

# Methyl Methacrylate로 표면 처리된 실리카 분말이 3D 프린팅된 임시치아의 굴곡강도에 미치는 영향

김남우 · 송기창<sup>†</sup>

건양대학교 의료신소재학과  
35365 대전광역시 서구 관저동로 158  
(2025년 10월 14일 접수, 2025년 11월 17일 수정본 접수, 2025년 11월 29일 채택)

## Effect of Silica Powders Surface-Treated with Methyl Methacrylate on the Flexible Strength of 3D-Printed Temporary Crown

Nam Woo Kim and Ki Chang Song<sup>†</sup>

Department of Biomedical Materials, Konyang University, 158 Gwanjeodong-ro, Seo-gu, Daejeon, 35365, Korea  
(Received 14 October 2025; Received in revised form 17 November 2025; Accepted 29 November 2025)

### 요 약

본 연구에서는 methyl methacrylate (MMA)로 표면처리된 실리카 분말을 이용하여 임시치아용 레진을 제조하고, 이를 LCD 타입의 3D 프린터로 임시치아를 출력하여 실리카 분말이 굴곡강도 및 출력 정확도 등의 임시치아의 주요 물성에 미치는 영향을 조사하였다. 임시치아용 레진 제조 시 아크릴 올리고머와 아크릴 모노머로 urethane dimethacrylate (UDMA)와 trimethylolpropane trimethacrylate (TMPTMA)를 각각 사용하였으며, 광개시제로서 phenylbis(2,4,6-trimethylbenzoyl)phosphine oxide (BAPO)를 사용하였다. 또한 MMA로 표면 처리된 실리카 분말은 각각 1  $\mu\text{m}$ 와 3  $\mu\text{m}$  크기의 입자를 사용하였다. MMA로 표면 처리된 실리카 분말이 첨가되지 않은 임시치아용 레진은 점도 358.3 cP, 굴곡강도 118.6 MPa, 출력 정확도  $\pm 25 \mu\text{m}$ 의 물성을 보였으나, 1  $\mu\text{m}$ 의 실리카 분말이 첨가된 임시치아용 레진은 점도 598.9 cP, 굴곡강도 191.2 MPa, 출력 정확도  $\pm 30 \mu\text{m}$ 의 물성을 보여 굴곡강도가 크게 향상되었다.

**Abstract** – In this study, a temporary crown resin was fabricated using silica powder surface-treated with methyl methacrylate (MMA), and temporary crown was printed using a LCD-type 3D printer to investigate the effects of the silica powder on the physical properties of the temporary crown, such as flexural strength and printing accuracy. For the fabrication of the temporary crown resin, urethane dimethacrylate (UDMA) was used as an acrylic oligomer, and trimethylolpropane trimethacrylate (TMPTMA) was used as an acrylic monomer. Also, phenylbis(2,4,6-trimethylbenzoyl) phosphine oxide (BAPO) was used as the photoinitiator. MMA-treated silica powders with particle sizes of 1  $\mu\text{m}$  and 3  $\mu\text{m}$  were used. The temporary crown resin prepared without MMA-treated silica powder exhibited a viscosity of 358.3 cP, a flexural strength of 118.6 MPa, and a printing accuracy of  $\pm 25 \mu\text{m}$ . In contrast, the resin containing 1  $\mu\text{m}$  MMA-treated silica powder showed a viscosity of 598.9 cP, a flexural strength of 191.2 MPa, and a printing accuracy of  $\pm 30 \mu\text{m}$ , showing a significant improvement in flexural strength.

Key words: 3D printing, Temporary crown resin, Silica powder, Urethane dimethacrylate, Trimethylolpropane trimethacrylate, Flexural strength

### 1. 서 론

임시치아는 보철물 제작을 위해 삭제된 치아를 다양한 물리적 및 화학적 자극으로부터 보호하고, 인접 치아와의 접촉 관계를 유지하

며, 대합치아와 교합기능 유지, 심미성 회복 등을 위해 최종 보철물이 장착될 때까지 임시로 사용되는 치아를 의미한다[1]. 특히 치아 전치부의 경우, 발음과 심미적인 이유로 최종 보철물이 장착될 때까지 임시치아를 장착하여 형태와 기능을 유지하도록 해야 한다[1]. 위와 같은 기능을 수행하기 위해서 임시치아용 레진 재료는 심미적이어야 하고, 2차 우식의 원인이 될 수 있는 마모와 파절을 방지하기 위해 마모 저항성을 가져야 하며, 더불어 구강 내에서 강한 교합력에도 견딜만한 굴곡강도가 요구된다[2,3].

현재 임상에서 임시치아 제작에 사용되고 있는 아크릴 레진은 성분에

<sup>†</sup>To whom correspondence should be addressed.

E-mail: songkc@konyang.ac.kr

This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

따라 polymethylmethacrylate (Jet, Lang Dental, USA), polyethylmethacrylate (Snap, Parkell Biomaterials, USA), polyvinylethyl methacrylate (Trim, Harry Bosworth, USA), bis-acrylate composite resin (Prottemp II, 3M ESPE, Germany) 및 visible light-polymerized urethane dimethacrylate (Revotec LC, GC, Japan) 등이 있다[4]. 위의 임시치아용 레진들은 분말과 액상의 형태로 공급되며 이를 혼합하여 모양을 형성한 후, 구강 내에서 중합한다. 그러나 중합 시 열이 발생되고, 변형이 크며 중합 시간이 길다는 단점을 갖는다. 반면 액상 단독 타입의 레진들은 비교적 짧은 중합 시간 및 열이 발생되지 않는 장점을 갖고 있으나, 높은 물 흡수도로 인해 기질 강도가 약해지므로 물리적 및 화학적 물성이 떨어진다고 보고되고 있다[5]. 현재 다양한 치과용 심미 소재들이 지속적으로 개발되어 소개되고 있으며, CAD/CAM과 3D 프린팅 등과 같은 새로운 제작 방법이 도입됨에 따라 심미성 보철물과 수복물의 수요가 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 임시 수복용 보철물을 제작하는 경우가 크게 증가되고 있다[6].

치과용 3D 프린터는 크게 stereo lithography apparatus (SLA), digital light processing (DLP)과 liquid crystal display (LCD) 타입으로 구분된다[7]. SLA 타입의 3D 프린터는 광경화성 액상 수지에 자외선 레이저를 조사하여 광중합하고 적층하는 방식으로 축이 위, 아래로 움직이며 점 단위(point)로 적층을 하면서 경화가 되는 방식으로, 출력물이 비교적 정밀하고 표면 조도가 부드럽게 출력되는 장점이 있다[7]. 반면 DLP 방식의 3D 프린터는 SLA 방식과 같이 액상의 수지에 자외선 레이저를 조사하지만, 점 단위로 경화시키는 방식이 아닌 층(layer) 단위로 한 번에 조사하여 적층하기 때문에 한 번에 다수의 출력물을 제작할 수 있어 제작 시간을 단축시킬 수 있다는 장점이 있다[8]. 한편 LCD 3D 프린터는 자외선 레이저를 조사하는 SLA나 DLP 방식과는 달리 digital micro mirror (DMM) 또는 liquid crystal display (LCD)를 이용하여 광 이미지를 재료에 조사함으로써 한 층 단위로 적층하는 방식이다[9]. 이 방식은 한 번에 한 층 전체를 경화시키므로 출력 속도가 빠르다는 장점이 있으며, 복잡한 형상을 효율적으로 제작할 수 있다. 그러나 SLA 방식이나 DLP 방식에 비해 적층 해상도와 세부 정밀도는 다소 낮은 편이며, 특히 계단 현상이나 미세 표면 거칠기가 발생할 수 있는 단점이 있다[9]. 그러나 LCD 3D 프린터는 생산성과 효율성 측면에서 SLA 방식이나 DLP 방식에 비해 주목할 만한 장점을 가지며 복잡한 형상의 보철물이나 임시 수복물을 빠른 시간 내에 제작할 수 있다는 장점이 있다[10]. 또한 한 층 단위로 적층되기 때문에 제작 과정이 비교적 단순하며, SLA나 DLP 방식과 비교해 장비 비용이 낮고 유지 관리가 용이하므로, LCD 3D 프린터는 임상 실무에서 단시간 제작, 비용 효율성, 대량 생산 가능성을 동시에 갖춘 장비로 활용되고 있다[10].

임시치아의 주요 물성 중의 하나인 굴곡강도는 재료가 부러지지 않고 휘어질 수 있는 최대의 힘을 나타내는 값으로, 임시치아의 기계적 강도를 평가하는 중요한 지표 중 하나이다[11]. 임시치아는 최종 보철물이 장착될 때까지 치아를 보호하고 기능을 유지해야 하므로, 적절한 강도가 필요하다. 굴곡강도가 낮으면 임시치아가 파절되거나 미세 균열이 발생할 수 있으며, 이는 임시치아의 수명을 단

축시키고 추후 영구치 수복 과정에 영향을 줄 수 있다. 3D 프린팅에 의해 임시치아를 제작 시 레진의 조성 및 제작 조건에 따라 임시치아의 굴곡강도가 달라질 수 있다. 그러나 현재까지 LCD 3D 프린터로 제작한 임시치아용 레진 조성 및 3D 프린팅 제작 조건이 임시치아의 굴곡강도에 미치는 영향에 관한 연구는 부족한 상황이다.

현재 치과용 3D 프린팅 레진의 대부분은 아크릴 올리고머와 아크릴 모노머 그리고 광개시제를 사용하여 제조하고 있다. 그러나 유기화합물만으로 이루어진 고분자 레진은 기계적 특성 중 특히 굴곡강도가 최종 보철물 치아로 대체하기에 낮으므로 일부 연구에서는 무기 금속산화물인 실리카 분말을 레진 중에 분산시켜 3D 프린팅 레진의 굴곡강도를 높이는 방안을 사용하고 있다[2,3]. 본 연구에서는 이전 연구들에서[2,3] 실리카 분말들을 레진과 물리적으로 단순 혼합하는 방식으로는 굴곡강도 향상에 한도가 있으므로 이전 연구들과는 달리 실리카 입자 표면에 methyl methacrylate (MMA)로 표면처리된 분말을 사용하여 MMA의 아크릴 작용기와 레진 중의 아크릴 화합물과의 광중합 반응을 야기시켜 실리카 분말과 레진 사이의 화학적 결합을 강화시킴에 의해 굴곡강도를 더욱 향상시키고자 하였다.

본 연구에서는 아크릴 올리고머인 urethane dimethacrylate (UDMA)와 아크릴 모노머인 trimethylolpropane trimethacrylate (TMPTMA)를 혼합한 후 methyl methacrylate (MMA)로 표면처리된  $\mu\text{m}$  크기의 실리카 분말을 첨가하여 임시치아용 레진을 제조하였다. 또한 이를 이용해 LCD 방식의 3D 프린터로 임시치아를 출력 시 임시치아용 레진의 조성 및 3D 프린팅 제작 조건이 임시치아의 주요 물성인 굴곡강도에 미치는 영향을 조사하였다.

## 2. 실험

### 2-1. 시약 및 재료

본 실험에서는 광중합형 임시치아용 레진을 제조하기 위해 아크릴 올리고머로 urethane dimethacrylate (UDMA, 99.5%, Biospell), 아크릴 모노머로 trimethylolpropane trimethacrylate (TMPTMA, 99.5%, Biospell)를 사용하였고, 광개시제로 phenylbis(2,4,6-trimethylbenzoyl) phosphine oxide (BAPO, 99%, Biospell)를 사용하였다. 또한 methyl methacrylate (MMA)로 표면처리된 실리카 분말 (MSiO, 99%, Admatechs)은 1  $\mu\text{m}$ 와 3  $\mu\text{m}$  크기의 입자를 사용하였다. 본 연구에서 사용된 시약들은 정제과정 없이 그대로 사용하였으며, 사용된 시약들의 화학구조식을 Fig. 1을 통해 나타내었다.

### 2-2. 임시치아용 레진 제조

임시치아용 레진을 제조하기 위해 아크릴 올리고머(UDMA)와 아크릴 모노머(TMPTMA)를 각각 다양한 비율로 칭량하여 반응기에서 30 min 동안 교반한 후 광개시제(BAPO) 2 wt%를 첨가하여 2 hr 동안 교반하여 투명한 아크릴 레진을 제조하였다. 이후 위의 아크릴 레진에 MMA로 표면처리된 1  $\mu\text{m}$ 와 3  $\mu\text{m}$  크기의 입자 20 wt%를 각각 첨가하여 6 hr 동안 상온에서 교반기(IKA20RW, Germany)를 사용해 350 RPM 조건에서 교반함에 의해 임시치아용 레진을 제조하였다. 이 과정 중 임시치아용 레진의 제조공정도와 조성을 각각 Fig. 2와 Table 1로 나타내었다. 제조된 임시치아용 레진을 FT-IR (FT/IR-4X, JASCO, Japan)을 사용해 광중합 전과 후의 조성을 비교해 광중합 반응의 진행 여부를 조사하였다. 임시치아용 레진 제



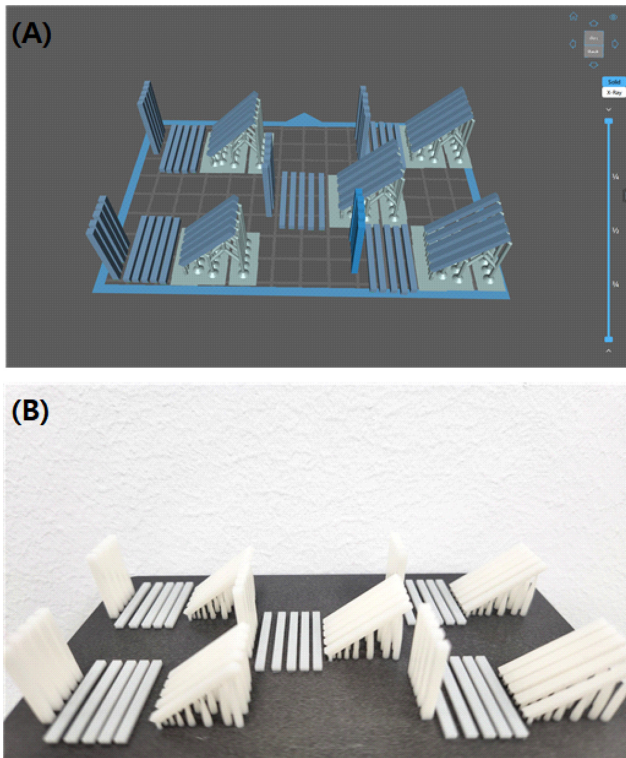


Fig. 3. Photographs of (A) 3D design file and (B) actual 3D printed outputs.

- F : 최대 하중(N)
- l : 지지대 사이의 거리(mm)
- b : 시편의 폭(mm)
- h : 시편의 높이(mm)

또한 시편의 적층 방향에 따른 굴곡강도 차이를 평가하기 위하여 45°, 90° 180°의 다양한 적층 방향으로 시편을 제작하였다. 이를 위해 Fig. 3에 시편의 디자인 파일(A)과 실제 출력물 사진(B)을 각각 나타내었다.

임시치아용 레진의 출력물이 실제 임시치아로 사용되려면 출력 정확도가 중요하다[13]. 디자인 파일과 실제 3D 프린팅되어 출력된 임시치아 사이의 3차원 정확도 분석을 위하여 임시치아 출력물의 3차원 스캔(3D Scanner E4, 3Shape, Denmark)을 분석하고, GOM Inspect 소프트웨어를 사용하여 임시치아용 출력물의 정확도 여부를 평가하였다. 모든 출력된 시편의 후경화 처리를 진행하기 위하여 UV 경화기(ARUM UV curing, Korea)를 사용하여 50 °C에서 10 min 동안 후경화를 진행하였다.

### 2-6. 통계 분석

모든 레진의 굴곡강도와 점도에 대한 통계분석은 일원배치 분산 분석(IBM SPSS Statistics 25.0, IBM Co., NY, USA)과 Turkey's test로 사후 검정하였다. 통계적 유의 수준은 0.05로 설정하였다.

## 3. 결과 및 토론

### 3-1. 임시치아용 레진의 물성

본 연구에서 사용한 올리고머인 UDMA와 모노머인 TMPTMA로

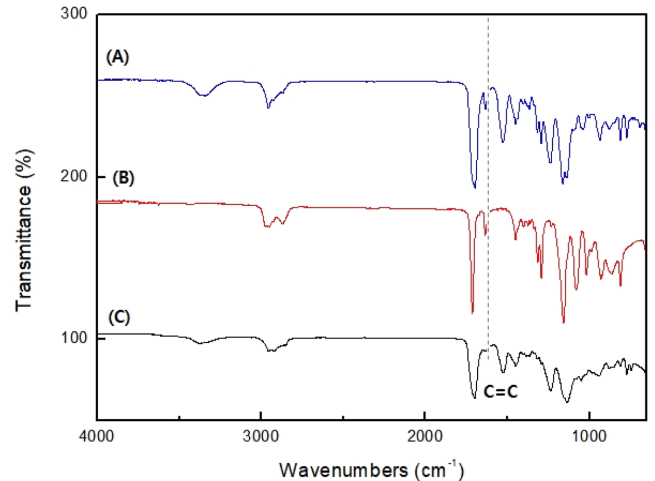


Fig. 4. FT-IR spectra of (A) UDMA oligomer, (B) TMPTMA monomer, and (C) temporary crown UV-cured after 3D printing.

구성된 임시치아용 레진의 3D 프린팅 후 UV 경화에 의한 아크릴 작용기들의 광경화 거동을 확인하기 위한 FT-IR 분석 결과를 Fig. 4로 나타내었다. Fig. 4(A)의 UDMA 올리고머와 Fig. 4(B)의 TMPTMA 모노머의 1,637  $\text{cm}^{-1}$ 에서 발견되는 아크릴 작용기인 C=C 이중 결합이[14], Fig. 4(C)의 3D 프린팅 후 UV 경화된 시편에서는 강도가 크게 감소되어 아크릴 작용기끼리의 중합이 성공적으로 진행되었음을 알 수 있었다. 이는 광개시제(BAPO)를 통해 라디칼이 형성되면서 아크릴 C=C 이중 결합 사이의 중합반응이 성공적으로 이루어졌음을 의미한다[14]. 이를 통해 UDMA와 TMPTMA를 사용하여 제조된 임시치아용 레진이 치아 수복물로 사용하기에 적합하다고 판단된다.

Fig. 5는 임시치아용 레진 제조에 사용한 MMA로 표면 처리된 실리카 분말의 크기를 측정하기 위해 SEM을 이용하여 10,000배로 확대하여 입자 크기를 측정한 결과이다. 1  $\mu\text{m}$  크기와 3  $\mu\text{m}$  크기의 입자는 각각 평균 0.8  $\mu\text{m}$ , 2.5  $\mu\text{m}$ 의 평균 크기를 나타내고 있다.

Fig. 6(A)는 아크릴 올리고머(UDMA)와 아크릴 모노머(TMPTMA)의 첨가량을 달리하여 제조된 임시치아용 레진의 점도를 나타낸 그림이며, 아크릴 올리고머인 UDMA의 첨가량이 증가할수록 레진의 점도는 U60T23 (Table 1)의 345.1 cP에서 U75T23 (Table 1)의 370.1 cP로 약간 증가하였다. 한편 Fig. 6(B)는 MMA로 표면개질된 실리카 분말의 크기가 임시치아용 레진의 점도에 미치는 영향을 나타낸 그림으로 실리카 분말이 첨가되지 않은 레진(U65T23, Table 1)의 평균 점도는 358.3 cP였으나 MMA로 표면개질된 1  $\mu\text{m}$  크기의 입자가 첨가된 레진(U65T23M1, Table 1)은 598.9 cP의 점도를 나타내었으며, MMA로 표면개질된 3  $\mu\text{m}$  크기의 입자가 첨가된 레진(U65T23M2, Table 1)은 600.1 cP의 점도를 나타내었다. 이로부터 MMA로 표면 개질된 입자가 첨가된 레진은 첨가되지 않은 레진에 비해 약 1.7배의 높은 점도를 나타내었으나, 실리카 분말의 크기 차이는 레진의 점도에 큰 영향을 주지 않음을 알 수 있었다. LCD 방식의 3D 프린팅 출력에 이상적인 점도는 100~500 cP가 적합하지만, 산업용 혹은 치과용 특수 소재는 600~1,000 cP 수준도 허용되고 있으므로[15], 본 실험에서 제조된 임시치아용 레진의 점도는 모두 치과용 3D 프린팅 소재로 사용되기에 적합하다고 판단된다.

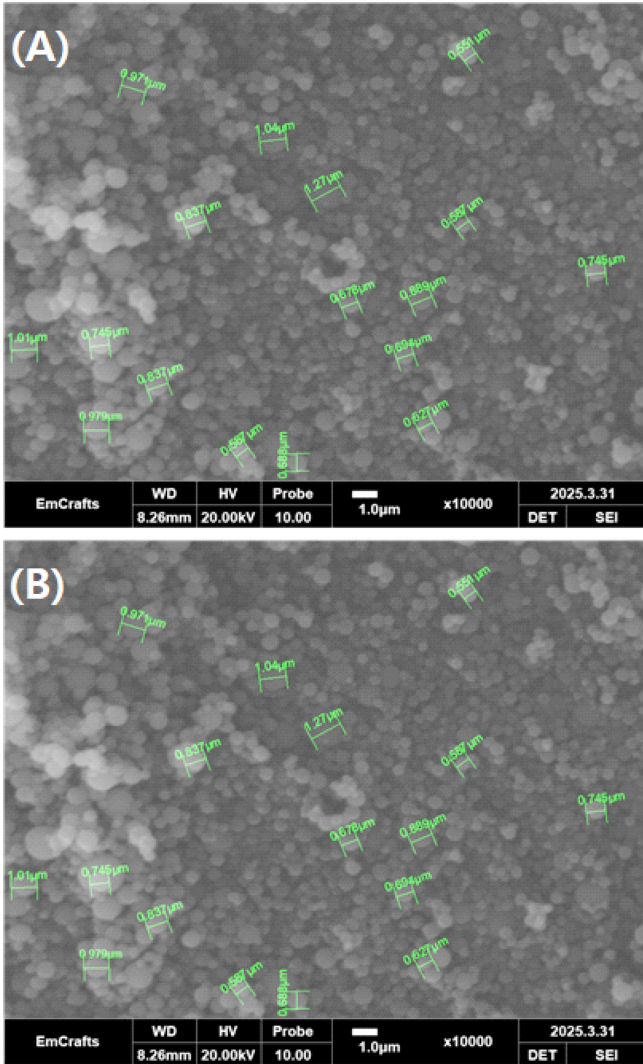


Fig. 5. SEM images of silica powders of various sizes surface-treated with MMA. (A) 1 μm and (B) 3 μm.

3-2. 3D 프린팅된 임시치아의 굴곡강도와 출력 정확도

치과 보철물 및 임시 수복물은 구강 내 복합적인 하중(교합력, 비정상적 하중, 열 및 화학적 환경)에 지속적으로 노출된다. 특히 치아 전치부 및 구치부의 굽힘 모멘트는 국부적인 응력집중을 발생시키므로 임시치아의 굴곡강도는 파절과 변형을 억제하는 핵심적인 기계적 특성이다[16]. Fig. 7은 ISO 10477:2020 규격에 의해 LCD 3D 프린터를 사용하여, 적층 두께 50 μm 조건에서 180°의 적층 방향으로 시편을 출력한 후 굴곡강도를 측정된 결과이다. 실리카 분말이 첨가되지 않은 레진(Table 1의 U65T23)을 사용한 출력물은 118.6 MPa의 평균 굴곡강도를 보였다. 그러나 MMA로 표면개질된 1 μm 크기의 실리카 분말이 첨가된 레진(Table 1의 U65T23M1)과 MMA로 표면개질된 3 μm 크기의 실리카 분말이 첨가된 레진(Table 1의 U65T23M2)을 사용한 출력물들은 각각 191.2 MPa, 183.1 MPa의 평균 굴곡강도를 보여 실리카 분말이 첨가되지 않은 레진 보다 우수한 굴곡강도를 보였다. 이는 실리카 분말이 첨가되지 않은 레진은 낮은 파절 저항성 때문에 쉽게 파손될 수 있는데, MMA로 표면개질된 실리카 분말을 첨가하면 실리카 분말 표면의 아크릴 그룹이 임시치아용 레진 중의 아크릴 올리고머(UDMA) 및

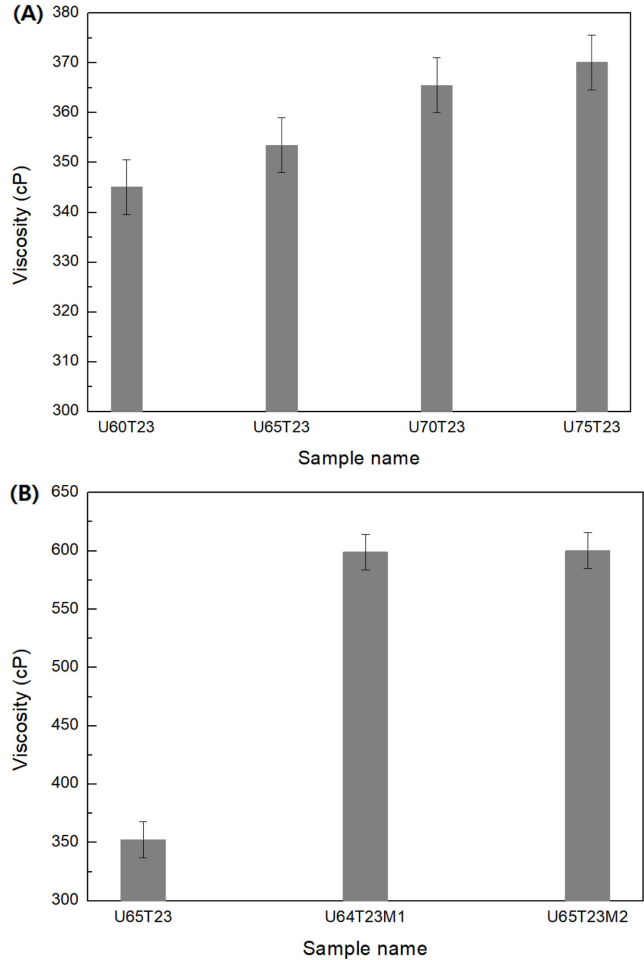


Fig. 6. Viscosity of temporary crown resins prepared with (A) various compositions of UDMA and MPTMA and (B) various sizes of silica powders surface-modified with MMA.

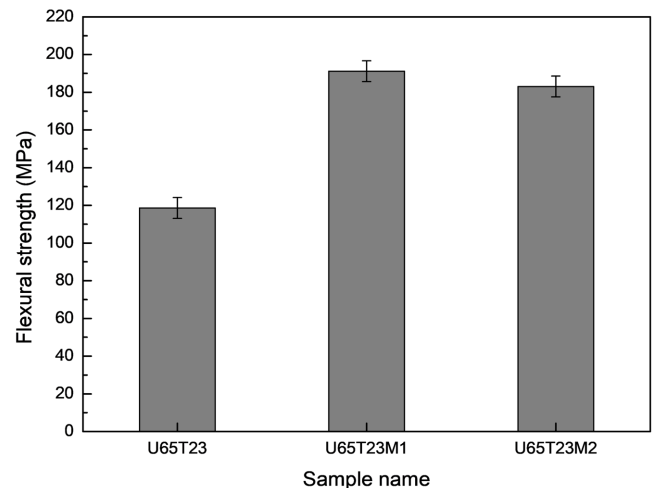


Fig. 7. Flexural strength of 3D printed specimens using silica powders of various sizes surface-treated with MMA.

아크릴 모노머(TMPTMA)와의 광중합 반응이 일어나 실리카 분말과 레진 사이의 화학적 결합이 강화되므로 굴곡강도가 높아졌다고 판단된다[2]. 현재 치과용 3D 프린팅 임시치아용 레진으로 사용되고 있는 제품들의 ISO 10477 시편 규격으로 측정된 굴곡강도는 90

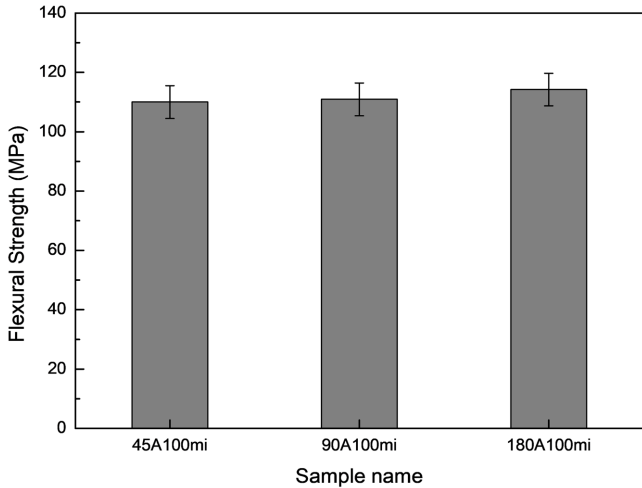


Fig. 8. Flexural strength of 3D printed specimens at various angles with a thickness of 100 μm.

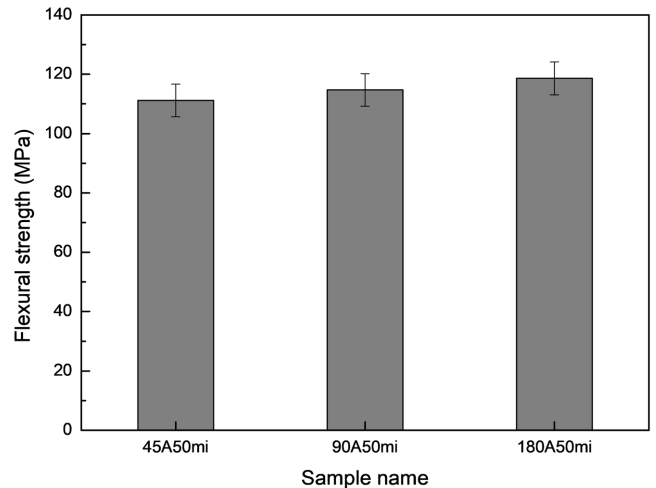


Fig. 9. Flexural strength of 3D printed specimens at various angles with a thickness of 50 μm.

~110 MPa로 측정되며[17], 이 레진들은 대한민국 식품의약품안전처의 3D 프린팅 임시치관용 레진 허가 및 심사 가이드라인에서 요구하는 굴곡강도 50 MPa 이상 기준에는[12] 모두 적합하나 본 연구에서 보고되고 있는 190 MPa 이상의 높은 굴곡강도를 갖는 임시치아용 레진은 본 연구가 유일하다고 판단된다.

3D 프린터로 출력물을 출력할 때 적층 방향(출력각도)과 적층 두께(슬라이서 두께)는 출력물의 굴곡강도와 굴곡탄성률 등 기계적 물성에 영향을 미친다고 기존의 연구에서 보고되고 있다[17]. 따라서 본 연구에서는 LCD 3D 프린터로 출력시 출력물의 적층 방향에 따른 굴곡강도 변화를 비교하기 위하여 45° (angled), 90° (vertical), 180° (horizontal)의 다양한 적층 방향으로 출력물을 제작하였다. 또한 슬라이서 두께를 50 μm와 100 μm로 변화시켜 적층 두께가 출력물의 굴곡강도에 미치는 영향을 살펴보았다. 슬라이서 두께가 적은 경우에는 얇은 층이 적층되므로 프린팅 시간은 증가되나 표면 조도와 치수 정밀도가 좋아져 굴곡강도가 향상된다고 판단된다. 반면 슬라이서 두께가 큰 경우에는 두꺼운 층이 적층되므로 제작 속도는 빠르지만, 층간 접착 불량, 계단 현상 및 기계적 약화가 발생할 수 있다고 예측된다.

Fig. 8은 MMA로 표면처리된 실리카 분말이 첨가되지 않은 임시치아용 레진(Table 1의 U65T23)을 LCD 3D 프린터를 사용하여 슬라이서 두께 100 μm의 조건으로 적층 시 적층 방향에 따른 출력물의 굴곡강도를 측정한 결과이다. 45°로 적층한 시편(45A100mi)은 110.0 MPa, 90°의 수직 방향으로 적층한 시편(90A100mi)은 110.9 MPa, 또한 180°의 수평 방향으로 적층한 시편(180A100mi)은 114.2 MPa의 수치를 보여 180°의 수평 방향으로 출력한 시편의 굴곡강도가 가장 높았다.

Fig. 9는 MMA로 표면처리된 실리카 분말이 첨가되지 않은 임시치아용 레진(Table 1의 U65T23)을 LCD 3D 프린터를 사용하여 슬라이서 두께 50 μm 조건으로 적층 시 시편의 적층 방향에 따른 출력물의 굴곡강도를 나타낸 결과이다. 45°로 적층한 시편(45A50mi)은 111.2 MPa, 90°의 수직 방향으로 적층한 시편(90A50mi)은 114.7 MPa, 또한 180°의 수평 방향으로 적층한 시편(180A50mi)은 118.6 MPa의 굴곡강도를 보여 슬라이서 두께 50 μm에서도 180°의 수평 방향으로 출력 시의 출력물의 굴곡강도가 가장 높아 적층 방향이

출력물의 굴곡강도에 영향을 미침을 알 수 있었다. 또한 슬라이스 두께가 50 μm인 경우가 슬라이스 두께가 100 μm인 경우 보다 굴곡강도가 더 높게 측정되었으며, 이는 위에서 언급하였듯이 50 μm인 경우의 치수 정밀도가 100 μm인 경우 보다 더 우수하기 때문으로 판단되며, 적층 두께도 출력물의 굴곡강도에 영향을 미침을 알 수 있었다.

임시치아용 레진의 출력물이 실제 임시치아로 사용되려면 CAD 기술로 디자인된 형태를 3D 프린터로 정밀하게 재현할 수 있는 출력 정확도가 중요하다[18]. Fig. 10은 임시치아로 사용되는 브릿지 시편을 3D 프린팅한 출력물과 디자인 파일과의 3차원 분석을 통해 출력물의 정확도를 분석한 결과이다. Fig. 10(A)는 실리카 분말이 첨가되지 않고 출력된 임시치아 브릿지 스캔 결과이며, 교합면(occlusal line)과 내면(inside)의 출력 정확도가 각각 20 μm, 30 μm임을 알 수 있어 ±25 μm의 평균 정확도를 보였다. 또한 Fig. 10(B)는 1 μm 크기의 실리카 분말이 첨가된 레진을 사용한 출력물의 브릿지 스캔 결과로 교합면과 내면의 출력 정확도가 각각 30 μm, 30 μm이므로 ±30 μm의 평균 정확도를 보였다. 한편 Fig. 10(C)는 3 μm 크기의 실리카 분말이 첨가된 레진을 사용한 출력물의 브릿지 스캔 결과로 교합면과 내면의 출력 정확도가 각각 20 μm, 10 μm이므로 ±15 μm의 평균 정확도를 보였다. 일반적으로 치과용 3D 프린터로 제작된 임시치아의 출력 정확도는 ±120 μm 이하가 요구되므로[19], 본 연구를 통해 개발된 임시치아용 레진은 임상에서 임시치아용 레진으로 사용하기에 적합한 수준의 출력 정확도를 나타낸다고 판단된다.

#### 4. 결 론

본 연구에서는 MMA로 표면 처리된 μm 크기의 실리카 분말을 아크릴 모노머(TMPTMA), 아크릴 올리고머(UDMA) 및 광개시제(BAPO)로 제조된 임시치아용 레진에 첨가하여 레진의 점도를 측정하고, 이를 LCD 방식의 3D 프린터를 사용해 출력하여 광경화 후의 시편의 굴곡강도 및 출력 정확도에 미치는 영향을 분석하여 다음과 같은 결론을 도출할 수 있었다.

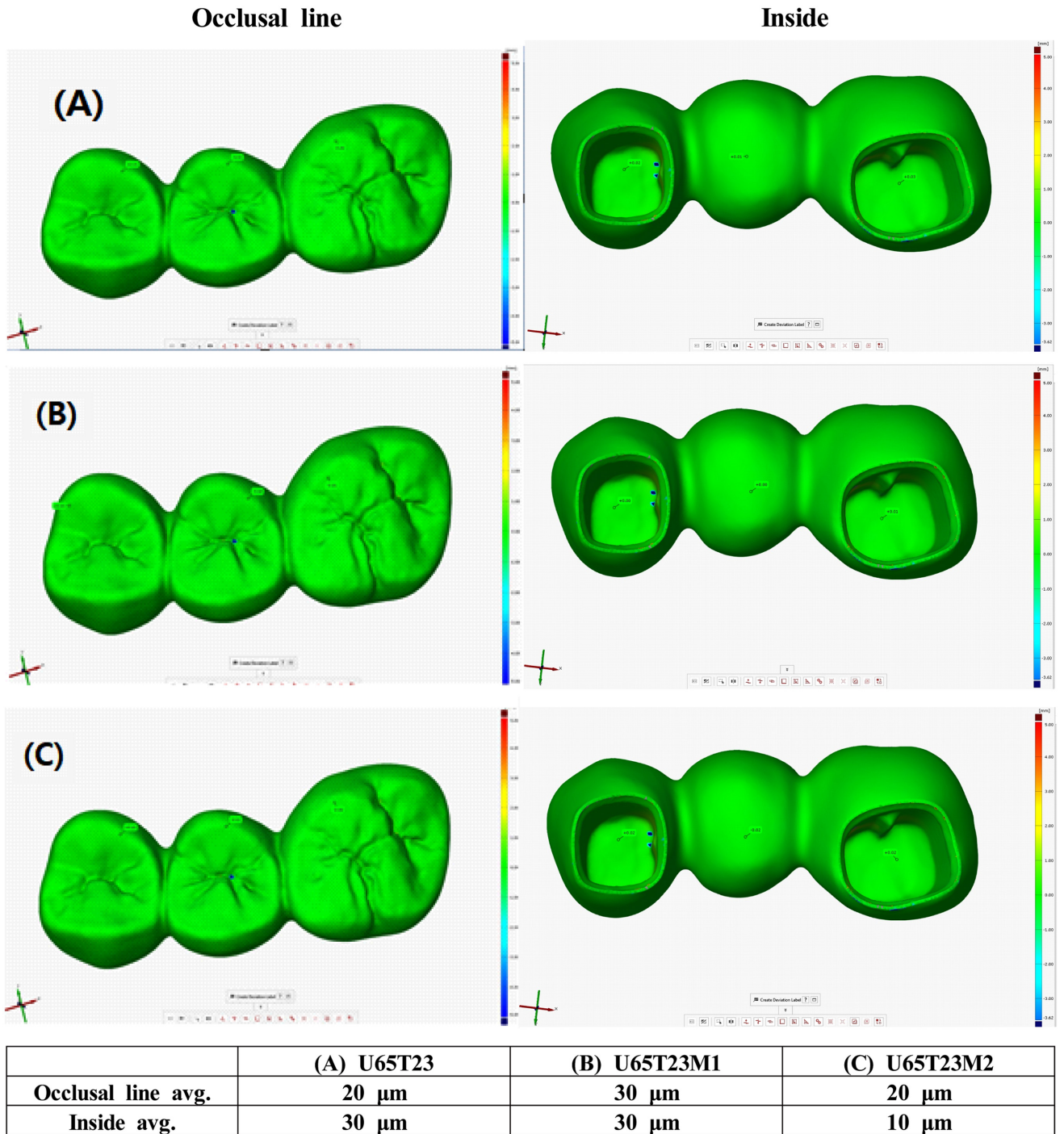


Fig. 10. The results of printing accuracy of the temporary crowns prepared (A) without silica powder surface-modified with MMA, (B) with 1 μm-sized silica powder surface-treated with MMA, and (C) with 3 μm-sized silica powder surface-treated with MMA.

(1) 실리카 분말이 첨가되지 않은 레진의 점도는 358.3 cP, MMA로 표면개질된 1 μm 크기의 실리카 분말이 첨가된 레진의 점도는 598.9 cP, MMA로 표면개질된 3 μm 크기의 실리카 분말이 첨가된 레진은 600.1 cP의 점도를 나타내, MMA로 표면개질된 분말이 첨가된 레진은 첨가되지 않은 레진에 비해 약 1.7배의 높은 점도를 나타내었으나, 실리카 분말의 크기는 레진의 점도에 큰 영향을 주지 않았다.

(2) MMA로 표면개질된 실리카 분말이 포함되지 않은 출력물은

118.6 MPa의 굴곡강도를 나타낸 반면, MMA로 표면개질된 1 μm와 3 μm 크기의 실리카 분말이 첨가된 레진을 사용한 출력물은 각각 191.2 MPa, 183.1 MPa의 굴곡강도를 보여 실리카 분말이 첨가되지 않은 레진 보다 우수한 굴곡강도를 보였다. 이는 실리카 분말이 첨가되지 않은 레진은 낮은 파절 저항성 때문에 쉽게 파손되는 반면, MMA로 표면개질된 실리카 분말을 첨가하면 실리카 분말 표면의 아크릴 그룹이 임시치아용 레진 중의 아크릴 올리고머(UDMA)와 아크릴 모노머(TMPTMA)와의 광중합 반응이 일어나 실리카 분말과

레진 사이의 화학적 결합이 강화되므로 굴곡강도가 높아졌다고 판단된다.

(3) LCD 3D 프린터로 출력물을 출력할 때 45°, 90°의 방향으로 적층한 시편 보다 180°의 수평 방향으로 적층한 시편의 굴곡강도가 더 우수하였다. 또한 슬라이스 두께가 50 µm인 경우가 슬라이스 두께가 100 µm인 출력물 보다 굴곡강도가 더 높게 측정되었다. 이로부터 적층 방향과 적층 두께가 출력물의 굴곡강도에 영향을 미칠 수 있었다.

(4) 실리카 분말이 첨가되지 않은 임시치아용 레진은 ±25 µm의 평균 출력 정확도를 보였으며, 또한 1 µm와 3 µm 크기의 실리카 분말이 첨가된 임시치아용 레진은 각각 ±30 µm, ±15 µm의 평균 정확도를 보여 임상적으로 임시치아용 레진으로 사용하기에 적합한 수준의 출력 정확도를 나타내었다.

(5) 결론적으로 MMA로 처리된 실리카 분말을 함유한 임시치아용 레진은 굴곡강도 및 3D 프린팅 적합성(점도, 출력 정확도) 측면에서 모두 우수한 특성을 나타내어, 치과용 3D 프린팅 임시치아용 레진으로의 사용이 가능함을 알 수 있었다.

## References

1. Tian, Y., Chen, C., Xu, X., Wang, J., Hou, X., Li, K., Lu, X. Shi, H. Y., Lee, E. S. and Jang, H. B., "A Review of 3D Printing in Dentistry: Technologies, Affecting Factors, and Applications," *Scanning*, 9950131(2021).
2. Hata, K., Ikeda, H., Nagamatsu, Y., Masaki, C., Hosokawa, R. and Shimizu, H., "Dental Poly(methyl methacrylate)-Based Resin Containing a Nanoporous Silica Filler," *J. Funct. Biomater.*, **13**, 32(2022).
3. Nulty, A. and Freeman, S., "A Literature Review of Current 3D Printing Materials in Dentistry. International Dentistry – African Edition," **12**(2), 6-15(2022).
4. Shen, C., Oh, W. S. and Williams, J. R., "Effect of Silica Filler Content on Mechanical Properties of Dental Composites," *Journal of Dentistry*, **74**, 53-60(2018).
5. Park, S. M., Lee, J. H. and Jeong, S. H., "Effects of Post-Processing Techniques on Mechanical Properties of 3D-Printed Dental Resins," *Dental Materials Journal*, **39**(4), 665-672(2020).
6. Kim, H. J., Lee, S. Y. and Kim, J. H., "Influence of Cleaning Protocols on the Surface Roughness and Mechanical Properties of 3D-Printed Dental Resins," *Journal of Prosthodontic Research*, **66**(3), 350-359(2022).
7. Ahn, J., Heo, J. and Choi, J., "A Study on the Wear Resistance of Provisional Restorative Resins According to Manufacturing Method," *Journal of Korean Academy of Prosthodontics*, **57**(2), 110-117(2019).
8. Kim, M. S., Kim, W. G. and 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).
9. Cho, K., Lee, Y., Jang, H., Ha, Y. and Lee, S. H., "Development of High-Performance, Low-Cost 3D Printer Using LCD and UV-LED," *Journal of the Korean Society for Precision Engineering*, **32**(10), 917-923(2015).
10. Roohani, I., Entezari, A. and Zreiqat, H., "Liquid Crystal Display Technique (LCD) for High Resolution 3D Printing of Triply Periodic Minimal Surface Lattices Bioceramics," *Additive Manufacturing*, **74**, 103720(2023).
11. Kim, H. B. and Choi, J. W., "Evaluation of Flexural Strength of 3D Printing Resin According to Post-Curing Equipment and Time," *Journal of the Korean Society of Industry Convergence*, **26**(4), 629-637(2023).
12. ISO 10477:2020 Dentistry - Polymer-Based Crown and Veneering Materials, Geneva (2020).
13. Moon, W., Kim, S., Lim, B. S., Park, Y. S., Kim, R. J. Y. and Chung, S. H., "Dimensional Accuracy Evaluation of Temporary Dental Restorations with Different 3D Printing Systems," *Materials*, **14**, 1487(2021).
14. Kim, T. H. and Song, K. C., "Effect of Photo-Initiation Polymerization and Thermal-Initiation Polymerization on the Reduction of Glistening in Hydrophobic Acrylic Intraocular Lens Materials," *Macromol. Chem. Phys.*, **226**(4), e00063(2025).
15. Vyas, A., Garg, V., Ghosh, S. B. and Bandyopadhyay-Ghosh S., "Photopolymerizable Resin-Based 3D Printed Biomedical Composites: Factors Affecting Resin Viscosity," *Materials Today: Proceedings*, **62**(3), 1435-1439(2022).
16. Scherer, M., Al-Haj Husain, N., Barmak, A. B., Kois, J. C., Ozcan, M. and Revilla-León, M., "Influence of the Layer Thickness on the Flexural Strength of Aged and Nonaged Additively Manufactured Interim Dental Material," *J. Prosthodont*, **32**(S1), 68-73 (2023).

## Authors

**Nam Woo Kim:** PhD's candidate, Department of Biomedical Materials, Konyang University, 158 Gwanjeodong-ro, Seo-gu, Daejeon 35365, Korea; 21856501@konyang.ac.kr

**Ki Chang Song:** Professor, Department of Biomedical Materials, Konyang University, 158 Gwanjeodong-ro, Seo-gu, Daejeon 35365, Korea; songkc@konyang.ac.kr