

의안 제작을 위한 광경화 방식 3D 프린터에 적용 가능한 소재 선정 및 장비 최적화를 위한 실험적 연구

김소현¹ · 윤진숙² · 유선국¹

¹연세대학교 의과대학 의학공학교실, ²연세대학교 의과대학 안과학교실

Optimization Research of 3D Printer Associated with Properties of Photocurable Resins for Ocular Prosthesis Producing

So Hyun Kim¹, Jin Sook Yoon² and Sun Kook Yoo¹

¹Department of Medical Engineering, Yonsei University College of Medicine

²Department of Ophthalmology, Yonsei University College of Medicine

(Manuscript received 21 January 2019 ; revised 9 April 2019 ; accepted 9 April 2019)

Abstract: Recently, various researches on materials and equipment have been actively conducted to overcome the limitations of conventional output methods due to the increase of diversity of 3D printing materials and to adopt an output method suitable for the characteristics of each material. As the range applicable to outputable materials is expanded, manufacturing of medical devices applied to patients is in a more rapid growth trend than other fields. In this study, we investigated the suitable materials for fabricating 3D printer using photocurable resin. As a result, one suitable material was selected through biological safety experiment and thermal stability experiment. Next, to optimize the output of the selected materials, we have developed a system that optimizes the equipment according to the characteristics of the material. The results of this study enabled the implementation of personalized medical implants that could not be made from 3D printer dependent materials, thereby overcoming the limitations of existing 3D printer output conditions and dedicated materials.

Key words: 3D printer, Medical 3D printing, Ocular prosthesis, Biocompatible, Photopolymer

55

1. 서 론

3D 프린팅은 적층제조(AM, Additive Manufacturing) 또는 임의 형상 제작의 제조방식으로 3차원 모델 데이터를 활용하여 객체를 만들기 위해 소재를 적층하는 프로세스를 의미한다[1]. 3D 프린팅은 1984년 최초로 개발된 이래 관련 기술의 발전으로 다양한 분야에서 크게 성장하였으나, 활용 가능한 소재의 한계로 인해 사용 범위에 제한이 있었다

[2]. 하지만 최근 들어 기존의 출력 방식이 가지는 한계를 극복하고 각 소재의 특성에 적합한 출력 방식을 채택하기 위해 소재 및 장비에 대한 다양한 연구가 가속화 되고 있다 [3-4]. 특히, 의료 분야의 경우 3D 프린팅 소재의 다양성 증가에 따라 기존 제조 기술의 한계 및 환경의 제약으로 제작할 수 없었던 조형물의 구현이 가능지면서 타 분야보다 3D 프린팅 기술의 활용이 증가하고 있는 추세이다[5]. 일례로 환자의 개인 맞춤형 인체 모형을 제작하여 복잡한 수술 계획에 활용하는 연구가 폭넓게 이루어지고 있으며, 보청기, 틀니, 의족, 의수 등 개인 맞춤형 의료 보형물 제작에도 널리 활용되고 있다[6-8].

본 연구에서는 3D 프린팅 기술을 개인 맞춤형 의안(ocular prosthesis) 모형 제작에 활용하고자 한다. 의안이란 다양한 안구 질환, 종양, 산업재해, 교통사고 등에 따른

Corresponding Author : Sun Kook Yoo
Department of Medical Engineering, Yonsei University College of Medicine
TEL: +82-2- 2228-1919
E-mail: sunkyoo@yuhs.ac

본 연구는 과학기술정보통신부의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 원천기술개발사업(No. 2015M3A9E2067031).

표. 1. 3D 프린터 전용 재료와 선정 재료의 특성

Table. 1. Properties of dedicated materials of the 3D printer and material we selected

Properties	3D printer's material	material 1	material 2	material 3
Viscosity	100~120mPas	680~720mPas	700mPas	700~830mPas
wavelength	405nm	365nm	405nm	365-385nm
Color	Translucent/Green series	Opacity/White series	Opacity/White series	Opacity/White series

눈의 외상으로 시력을 상실한 환자가 미용상의 목적으로 사용하는 안구보형물을 의미한다[9]. 의안은 안면 대칭성을 고려하여 제작되기 때문에 개인 맞춤형의 특성을 지니고 있으며, 대부분 수작업으로 제작되고 있다. 즉, 의안 제작은 숙련된 기술과 경험이 요구될 뿐만 아니라 시간이 많이 소요되는 노동 집약적 과정이다[10]. 이에 따라 최근 들어 의안의 제작 공정을 자동화 하기 위한 연구가 진행되고 있다. 영국 기업인 Fripp Design & Research (2013)는 의안 제작에 3D 프린팅 기술을 최초로 도입하였다[11]. 이들은 의안 모형에 다양한 색상의 홍채를 제작하였으며, 시간 당 150개의 의안을 만드는데 성공하여 기존 방식에 비해 비용과 제조시간을 낮추었다. 그러나 해당 연구에 사용된 수지와 잉크는 의료용으로 적합하지 않으며, 의안 모형과 홍채 이미지가 한정되어 현장 활용도 측면에서 한계점을 지니고 있다. Alam, Md Shahid, et al.(2017)은 CT를 이용하여 안구 결합 부위의 인상을 스캔 한 후 3D 프린터로 출력하였다[12]. 연구결과 3D 프린팅 기술을 이용한 의안 제작 시, 기존 방식 대비 소요시간을 10 시간에서 2.5 시간으로 단축시킬 수 있으며, 의안 무게를 4.4g에서 2.9g으로 경량화할 수 있음을 시사하였다. 하지만 임상용 CT를 사용하여 스캔 하는 것은 일반인이 접근하기 어려운 방법이며, 통상 활용되는 CT(정밀도: 2.5-1.0 mm)는 휴대용 스캐너(정밀도: 5-12 μm)에 비해 데이터의 품질이 낮다는 단점을 지닌다. 뿐만 아니라 상기 연구에서는 출력물의 생물학적 안전성이 평가되지 않아 활용 가능성을 검증할 수 없었다.

따라서 기존의 한계점을 극복하고 3D 프린팅 기술을 개인 맞춤형 의안 모형 제작에 효과적으로 활용할 수 있는 방안을 마련하는 것은 필수적이다. 이에 본 연구에서는 환자의 안구 결합부위를 본 뜬 인상제를 스캐너를 이용하여 정밀하게 스캔 후 개인 맞춤형 의안 모형을 디자인 하였다. 다음으로 출력물의 생물학적 안전성 평가를 바탕으로 의안 제작에 적합한 소재를 선별하고, 반복 조형 실험을 통해 출력물의 품질을 향상시키고자 하였다.

II. 연구 방법

1. 의안 모형 제작에 적용 가능한 소재 탐색

보편적으로 활용되는 3D 프린터 중에서, 환자에게 직접 적용되는 의료기기 제작에는 정밀도 및 소재 강도가 우수한 광경화성 수지를 사용한 DLP(Digital Light Processing) 방식과 SLA(Stereo Lithography Apparatus) 방식의 3D 프린터가 주로 활용된다[13]. 본 연구에서는 정밀하고 섬세한 표면을 가진 모형을 생산할 수 있는 DLP 방식의 3D 프린터(IM-96, Carima)를 사용하였다.

의안의 경우 2등급 의료기기에 해당되며, 의안의 착용목적 중 심미적 요소가 높기 때문에 생체적합성이 뛰어나고 공막 색상에 가장 가까운 백색 계열의 소재를 사용해야 한다. 기존 3D 프린터에서 사용되던 제한된 소재로는 의안 모형 제작에 적합한 요구 사항을 충족시킬 수 없기 때문에 호환 가능한 소재를 별도로 탐색하였다. 기존의 수작업 방식으로 의안 모형을 제작할 시, 치과분야 보철물 제작에 사용되는 재료와 같은 아크릴 계열의 수지를 사용한다. 따라서 3D 프린팅 기술을 적용한 임시치아 및 교정기 제작에 사용되는 소재 중 불투명하며 백색 계열인 세 가지 소재를 선정하였다. 먼저, 생체적합성이 우수하고 임시 치아에 사용되는 Dreve사의 FotoTec DLP.A를 첫 번째 소재로 선정하였다[14]. 두 번째 소재는 수술 가이드 및 부목 생산에 적합한 특성을 지닌 Pro3dure사의 GR-20을 선정하였다[15]. 세 번째 소재는 치과 교정분야에 널리 활용되고 있는 NextDent사의 Ortho Clear를 선정하였다[16-17]. 본 연구에서 이용한 3D 프린터 전용 소재와 선정 소재의 특성을 비교한 결과는 아래의 표 1과 같다.

2. 후보소재의 실험

(1) 시료 제작

시료는 그림 1과 같이 가로, 세로, 높이가 모두 10 mm인 정육면체 모양으로 디자인한 후 3D 프린터로 출력하였다. 세포독성 시험을 수행하기 위해서는 10 g의 시료가 필요하기 때문에 소재 별로 5개씩 총 15개를 준비하였다. 열

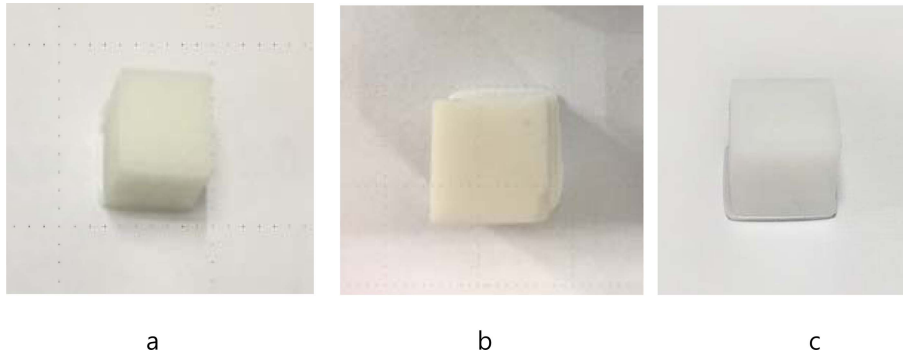


그림 1. 실험을 위해 3D프린터로 출력한 시료 (a) 소재 1 (b) 소재 2 (c) 소재 3.
 Fig. 1. 3D printed samples for Test (a) Material 1 (b) Material 2 (c) Material 3.

안정성 시험을 위해서는 소재 별로 4개씩 총 12개의 시료를 준비하였다.

(2) 생물학적 안전성 실험

식약처에서 고시한 「의료기기의 생물학적 안전에 관한 공통기준규격」에 따르면, 의료기기 2등급 생물학적 안전성 평가 항목에는 세포독성, 감작성, 자극성 시험이 포함되어 있다. 본 연구에서는 상기 항목 중 안전성 평가의 기본이 되는 세포독성시험을 수행하였다. 세포독성시험은 ISO 10993-5 시험법(biological evaluation of medical devices, part 5; tests for in vitro cytotoxicity)에 준하여 수행하였다. 6 well plate 에 L-929 세포를 1 g/5 ml medium, 50°C 조건에서 72 시간 동안 배양하였다. 이후 농도를 다르게 한 추출액(100, 50, 25, 12.5, 0%)을 세포에 24시간 적용하여 성장저해도 및 용해 상태를 관찰하였다. 기존 수제작 의안의 소재를 이용하여 제작한 시료를 대조군으로, 세 가지 후보 소재를 이용하여 3D 프린터로 제작한 시료를 실험군으로 설정하였으며, MTT assay에서 세포 독성을 비교하였다.

(3) 열 안정성 실험

광경화 수지를 이용하여 3D프린터로 조형할 경우, 일반적으로 출력 완료 후 완전경화를 위해 170°C 오븐에서 15분 간 가열하는 공정을 거친다. 일반 수제작 의안의 경우 건열식 소독기를 이용하여 100°C에서 2시간이상 멸균하는 공정이 있기 때문에 열 안정성 실험을 수행하였다. 이를 위해 각 시료를 170°C 오븐에서 5분, 10분, 30분, 60분 간격으로 노출시켰으며, 시료의 변화를 육안으로 관찰하였다.

3. 선정된 소재에 따른 3D프린터 최적화

3D 프린터로 출력 시 조형판 미 안착, 흘러내림 발생, 정렬 불일치, 적층의 겹침 및 변형 등과 같은 문제가 발생할 수 있다[18]. 상기 문제점들은 장비의 개선 및 3D 프린팅

파라미터의 최적화를 통해 해결이 가능하다. 광경화성 수지를 사용하는 3D 프린터의 경우 사용하는 소재의 점도, 경화되는 파장의 영역, 안료의 색상 등을 고려하여 장비를 개선할 수 있다. 또한 광량(light intensity), 조사시간(exposure time), 경화두께(resin thickness) 등 3D 프린팅 파라미터를 최적화 함으로써 출력 성공률과 경화 품질을 향상시킬 수 있다[19]. 본 연구에서는 선정된 소재의 특성에 따른 광경화 공정 영향인자를 실험적으로 분석하였으며, 이를 바탕으로 의안 제작을 위한 3D 프린팅 장비를 최적화하였다.

III. 연구 결과

1. 후보소재의 실험 결과

(1) 생물학적 안전성 실험 결과

3D프린터로 출력 후 일반적인 후경화 공정을 거친 시료

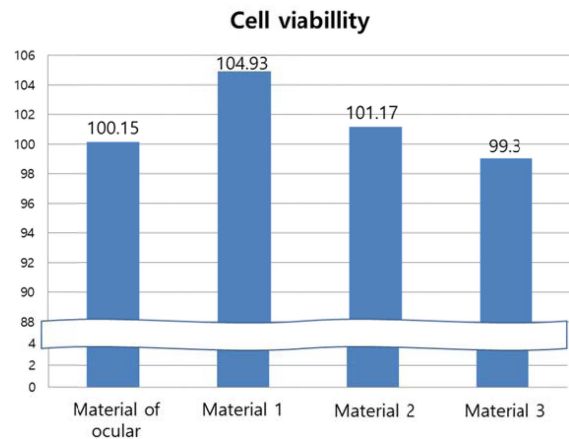


그림 2. 세포독성실험 결과.
 Fig. 2. Cytotoxicity assessment.

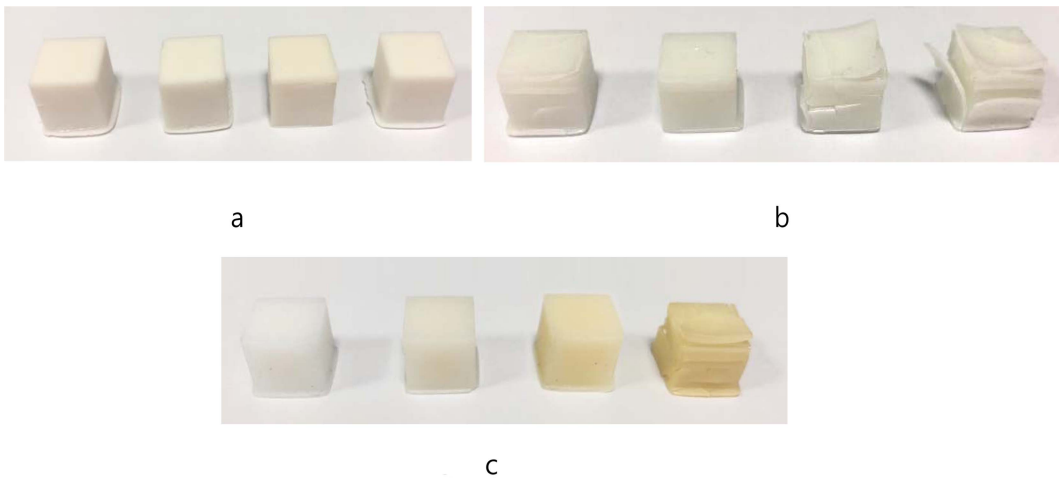


그림 3. 열 안정성 실험 결과 (a) 소재 1 (b) 소재 2 (c) 소재 3.
 Fig. 3. Result of thermal stability test (a) Material 1 (b) Material 2 (c) Material 3.

58

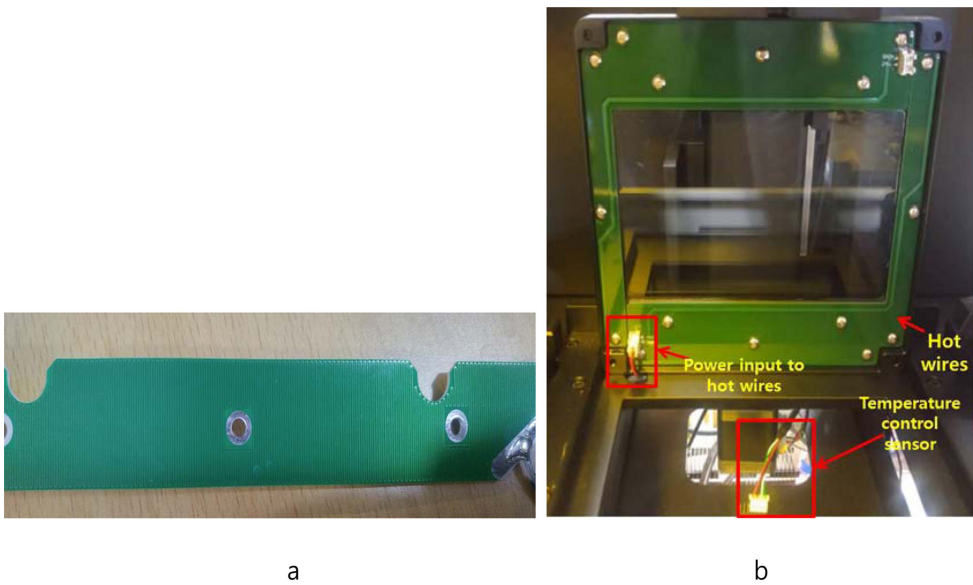


그림 4. (a) 열선 제작 (b) 수조 바닥면에 설치한 열선과 온도제어장치.
 Fig. 4. (a) Designed hot wires (b) Heat wires and temperature control system designed on the bottom of the tank.

의 세포독성실험 결과 독성이 관찰되어 이를 제거할 방법을 모색하였다. 기존 수작업 의안의 경우 공막 제작 후 100°C 조건에서 2시간 동안 멸균 과정을 거치게 된다. 따라서 3D 프린터로 출력한 시료에도 동일한 조건의 멸균 방법을 적용하였다. 즉, 3D프린터로 출력 후 170°C 오븐에서 15분 동안 경화하는 공정을 거쳤으며, 추가로 100°C 조건에서 2시간 동안 멸균한 시료로 세포독성실험을 수행하였다. MTT Assay에서 100% 용출물을 사용할 경우 90% 이상의 세포 생존율을 보여야 독성이 없다고 평가 할 수 있다. 그림 2와 같이 대조군으로 설정된 수작업 의안 시료의 경우 세포 생

존율이 100.15%로 나타나 독성이 관찰되지 않았다. 실험군으로 설정된 소재 1~3의 경우에도 세포 생존율이 각각 104.93%, 99.03%, 101.17%로 나타나 세 가지 후보 소재 모두 독성이 관찰되지 않는 것을 확인하였다.

(2) 열 안정성 실험 결과

열 안정성 실험을 위해 3D프린터로 출력 후 알코올로 세척하여 표면의 잔여물을 제거한 시료를 이용하였다. 열 안정성 실험 결과, 소재 1은 외형에 아무런 변화가 발생하지 않았으며 색 변화도 관찰되지 않았다. 반면, 소재 2는 30분

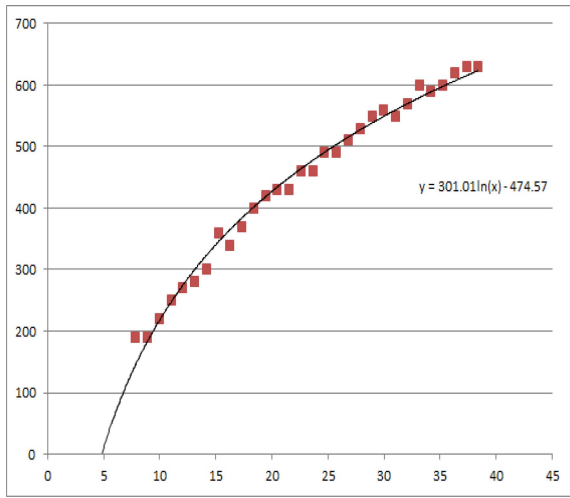


그림 5. 시간 당 경화 두께 변화.
 Fig. 5. The result of changing the hardening thickness with time.

이상 열에 노출될 경우 균열이 발생하였으며, 60분 이상 노출 시 시료 표면에서 박리가 일어나는 현상이 관찰되었다. 소재 3의 경우에도 30분 이상 열에 노출될 시, 시료 표면에서 박리가 일어났으며, 백색에서 노란색으로 변색되는 현상이 관찰되었다.

2. 의안 모형 제작에 적합한 소재 선정

생물학적 안전성 평가를 위한 세포독성실험 결과, 3D프린터로 출력 후 경화 및 멸균과정을 거친 세 가지 후보 소재 모두 독성이 관찰되지 않았다. 추가적으로 열 안정성을 평가한 실험 결과, 소재 2와 소재 3의 경우 균열이 발생하거나 색 변화가 나타난 반면, 소재 1은 외형변형이나 색 변

표. 2. 3D Printer의 출력 조건

Table. 2. Parameters of Optimized 3D Printer

Technical parameters of the 3D printer used in this study	
Layer thickness	50 μm
XY resolution	50 μm
Energy density	6.4 mJ/cm ²
Initial exposure time (three layers)	30 s
Basic exposure time	2 s

4(b)와 같이 수조 하부에 부착하였다. 또한 수조의 온도를 일정하게 유지시키기 위해 실시간 온도측정 및 열선 On/OFF 자동제어가 가능한 온도센서를 수조 하부에 설치하였다. 열선과 온도센서를 이용한 장비 개선을 통해 수조의 기본 온도를 45~50°C로 유지시켰다. 이를 통해 소재의 점도를 낮게 변화시켜 조형 중 결합력을 강화함으로써 3D 프린터 출력 안정성을 향상시켰다.

(2) 파장 영역 특성에 따른 DLP 광학 엔진 개선

의안 모형 제작 선정 소재와 3D 프린터 전용소재의 경화 파장 영역은 각각 365nm와 405nm이다. 경화 파장보다 높은 파장 영역의 빛을 조사할 경우, 에너지 침투력이 약해지고 광중합 반응이 저하된다[21]. 이로 인해 소재의 접착력이 감소되며, 3D 프린터 출력 안정성이 떨어진다. 이러한 문제점을 해결하기 위해 선정 소재에 적합한 경화 파장을 조사할 수 있도록 장비를 개선하였다. 발광부의 DLP 광학 엔진을 변경하여 365 nm 파장의 UV를 조사할 수 있도록 하였으며, 이를 통해 적층 단면 사이의 접착력과 내부 경화력을 향상시켰다.

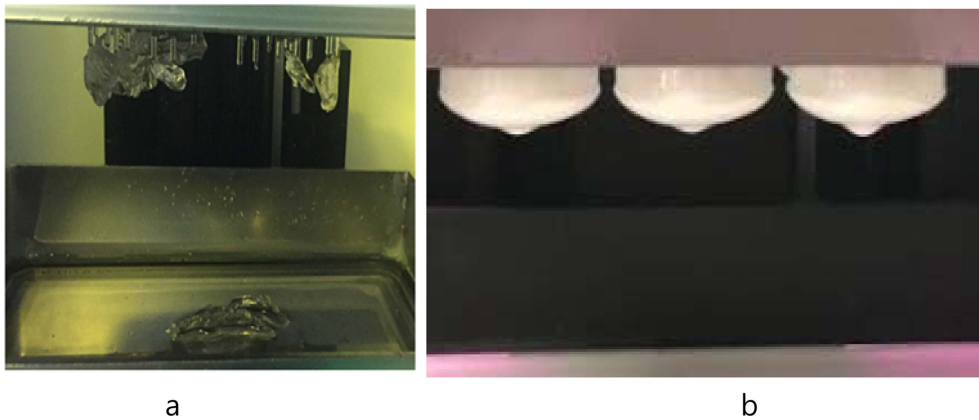


그림 6. (a) 높은 점성으로 인한 출력 오류 (b) 열선 설치 및 3D프린터의 파라미터 최적화 후 출력 결과.
 Fig. 6. (a) Printing error due to high viscosity (b) Output results after installing heat wire and optimizing parameter of 3D printer.

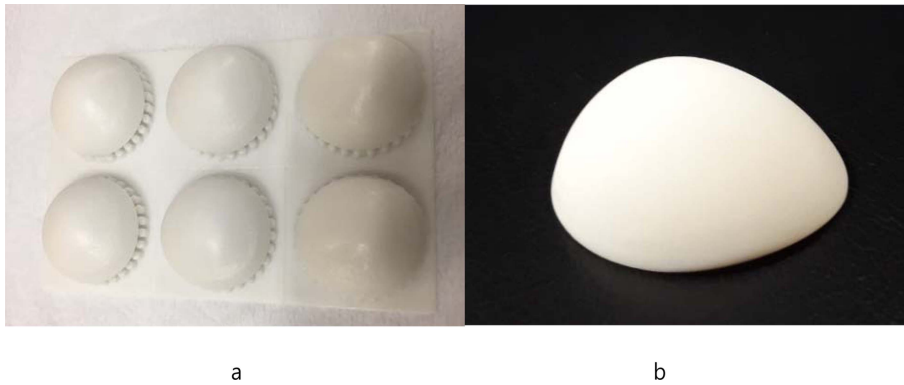


그림 7. (a) 의안 모형 출력 (b) 최종 의안 모형.
 Fig. 7. (a) Ocular prosthesis shape output using 3D printer (b) Post-treated Ocular prosthesis shape.

의안 모형의 3D 모델링 데이터는 환자의 결막낭을 본 뜬 인상제를 스캐너를 이용하여 획득하였다. 선정된 소재의 특성에 따라 최적화 된 3D 프린터를 이용하여 그림 6(a)와 같이 1회에 최대 6개의 안구 모형을 안정적으로 출력할 수 있었다. 또한 연속으로 50개의 의안 모형을 출력 시, 47개의 유효 출력물을 획득하였다. 개인 맞춤으로 의안 모형을 3D 데이터로 디자인한 후 출력하는 데 개 당 약 1시간 30분 정도 소요되었다. 이는 기존의 수제작 방법(8시간)과 CT Image 이용 제작(2시간 30분)에 비해 1.6~5.3배 가량 제조 시간을 단축할 수 있음을 보여준다.

라미터를 최적화 할 수 있으며, 이를 통해 정밀하고 섬세한 표면을 지닌 우수한 품질의 조형물을 얻을 수 있을 것으로 사료된다. 의안 모형의 표면 품질 및 강도의 정량적 평가는 향후 추가적으로 이루어져야 할 것으로 판단되며, 유효하지 않은 출력물에 대해서는 오류 검토과정을 통해 개선 가능할 것으로 기대된다.

궁극적으로 본 연구결과는 3D 프린터를 이용한 의안 모형 출력 시 발생할 수 있는 오류를 줄이고 출력 품질을 개선시키는데 활용될 수 있으며, 향후 다양한 의료 모형 제작에도 응용될 수 있을 것으로 기대된다.

60

IV. 결 론

본 연구에서는 기존 3D프린터 활용 소재의 한계를 벗어나 의안 모형에 적용 가능한 생체적합 소재를 탐색하였으며, 세포독성실험과 열 안전성 실험을 통해 최적 소재를 선정하였다. 또한 소재의 특성에 따라 3D 프린팅 장비를 개선하였으며, 우수한 품질의 안구 모형을 안정적으로 출력하기 위해 3D 프린터 파라미터를 최적화하였다.

소재의 점도가 높을수록 수지의 주성분과 중간체가 중합체를 이루는 순간 결합력이 약해져 출력 안정성이 낮아지는 특성이 있다. 이러한 문제점은 대부분의 액체와 같이 온도에 따른 점도변화 특성을 기반으로 수지의 온도를 높게 유지시켜주도록 장비를 개선함으로써 해결이 가능할 것으로 기대된다. 경화 파장의 경우 기존 장비에서 조사되는 파장보다 높은 파장의 빛을 조사하게 되면 수지에 침투되는 에너지가 감소됨에 따라 광중합 반응이 저하되어 내부 경화가 약해질 수 있다. 이는 사용하는 수지에 적합한 파장을 조사할 수 있도록 발광부의 엔진을 변경함으로써 개선할 수 있을 것으로 판단된다. 또한 광원의 세기와 조사 시간을 조합한 광량에 대한 경화성 실험과 분석을 통해 3D프린터의 파

참고문헌

- [1] ASTM Committee F42 on Additive Manufacturing Technologies, and ASTM Committee F42 on Additive Manufacturing Technologies. Subcommittee F42. 91 on Terminology. *Standard terminology for additive manufacturing technologies*. ASTM International, 2012.
- [2] Transparency Market Research, "3D Printing in Medical Application Market: Future Trends and Forecast," 2015.
- [3] COOPERSTEIN, I. LAYANI, M. MAGDASSI, S, "3D printing of porous structures by UV-curable O/W emulsion for fabrication of conductive objects," *Journal of Materials Chemistry C*, vol. 3, no. 9, pp. 2040-2022, 2015.
- [4] POSTIGLIONE, Giovanni, et al, "Conductive 3D microstructures by direct 3D printing of polymer/carbon nanotube nanocomposites via liquid deposition modelling," *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, vol. 76, pp. 110-114, 2015.
- [5] Park, S. H., Park, J. H., Lee, H. J. and Lee, N.K., "Current Status of Biomedical Applications Using 3D Printing Technology," *Journal of the Korean Society of Precision Engineering*, vol. 31, no. 12, pp. 1067-1076, 2014.
- [6] Webb PA, "A review of rapid prototyping (RP) techniques in the medical and biomedical sector," *J Med Eng Technol*, vol. 24, pp. 149-153, 2000.
- [7] He Y, Xue GH, Fu JZ, "Fabrication of low cost soft tissue

- prostheses with the desktop 3D printer,” *Sci Rep*, vol. 4, pp. 6973, 2014.
- [8] Schubert C, van Langeveld MC, Donoso LA, “Innovations in 3D printing: a 3D overview from optics to organs,” *Br J Ophthalmol*, vol. 98, pp. 159-161, 2014.
- [9] Allen, Lee, and Howard E. Webster, “Modified impression method of artificial eye fitting,” *American journal of ophthalmology*, vol. 67, no. 2, pp. 189-218, 1969.
- [10] Cain, Joseph R, “Custom ocular prosthetics,” *The Journal of prosthetic dentistry*, vol. 48, no. 6, pp. 690-694, 1982.
- [11] Griffiths A. 26 November 2013. http://www.dezeen.com/2013/11/26/3d-printed-prosthetic-eyes/#disqus_thread, accessed on 5 Jan. 2016.
- [12] Alam, Md Shahid, et al, “An innovative method of ocular prosthesis fabrication by bio-CAD and rapid 3-D printing technology: A pilot study,” *Orbit*, vol. 36, no. 4, pp. 223-227, 2017.
- [13] EnvisionTEC, “Advanced DLP For Superior 3D Printing,” *EnvisionTEC white papers*, 2017.
- [14] Zhu, Feng, et al, “3D printed polymers toxicity profiling: A caution for biodevice applications,” *Micro+Nano Materials, Devices, and Systems*, vol. 9668. *International Society for Optics and Photonics*, 2015.
- [15] Beckwith, Ashley L., Jeffrey T. Borenstein, and Luis Fernando Velásquez-García, “Monolithic, 3D-Printed Microfluidic Platform for Recur napitulation of Dynamic Tumor Microenvironments,” *Joal of Microelectromechanical Systems*, vol. 27, no. 6, pp. 1009-1022, 2018.
- [16] Kortés, J., et al, “A novel digital workflow to manufacture personalized three-dimensional-printed hollow surgical obturators after maxillectomy,” *International journal of oral and maxillofacial surgery*, vol. 47, no. 9, pp. 1214-1218, 2018.
- [17] Nagib, Riham, et al, “Dimensional Study of Impacted Maxillary Canine Replicas 3D Printed Using Two Types of Resin Materials,” *MATERIALE PLASTIC*, vol. 55, no. 2, pp. 190-191, 2018.
- [18] Gaynor, Andrew T., et al, “Multiple-material topology optimization of compliant mechanisms created via PolyJet three-dimensional printing,” *Journal of Manufacturing Science and Engineering*, vol. 136, no. 6, pp. 106-101, 2014.
- [19] COMPSTON, Paul; DEXTER, David, “The effect of ultraviolet (UV) light postcuring on resin hardness and interlaminar shear strength of a glass-fibre/vinylester composite,” *Journal of Materials Science*, vol. 43, no. 14, pp. 5017-5019, 2008.
- [20] VAZ, Nuno A.; SMITH, George W.; MONTGOMERY JR, G. Paul, “A light control film composed of liquid crystal droplets dispersed in a UV-curable polymer,” *Molecular Crystals and Liquid Crystals*, vol. 146, no. 1, pp. 1-15, 1987.
- [21] SEETON, Christopher J, “Viscosity-temperature correlation for liquids,” In: STLE/ASME 2006 International Joint Tribology Conference. *American Society of Mechanical Engineers*, pp. 131-142, 2016.
- [22] RUEGGERBERG, F. A., et al, “Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites,” *American journal of dentistry*, vol. 6, no. 2, pp. 91-95, 1993.