12] Mayer, J., Stawarczyk, B., Vogt, K., Hickel, R., Edelhoff, D., Reymus, M., Influence of cleaning methods after 3D printing on two-body wear and fracture load of resin-based temporary crown and bridge material, *Clin. Oral. Investig.*, 25(10), 5987-5996, (2021).
- [13] Wada, J., Wada, K., Garoushi, S., Shinya, A., Wakabayashi, N., Iwamoto, T., Vallittu, P. K., Lassila, L., Effect of 3D printing system and post-curing atmosphere on micro- and nano-wear of additive-manufactured occlusal splint materials, *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, 142, 105799, (2023).
- [14] Kim, D., Shim, J. S., Lee, D., Shin, S. H., Nam, N. E., Park, K. H., Kim, J. E., Effects of post-curing time on the mechanical and color properties of three-dimensional printed

- crown and bridge materials. *Polymers*(basel), 12(11), 2762, (2020).
- [15] Reymus, M., Stawarczyk, B., In vitro study on the influence of postpolymerization and aging on the Martens parameters of 3D-printed occlusal devices, *J. Prosthet. Dent.*, 125(5), 817-823, (2021).
- [16] Reymus, M., Lümkmann, N., Stawarczyk, B., 3D-printed material for temporary restorations: impact of print layer thickness and post-curing method on degree of conversion, *Int. J. Comput. Dent.*, 22(3), 231-237, (2019).
- [17] Oh, R., Lim, J. H., Lee, C. G., Lee, K. W., Kim, S. Y., Kim, J. E., Effects of washing solution temperature on the biocompatibility and mechanical properties of 3D-Printed dental resin material, *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, 143, (2023).
- [18] Lim, J. H., Lee, S. Y., Gu, H., Jin, G., Kim, J. E., Evaluating oxygen shielding effect using glycerin or vacuum with varying temperature on 3D printed photopolymer in post-polymerization, *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, 130, (2022).
- [19] Aati, S., Akram, Z., Shrestha, B., Patel, J., Shih, B., Shearston, K., Ngo, H., Fawzy, A., Effect of post-curing light exposure time on the physico-mechanical properties and cytotoxicity of 3D-printed denture base material, *Dent. Mater.*, 38(1), 57-67, (2022).

(접수: 2023.06.28. 수정: 2023.07.26. 게재확정: 2023.08.04.)