



## 다양한 조성의 3D 프린팅 임시치관용 레진의 물성 비교

박서진<sup>1</sup>, 이한아<sup>1</sup>, 이상혁<sup>1</sup>, 석수황<sup>1</sup>, 임범순<sup>1,\*</sup>, 권재성<sup>2</sup>, 김광만<sup>2</sup>

<sup>1</sup>서울대학교 치의학대학원 치과생체재료과학교실,

<sup>2</sup>연세대학교 치과대학 치과생체재료공학교실 및 치과생체재료공학연구소

### Comparison of physical properties of the various 3D printing temporary crown and bridge resin

*Seo-Jin Park<sup>1</sup>, Han-Ah Lee<sup>1</sup>, Sang-Hyeok Lee<sup>1</sup>, Soohwang Seok<sup>1</sup>,  
Bum-Soon Lim<sup>1,\*</sup>, Jae-Sung Kwon<sup>2</sup>, Kwang-Mahn Kim<sup>2</sup>*

<sup>1</sup>*Department of Dental Biomaterials Science, School of Dentistry, Seoul National University*

<sup>2</sup>*Department & Research Institute of Dental Biomaterials and Bioengineering, College of Dentistry, Yonsei University, Seoul, Korea.*

Conventional dental resins for crown and bridge fulfill ISO 10477 and ISO 10993 before clinical application. Although 3D printing or rapid prototyping (RP) for the fabrication of temporary crown and bridge have been proposed, a little studies were reported for 3D printing resin for temporary crown and bridge. The purpose of this study was to evaluate the physical properties (such as water sorption and solubility, color stability and flexural strength) of the various 3D printing temporary crown and bridge resin following the ISO 10477:2018 and estimate the effect of chemical composition of resin on the physical properties. Four resins approved by KFDA and 4 experimental resins developed by different manufacturer were tested in this study. Samples were prepared with DLP typed 3D Printer (G-Printer) and post-cured using UV-light Cure Unit (Cure M). Proper 3D printing and post-curing conditions were selected for different 3D printing resins. Each test was performed according to the ISO 10477 and results were statistically analyzed using Tukey-multiple comparison test ( $p=0.05$ ). Only group-B did not satisfied the ISO requirement ( $< 40 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) in water sorption test, but 3 groups (C, E and F) showed high solubility which exceeds the ISO requirement ( $< 7.5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ). For color stability, the color difference were detected at 5 groups (A, E, F, G and H). Group-D and F showed the low flexural strength and some building direction did not satisfied the ISO requirement ( $> 60 \text{MPa}$ ). Resin components may affect the flexural strength, then user should check the components of 3D printing resin. Deficient degree of polymerization may lead to large water sorption, water solubility and color changes. Further study should be done comparison between specimens printed with specific 3D printer recommended by manufacturer and specimens used in this study.

**Key words** : 3D printing temporary crown and bridge resin, ISO 10477, Components of resin matrix, Flexural strength, Physical properties

Seo-Jin Park (ORCID: 0000-0002-6218-594X)  
Han-Ah Lee (ORCID: 0000-0001-6748-954X)  
Sang-Hyeok Lee (ORCID: 0000-0001-5535-9393)  
Soohwang Seok (ORCID: 0000-0003-3777-4184)  
Bum-Soon Lim (ORCID: 0000-0003-3112-0227)  
Jae-Sung Kwon (ORCID: 0000-0001-9803-7730)  
Kwang-Mahn Kim (ORCID: 0000-0002-5235-0294)

Correspondence: Bum-Soon Lim (ORCID: 0000-0003-3112-0227)  
101, Daehak-ro, Jongro-gu, Seoul, 03080, Republic of Korea  
Affiliation: Department of Dental Biomaterials Science, School of Dentistry,  
Seoul National University, Seoul, Republic of Korea  
Tel: +82-2-740-8692, Fax: +82-2-740-8694  
E-mail: nowick@snu.ac.kr

Received: Jun, 17, 2019; Revised: Sep, 17, 2019; Accepted: Sep, 19, 2019

## 서론

임시치관은 치과 치료 과정에서 삭제된 치아를 보호하거나 상실된 치아를 대체하여 교합 체계와 치아 주위 조직의 안정과 심미성을 유지하기 위해 최종 보철물 장착 전까지 한시적으로 적용하는 치관이다. 최종 보철물 제작 기간 동안 변형, 마모, 온도, 화학적 자극 및 세균의 침투로부터 치아를 보호하고 주변 치아와의 간격을 일정하게 유지시키며 치주 조직의 손상을 방지하는 역할을 한다. 특히 전치부일 경우에는 임시치관의 심미적 특성이 더욱 중요할 수 있으며, 따라서 임시치관용 레진의 선택 시 기계적 강도와 같은 기능적인 측면 뿐 만 아니라 색조, 투명도 및 색 안정성 등의 심미적인 특성도 고려하여야 한다(1, 2).

현재 임상에서 임시치관용 레진으로 대부분 분말과 액상 형태로 구성된 아크릴릭 레진이 사용되고 있다. 임시수복물 제작에 사용되고 있는 아크릴릭 레진은 성분 따라 polymethyl methacrylate (Jet, Lang Dental, USA), polyethyl methacrylate (Snap, Parkell Biomaterials, USA), polyvinylethyl methacrylate (Trim, Harry Bosworth, USA), bis-acrylate composite resin (Protemp II, 3M ESPE, Germany) 및 visible light-polymerized urethane dimethacrylate (Revotec LC, GC, Japan) 등이 있다(3). 자가중합형 PMMA는 우수한 기계적 강도와 색 안정성, 조각의 용이함 및 연마성 등이 적절하여 임시수복물 제작에 가장 유용하게 사용되고 있는데, 미반응 단량체(monomer)로 인한 치수와 치은 염증, 중합열로 인한 열 자극 및 높은 중합 수축 등의 문제가 지속적으로 제기되고 있다. PMMA 이외의 자가중합형 메타크릴레이트의 경우는 중합수축이 적은 장점이 있으나, 마모저항성이 낮고 색조 선택에 제한이 있으며 심미성이 부족한 단점이 있다. Bis-acrylate 컴포짓트 레진과 가시광선 중합형 urethane dimethacrylate의 경우는 조각이 용이하고 중합수축은 적지만 연마가 힘들고 취성에 의한 파절 가능성이 높으며 multiple-unit 사용이 제한되는 문제 등이 제기되고 있다(4, 5). 따라서 PMMA와 bis-acrylate 컴포짓트 레진이 임시치관용 레진으로 주로 사용되고 있다(6).

다양한 치과용 심미 소재들이 지속적으로 개발되어 소개되고 있으며, CAD/CAM과 3D 프린팅 등과 같은 새로운 제작 방법이 도입됨에 따라 심미성 보철물과 수복물의 수요

가 급격하게 증가되고 있는 추세이다. 이러한 상황에서 환자들이 처음 대면하는 임시 보철물의 경우에도 심미성은 매우 중요한 요소가 될 수 있으며, 환자들은 치과에 내원한 당일 장착이 가능한 보철물을 선호하여 단시간에 정확한 보철물 제작이 요구됨에 따라 최근에는 CAD/CAM이나 3D 프린팅으로 진료실에서 임시수복용 보철물을 제작하는 경우가 크게 증가되고 있다.

현재 임상에서 사용 중이거나 개발 중인 대부분의 3D 프린팅 임시치관용 레진들은 bisphenol-A glycerolate dimethacrylate (Bis-GMA), ethoxylated bisphenol-A dimethacrylate (Bis-EMA), urethane dimethacrylate (UDMA), triethyleneglycol dimethacrylate (TEGDMA), 2-hydroxyethyl methacrylate (HEMA), methyl methacrylate (MMA), tripropylene glycol diacrylate (TPGDA), trimethylolpropane trimethacrylate (TMPTMA), polyethylene glycol diacrylate (PEGDA), dipentaerythritol pentaacrylate (DPHA), isobornyl acrylate (IOBA), hexamethylene diacrylate (HDODA) 및 polyester resin 등의 단량체들을 주요 성분으로 함유하고 있다. 레진의 광개시제로는 다양한 유형의 diphenyl (2,4,6-trimethylbenzoyl) phosphine oxide (TPO), bis (2,4,6-trimethylbenzoyl) phenyl phosphine oxide (BAPO), camphorquinone (CQ), 2-(dimethylamino)ethyl methacrylate (DMAEMA) 등이 사용되고 있다. 또한, 기계적 강도와 색조 등을 조절하기 위하여 세라믹 필러와 금속산화물 등이 함유된 경우도 있다.

폴리머 소재를 이용하는 3D 프린팅 방식으로는 FDM (Fused Deposition Modeling), DLP (Digital Light Processing), SLA (StereoLithography Apparatus), LOM (Laminated Object Manufacturing) 및 SLS (Selective Laser Sintering) 방식 등이 있다(7). 이 중에서 SLA 또는 DLP 방식이 3D 프린팅 임시치관 제작에 주로 사용되고 있다. DLP 방식은 자외선(UV)에 반응하는 아크릴이나 에폭시 계열의 광중합형 레진이 들어 있는 수조에 UV를 광조사하여 필요한 부분만 광중합시켜 조형물을 제작하는 방식으로 현재 보급화된 FDM 방식에 비해 적층 속도가 빠르고, 출력물의 품질도 양호하여 복잡하거나 섬세한 형상의 의료 기기 제작에 사용되고 있다. 또한, 출력된 조형물을 주형의 패턴(pattern)으로 사용할 수 있으며, 역전 공정(reverse process)으로

## 재료 및 방법

주형면에 제품의 표면 형상을 전사하여 간이형 플라스틱 주형이나 주조 주형을 제작하는 간접식 쾌속 툴링(indirect rapid tooling) 방식으로도 사용할 수 있다. SLA 방식과 유사한 DLP 방식은 광원으로 Digital Light Projector를 이용하는 것에서 차이가 있고, 면 단위로 조형하므로 비교적 빠른 조형 속도를 가지고 있으며, 세밀한 표면조도와 정밀도 있는 조형을 만들 수 있어 복잡한 형상의 치과용 보철물과 같은 소형 제품과 높은 정밀도를 요구하는 제품 제작에 사용되고 있다.

본 논문에서는 현재 치과임상에서 사용하고 있는 DLP 방식의 3D 프린터를 사용하여 다양한 레진 성분의 3D 프린팅 임시치관용 레진으로 ISO 10477:2018 (8)에 따라 시편을 제작하여 대표적인 물성을 평가하였다.

### 1. 연구 재료 및 장비

최근까지 식품의약품안전처에서 이미 인·허가를 취득한 3D 프린팅(임시)치관용 레진 4종(A, B, C 및 D)과 현재 제품 개발 중인 3D 프린팅 임시치관용 레진 4종(E, F, G 및 H)을 선택하여 시험하였다(Table 1). DLP 방식의 3D 프린터(G-Printer, Good3D, Korea)와 후경화처리 장치로 UV-light Cure Unit (Cure M, Sona Global, Korea)를 적용하였다(Figure 1). 다양한 성분의 레진으로 시편 제작시 3D 프린팅 공정에 적용한 조건은 Table 2에 정리하였다.

**Table 1.** 3D printing temporary crown and bridge resin tested in this study

Experimental group	Main components
A	Bis-EMA, UDMA, BAPO
B	Bis-EMA, TEGDMA, SiO <sub>2</sub> , BAPO
C	UDMA, PEGDA, MMA, BAPO
D	Bis-EMA, Bis-GMA, TGEDMA, TMPTMA, CQ, TPO
E	HEMA, PENTA, PUA, TEGDMA, BAPO
F	Bis-GMA, TPGDA, TPO
G	UDMA, HEMA, BAPO
H	Bis-EMA, UDMA, BAPO



(a)



(b)

**Figure 1.** (a) DLP type 3D Printer, (b) post-cure UV-light Cure Unit.

**Table 2.** 3D printing temporary crown and bridge resin tested in this study

Experimental group	3D Printer setting				Post-curing time
	Exposure time	Waiting time	Initial exposing extra time	Initial exposure layer	
A	6 sec	2 sec	10 sec	0.5 mm	15 min
B	4 sec	2 sec	10 sec	0.5 mm	15 min
C	12 sec	9 sec	7 sec	1.5 mm	15 min
D	8 sec	2 sec	22 sec	0.7 mm	15 min
E	5 sec	2 sec	4 sec	0.5 mm	15 min
F	7 sec	2 sec	4 sec	0.5 mm	15 min
G	5 sec	2 sec	10 sec	0.5 mm	15 min
H	6 sec	3 sec	17 sec	0.5 mm	15 min

## 2. 연구 방법

### 1) 수분 흡수도와 용해도

시편 준비와 시험방법은 ISO 10477:2018에 따라 실시하였다. 제조사에서 제시한 조건으로 DLP 3D 프린터를 이용하여 원판형(지름  $15 \pm 1$  mm, 두께  $1.1 \pm 0.1$  mm) 시편을 5개씩 프린팅한 다음, 충분하게 후경화 처리를 실시하여 시편을 준비하였다(Figure 1). 습윤 상태의 시편을  $1.0 \pm 0.1$  mm 두께가 되고, 표면 광택이 보이도록 산화알루미늄 현탁액으로 연마한 다음 시편의 직경을 서로 직각이 되도록 0.01 mm의 정확도로 2회 측정하여 평균 직경을 계산하였다. 시편의 두께를 중앙에서 그리고 주변부의 균등하게 떨어진 네 군데에서 0.01 mm의 정확도로 측정하여 시편의 부피(V)를  $\text{mm}^3$ 로 계산하였다.

시편을 건조기( $37 \pm 1$  °C)에서 22시간 건조시킨 후  $23 \pm 1$  °C로 유지된 두 번째 건조기에 2시간 보관한 다음 시편을 하나씩 꺼내어 0.1 mg의 정확도로 그 무게를 측정하여 최종 무게를 기록하였다( $m_1$ ). 각 시편을 20 mL의 증류수( $37 \pm 1$  °C)에 7일간 보관한 다음 각 시편을 따로 꺼내어 물로 씻고 육안으로 보이는 물기가 없을 때까지 제거한 후 각 시편을 15초간 공기 중에서 흔들어 건조시키고, 물에서 꺼낸 지 1분 후에 무게를 측정하였다( $m_2$ ). 각 시편을 다시 건조기에서 일정한 무게가 될 때까지 재처리하여 측정된 최종 무게를  $m_3$ 으로 기록하였고, 다음 식을 이용하여 5개 시편 각각의 흡수도( $\rho_{ws}$ )와 용해

도( $\rho_{sl}$ )를  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$  단위로 0.1  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ 까지 계산하였다:

$$\text{수분 흡수도 } \rho_{ws} = \frac{m_2 - m_3}{V}, \text{ 용해도 } \rho_{sl} = \frac{m_1 - m_3}{V}$$

### 2) 색 안정성

시편 준비와 시험방법은 ISO 10477:2018에 따라 실시하였다. DLP 3D 프린터를 이용하여 수분 흡수도 시편과 동일한 방법으로 원판형(지름  $15 \pm 1$  mm, 두께  $1.1 \pm 0.1$  mm) 시편을 9개씩 준비하였다. 첫 번째, 각 시편을 1개씩 어둡고 건조한 실온( $23 \pm 2$  °C)에서 7일간 보관하여 표준시편으로 하였다(시편-1). 두 번째, 각 시편을 1개씩  $37 \pm 1$  °C로 유지되는 오븐에 7일간 암실 상태로 보관하여 물 흡수 단독에 의한 시편의 변색여부를 평가하였다(시편-2). 세 번째로, 각 시편을 1개씩 증류수에 담겨  $37 \pm 2$  °C로 유지되는 오븐에서  $24 \pm 2$ 시간 보관한 다음 시편을 오븐에서 꺼내 각 시편의 절반을 알루미늄 또는 주석 호일로 덮어 빛을 차단하였다(시편-3a). 이 시편들을 수위가 시편 위로  $10 \pm 3$  mm이 되도록 순환수조 안에 위치시키고, 자외선 필터를 장착한 제논 램프로 24시간 빛에 노출시킨 후 호일을 제거하고(시편-3b), 시편을 다시  $37 \pm 2$  °C 오븐으로 옮겨 어둡고 건조한 상태에서 5일간 보관하였다(시편-3c). 이 시편들로 물 흡수와 제논 램프 빛 조사에 의한 색 변화 여부를 평가하였다. 색상 비교 방법에 따라 보통의 색 감지력이 있는 3명이 램프에

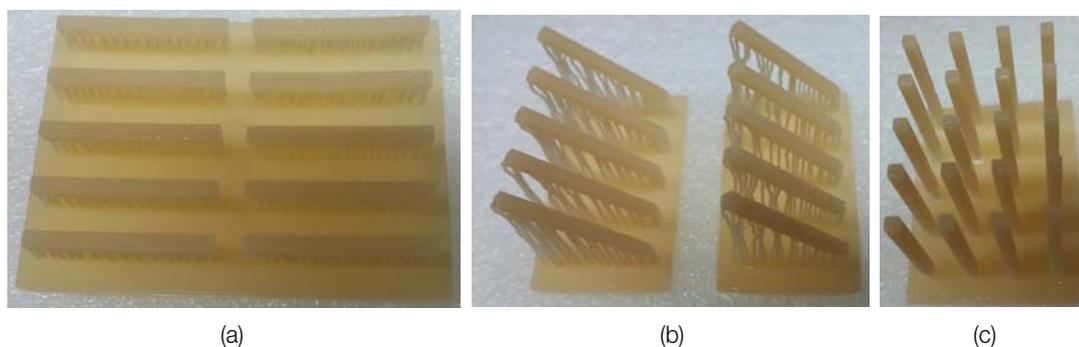
노출된 부분과 노출되지 않은 절반 부분을 비교하고 조사되지 않은 시료와의 색 차이도 평가하여 3명의 관찰자의 독립된 결과를 기록하고 관찰자 간에 불일치가 있을 때에는 다수 의견을 택하였다.

### 3) 굴곡강도

시편 준비와 시험방법은 ISO 10477:2018에 따라 실시하였다. 제조사에서 제시한 조건으로 DLP 3D 프린터를 이용하여 막대형(길이  $25 \pm 2$  mm, 두께  $2 \pm 0.1$  mm, 폭  $2 \pm 0.1$  mm) 시편을 5개씩 프린팅한 다음, 충분히 후경화 처리를 실시하여 시편을 제작하였다. 시편의 적층 방향에 따라 굴곡강도 차이를 평가하기 위하여 아랫면에  $0^\circ$ ,  $45^\circ$  및  $90^\circ$  등 3가지 적층 방향으로 시편을 제작하여 비교하였다(Figure 2). 젖은 상태의 시편을 표면 광택이 보일 때까지 연마지와 산화알루미늄 현탁액으로 연마하여 굴곡강도 측정 전까지 물( $37 \pm 1^\circ\text{C}$ )에 24시간 보관하였다.

시편의 폭(b)과 높이(h)를 0.01 mm의 정확도로 측정한다. 다음 만능시험기(Instron 4465, USA)에 3점 굴곡강도 측정 장치(span 길이,  $L=20$  mm)와 시편을 장착하고 1.0 mm/min의 하중속도로 시편이 파괴될 때까지 하중을 가하였다. 최대 하중(F)을 측정하여 아래 식으로 굴곡강도(MPa)를 계산하였다.

$$\text{Flexural strength} = \frac{3 \times F \times L}{2 \times b \times h^2}$$



**Figure 2.** Sample printed with different angle for flexural strength: (a) horizontal ( $0^\circ$ ), (b) angled ( $45^\circ$ ), (c) vertical ( $90^\circ$ ).

## 결 과

다양한 성분을 가지는 3D 프린팅 임시치관용 레진의 수분 흡수도와 수분 용해도 측정 결과는 Table 3과 같다. 수분 흡수도는 실험군에 따라 유의한 차이를 보였는데( $p < 0.05$ ), 실험군-B를 제외한 7 개 실험군 모두 ISO 10477에서 제시한 요구조건( $40 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ )을 만족하는 것으로 평가되었다. 실험군-A와 실험군-H는  $15 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  정도의 가장 낮은 흡수도를 보였으며, 실험군-B는  $53 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  정도의 가장 높은 흡수도를 보였다.

수분 용해도도 실험군에 따라 유의한 차이를 보였는데( $p < 0.05$ ), 실험군-D의 경우  $1.64 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ 의 가장 적은 용해도를 보였으며, 실험군-E가  $13.74 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ 의 가장 많은 용해도를 보였다. 실험군-C, E 및 F의 경우는 ISO 10477에서 제시한 요구조건( $7.5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  이하)을 만족하지 못하는 것으로 평가되었고, 나머지 5개 실험군만 만족시키는 것으로 측정되었다.

3명의 관찰자가 육안으로 평가한 3D 프린팅 임시치관용 레진의 색 안정성 측정 결과를 Table 4에 정리하였다. 실험군-C의 경우에서만 3명의 관찰자 모두 색 차이를 감지하지 못하여 색 안정성이 우수하였고, 실험군-B와 실험군-D의 경우에는 2명의 관찰자는 색 차이를 감지하지 못하였고, 한명의 관찰자가 색 차이를 감지하였다고 하였으나, ISO 10477의 판별기준에 따라 이 실험군에서는 색 변화가 없는 것으로 판정하였다. 반면, 실험군-A, E, F, G 및 H의 경우는 3명의 관찰자 모두가 색 차이를 감지하였다고 하였다(Figure 3).

**Table 3.** Water sorption and solubility of 3D printing temporary crown and bridge resin

Experimental group	Water sorption ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ )	Water solubility ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ )
A	15.92 $\pm$ 0.30 <sup>d</sup>	2.94 $\pm$ 0.36 <sup>h</sup>
B	53.35 $\pm$ 5.10 <sup>a</sup>	5.05 $\pm$ 1.13 <sup>f,g,h</sup>
C	33.18 $\pm$ 4.29 <sup>b</sup>	8.24 $\pm$ 2.35 <sup>f</sup>
D	27.81 $\pm$ 2.14 <sup>c</sup>	1.64 $\pm$ 1.01 <sup>h</sup>
E	28.38 $\pm$ 0.58 <sup>c</sup>	13.74 $\pm$ 4.60 <sup>e</sup>
F	28.42 $\pm$ 0.30 <sup>b,c</sup>	7.95 $\pm$ 0.25 <sup>f,g</sup>
G	25.56 $\pm$ 1.45 <sup>b,c</sup>	7.46 $\pm$ 0.34 <sup>f,g</sup>
H	15.06 $\pm$ 0.41 <sup>d</sup>	3.98 $\pm$ 2.02 <sup>g,h</sup>

note: means within columns with the same superscript letter were not different ( $p>0.05$ ).

**Table 4.** Color change of 3D printing temporary crown and bridge resin (○ = color difference, × = color no-difference)

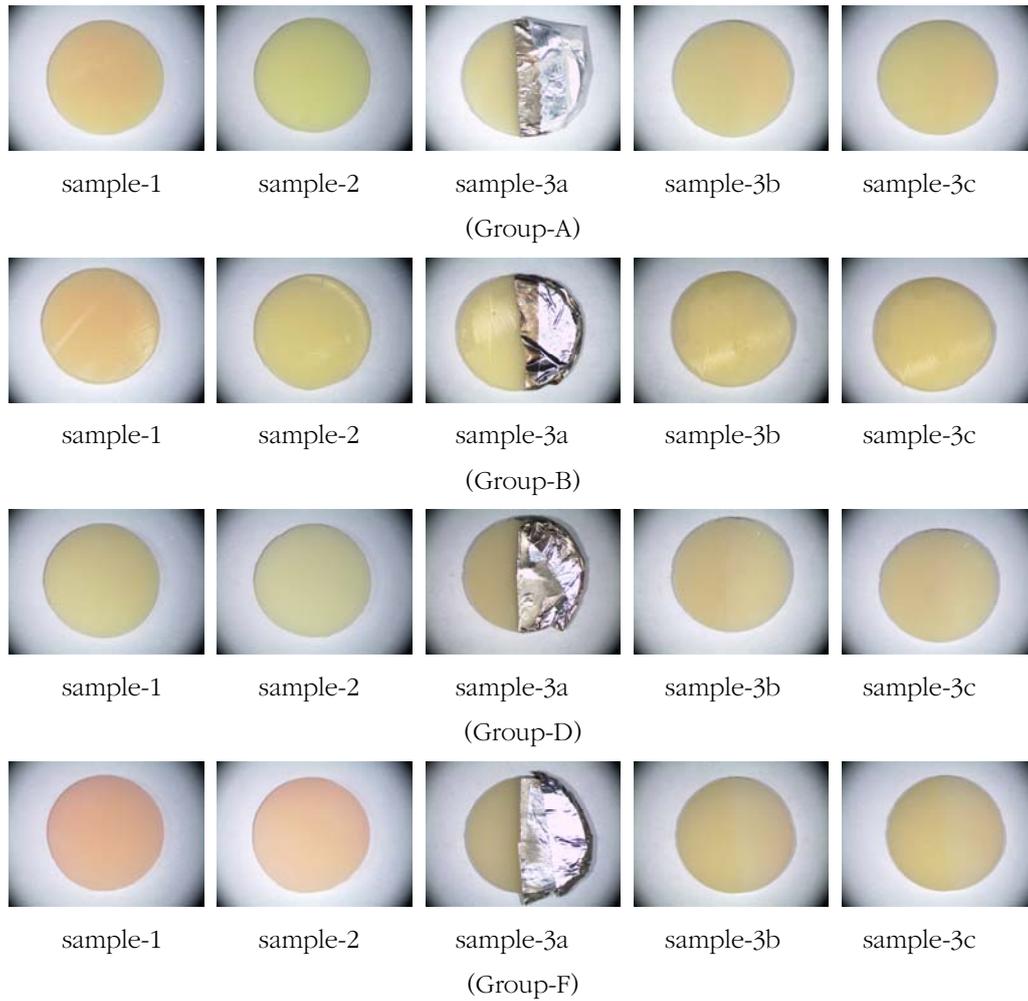
Experimental group	Color change			
	Observer-1	Observer-2	Observer-3	Final decision
A	○	○	○	○
B	×	×	○	×
C	×	×	×	×
D	×	×	○	×
E	○	○	○	○
F	○	○	○	○
G	○	○	○	○
H	○	○	○	○

다양한 적층방향으로 출력한 3D 프린팅 임시치관용 레진의 굴곡강도 측정값은 Table 5에 정리하였다. 시편의 굴곡강도는 실험군에 따라 유의한 차이를 보였으며, 동일한 실험군에서 적층 방향에 따라 유의한 차이를 보이는 경우도 관찰되었다( $p<0.05$ ).

실험군-A, B, C 및 H의 경우는 적층방향에 상관없이 모든 시편에서 100 MPa 이상의 높은 굴곡강도를 보였고, 실험군-G 경우에는 수평방향으로 적층한 시편을 제외한 다른 시편에서 100 MPa 이상의 높은 굴곡강도를 보였다. 실험군-G 경우에는 수평방향으로 적층한 시편을 제외한 다른 시편에

서 100 MPa 이상의 높은 굴곡강도를 보였다. 실험군-F의 경우에서도 적층 방향에 관계없이 60 MPa 이상의 굴곡강도를 보여 ISO 10477의 요구조건을 만족시키는 것으로 관찰되었다. 반면, 실험군-E의 경우 수평방향 또는 수직방향으로 적층한 시편에서 각각 38.26 MPa와 34.14 MPa의 낮은 굴곡강도가 관찰되었으며, 45°로 적층한 시편에서만 64.19 MPa로 ISO 10477의 요구조건(> 60 MPa)을 만족시킬 수 있었다.

실험군-A, C, F 및 H의 경우는 시편의 적층방향이 굴곡강도에 유의한 영향을 주지 못한 것으로 측정되었다( $p>0.05$ ). 실험군-A와 D의 경우에는 수평방향(0°)으로 적층 제작한



**Figure 3.** Results of color stability test.

**Table 5.** Flexural strength (MPa) of 3D printing temporary crown and bridge resin

Experimental group	Build direction		
	Horizontal (0°)	Angled (45°)	Vertical (90°)
A	129.34 ± 10.84 <sup>a,1</sup>	123.35 ± 8.63 <sup>c,1</sup>	133.26 ± 5.63 <sup>g,1</sup>
B	115.57 ± 3.88 <sup>a,b,2</sup>	103.01 ± 8.93 <sup>e,3</sup>	106.56 ± 5.04 <sup>h,2,3</sup>
C	114.59 ± 16.91 <sup>a,b,4</sup>	114.11 ± 19.99 <sup>e,4</sup>	119.94 ± 20.31 <sup>g,h,4</sup>
D	61.31 ± 5.44 <sup>c,7</sup>	59.52 ± 1.93 <sup>f,7,8</sup>	53.37 ± 4.47 <sup>i,j,8</sup>
E	38.26 ± 16.17 <sup>d,5,6</sup>	64.19 ± 19.21 <sup>f,5</sup>	34.14 ± 13.36 <sup>j,6</sup>
F	63.43 ± 6.68 <sup>c,9</sup>	64.75 ± 2.63 <sup>f,9</sup>	64.88 ± 2.42 <sup>i,9</sup>
G	97.38 ± 3.36 <sup>b,10</sup>	100.90 ± 3.13 <sup>e,10</sup>	123.21 ± 4.30 <sup>g,h,11</sup>
H	129.81 ± 5.21 <sup>a,12</sup>	122.65 ± 7.32 <sup>c,12</sup>	128.47 ± 5.56 <sup>g,12</sup>

note: means within columns with the same superscript letter were not different ( $p > 0.05$ ), means within rows with the same superscript number were not different ( $p > 0.05$ ).

시편이 유의하게 높은 굴곡강도를 보인 반면, 실험군-E는 45°로 적층한 시편이 유의하게 높은 굴곡강도를 보였고, 실험군-G는 수직방향(90°)으로 적층 제작한 시편이 유의하게 높은 굴곡강도를 보여 실험군에 따라 적층방향이 굴곡강도에 주는 영향은 상이하였다.

## 고 찰

현재까지 치과용 수복물과 보철물 제작에 적용하고 있는 전통적인 왁스-소환 주조법(lost-wax casting)은 대부분의 공정을 수작업에 의존해 왔다. 최근에는 CAD/CAM과 3D 프린팅 방식이 도입되어 정밀도가 우수한 치과용 수복물 제작이 가능하게 되었다. 3D 프린팅은 금형 없이 원형(prototype)을 제작할 수 있고, 형상의 변경과 수정을 쉽게 할 수 있으며, 불필요한 작업 공정을 생략하여 제작 시간과 비용을 크게 절감시킬 수 있는 장점이 있다. 3D 프린팅 기술은 3차원 디지털파일 생성의 소프트웨어, 프린팅 장비, 후처리 및 소재 등의 핵심 공정으로 구성되어 있다. 이 중에서 3D 프린팅 공정은 출력 가능한 데이터 파일을 적층하는 단계로 출력물의 크기, 정밀도, 강도 등의 물리적 특성과 제조시간 등을 개선시키기 위한 기술이 요구되고, 다양한 복합 물질의 소재도 출력이 가능한 기술이 요구되기도 한다. 후처리 공정은 표면의 불순물이나 서포터를 제거하는 과정, 광중합 방식에서는 후경화(2차 경화) 처리과정 및 필요시 코팅 또는 페인팅 등의 과정을 거쳐 완성된 결과물을 만드는 공정이다. 특히 소재 분야는 3D 프린팅 공정으로 사용되는 기술과 응용 분야에서 요구하는 제품 특성에 맞춰 개발하는 것으로 3D 프린팅 치과용 레진 개발 연구들이 활발하게 진행되고 있다. 최근에 소개되고 있는 3D 프린팅 치과용 레진의 대부분은 405 nm 파장의 LED 광으로 중합될 수 있거나, 368-388 nm 범위의 UV 광으로 중합될 수 있는 광중합형 레진 형태로 출시되고 있다.

UV-광중합형 레진에서 UV 광개시제로 주로 사용되고 있는 phosphine oxide계 광개시제는 monoacylphosphine oxide (MAPO, 또는 TPO)와 biacylphosphine oxide (BAPO)군으로 분류할 수 있는데(9, 10), MAPO계 광개시제로는 Lucirin TPO (BASF Aktiengesellschaft, Germany)가

있으며, BAPO [phenylbis (2,4,6-trimethylbenzoyl) phosphine oxide]계 광개시제로는 Irgacure 819 (Ciba Specialty Chemicals Co, NY, USA)가 있다(11, 12). 현재 제품으로 출시된 3D 프린팅 치과용 레진 일부에서는 Irgacure 819와 유사한 Omnirad 819 (IGM Resin BV, Netherlands) 등이 UV 광개시제로 사용되고 있다. TPO [diphenyl (2,4,6-trimethyl benzoyl)phosphine oxide]는 친수성 광개시제로 (13), 친수성 모노머에 적용할 경우 기존에 사용하던 CQ보다 중합정도를 향상시킬 수 있는 장점이 있다(10, 12, 14). MAPO의 경우 CQ로 경화한 치과용 레진 수복물과 비교하여 빠른 중합속도, 높은 중합정도 및 강도와 탄성계수 증가 효과 등이 관찰되었다고 한다(15, 16). BAPO는 광중합 후 레진의 황색조 잔류현상이 TPO보다는 크지만, CQ/amine을 사용한 경우 보다는 적다고 하였고(17), BAPO를 광개시제로 사용할 경우 경화속도가 빨라서 중합시간을 유의하게 단축시킬 수 있으며, 중합률이 높아서 두꺼운 시편도 중합할 수 있는 장점이 있다고 한다(18). 최근에는 phosphine oxide계 광개시제의 이러한 장점을 이용하기 위하여 CQ와 함께 혼합하여 치과용 광개시제로 사용하려는 연구 결과들이 보고되고 있다(19, 20).

본 연구에서 평가한 3D 프린팅 임시치관용 레진의 경우, 6종의 레진이 광개시제로 BAPO를 사용하였고, 2종의 레진만 TPO 또는 TPO+CQ를 사용한 것으로 분석되었는데, 빠른 광 경화속도를 보이는 BAPO 적용이 우세한 것으로 보였다. 특히, BAPO를 적용한 5종의 실험군에서 100 MPa 이상의 높은 굴곡강도를 보인 것도 유의할 만한 결과로 생각한다. 반면 TPO를 적용한 실험군-D와 F의 경우 60 MPa 정도의 굴곡강도를 보인 것과 비교하면 광개시제가 물성에 유의한 영향을 줄 수 있는 것으로 보인다.

3D 프린팅 치과용 레진의 선도업체인 NextDent(The Netherlands)에서는 FDA 승인을 획득한 최초의 3D 프린팅 치과용 레진(NextDent C&B MFH)을 출시하였으며, 최근에는 Denture 3D+, Surgical Guide, Try-In, Crown & Bridge MFH, Ortho Clear, Ortho IBT, Ortho Rigid, Model 2.0, Model Ortho, Tray, Gingiva Mask 및 Cast 등 치과 임상에서 다양하게 적용할 수 있는 3D 프린팅용 레진을 소개하고 있다. Prodways Tech (France)에서는 치과 보철 및 교정 모델용 레진, 서지컬 가이드용 레진 및 임시치관용 레진

등 3D 프린터에 적용할 수 있는 PLASTCure Cast 200, 300 HD, PLASTCure Model 100, 300, 310, 320, PLASTCure Clear 200 등 다양한 3D 프린팅용 레진을 2018년에 상용제품으로 출시하고 있다. DETAX (Germany)에서는 치의학 분야에 다양하게 적용할 수 있는 Freeprint Cast, Model, Model T, Orthod, Splint, Temp (temporary crowns & bridges), Tray 등 다양한 광중합형 3D 프린팅용 레진을 상용제품으로 출시하고 있다. 국내에서는 덴티스, 디오 임플란트, 디맥스, 베리콤, 그래피, 헵시바 및 명문덴탈 등 다수의 제조업체에서 3D 프린팅 치과용 광중합형 레진을 개발하여 제품으로 출시하였거나, 현재 출시 준비 중에 있다. 각 제조업체에서 개발을 완료하였거나 개발 중인 3D 프린팅용 광중합형 레진의 구성 성분, 광개시제의 유형과 함량, 필러 등의 화학 성분들이 자세하게 공개되지는 않았지만 각 제조업체에 따라 차이가 있는 것으로 보이며, 각 레진의 냄새, 점주도 등의 특성에도 차이가 있는 것으로 보였다.

본 연구에서 평가한 3D 프린팅 임시치관용 레진의 경우 주요 레진의 성분에서 차이를 보였는데, Bis-GMA (Bis-EMA) 또는 UDMA 등과 같이 현재 치과 수복용 레진에서 주요 성분으로 사용되고 있는 레진을 함유하는 경우가 7종이었으며, 단 1종(실험군-E)에서만 그 외의 레진을 주요 성분으로 사용한 것으로 조사되었다. 임시치관용 레진의 점주도, 광개시제 종류와 함량 및 광경화에 요구되는 출력조건 등의 차이에 따른 광경화반응 차이가 물성에 영향을 줄 수도 있다는 점도 고려하여야 하지만, 실험군-E로 제작한 시편의 경우 굴곡강도는 가장 낮게 관찰된 것이 주요 레진 구성성분 차이에 의한 것으로 추정할 수도 있다. 또한, 수분 흡수도의 경우 실험군-B에서 가장 높은 값을 보였는데, 다른 실험군과 달리 필러로 SiO<sub>2</sub>를 함유한 것과 관련이 있을 수 있다. 실레인 처리한 필러 표면 또는 레진 기질과의 계면에서 수분 흡수를 유도할 수 있는 가능성을 배제할 수 없기 때문으로 보인다. 반면, 실험군-A와 H의 경우는 희석용 레진으로 사용되는 TEGDMA를 함유하지 않고 Bis-EMA와 UDMA로만 구성되어 그만큼 수분 흡수도 가장 낮게 관찰된 것으로 생각할 수 있다. 수분 용해도의 경우 레진의 중합정도에 크게 영향을 받았을 것으로 보이는데, 실험군-E의 경우 기존 치과 수복용 레진에서 많이 사용되지 않던 PENTA와 PUA 등의 사용과 낮은 중합정도에 의한

것으로 추정된다. CQ+TPO를 광개시제로 사용한 실험군-D의 가장 낮은 수분용해도도 주목할만한 결과로 보인다. 굴곡강도 측정값은 적용한 레진에 의해 60 MPa 정도의 중간값을 보였지만, 우수한 중합정도로 수분 용해도는 최소값을 보인 것으로 보였다. 색안정성 평가의 경우 이미 식품의약품안전처에서 허가받은 실험군 3종에서만 ISO 10477 기준을 만족시켰을 뿐 5종의 실험군에서는 유의한 색변화가 관찰되었는데, 이 경우 중합정도에 의한 문제인지, 전반적인 성분에 의한 문제인지 확인할 수 있는 추가 연구가 필요하다.

Louvier 등 (2017)은 3D 프린팅으로 제작한 의료기기가 미숙련 외과 의사들의 진료 보조를 위한 도구가 아니라, 숙련된 의사의 요구에 의해 맞춤 제작되어 진료 효과를 증대시키기 위한 것이라고 하였다(21). 따라서 CAD/CAM과 3D 프린팅과 같은 최신 방식을 임상에 적용하는 경우에도 모든 치료과정을 정확히 이해하고 적용법 등도 숙련된 상태에서 사용하는 것은 매우 중요하다. Revilla-León과 Özcan (2018)은 폴리머 소재로 다양한 치과용 의료기기를 3D 프린팅할 수 있는 방식을 정리하였고(22), Bilgin 등 (2016), Stansbury와 Idacavage (2016), Barazanchi 등 (2017)은 최근 치과용으로 사용되고 있는 3D 프린팅용 폴리머, 세라믹 및 금속 소재에 관한 논문에서 폴리머 소재의 경우 PMMA, acrylonitrile butadiene styrene (ABS), polylactic acid (PLA), light (UV light/laser)-cured resins 등이 사용되고 있다고 하였다(23-25). Konta 등 (2017)은 의료용으로 적용되는 3D 프린팅 방식과 폴리머 소재들을 정리하였다(26). Molinero-Mourell 등 (2017)은 3D 프린팅으로 임시수복물 제작에 사용할 수 있는 polylactic acid에 관한 연구 결과를 발표하였고(27), Zhu 등 (2018)은 bisphenol-A (BPA)를 포함하지 않는 3D 프린팅용 폴리카보네이트 개발에 관한 연구 결과를 발표하였다(28). 3D 프린팅으로 제작한 치과용 보철물의 임상 적용이 증가되면서 많은 연구자들이 3D 프린팅으로 제작한 보철물, 기존의 주조법 등과 같은 재래식 방법으로 제작한 보철물 및 CAD/CAM으로 제작한 보철물 등 제작 방법에 따른 물성 차이를 상호 비교한 연구 결과들을 보고한 바 있다(29-31). Braian 등 (2016)과 Davda 등 (2017)은 3D 프린팅으로 제작한 레진 보철물의 accuracy와 precision을 ISO 12836:2012 (Dentistry - Digitizing devices for CAD/CAM systems for indirect dental restorations)에 따라 평가하여 3D 프린팅의

정밀도와 재현성 등을 시험하였다(32, 33). Alharbi 등 (2016), Alharbi 등 (2017), Osman 등 (2017)은 SLA 또는 DLP 등의 프린팅 방식으로 치과 보철물을 제작하는 경우 프린팅 공정 변수인 build orientation, build angle, slice thickness 및 support structure generation 등이 최종 보철물의 물성(강도, 정밀도 등)에 영향을 줄 수 있다고 하였다(34-36).

본 연구에서도 적층 방향에 따른 굴곡강도 차이를 평가하였는데, 8종의 실험군 중 4종의 실험군에서는 굴곡강도가 적층방향에 유의한 영향을 받지 않은 것으로 측정되었지만 ( $p < 0.05$ ), 나머지 4종의 실험군에서는 적층 방향에 따라 영향을 받는 것으로 측정되었다. 그러나 어느 특정한 적층 방향에서 높은 굴곡강도를 보인 것이 아니라, 실험군-B와 D의 경우는 수평방향( $0^\circ$ )으로 적층한 경우 높았고, 실험군-E의 경우는  $45^\circ$  방향으로 적층한 경우 높은 굴곡강도를 보였으며, 실험군-G의 경우는 수직방향( $90^\circ$ )으로 적층한 경우가 유의하게 높은 굴곡강도를 보였다. 본 연구에서 적층방향이 출력한 제품에 영향을 주는 요소로 사용한 레진의 점주도와 중합정도가 중요한 역할을 하는 것으로 보였다.

국내·외 3D 프린팅 레진 제조업체에서는 각 제조사들이 자체 개발한 3D 프린팅 레진을 제조사들이 제시하는 특정 3D 프린터로 출력하여야 출력한 제품의 품질을 보증할 수 있다고 제한하고 있는데, 3D 프린팅 레진의 광활성화 조건을 유사하게 조절할 수 있는 경우에는 특정 3D 프린터뿐 아니라 광활성화 조건을 만족시킬 수 있는 유사 3D 프린터에서도 문제없이 출력할 수 있을 것으로 보인다. 3D 프린터 장비의 경우 제조사에 따라 광원의 종류(파장) 및 광원의 세기(광량)의 차이로 출력한 제품들의 물리적 특성과 정밀도 등이 영향을 받을 수 있고, 3D 프린터 장비의 적층 조건에 따라서도 최종 제품의 물성에 차이가 있을 수 있다. 그러나 상이한 3D 프린터 장비일지라도 출력 조건을 조절하여 방출되는 광에너지 총량을 유사하게 유도하고, 필요한 경우 충분한 후 경화 처리로 적절하게 중합을 완료할 수 있도록 보완할 수 있는 경우에는 특정 3D 프린터 장비만 사용하도록 제한할 필요는 없을 것으로 보인다. 이러한 경우 제조사에서 추천한 3D 프린터로 출력한 시편의 물성과 본 연구에서 측정된 물성값을 비교할 수 있는 추가 연구가 필요할 것으로 보인다.

## 결론

현재 치과임상에서 사용하고 있는 DLP 방식의 3D 프린터로 다양한 성분의 3D 프린팅 임시치관용 레진으로 ISO 10477:2018에 따라 시편을 제작하여 물성을 평가한 결과는 다음과 같았다. 각 3D 프린팅 임시치관용 레진 제조사들은 제조사에서 추천한 3D 프린터를 사용해야 한다고 하지만, 각 레진에 맞는 출력조건을 탐색하여 3D 프린팅하고 충분히 후경화 처리하면 적절한 시편을 제작할 수 있었다. 수분 흡수도의 경우 실험군-E에서만 ISO 10477 기준을 초과하는 결과가 관찰되었고, 수분 용해도의 경우는 실험군-C, E 및 F에서 기준값 이상의 용해도가 관찰되었는데 다른 요인도 있겠지만 아마 불충분한 중합도에 의한 것으로도 추정할 수 있다. 또한 색 안정성의 경우에서도 레진 제품의 불완성도 문제도 고려할 수 있지만, 전반적인 부족한 중합정도 문제도 중요하게 고려되어야 할 것으로 보였다. 굴곡강도의 경우 레진의 성분 등에 크게 영향을 받는 것으로 보여 임상에 적용할 제품 선택 시 구성 성분을 충분히 검토할 필요가 있을 것으로 보인다. 또한 제조사에서 추천한 3D 프린터로 출력한 시편의 물성과 본 연구에서 측정된 물성 값을 비교할 수 있는 추가 연구가 필요할 것으로 보인다.

## 사사

This research was supported by a grant (17172MFD S361) from Ministry of Food and Drug Safety in 2018.

## 참고문헌

1. Lee EJ, Kang JK, Kim KN. Physical and Mechanical Properties of Light-Cured Resin Temporary Restorative Materials. *Kor J Dent Mater.* 2012;39(3):225-33
2. Tjan AH, Castelnovo J, Shiotsu G. Marginal fidelity of crowns fabricated from six proprietary provisional materials. *J Prosthet Dent.* 1997;77:482-5.

3. Michalakis K, Pissiotis A, Hirayama H, Kang K, Kafantaris N. Comparison of temperature increase in the pulp chamber during the polymerization of materials used for the direct fabrication of provisional restorations. *J Prosthet Dent.* 2006;96:418-23.
4. Burgess JO, Havemann CW. Evaluation of resins for provisional restorations. *Am J Dent.* 1992;5:137-9.
5. Boberick KG, Bachstein TK. Use of a flexible cast for the in direct fabrication of provisional restoration. *J Prosthet Dent.* 1999;82:90-3.
6. Diaz-Arnold AM, Dunne JT, Jones AH. Microhardness of provisional fixed prosthodontics materials. *J Prosthet Dent.* 1999;82:525-8.
7. Stampfl J, Liska R. New materials for rapid prototyping applications. *Macromol Chem Phys.* 2005;206:1253-6.
8. ISO 10477:2018 Dentistry-Polymer-based crown and veneering materials, Geneva, 2018.
9. Salgado VE, Albuquerque PPAC, Cavalcante LM, Pfeifer CS, Moraes RR, Schneider LFJ. Influence of photoinitiator system and nanofiller size on the optical properties and cure efficiency of model composites. *Dent Mater.* 2014;30:e264-71.
10. Ikemura K, Endo T. A review of the development of radical photopolymerization initiators used for designing light-curing dental adhesives and resin composites. *Dent Mater J.* 2010;29:481-501.
11. Decker C, Zahouily K, Decker D, Nguyen T, Viet T. Performance analysis of acylphosphine oxides in photoinitiated polymerization. *Polymer.* 2001;42:7551-60.
12. Cadenario M, Antonioli F, Codan B, Agee K, Tay FR, Dorigo Ede S, Pashley DH, Breschi L. Influence of different initiators on the degree of conversion of experimental adhesive blends in relation to their hydrophilicity and solvent content. *Dent Mater.* 2010;26:288-94.
13. Pawar AA, Saada G, Cooperstein I, Larush L, Jackman JA, Tabaei SR, Cho N J, Magdassi S. High-performance 3D printing of hydrogels by water-dispersible photoinitiator nanoparticles. *Sci Adv.* 2016;2:e1501381.
14. Miletic V, Santini A. Micro-Raman spectroscopic analysis of the degree of conversion of composite resins containing different initiators cured by polywave or monowave LED units. *J Dent.* 2012;40:106-13.
15. Palin WM, Hadis MA, Leprince JP, Leloup GL, Boland L, Fleming GJP, Krastl G, Watts DC. Reduced polymerization stress of MAPO-containing resin composite with increased curing speed, degree of conversion and mechanical properties. *Dent Mater.* 2014;30:507-16.
16. Pongprueksa P, Miletic V, Janssens H, Van Landuyt KL, De Munck J, Godderis L, Van Meerbeek B. Degree of conversion and monomer elution of CQ/amine and TPO adhesives. *Dent Mater.* 2014;30:695-701.
17. Bertolo MVL, Moraes RCM, Pfeifer C, Salgado VE, Correr ARC, Schneider LF. Influence of photoinitiator system on physical-chemical properties of experimental self-adhesive composites. *Braz Dent J.* 2017;28:35-9.
18. Endruweit A, Johnson MS, Long AC. Curing of composite components by ultraviolet radiation: A review. *Polymer Composites.* 2006;27:119-28.
19. Schneider LF, Cavalcante LM, Prahl SA, Pfeifer CS, Ferracane JL. Curing efficiency of dental resin composites formulated with camphorquinone or trimethylbenzoyldiphenyl phosphine oxide. *Dent Mater.* 2012;28:392-7.
20. Vaidyanathan TK, Vaidyanathan J, Lizymol PP, Ariya S, Krishnan KV. Study of visible light activated polymerization in BisGMA-TEGDMA monomers with Type 1 and Type 2 photoinitiators using Raman spectroscopy. *Dent Mater.* 2017;33:1-11.
21. Louvrier A, Marty P, Barrabé A, Euvrard E, Chatelain B, Weber E, Meyer C. How useful is 3D printing in maxillofacial surgery?. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg.*

- 2017;118:206-12.
22. Revilla-León M, Özcan M. Additive manufacturing technologies used for processing polymers: Current status and potential application in prosthetic dentistry. *J Prosthodont.* 2019;28:146-58.
  23. Bilgin MS, Baytaroglu EN, Erdem A, Dilber E. A review of computer-aided design/ computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication. *Eur J Dent.* 2016;10:286-91.
  24. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dent Mater.* 2016;32:54-64.
  25. Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN. Additive technology: update on current materials and applications in dentistry. *J Prosthodont.* 2017;26:156-63.
  26. Konta AA, García-Piña M, Serrano DR. Personalised 3D printed medicines: which techniques and polymers are more successful? *Bioengineering (Basel).* 2017;4:79.
  27. Molinero-Mourelle P, Canals S, Gómez-Polo M, Solá-Ruiz MF, Del Río Highsmith J, Viñuela AC. Polylactic acid as a material for three-dimensional printing of provisional restorations. *Int J Prosthodont.* 2018;31:349-50.
  28. Zhu W, Pyo SH, Wang P, You S, Yu C, Alido J, Liu J, Leong Y, Chen S. Three-dimensional printing of bisphenol A-free polycarbonates. *ACS Appl Mater Interfaces.* 2018;10:5331-9.
  29. Digholkar S, Madhav VN, Palaskar J. Evaluation of the flexural strength and microhardness of provisional crown and bridge materials fabricated by different methods. *J Indian Prosthodont Soc.* 2016;16:328-34.
  30. Bae EJ, Jeong ID, Kim WC, Kim JH. A comparative study of additive and subtractive manufacturing for dental restorations. *J Prosthet Dent.* 2017;118:187-93.
  31. Tahayeri A, Morgan M, Fugolin AP, Bompolaki D, Athirasala A, Pfeifer CS, Ferracane JL, Bertassoni LE. 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dent Mater.* 2018;34:192-200.
  32. Braian M, Jimbo R, Wennerberg A. Production tolerance of additive manufactured polymeric objects for clinical applications. *Dent Mater.* 2016;32:853-61.
  33. Davda K, Osnes C, Dillon S, Wu J, Hyde P, Keeling A. An investigation into the trueness and precision of copy denture templates produced by rapid prototyping and conventional means. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2017;25:186-92.
  34. Alharbi N, Osman RB, Wismeijer D. Factors influencing the dimensional accuracy of 3D-printed full-coverage dental restorations using stereolithography technology. *Int J Prosthodont.* 2016;29:503-10.
  35. Alharbi N, Wismeijer D, Osman RB. Additive manufacturing techniques in prosthodontics: Where do we currently stand? A critical review. *Int J Prosthodont.* 2017;30:474-84.
  36. Osman RB, Alharbi N, Wismeijer D. Build angle: Does it influence the accuracy of 3D-printed dental restorations using digital light-processing technology? *Int J Prosthodont.* 2017;30:182-8.

## 다양한 조성의 3D 프린팅 임시치관용 레진의 물성 비교

박서진<sup>1</sup>, 이한아<sup>1</sup>, 이상혁<sup>1</sup>, 석수황<sup>1</sup>, 임범순<sup>1,\*</sup>, 권재성<sup>2</sup>, 김광만<sup>2</sup>

<sup>1</sup>서울대학교 치의학대학원 치과생체재료과학교실

<sup>2</sup>연세대학교 치과대학 치과생체재료공학교실 및 치과생체재료공학연구소

기준에 사용 중인 치관용 레진은 ISO 10477에 따른 물성 평가와 ISO 10993에 따른 생체적합성 평가를 실시하여 적합한 제품만 임상에 사용하고 있는데, 치관의 제작 방식이 다른 3D 프린팅 임시치관용 레진을 위한 국제규격은 아직 제시되지 않고 있다. 또한, 최근 다양한 3D 프린팅 임시치관용 레진이 국내에서 제조되거나 국외에서 수입되어 치과 임상에서 적용되고 있는데, 그 제품들을 평가한 연구는 매우 적은 상황이다. 본 논문에서는 식품의약품안전처 허가를 이미 받았거나 또는 국내 제조업체에서 개발 중인 3D 프린팅 임시치관용 레진 제품들의 물성을 국제규격인 ISO 10477:2018에 따라 평가하여 비교하고자 하였다. 3D 프린팅 임시치관용 레진 8종을 대상으로 ISO 10477에 따라 시편을 제작하여 수분 흡수도와 용해도, 색 안정성 및 굴곡강도 등을 평가하여 구성 성분이 주는 영향을 분석하였다.

각 3D 프린팅 임시치관용 레진 제조사들은 제조사에서 추천한 3D 프린터를 사용해야 한다고 하지만, 각 레진에 맞는 출력조건으로 3D 프린팅한 다음 충분히 후경화 처리하여 적절한 시편을 제작하였다. 수분 흡수도의 경우 실험군-B에서만 ISO 10477 요구조건( $< 40 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ )을 만족시키지 못하였고, 수분 용해도의 경우는 실험군-C, E 및 F에서 기준값( $7.5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) 이상의 용해도가 관찰되었다. 색 안정성의 경우에는 실험군-A, E, F, G 및 H 등 5종의 레진에서 색 차이가 감지되었다. 굴곡강도의 경우에는 실험군-D와 E에서 적층방향에 따라 ISO 10477 요구조건( $> 60 \text{MPa}$ )을 만족시키지 못한 시편이 관찰되었다.

굴곡강도의 경우 레진의 성분 등에 크게 영향을 받는 것으로 보여 임상에 적용할 제품 선택 시 구성 성분을 충분히 검토할 필요가 있을 것으로 보이며, 수분 흡수도와 용해도 및 색 안정성 등의 경우는 다른 요인도 있겠지만 아마 불충분한 중합도에 의한 것으로도 추정할 수 있다. 따라서 제조사에서 추천한 3D 프린터로 출력한 시편의 물성과 본 연구에서 출력한 시편의 물성을 비교하는 추가 연구가 필요할 것으로 보인다.

**색인 단어 :** 3D 프린팅 임시치관용 레진, ISO 10477, 레진 구성 성분, 굴곡강도, 물성